



T.C  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PEDODONTİDE KULLANILAN FARKLI DENTAL MATERYALLERİN  
YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE MİKROSERTLİKLERİ İLE *İN SİTU*  
OLUŞAN BİOFİLM TABAKASININ YAPISI ARASINDAKİ İLİŞKİNİN  
İNCELENMESİ**

FATMA VAROL ÇALIŞKAN

DOKTORA TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ali R. MENTEŞ

2.DANIŞMAN

Doç. Dr. Afife Binnaz YORUÇ HAZAR

İSTANBUL-2014

Bu tez, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-C-DRP-130213-0024 numaralı proje ile desteklenmiştir.

## TEZ ONAYI FORMU

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ( ) Doktora (X)  
Anabilim Dalı : Pedodonti A.D.  
Tez Sahibi : Fatma Varol Çalışkan  
Tez Başlığı : Pedodontide kullanılan farklı dental materyallerin yüzey özellikleri ve mikrosertlikleri ile in situ oluşan biofilm tabakasının yapısı arasındaki ilişkinin incelenmesi  
Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Sınav Tarihi : 11.03.2014 Saat 10:00

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans/Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

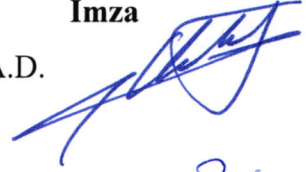
**Danışman (Unvan ve Adı)**

Prof. Dr. Ali Menteş

**Kurumu**

M.Ü. Diş Hek Fak. Pedodonti A.D.

**İmza**



**Sınav Jüri Üyeleri (Unvan ve Adları)**

Doç. Dr. Afife Binnaz Hazar

Y.T.Ü. Metalurji ve Malzeme Mühendisliği B.

Prof. Dr. İlknur Tanboğa

M.Ü. Diş Hek Fak. Pedodonti A.D.

Prof. Dr. Serap Akyüz

M.Ü. Diş Hek Fak. Pedodonti A.D.

Prof. Dr. Işın Ulukapı

İ.Ü. Diş Hek Fak. Pedodonti A.D.

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 26/03/2014 tarih ve 19. sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU

**Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü**



## **BEYAN**

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

Fatma VAROL ÇALIŞKAN

## İÇİNDEKİLER

|                                                       |      |
|-------------------------------------------------------|------|
| BEYAN                                                 |      |
| TEŞEKKÜR.....                                         | iii  |
| İÇİNDEKİLER.....                                      | v    |
| KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....                  | x    |
| ŞEKİLLER LİSTESİ.....                                 | xii  |
| RESİMLER LİSTESİ.....                                 | xiii |
| TABLolar LİSTESİ.....                                 | xv   |
| 1. ÖZET                                               | 1    |
| 2. SUMMARY                                            | 2    |
| 3. GİRİŞ ve AMAÇ                                      | 3    |
| 4. GENEL BİLGİLER                                     | 6    |
| 4.1. Pit ve Fissür Örtücüler                          | 6    |
| 4.1.1. Fissür Örtücü Olarak Kullanılan Malzemeler     | 6    |
| 4.1.1.1. Siyanoakrilatlar                             | 6    |
| 4.1.1.2. Polikarboksilat Simanlar                     | 7    |
| 4.1.1.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar             | 7    |
| 4.1.1.4. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar     | 9    |
| 4.1.1.5. Hibrit İyonomerler                           | 10   |
| 4.1.1.6. Rezin Esaslı Fissür Örtücüler                | 12   |
| 4.1.1.7. Ormoserler                                   | 13   |
| 4.1.2. Polimerizasyon Tiplerine Göre Fissür Örtücüler | 14   |
| 4.1.2.1. Birinci Jenerasyon Fissür Örtücüler          | 14   |
| 4.1.2.2. İkinci Jenerasyon Fissür Örtücüler           | 14   |
| 4.1.2.3. Üçüncü Jenerasyon Fissür Örtücüler           | 15   |
| 4.1.3. Renklerine Göre Fissür Örtücüler               | 15   |
| 4.1.4. Fluorid İçeren Fissür Örtücüler                | 15   |
| 4.1.4.1. Cam iyonomer Esaslı Fissür Örtücüler         | 16   |
| 4.1.4.2. Fluorid İçeren Rezin Esaslı Fissür Örtücüler | 17   |
| 4.1.5. Dental Materyallerden Fluorid Salınımı         | 17   |
| 4.1.6. Pit ve Fissür Örtücülerin Özellikleri          | 17   |
| 4.1.6.1. Biyouyumluluk                                | 17   |
| 4.1.6.2. Penetrasyon                                  | 17   |
| 4.1.6.3. Mekanik Özellikler                           | 18   |

|          |                                                                   |    |
|----------|-------------------------------------------------------------------|----|
| 4.1.6.4. | Fiziksel Özellikler                                               | 20 |
| 4.1.6.5. | Antibakteriyel                                                    | 22 |
| 4.1.6.6. | Geçirgenlik                                                       | 22 |
| 4.1.6.7. | Mikrosızıntı                                                      | 22 |
| 4.2.     | Oral Biyofilm                                                     | 23 |
| 4.2.1.   | Bakteri Adezyonuna Ve Oral Biyofilm Gelişimine Yardımcı Faktörler | 25 |
| 4.2.1.1. | Yüzey Pürüzlülüğü                                                 | 25 |
| 4.2.1.2. | Yüzey Enerjisi ve Temas Açısı                                     | 25 |
| 4.2.1.3. | Yüzey Mikrosertliği                                               | 26 |
| 4.2.1.4. | Materyal Kompozisyonu                                             | 26 |
| 4.2.1.5. | Ortam Koşulları                                                   | 26 |
| 4.2.1.6. | Tükürük                                                           | 27 |
| 4.2.2.   | Oral Mikrobiyal Flora Kaynaklı Enfeksiyonlar                      | 27 |
| 4.2.3.   | Biyofilm İnceleme Yöntemleri                                      | 28 |
| 4.2.3.1. | Mikrobiyal Kültür Yöntemi                                         | 28 |
| 4.2.3.2. | Kolorimetrik Yöntem                                               | 29 |
| 4.2.3.3. | Fiziksel Yöntem                                                   | 29 |
| 4.2.3.4. | Mikroskobik Yöntem                                                | 30 |
| 4.2.3.5. | Moleküler Biyolojik Yöntem                                        | 32 |
| 4.2.3.6. | Biyokimyasal Yöntem                                               | 33 |
| 4.2.3.7. | Alternatif Yöntemler                                              | 34 |
| 4.3.     | Antibakteriyel ve Antiplak Ajanlar                                | 35 |
| 4.3.1.   | Fluoridler                                                        | 35 |
| 4.3.2.   | Klorheksidin                                                      | 38 |
| 4.3.3.   | Ksilitol                                                          | 40 |
| 4.3.4.   | CPP-ACP ve CPP- ACP                                               | 42 |
| 4.3.5.   | Biyomimetik Nanopartiküller ve Hidroksiapatit                     | 44 |
| 4.3.6.   | Görüntü İşleme ve Görüntü Analiz Programları                      | 45 |
| 5.       | GEREÇ VE YÖNTEM                                                   | 48 |
| 5.1.     | Kullanılan Cihazlar                                               | 49 |
| 5.1.1.   | Polimerizasyon Cihazı                                             | 49 |
| 5.1.2.   | Soğuk Pres Aleti                                                  | 49 |
| 5.1.3.   | Hassas Kesim Cihazı                                               | 50 |
| 5.1.4.   | Mikrosertlik Ölçüm Cihazı                                         | 50 |
| 5.1.5.   | Profilometre                                                      | 51 |
| 5.1.6.   | Temas Açısı Ölçüm Cihazı                                          | 51 |

|          |                                                                                       |    |
|----------|---------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 5.1.7.   | Altın Kaplama Cihazı                                                                  | 52 |
| 5.1.8.   | Taramalı Elektron Mikroskobu                                                          | 52 |
| 5.1.9.   | Etüv                                                                                  | 53 |
| 5.2.     | Kullanılan Dental Materyaller                                                         | 53 |
| 5.2.1.   | Helioseal F (K1)                                                                      | 53 |
| 5.2.2.   | Ultraseal XT Hydro (K2)                                                               | 54 |
| 5.2.3.   | Fuji Triage (Cİ)                                                                      | 54 |
| 5.2.4.   | Biyomimetik Hidroksiapatit (BHAP)                                                     | 55 |
| 5.2.5.   | Mine (M)                                                                              | 56 |
| 5.3.     | Dental materyallerin hazırlanması                                                     | 57 |
| 5.3.1.   | <i>In vitro</i> deneyler için örnek hazırlama                                         | 57 |
| 5.3.1.1. | Helioseal F (K1)                                                                      | 57 |
| 5.3.1.2. | Ultraseal XT Hydro-(K2)                                                               | 58 |
| 5.3.1.3. | Fuji Triage                                                                           | 59 |
| 5.3.1.4. | Biyomimetik Hidroksiapatit Diskler                                                    | 59 |
| 5.3.1.5. | Diş Minesinin Hazırlanması                                                            | 60 |
| 5.3.2.   | <i>In Situ</i> Deneyler İçin Malzemelerin Hazırlanması                                | 62 |
| 5.4.     | <i>In Vitro</i> Deneyler                                                              | 62 |
| 5.4.1.   | Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi                                                           | 62 |
| 5.4.2.   | Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi                                                        | 63 |
| 5.4.3.   | Temas Açısı ve Yüzey Islatılabilirliğinin Ölçülmesi                                   | 64 |
| 5.5.     | <i>In Situ</i> Deneyler                                                               | 65 |
| 5.5.1.   | Deneye Katılacak Kişilerin Seçilmesi                                                  | 65 |
| 5.5.2.   | Apareylerin Hazırlanması                                                              | 65 |
| 5.5.3.   | Biyofilmin Ağız İçi Ortamda Oluşturulması ve Grupların Belirlenmesi                   | 66 |
| 5.5.3.1. | Grup I                                                                                | 67 |
| 5.5.3.2. | Grup II                                                                               | 67 |
| 5.5.4.   | Oral Biyofilmin Mikroskopik İncelenme İçin Hazırlanması                               | 68 |
| 5.5.5.   | Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi                               | 70 |
| 5.5.6.   | Oral Biyofilmden Çekilmiş Fotoğrafların Görüntü Analiz Programı ile Değerlendirilmesi | 71 |
| 5.6.     | İstatistiksel Analiz                                                                  | 73 |
| 6.       | BULGULAR                                                                              | 74 |
| 6.1.     | Mikrosertlik Bulguları                                                                | 74 |
| 6.2.     | Pürüzlülük Bulguları                                                                  | 77 |
| 6.2.1.   | Gruplar Arası Pürüzlülük Değerlendirme                                                | 77 |

|          |                                                                 |     |
|----------|-----------------------------------------------------------------|-----|
| 6.2.1.1. | Gerçek Yüzey Pürüzlülüğü (Ra)                                   | 79  |
| 6.2.1.2. | Düzeltilmiş Yüzey pürüzlülüğü (Rq)                              | 83  |
| 6.2.2.   | Grupiçi Pürüzlülük İnceleme                                     | 87  |
| 6.2.2.1. | Kompozit 1                                                      | 87  |
| 6.2.2.2. | Kompozit 2                                                      | 88  |
| 6.2.2.3. | Cam İyonomer                                                    | 89  |
| 6.3.     | Temas Açısı Bulguları                                           | 89  |
| 6.4.     | Biyofilm Bulguları                                              | 90  |
| 6.4.1.   | Görüntü Analiz Programlarının İncelenmesi                       | 91  |
| 6.4.2.   | Gruplararası Karşılaştırma                                      | 91  |
| 6.4.3.   | Kompozit 1 Materyali Biyofilm İncelenmesi                       | 93  |
| 6.4.4.   | Kompozit 2 Materyali Biyofilm İncelenmesi                       | 94  |
| 6.4.5.   | Cam İyonomer Materyali Biyofilm İncelemesi                      | 95  |
| 6.4.6.   | Biyomimetik Hidroksiapatit (BHAP) Materyali Biyofilm İncelemesi | 96  |
| 6.5.     | Korelasyon Değerlendirmeleri                                    | 97  |
| 6.5.1.   | Kompozit 1 Korelasyon İncelenmesi                               | 97  |
| 6.5.1.1. | Kontak Açısı ve Pürüzlülük                                      | 97  |
| 6.5.1.2. | Kontak Açısı ve Mikrosertlik                                    | 98  |
| 6.5.1.3. | Kontak Açısı ve Biyofilm                                        | 98  |
| 6.5.1.4. | Pürüzlülük ve Mikrosertlik                                      | 98  |
| 6.5.1.5. | Pürüzlülük ve Biyofilm                                          | 99  |
| 6.5.1.6. | Mikrosertlik ve Biyofilm                                        | 99  |
| 6.5.2.   | Kompozit 2 Korelasyon İncelenmesi                               | 99  |
| 6.5.2.1. | Kontak Açısı ve Pürüzlülük                                      | 99  |
| 6.5.2.2. | Kontak Açısı ve Mikrosertlik                                    | 100 |
| 6.5.2.3. | Kontak Açısı ve Biyofilm                                        | 100 |
| 6.5.2.4. | Pürüzlülük ve Mikrosertlik                                      | 100 |
| 6.5.2.5. | Pürüzlülük ve Biyofilm                                          | 101 |
| 6.5.2.6. | Mikrosertlik ve Biyofilm                                        | 101 |
| 6.5.3.   | Cam İyonomer Korelasyon İncelenmesi                             | 101 |
| 6.5.3.1. | Kontak Açısı ve Pürüzlülük                                      | 101 |
| 6.5.3.2. | Kontak Açısı ve Mikrosertlik                                    | 102 |
| 6.5.3.3. | Kontak Açısı ve Biyofilm                                        | 102 |
| 6.5.3.4. | Pürüzlülük ve Mikrosertlik                                      | 102 |
| 6.5.3.5. | Pürüzlülük ve Biyofilm                                          | 103 |
| 6.5.3.6. | Mikrosertlik ve Biyofilm                                        | 103 |

|          |                                                         |     |
|----------|---------------------------------------------------------|-----|
| 6.5.4.   | Biyomimetik Hidroksiapatit Korelasyon İncelenmesi       | 103 |
| 6.5.4.1. | Kontak Açısı ve Pürüzlülük                              | 103 |
| 6.5.4.2. | Kontak Açısı ve Mikrosertlik                            | 104 |
| 6.5.4.3. | Kontak Açısı ve Biyofilm                                | 104 |
| 6.5.4.4. | Pürüzlülük ve Mikrosertlik                              | 104 |
| 6.5.4.5. | Pürüzlülük ve Biyofilm                                  | 104 |
| 6.5.4.6. | Mikrosertlik ve Biyofilm                                | 105 |
| 6.6.     | SEM Fotoğrafları                                        | 105 |
| 6.6.1.   | Normal Florada Materyallerin Değerlendirilmesi          | 105 |
| 6.6.2.   | HAP İçeren Florada Grupların Değerlendirilmesi          | 109 |
| 7.       | TARTIŞMA                                                | 112 |
| 7.1.     | <i>In Vitro</i> Deneyin Tartışılması                    | 112 |
| 7.1.1.   | Hidroksiapatit ve Mine                                  | 112 |
| 7.1.2.   | Yüzey Sertliği                                          | 115 |
| 7.1.3.   | Yüzey Pürüzlülüğü                                       | 119 |
| 7.1.4.   | Temas Açısı                                             | 125 |
| 7.2.     | <i>In Situ</i> Deneyin Tartışılması                     | 127 |
| 7.2.1.   | Görüntü İşleme ve Analiz Programları                    | 127 |
| 7.2.2.   | Oral Biyofilm                                           | 129 |
| 7.3.     | Hidroksiapatit (HAP) Partikülleri Ve Biyomimetik Tedavi | 137 |
| 8.       | SONUÇLAR                                                | 140 |

EKLER

KAYNAKLAR

ETİK KURUL ONAYI

## TEŞEKKÜR

M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'na girişimde büyük desteği olan; doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini bizimle paylaşan, samimi ilgisini, iyi niyetini ve sevgisini bizden hiç esirgemeyen çok değerli hocam sayın **Prof. Dr. İlknur TANBOĞA**'ya,

Doktora eğitimim süresince, tezimin her aşamasında büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan ve yol gösteren; her konuda anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini hissettiğim danışman hocam sayın **Prof. Dr. Ali R. MENTEŞ**'e,

Tez çalışmamın her aşamasında desteğini ve hoşgörüsünü benden esirgemeyen danışman hocam sayın **Doç. Dr. Afife Binnaz HAZAR**'a

Pedodonti Anabilim Dalı'na girdiğim ilk günden beri ilgi ve desteklerini esirgemeyen, Pedodonti'nin esaslarını öğrenmemi sağlayan çok değerli hocalarım sayın **Prof. Dr. Serap AKYÜZ**, ve **Prof. Dr. Betül KARGÜL**'e,

Mesleki tecrübelerini her zaman benimle paylaşan Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri, sayın **Yrd. Doç. Dr. Sertaç PEKER**, **Yrd. Doç. Dr. Işıl Özgül KALYONCU**, **Yrd. Doç. Dr. Eda HAZNEDAROĞLU**, **Dr.Figen EREN**, **Dr.Başak DURMUŞ**'a

Tez izleme komitemde bulunan İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi sayın **Prof. Dr. Işın Ulukapı**'ya,

Doktora tezimin laboratuvar deneylerinde yardımlarını esirgemeyen İ.T.Ü. Kimya-Metalürji Fakültesi'nden sayın **Hasan Gökçe**'ye ve tüm elektron mikroskobu ünitesi çalışanlarına,

Y.T.Ü. Fen-Edebiyat Fakültesi Moleküler Biyoloji ve Genetik Anabilim Dalı'nda öğretim üyesi sayın **Yrd. Doç. Dr. Banu Mansuroğlu**'na,

Doktora tezimin istatistiksel analizlerinin yapımı ve değerlendirilmesindeki değerli katkıları nedeniyle biyoistatistik uzmanı sayın **Selin Alıcı**'ya,

Pedodonti Anabilim Dalı'nda bulduğum yıllar boyunca bana her zaman anlayış gösteren ve özverili yaklaşımlarıyla yardımlarını benden esirgemeyen, bana destek olan dönem arkadaşlarım ve tüm asistan arkadaşlarıma ve **Bahtışen ÜRER**'e,

Gerek akademik gerek özel hayatımda varlıkları ile bana destek olan sevgili arkadaşlarım; **Dilara Dergin**, **Damla Akşit**, **Didem Kural**, **Serhat Karaca**, **Edibe Edil**, **Berna Gökkaya**, **Canan Duman**'a

Bu zor doktora süreci boyunca beni anlayışla karşılayan, maddi manevi her türlü desteğini tüm içtenliğiyle bana sunmaktan kaçınmayan, varlığı ile hayatıma anlam katan sevgili eşim **Ayhan ÇALIŞKAN'a**

Beni her durum ve şartta en iyi koşullarda büyütüp yetiştiren, her zaman daha iyiye ulaşma çabası içinde olmamı sağlayıp bana başarıma gücü veren, sevgili annem **Gülbeyaz VAROL**, ve canım babam **Osman VAROL'a**, her zaman yanımda olamasa da sevgisi ve desteğini hiç esirgemeyen meslektaşım ve canım kardeşim **Bekir VAROL'a** ve tüm aileme,

***SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNUYORUM.***

## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

AAPD: Amerikan Pediatrik Diş Hekimliği Derneği

AKM: Atomik Kuvvet Mikroskobu

ATP: Adenozin trifosfat

BHAP: Biyomimetik Hidroksiapatit

BIS-GMA: Bis-fenol A glisidil metakrilat

CPP-ACP: Kazeinfosfopeptit amorf kalsiyumfosfat

P1: Program1 ile incelenen normal flora görüntüleri

P1<sub>HAP</sub>: Program1 ile incelenen HAP flora görüntüleri

CI: Cam İyonomer

CLSM: Confocal laser scanning microscope (Konfokal Lazer Taramalı Mikroskobu)

DMFT: Decay-missing-filling-tooth (Çürük-eksik-dolgulu diş sayısı)

EAPD: Avrupa Pediatrik Diş Hekimliği Derneği

EDMA: Etilen glikol dimetakrilat

ELİZA: Enzim bağlantılı immün analiz

EPS: Ekstraselüler Polisakkarit

FISH: Fluorescence in situ hybridization (Floresans in situ Hibridizasyonu)

GTF: Glikozil transfraz

GZ PZR: Gerçek zamanlı polimeraz zincir reaksiyonu

HAP: Hidroksiapatit

HEMA: Hidroksietil Methakrilat

P2: Program2 ile incelenen normal flora görüntüleri

P2<sub>HAP</sub>: Program2 ile incelenen HAP flora görüntüleri

IR: Kızıl Ötesi Işınları

K1: Kompozit1 (Rezin esaslı fissür örtücü)

K2: Kompozit2 (Rezin esaslı fissür örtücü)

M: Mine

MMA: Metil metakrilat

nHAP: Nano Hidroksiapatit

nm: Nanometre

ppm: Part per million (Milyonda Bir Ünite)

Ra:Gerçek Pürüzlülük Değeri

Rq:Düzeltilmiş Pürüzlülük Değeri

RMCI: Resin modifiye cam iyonomer

PMKR: Poliasit modifiye kompozit resin

PZR: Polimeraz zincir reaksiyonu

S. Mutans: Streptococcus Mutans

SEM: Scanning electron microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

TEM: Transmission electron microscope (Geçirmeli Elektron Mikroskobu)

TEG-DMA: Trietilen glikol dimetakrilat

µm: Mikron metre

UDMA: Ürethan dimetakrilat

VHN:Vickers Sertlik Birimi

## ŞEKİLLER LİSTESİ

**Şekil 1:** Üç Dental Materyalin 5 Farklı Mikrosertlik Ölçüm\_Grafiği

**Şekil 2:** BHAP ve Mine'nin 5 Farklı Mikrosertlik Ölçüm\_Grafiği

**Şekil 3:**Deney Materyalleri ve Ortalama Pürüzlülük\_Grafiği

**Şekil 4:** Pürüzlülük Parametreleri ve Materyallerin Ortalama Pürüzlülük\_Grafiği

**Şekil 5:** Kompozit1 Materyalinde Cila Öncesi ve Cila Sonrasında Pürüzlülük Değerinde Oluşan Yüzde (%) Azalma Oranı

**Şekil 6:** Kompozit2 Materyalinde Cila Öncesi ve Cila Sonrasında Pürüzlülük Değerinde Oluşan Yüzde (%) Azalma Oranı

**Şekil 7:** Cam İyonomer Materyalinde Cila Öncesi ve Cila Sonrasında Pürüzlülük Değerinde Oluşan Yüzde (%) Azalma Oranı

**Şekil 8:** Deney Materyalleri ve Temas Açıları

**Şekil 9:** Program1 ile Materyaller Üzerinde Oluşan\_Biyofilm Alan Yüzde Oranı

**Şekil 10:** Program2 ile Materyaller Üzerinde Oluşan\_Biyofilm Alan Yüzde Oranı

**Şekil 11:** Kompozit1 Materyali Üzerinde Oluşan\_Biyofilm Alan Yüzde Oranı

**Şekil 12:** Kompozit2 Materyali Üzerinde Oluşan\_Biyofilm Alan Yüzde Oranı

**Şekil 13:** Cam İyonomer Materyali Üzerinde Oluşan\_Biyofilm Alan Yüzde Oranı

**Şekil 14:** Biyomimetik Hidroksiapatit Materyali Üzerinde Oluşan\_Biyofilm Alan Yüzde Oranı

## RESİMLER LİSTESİ

- Resim 1:Mikrosertlik Ölçüm Yöntemleri  
Resim 2:Farklı Malzemelerin Temas Açıları  
Resim 3:Biyofilm Gelişim Evreleri  
Resim 4:Biyofilm Gelişim Evrelerinde Görev Alan Bakteri ve Proteinler  
Resim 5:Polimerizasyon Cihazı  
Resim 6:Pres Kalıbı ve Aleti  
Resim 7:Hassas Kesim Cihazı  
Resim 8:Mikrosertlik Ölçüm Cihazı  
Resim 9:Profilometre  
Resim 10:Temas Açısı Ölçüm Cihazı  
Resim 11:Altın Kaplama Cihazı  
Resim 12:Taramalı Elektron Mikroskobu  
Resim 13:Etüv  
Resim 14:Helioseal F  
Resim 15:Ultraseal XT Hydro  
Resim 16:Fuji Triage  
Resim 17:BHAP Disk  
Resim 18: Mine Kaynağı Olarak Kullanılan 3. Molar Dişler  
Resim 19:Teflon Kalıp  
Resim 20:Helioseal F Örneği  
Resim 21:Ultraseal XT Hydro Örneği  
Resim 22:Fuji Triage Örneği  
Resim 23:BHAP Disk Örneği  
Resim 24:Mine Örneklerinin Hazırlanması  
Resim 25:Mine Örneği  
Resim 26:Hassas Kesim Cihazında Örneklerin Hazırlanması  
Resim 27:Apareylere Yerleştirilecek  
Resim 28:Mikrosertlik Ölçümü  
Resim 29:Pürüzlülük Ölçümü  
Resim 30:Distile Su Damlatılan Örnekler  
Resim 31:Temas Açısı Ölçümü  
Resim 32:Mum Kalıpların Hazırlanması  
Resim 33:Apareylerin Hazırlanması  
Resim 34:Çocukların Kullandığı Diş Macunu Sensodyne Pronamel for Children  
Resim 35:Remin Pro, VOCO  
Resim 36:Solüsyonun Hazırlanması ve Örneklerin Plastik Tüplere Yerleştirilmesi  
Resim 37:PBS Solüsyonunun Hazırlanması  
Resim 38:Örneklerin Dehidrate Edilmesi  
Resim 39:Örneklerin Altın Kaplama İçin Hazırlanması  
Resim 40:Altın Kaplanmış Örnekler  
Resim 41:Clemex Görüntü Analiz Programı  
Resim 42 ImageJ Görüntü Analiz Programı

Resim 43:Örneklerin X50 Büyütmede Çekilen SEM Görüntüsü  
Resim 44:X50 Büyütmede Normal Florada Kompozit1 Materyali  
Resim 45:X50 Büyütmede Normal Florada Kompozit2 Materyali  
Resim 46:X50 Büyütmede Normal Florada Cam İyonomer Materyali  
Resim 47:X50 Büyütmede Normal Florada BHAP Materyali  
Resim 48:X2000 Büyütmede Normal Florada Kompozit1 Materyali  
Resim 49:X2000 Büyütmede Normal Florada Cam İyonomer Materyali  
Resim 50:X500 Büyütmede Normal Florada Kompozit2 Materyali  
Resim 51:X50 Büyütmede HAP İçeren Florada Kompozit1 Materyali  
Resim 52:X50 Büyütmede HAP İçeren Florada Kompozit2 Materyali  
Resim 53:X50 Büyütmede HAP İçeren Florada Cam İyonomer Materyali  
Resim 54:X50 Büyütmede HAP İçeren Florada BHAP Materyali

## **TABLolar LİSTESİ**

**Tablo 1:** Gruplar Arası Mikrosertlik İncelemesi

**Tablo 2:** Gruplar Arası Profilometrik İnceleme

**Tablo 3:** Temas Açısı İncelemesi

**Tablo 4:** Grup İçi ve Gruplar Arası Biyofilm Miktarının Değerlendirilmesi

**Tablo 5:** Kompozit 1 Materyali Biyofilm Bulguları

**Tablo 6:** K2 Materyali Biyofilm Değerlendirmesi

**Tablo 7:** BHAP Materyali Biyofilm Değerlendirmesi

## 1. ÖZET

Bu çalışmanın amacı, çocuk diş hekimliğinde kullanılan iki adet rezin esaslı ve bir adet cam iyonomer esaslı fissür örtücü materyalin pürüzlülük, temas açısı ve mikrosertliklerinin biyomimetik hidroksiapatit (BHAP) disk örnekleri ile kıyaslamalı olarak incelemek ve bu dental materyallerin yüzey özelliklerinin biyofilm oluşumuna etkisini, normal flora ve hidroksiapatit (HAP) içeren florada değerlendirmektir. Bu amaçla çalışmanın ilk bölümünde iki adet kompozit esaslı fissür örtücü (K1) ve (K2), bir adet cam iyonomer esaslı fissür örtücü (Cİ) ve kontrol grubu olarak BHAP ve diş minesinden 10'ar adet hazırlanarak mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı ölçümü yapıldı. Çalışmanın ikinci bölümünde ise 6-12 yaş arası, hareketli yer tutucu ihtiyacı olan 20 çocuğun üst çenesi için hazırlanan apareylerin palatinal kısımlarına 5x5x2 mm boyutlarında dental materyaller ve BHAP örnekleri yerleştirildi. Aynı apareyler aynı bireylere her seferinde örnekler değiştirilerek iki farklı koşulda 7'şer gün süreyle kullanıldı. Grup I'de; normal florada Grup II'de HAP içeren florada deney materyalleri üzerinde oluşan biyofilm tabakası örnekleri apareylerden çıkarılarak SEM görüntüleme yöntemi ile incelendi. Sonuç olarak; tüm deney materyalleri mikrosertlik, pürüzlülük ve temas açıları yönünden farklılık gösterdikleri tespit edilmesine rağmen normal flora ve HAP içeren koruyucu ürünün bulunduğu florada yüzeylerinde oluşan biyofilm miktarı açısından anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p>0.05$ ). Ancak HAP içeren koruyucu ürünün bulunduğu florada biyofilm miktarlarında anlamlı derecede düşüş tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ).

**Anahtar Sözcükler:** Hidroksiapatit, Mikrosertlik, Oral biyofilm, Pürüzlülük,

Temas açısı

## 2. SUMMARY

### **Correlation Between Microhardness and Surface Properties and *In Situ* Biofilm Formation On Dental Materials**

The aim of this study was to evaluate the amount of biofilm formed in presence of normal and hydroxyapatite added oral environment on a glass-ionomer (GIS), two comoposite sealants (C1) and (C2) used as pit-fissure sealant in pediatric dentistry as compared to biomimetic hydroxyapatite disc (BHAP) and enamel, also to assess the correlation between their microhardness and surface properties. First, microhardness, surface roughness and contact angle of fissure sealants were measured. Then, dental material samples and BHAP blocks as a control, (5x5x2) were placed to palatinal part of upper removable space maintainers of 20 children aged between 6-12 years. At first week biofilm was formed in normal flora, then hydroxyapatite (HAP) paste was used for the second week. Samples were taken off from appliances and analyzed by SEM imaging. There was a statistically significant difference between the roughness of dental materials ( $p<0.05$ ). There was no difference between microhardness of C1 and C2 ( $p>0.05$ ), whereas there was statistically difference between GIS and C1, C2, BHAP and enamel ( $p<0.05$ ). GIS was the group which caused the contact angle measurements statistically different with other materials ( $p<0.05$ ). At first, the biofilm formation was not significantly different, whereas with the use of HAP, the biofilm formation was significantly decreased in all groups ( $p<0.05$ ). In all the groups there was no correlation between the biofilm formed on dental materials and microhardness, surface roughness and contact angle.

**Key words:** Contact angle, Hydroxyapatite, Microhardness, Oral biofilm, Surface roughness,

### 3. GİRİŞ ve AMAÇ

Pedodonti (Çocuk Diş Hekimliği), 0-13 yaş arası çocukların süt ve daimi dişlerinin sağlıklı olarak korunmasını, çürük, travma ve kalıtsal hastalıkların dental etkilerinin oluşturduğu sorunların giderilmesini amaçlayan bir anabilim dalıdır.

Günümüzde Çocuk Diş Hekimliğinin üzerinde en fazla durduğu konuların başında koruyucu uygulamalar gelmektedir. Bu amaçla beslenme düzenlenmesi, ağız hijyeni eğitimi verilmesi, fluor uygulamaları, florid içeren dental materyallerin kullanılması ve fissür örtücü uygulamaları tercih edilmektedir.

Çocuk diş hekimliğinde kullanılacak ideal koruyucu ve restoratif materyallerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikleri büyük önem taşımaktadır. Günümüzün koruyucu ve tedavi edici diş hekimliği, bu amaçlar için kullanılan materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak ilerlemektedir. Kullanımları sırasında özel yöntemlere gereksinim duyulan bu materyallerin ağız ve diş sağlığının korunmasında gösterdikleri başarı, diş hekiminin de başarısını ortaya koyar. Ancak bu başarı, kullanılan materyallerin çok iyi tanınmaları ve tedaviden beklenen amaca uygun olarak kullanılmaları ile sağlanabilir.

Bir materyalin fiziksel özellikleri çevresi ile oluşturduğu geri dönüşümlü etkileşimlerdir. Bu özellikler mekanik, optik, akustik, termodinamik, elektriksel, magnetik, atomik yapı kanunlarından etkilenirler (Anusavice et al. 2003). Dental materyallerin fiziksel özellikleri; yüzey pürüzlülüğü, temas açısı, yoğunluk, termal, elektriksel ve optik özellikleri içerir. Restoratif materyallerin yüzey özellikleri, uygulandıkları diş dokuları ile uyumlu karaktere sahip olma gereksinimleri nedeniyle oldukça önemlidirler. Bunun dışında, materyallerin uygulandığı tüm diş yüzeylerinin oral ortamda tükürük ve mikroorganizmalar ile ilişkide olması, yüzey özelliklerinin önemini daha da arttırmaktadır (Sakaguchi and Powers 2002, Lu, Roeder, Lei and Powers 2005).

Bir materyalin mekanik özellikleri, onun kuvvet karşısında verdiği cevap olarak tanımlanır. Fissür örtücü materyallerin en önemli mekanik özellikleri aşınma direnci, mikrosertlikleri ve basma dayanıklılıklarıdır. Bu özellikler mutlaka diş dokuları ile uyumlu olmalıdır.

Fissür örtücüler, dişlerin okluzal yüzeylerindeki çürüğün oluşumunda rol alan oral bakterilerin çoğalması için uygun koşulların azaltılmasında etkilidirler (Going, Loesche, Grainger and Syed 1978, Oong, Griffin, Kohn, Gooch and Caufield 2008).

Fissür örtücülerin fiziksel özellikleri; rezin esaslı olup olmamalarına, sertlik derecelerine, içerdikleri doldurucu miktarına, doldurucuların partikül büyüklüklerine ve florid salınım düzeylerine bağlı olarak farklılıklar gösterebilmektedirler. Genel olarak düşük fiziksel özelliklerin yüksek florid salınımı ile birlikte görüldüğü bildirilmektedir (Hicks, Garcia-Godoy, Donly and Flaitz 2003, Xu and Burgess, 2003).

Estetik özelliğe de sahip olan fissür örtücülerin yapılarındaki farklılıklar, bu materyallerin kullanım özelliklerinin yanı sıra fiziksel özelliklerini de etkilemektedirler ve klinik başarılarında önem taşırlar (Kavaloğlu Çıldır ve Sandallı 2007, Kuşgöz, Tüzüner, Ülker, Kemer ve Saray 2010).

Oral biyofilm, diş dokusu ve/veya dental materyaller üzerinde ekstraselüler polisakkarit içinde gömülerek hücrelerin birbirine ve/veya bulundukları yüzeye yapıştıkları üç boyutlu mikroorganizma kümesidir. Oral biyofilmin ağız içinde bulunan dokular ve materyaller üzerinde oluşmasında; yüzey pürüzlülüğü, yüzey enerjisi ve temas açısı, yüzey mikrosertliği, dokunun ve materyallerin kompozisyonu, pH ve polisakkaritler gibi ortam koşulları ve tükürük gibi birçok faktör rol oynamaktadır.

Diş dokuları üzerinde oral biyofilm oluşmasına yönelik çok sayıda araştırma yapılmasına rağmen oral mikrofloradaki bakterilerin, dental materyallerin yüzeyine adezyonu ve mekanizmaları henüz belirlenememiştir. Dental materyaller açısından bu süreçte rol alan faktörler; tükürük proteinleri, substratın hidrofobikliği veya hidrofilikliği, dental materyallerin içeriğindeki organik ve inorganik elementler ve bunların çözünübilirliği, mikrosertliği, yüzey serbest enerjisi, yüzey gerilimi ve yüzey pürüzlülüğü gibi etkenlerin olduğu rapor edilmiştir. Bu faktörler ile bakterilerin adezyonu ve oral biyofilm oluşumu arasındaki korelasyonu araştırmak amacı ile

alışmalar devam etmektedir (An and Friedman 1998, Hannig and Hannig 2009, McConnel et.al 2010).

Çocuk diş hekimliğinde koruyucu amaçlı en sık kullanılan dental materyaller, rezin ve cam iyonomer esaslı fissür örtücülerdir. Bu materyaller ile biyofilm arasındaki ilişkiyi incelemek için bugüne kadar *in vitro*, *in vivo* ve *in situ* araştırmalar yapılmıştır. *In vitro* çalışmalarda özellikle florid, CPP-ACP, HAP gibi materyellerin ilavesinin, oral biyofilm içerisindeki karyojenik bakterilerin gelişimini inhibe edici potansiyele sahip olduklarını gösteren bulgular elde edilmiş olsa da *in vivo* ve *in situ* araştırmalarda elde edilen bu dental materyallerin antikaryojenik etkileri ile ilgili sonuçlar tartışmaya açık olup bu konuda henüz fikir birliğine varılamamıştır (Benderli, Ulukapı, Balkanlı ve Külekçi 1997, Montanaro et al. 2004, Naourungroj et.al 2010).

Bu nedenle iki aşamalı olan tez çalışmamızın amacı;

1-Çocuk Diş Hekimliğinde fissür örtücü olarak kullanılan dental materyallerin *in vitro* mikrosertlik, temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü gibi yüzey özelliklerini mine ve BHAP ile kıyaslamalı olarak incelemek,

2-Normal ve HAP içeren koruyucu macun kullanıldıktan sonra aynı materyallerin üzerinde *in situ* oluşan oral biyofilm tabakasını SEM yöntemi ile incelemek,

3-ve *in vitro* ile *in situ* sonuçları arasındaki ilişkiyi değerlendirmektir.

## **4. GENEL BİLGİLER**

### **4.1. Pit ve Fissür Örtücüler**

Koruyucu tedavilerin başında gelen florid uygulamaları ile diş çürüğü prevalansında önemli oranda azalma görülmüş olmasına rağmen, yapılan araştırmalar, florid uygulamalarının pit ve fissür çürüklerinde, düz yüzeylerde oldukları kadar başarılı olmadıklarını göstermiştir. Florid uygulamalarının ve bireysel ağız bakımının pit ve fissür çürüklerin durdurulmasında tek başına yeterli olmayışı, pit ve fissürlerde besin artığının birikmesini engellemek fikrini ortaya çıkarıp pit ve fissür örtücülerin kullanımı gündeme gelmiştir (Dennison and Ryge 1977, Hiiri, Nordblad, Mäkelä and Hv 2009, AAPD 2012).

Oral kavitedeki dişlerin okluzal yüzeyleri, tüm yüzlerin %12.5 nu oluşturmaktadır. Ayrıca çocuk ve gençlerde çürük prevalansı incelendiğinde, çürüklerin büyük bir kısmı pit ve fissür çürüğü olduğu bildirilmektedir. Bu bölgeye fiziksel bariyer olarak uygulanan fissür örtücülerin, çürük lezyonu azaltmada başarılı bulunmuştur (Going et al. 1978, Tulunoğlu ve Bodur 2003, Griffin et al. 2008, Oong et al. 2008) .

#### **4.1.1. Fissür Örtücü Olarak Kullanılan Malzemeler**

Koruyucu diş hekimliğinde günümüze değin fissür örtücü olarak kullanılan maddeler; siyanoakrilatlar, poliüretanlar, polikarboksilat simanlar, cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomerler, poliasit modifiye kompozit rezinler, rezinler ve son yıllarda üretilen ormoserler (organik modifiye seramik) olarak sıralanabilirler.

##### **4.1.1.1. Siyanoakrilatlar**

Siyanoakrilatlar fissür örtücü olarak ilk kullanılan materyallerdir. Siyanoakrilat, monomer bağlantıları su ya da nem varlığında polimerize olan, yapıştırıcı özellikte bir likittir. Göze ve cilde zararlıdır. Püskürtme yöntemi ile kullanıldığı takdirde, hasta

nefesini tutmalı ve gözlerini kapatmalıdır. En önemli dezavantajları, doku içerisinde parçalanarak organize olmalarıdır. Hemostatik ve bakteriyostatik özellikleri olmasının yanı sıra, etil ve metil siyanoakrilatlar, dokuları tahriş edici özelliktedirler. Deri ve mukozada oluşturdıkları toksik etkiler ve ağız sıvılarında çözölmeye uğramaları gibi olumsuzluklarından dolayı bu materyaller fazla ilgi görmemiş ve kullanımlarından vazgeçilmiştir (Ripa 1993).

#### **4.1.1.2. Polikarboksilat Simanlar**

Çinko poliakrilat olarak da bilinen polikarboksilat siman geçmişte fissür örtücü olarak kullanımı önerilmiştir. Simanın likit kısmını poliakrilik asit ve toz kısmını ise çinko oksit oluşturur. Diş dokularına fizikokimyasal olarak bağlanabilen bu materyalin, akışkanlığının fissür detaylarına giremeyecek kadar düşük olması ve aşınma direncinin yeterli olmaması nedeniyle fissür örtücü olarak kullanımı fazla ilgi görmemiştir (Branco and Hegdahl 1983, Simonsen 2002).

#### **4.1.1.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar**

Wilson ve Kent tarafından 1969 yılında formüle edilen ve diş hekimliğine yeni bir materyal olarak sunulan, silikat ve polikarboksilat simanın melez bir karışımı olan cam iyonomer siman 1970'lerde McLean ve Wilson tarafından geliştirilmiş ve fissür örtücü materyal olarak kullanımı önerilmiştir (Wilson and Kent 1972). Cam iyonomer siman fluor içeren ve dişlere fizikokimyasal olarak bağlanabilen, diş renginde bir materyaldir. Kabul edilebilir bir estetik görüntüsü olan bu siman içerisindeki iyonomerler nedeniyle diş minesinden daha opak bir görüntü vermektedir. Yüksek düzeyde florid salabilme özelliğine sahiptir ve diş hekimliğinin birçok alanında (kaide materyali, yapıştırıcı siman, restorasyon materyali olarak) kullanılmaktadır (Croll and Nicholson 2002).

Cam iyonomer siman toz ve likitten oluşur. Toz kısmını (yüksek düzeyde florid içeren) fluoroalimüna silikat camı, likit kısmını ise poliakrilik asit oluşturur. Sertleşme olayı, poliakrilik asitle (pH=1) siman tozunun karıştırılması sonrası tipik bir asit baz reaksiyonu şeklinde gerçekleşir. Asidik likit solüsyon silikat cam partikülleri

çevresindeki kısımları çözmekte ve bunun sonucunda kalsiyum, alüminyum, flor, silikon ve diğer iyonlar salınmaktadır. İlk 24 saatte kalsiyum iyonlarının yer değiştirmesi gerçekleşir. Sonraki 24-72 saatte, kalsiyum iyonlarının yerini, daha yavaş reaksiyona giren alüminyum iyonları almakta ve daha fazla çapraz bağ oluşturarak, mekanik olarak daha güçlü bir matriks oluşmaktadır. Alüminyum iyonlarının çapraz bağlanmalarını içeren matürasyon sırasında, silikon iyonlarının ve bağlanmamış olan suyun inorganik komatriks oluşumuna katıldığı sanılmakta ve bu olaya hidrate silikat denmektedir (Croll and Nicholson 2002, Mount, Patel and Makinson 2002, Burke, Ray and McConnell 2006).

Cam iyonomer siman ve diş dokuları arasındaki fizikokimyasal bağ, simanın sertleşme reaksiyonu esnasında gerçekleşir. Bağlanma mine veya dentin yüzeyinin poliakrilik asit tarafından yumuşatılması ve diş yüzeyinde bulunan kalsiyum ve/veya fosfat iyonlarının poliasit zincirleri ile yer değiştirmesi sonucu olur. Materyal içerisine kalsiyum ve fosfat iyonlarının geçmesiyle asit tamponlanır, pH yükselir ve böylece diş ve materyal arasında iyon etkileşimli yeni bir yüzey oluşur (McLean 1988, Mount, Patel and Makinson 2002, Sakaguchi and Powers 2002).

Yapılan altı aydan yedi yıla varan klinik takip çalışmalarında, cam iyonomerin düşük retansiyon değerleri gösterdiği bildirilmiştir, ancak bunun yanı sıra matrikslerinden florid salabilme ve yeniden yüklenme gibi özellikleri vardır. (Mejäre and Mjör 1990, Forss and Halme 1998, Subramaniam, Konde, and Mandanna 2008).

Bununla beraber araştırmacılar retansiyonun az olması durumunun materyalin çürük oluşumunu engelleyici özelliği ile yani fluor salınımı yapması ile doğrudan ilişkili olmadığı sonucuna varmışlardır (Seppä and Forss 1991, Forss and Halme 1998, Marković, Petrović, Perić and Blagojević 2012).

Yapılan çalışmaların düşük retansiyon sonuçları bildirmesine rağmen cam iyonomerin okluzal yüzeylerde fissür örtücü olarak kullanımı birçok araştırmanın konusu olmuştur. Bunun nedeni cam iyonomer fissür örtücü uygulanan dişlerin hiç fissür örtücü uygulanmayan gruba göre, fissür örtücünün düşmesine rağmen, daha az çürük geliştiğinin görülmesidir. Cam iyonomer materyaller klinik olarak, tamamen düştüğü görülse bile bir miktar materyalin fissür tabanında kaldığı ve kalan bu miktarın da florid salınma devam ederek bu dişlerin floridin olumlu etkisinden

faaydalanmaya devam ettiği bildirilmiştir (Poulsen, Beiruti and Sadat 2001, Pardi, Pereira, Mialhe, Meneghim, and Ambrosano 2003).

Cam iyonomer simanlar; nemin yüksek olduğu koşullarda bile mine ve dentin dokularına iyi kimyasal adezyon kuvveti göstermeleri ve boyutsal stabilitelerini korumaları, mikrosızıntıya dirençli olmaları, serleşme sırasında serbest monomer salmamaları, rezinlere oranla daha az büzülmeleri ve termik genleşme kat sayılarının diş dokularına yakın olması ayrıca florid salınımı yapıp tekrar yklenebilmeleri gibi özellikleri ile çocuk diş hekimliğinde kendine önemli bir yer bulmuştur (Burke et al. 2006).

#### **4.1.1.4. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar**

Yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar, düşük basma dayanıklılığı ve aşınma direnci nedeniyle ortaya çıkabilecek klinik problemlerin giderilebilmesi amacı ile toz-likit oranı arttırılmış ve özellikleri geliştirilmiş cam iyonomer simanlardır.

İlk olarak 1977 yılında cam iyonomer simanların tozuna amalgam alaşım tozu katılarak siman dayanıklılığının arttırılması amaçlanmıştır. Bu materyalin farklı bir çeşidi 1983 yılında piyasaya sunulmuştur.

Geçtiğimiz yıllar boyunca çok sayıda metal ile güçlendirilmiş cam iyonomer siman kullanıma sunulurken, bu simanlarla ilgili pek çok araştırma yapılmıştır. Metal ile güçlendirilmiş simanların diş rengine de olmadıkları, gri tonlarında bir renge sahip oldukları ve yetersiz estetik özelliklerinin bulunduğu bildirilmektedir (Burke, Fleming, Owen and Watson 2002).

1990'ların başında daha da geliştirilen bu materyaller ile ilgili hala yeni çalışmalar devam etmektedir ve geleneksel cam iyonomerlere göre daha yüksek baskı dayanımı, yüzey sertliği ve aşınma direnci olduğu bildirilmektedir (Diem, Tyas, Ngo, Phuong and Khanh 2013, Molina, Cabral, Mazzola, Lascano and Frencken 2013).

#### **4.1.1.5. Hibrit İyonomerler**

Geleneksel cam iyonomer simanın geliştirilmesinin ardından bu materyalin olumlu özelliklerinden faydalanmak ve olumsuz özelliklerini gidermek amacıyla materyale rezin eklenerek RMCİ ve PMKR isimli iki jenerik grup daha geliştirilmiştir.

##### **4.1.1.5.A. RMCİ (Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar)**

Geleneksel cam iyonomer simanın olumsuz özelliklerini ortadan kaldırmak ve fiziksel olarak daha güçlü bir materyal elde etmek amacıyla, rezin ilavesi ile sertleşme mekanizması değiştirilmiş ve RMCİ siman üretilmiştir.

Rezinin poliasit zincirlerindeki çapraz bağların arasına girmesi sonucu asit-baz reaksiyonunu yavaşlatmış ancak, fiziksel özelliklerinde artış sağlamıştır. Bununla birlikte materyale katılan rezinin zamanla ağız ortamından suyu absorbe ettiği ve bu durumun aşınma direncini azalttığı bildirilmiştir. RMCİ simanın, geleneksel cam iyonomer simanların florid salabilme özelliğini devam ettirdiği ve biyouyumlu bir materyal olduğu gösterilmiştir (Hse, Leung and Wei 1999, Mount et al. 2002).

RMCİ siman diş dokuları ile hem kimyasal hem de mikromekanik yolla bağlanır. Geleneksel cam iyonomerde olduğu gibi, asit baz reaksiyonu simanın karıştırılmasıyla başlar ve 24 saat içerisinde diş dokuları ile kurulan iyonik bağlar tamamlanır. Ayrıca tüm rezin esaslı materyallerde olduğu gibi RMCİ simanlar açığa çıkmış kollajen ağına ve/veya mineye HEMA gibi monomerlerin penetre olmasıyla mikromekanik olarak bağlanırlar (Sidhu and Watson 1995).

RMCİ simanlar, geleneksel cam iyonomer simanlara göre artmış fiziksel özellikleri ve florid salımı yapabilme yetenekleri nedeniyle fissür örtücü olarak kullanılmaları ile ilgili birçok araştırmanın konusu olmuşturlar (Aranda and Garcia-Godoy 1995, Pardi et al. 2003, Pardi, Pereira, Ambrosano and Meneghim 2005, Chen et al. 2012).

#### **4.1.1.5.B. Nano-İyonomerler (Nano Özellikli Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar)**

Nano teknolojinin, değişik fiziksel ve kimyasal teknikler kullanarak 0.1-100 nanometre (nm) arasında değişiklik gösteren fonksiyonel materyaller ve yapılar yaratılarak, dental materyaller alanında kullanımı diş hekimliğindeki en önemli gelişmelerden biridir.

“Nano” terimi ile diş dokularına yüksek adaptasyon ve düşük büzülme gösteren, uzun dönem klinik performansı daha iyi olduğu bildirilen materyalleri tanımlamaktadır (Sidhu 2011).

#### **4.1.1.5.C. PMKR (Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler = Kompomerler)**

Kompomer olarak da bilinen PMKR, 1990’ların başlarında piyasaya sunulmuştur. Bu isim McLean ve ark. tarafından 1994 yılında önerilmiş, araştırmacılar ve üretici firmalar tarafından da kabul görmüştür. Bu materyal, kompozitlerin estetik özelliklerini ve cam iyonomer simanların dişe kimyasal olarak bağlanabilme ve florid salabilme özelliklerini tek bir materyalde toplama düşüncesiyle üretilmiştir (McLean, Nicholson and Wilson 1994).

PMKR’lerin yapısındaki iki ana bileşen, dimetakrilat monomer ve cam iyonomer simanın yapısındakine benzer iyon salabilen doldurucu kısımdır. RMCİ simanlara göre cam iyonomer içerikleri daha düşük, rezin içerikleri ise daha yüksektir. Bu materyalin bileşenlerinin büyük bir çoğunluğu kompozit rezinlerle aynıdır. BISGMA (bisfenol A-glisidil metakrilat) veya türevleri ve/veya TEG-DMA (tri-etilen glikol dimetakrilat) gibi büyük moleküllü makro-monomerlerden oluşan polimer sistemlere kuartz veya silikat camı gibi reaktif olmayan inorganik doldurucular eklenmiştir. Ayrıca geleneksel kompozitlerden farklı olarak asidik fonksiyonel grupları olan bazı ek monomerler de içerebilirler (Hse et al. 1999, Nicholson 2007, Hammouda and Al-Wakeel 2011).

Sertleşme reaksiyonu ilk olarak ışıklı polimerizasyon yöntemleri ile başlamakta ve materyal su absorbe ettikçe asit-baz reaksiyonu şeklinde devam etmektedir. Su emilimi florid transferi için de önem taşımaktadır. Her iki materyalin (RMCİ ve

RMKR) florid salımı geleneksel ve yüksek viskoziteli cam iyonmer simana oranla önemli derecede düşüktür (Nicholson 2007, Wiegand et al. 2007).

PMKR'in geliştirilmesinden sonra bu materyalin fissür örtücü tipleri de piyasaya çıkmıştır. PMKR esaslı fissür örtücü materyallerle 2 yıl süre ile yapılan klinik çalışmalar sonunda, bu materyalin çürük önlemede başarılı ancak retansiyonunun düşük olduğu vurgulanmıştır (Pardi, Pereira, Mialhe, Meneghim and Ambrosano 2004, Pardi et al. 2005, Ram, Mamber and Fuks 2005).

#### **4.1.1.6. Rezin Esaslı Fissür Örtücüler**

Fissür örtücülerin içeriği kompozit reçineler ile benzerlik göstermekte olup, çoğu fissür örtücü bisfenol metakrilat reçine (BISGMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) veya üretan dimetakrilat (UDMA) esaslı ürünlerdir.

Yüksek molekül ağırlıklı BISGMA ve UDMA monomerleri oldukça viskoz bir karaktere sahiptir ve dolgu maddesine küçük miktarlardaki ilavesi bile klinik kullanım için fazlasıyla sert bir rezin elde edilmesine neden olur. Bu sebeple, daha akışkan olması beklenen materyallere viskozite kontrol edici olarak bilinen metil metakrilat (MMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi düşük viskoziteli monomerler ilave edilir (Polydorou, König, Hellwig and Kümmerer 2009, Cramer, Stansbury and Bowman 2011).

Günümüzde fissür örtücü olarak en çok tercih edilen materyal BISGMA polimerleri olmakla birlikte son dönem çalışmalar yapısında bulunan Bisfenol A 'nın zamanla salınması nedeni ile BISGMA içeren dental materyallerin östrojenik karakteri olduğuna dair çalışmalar yayınlanmıştır (Imai 1996, Zimmerman-Downs, Shuman, Stull and Ratzlaff 2010, Zampeli et al. 2012).

Buna karşılık Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA), Bisfenol A'nın rezin bazlı fissür örtücülerin rutin koruyucu diş hekimliğinin önemli bir parçası olduğunu ve ADA tarafından kabul gören fissür örtücülerden saptanabilir miktarlarda (>5 mg/ml) Bisfenol A salınmadığını belirtmektedir (Feigal et al. 2008).

Polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ve aşınma direncinin artırılması amacıyla fissür örtücülere doldurucu ilave edilme fikri, başlangıçta materyalin

akışkanlığının ve fissürlere penetrasyonun azalacağı endişesini doğurmuş olsa da yapılan çalışmalar kuartz, cam ve porselen gibi doldurucu partikül katılanların katılmayanlara göre sıkışma, germe, kopma, elastik modül ve su emilimi açısından daha başarılı olduğu *in vitro* çalışmalarla gösterilmiş, fissür penetrasyonunda önemli farklılıklarının olmadığı bulunmuştur. Bununla birlikte fissür örtücülerin içerdikleri doldurucuların, fissür ayrıntılarına daha iyi penetre olması ve kırılma dayanımının da yeterli olabilmesi için ağırlıkça % 30–65 oranında olması gerektiği belirtilmiştir (Welbury, Raadal and Lygidakis 2004, Van Bebber, Campbell, Honeyman, Spears and Buschang 2011, Beun, Bailly, Devaux and Leloup 2012).

Son yıllarda kullanılan gelişmiş teknolojiler ile hidrofilik monomerler içeren yani nemden etkilenmeyen veya “self-adezive” karakter eklenmiş fissür örtücüler üretilmiş ve bunlarla ilgili çalışmalar devam etmektedir.

Yeni üretilen hidrofilik teknoloji kullanılan bu fissür örtücüler nem varlığında fissürlere penetrasyonu “self-adezive” veya konvansiyonel rezin esaslı fissür örtücülere göre daha iyi bulunmuştur. Ancak self-adezive fissür örtücülerin fiziksel özellikleri daha iyi olduğu rapor edilmiştir (Eliades, Birpou, Eliades and Eliades 2013).

Yine 2013 yılında yapılan 12 aylık takibi bulunan yüksek viskoziteli cam iyonomer, geleneksel rezin esaslı fissür örtücü ve hidrofilik monomer içeren rezin esaslı fissür örtücünün karşılaştırıldığı bir çalışmada tüm materyallerin çürükten koruyucu etkisi eşit bulunmuştur (Bhat, Konde, Raj and Kumar 2013).

#### **4.1.1.7. Ormoserler**

Restoratif diş hekimliğine, biyouyumlu ve polimerizasyon büzülmesinin önemli ölçüde azaltıldığı bir materyal olarak 1998 yılında tanıtılmıştır. Ormoser üreticileri materyali, aşınma dirençleri çok yüksek, kenar sızıntısı ve polimerizasyon sonrası ortaya çıkan artık monomer miktarı minimum, kondanse olabilen bir materyal olarak tarif etmektedirler. Restoratif olarak kullanılan tiplerinin yanında fissür örtücü olarak kullanılabilecek yapıda olanları da üretilmiştir (Cavalcante, Schneider, Hammad, Watts and Silikas 2012, Güler ve Yılmaz 2013).

#### **4.1.2. Polimerizasyon Tiplerine Göre Fissür Örtücüler**

##### **4.1.2.1. Birinci Jenerasyon Fissür Örtücüler**

Sertleşme reaksiyonu, 320 nm dalga boyunda ultraviyole (UV) ışıkla gerçekleşen, UV ışığın retina için zararlı olması ve dalga boyundaki düzensizliklerin materyalin tutuculuğunu olumsuz etkilemesi nedeniyle kullanımından kısa sürede vazgeçilen ilk tiptir (Sakaguchi and Powers 2002).

##### **4.1.2.2. İkinci Jenerasyon Fissür Örtücüler**

Bu grupta olan fissür örtücüler otopolimerizan karaktere sahiptirler. Bu tip fissür örtücüler iki komponentten oluşmaktadırlar. Birinci komponentlerinde BISGMA ve başlatıcı olarak benzoil peroksit, ikinci komponentlerinde ise BISGMA ve % 5'lik organik amin hızlandırıcı yer almaktadır. İki komponent düz bir zeminde karıştırıldıktan sonra dişe uygulanmaktadır. Karıştırma işlemini takiben gerçekleşen reaksiyon ekzotermik olmasına rağmen kullanılan miktarın sınırlı olması nedeniyle ortaya çıkan ısı zararlı değildir. Her reaksiyonda olduğu gibi, bu işlem de ısıya hassastır, bu nedenle karıştırma işlemini takiben hızlı bir şekilde uygulamaya geçilmelidir. Karıştırma işlemi esnasında hava kabarcıklarının materyale karışmamasına dikkat edilmelidir aksi takdirde materyale içerisine giren hava kabarcıkları, uygulama sonrası fissür örtücü üzerinde pürüzler ve çukurlar şeklinde ortaya çıkacaktır (Milton Houpt and Shapira 1986, Sakaguchi and Powers 2002)

Otopolimerizan fissür örtücülerin görünür ışıkla polimerize olanlara göre klinik başarılarının farklı olmadığı bildirilmiş olsa da, görünür ışıkla polimerize olan fissür örtücülerin otopolimerizan fissür örtücülere göre, çalışma zamanının fazla olması, manipülasyon kolaylığı, viskozitesinin sabit kalarak mine yüzeyine daha homojen yayılabilmesi gibi avantajlarının olması nedeniyle, otopolimerizan fissür örtücülerin kullanımı popülerliğini kısa sürede yitirmiştir (Houpt, Fuks, Shapira, Chosack and Eidelman 1987, Sakaguchi and Powers 2002, Muller-Bolla, Lupi-Pégurier, Tardieu velly and Antomarchi, 2006).

#### **4.1.2.3. Üçüncü Jenerasyon Fissür Örtücüler**

Bu tip fissür örtücünün esasını, 170 nm dalga boyundaki görünür ışıkla aktive olan aromatik ketonlar ve diketonlar oluşturur. Bunlar diğer ışık kaynaklarından etkilendikleri için uygulama esnasında reflektör kapatılmalıdır. Fissür örtücü ile ışık kaynağı arasındaki mesafe 1–2 mm kadar olmalıdır. Materyal ışık kaynağının 20 sn. tutulmasıyla sertleşmesini tamamlar. Polimerizasyon ışığının dalga boyu, görünür ışıkla aynı spektrumda olmasına rağmen monokromatik ışık kaynağı kullanıldığı için göze zararlıdır. Bu nedenle hekim ve hastayı korumak için turuncu gözlük kullanılmalıdır. Sertleşme tamamlandıktan sonra, yüzeyde kalan artık monomerin uzaklaştırılması için materyal ıslak bir pamuk peletle silinir (Haupt and Shapira 1986, Haupt et al.1987, Sakaguchi and Powers 2002) .

#### **4.1.3. Renklerine Göre Fissür Örtücüler**

Fissür örtücüler, saydam, opak veya renkli olabilirler. Opak veya beyaz fissür örtücüler az miktarda titanyum dioksit gibi opaklaştırıcı ajanlar içerir. Renkli veya opak fissür örtücüler daha fazla tercih edilir. Çünkü zaman içinde tutunmalarını değerlendirmek, saydam tiptekilerden daha kolaydır. Uygulama esnasında kalmış olabilecek hava kabarcıklarının kalıp kalmadığını ve örtücünün hangi bölgelere ne kadar yayıldığını değerlendirmek ve uygulaması opak fissür örtücülerde daha kolaydır ( Simonsen 1981, Simonsen 2002).

#### **4.1.4. Fluorid İçeren Fissür Örtücüler**

Fluoridin, diş çürüklerine karşı direnç gösterme özelliğinden dolayı restoratif diş hekimliğinde de faydalanılması amacıyla restoratif materyallere florid ilavesi gündeme gelmiştir. Bu yolla restoratif materyallere florid katılması, hem çürüğün önlenmesi hem de dişin yapılan restorasyona komşu dokularının da fluoridin bu etkisinden faydalanması amaçlanmıştır.

Lee, Ocumpaugh ve Swartz (1972), deneysel olarak üretilmiş ve florid tuzu içeren poliüretan bir fissür örtücünün florid salım özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında, bu materyalin uygulamayı takiben yüzeyel olarak 24–30 saat florid

salabildiği ve minenin asitte çözünürlüğünü önemli derecede azalttığını göstermişlerdir.

#### **4.1.4.1. Cam iyonomer Esaslı Fissür Örtücüler**

Cam iyonomerler, florid kaynağını yapısında bulunan fluoroalüminosilikat camından alır. Cam iyonomer simanların sertleştikten sonra uzun süre florid salabildiği, diş dokularına fizikokimyasal yolla bağlanabildiği ve nem kontaminasyonuna rezin esaslı materyaller kadar hassas olmadığı bilinmektedir. Cam iyonomer simanın, bu olumlu özelliklerinden koruyucu hekimlikte de faydalanabilmek amacıyla bu materyal fissür örtücü olarak da kullanılmıştır.

Pit ve fissürlere daha iyi penetre olması açısından bu konuda akışkanlığı yüksek olan cam iyonomerler daha çok tercih edilmektedir. Cam iyonomerlerden sonra geliştirilen ve cam iyonomerlerde olduğu gibi yapısal olarak florid içeren RMCİ ve PMKR'ler de fissür örtücü olarak kullanılmıştır.

RMCİ simanlar yapısal olarak rezin esaslı materyallerden çok cam iyonomere daha yakındır. Cam iyonomer simanda olduğu gibi, yapısında bulunan fluoroalüminosilikat camı RMCİ simanlarda salınan florid kaynağını oluşturur (Mount et al. 2002) .

Cam iyonomer simandan fiziksel olarak daha iyi bir materyal olan RMCİ simanların fissür örtücü olarak kullanımları gündeme gelmiştir. Bu amaçla farklı marka ve sertleşme tiplerine sahip RMCİ esaslı materyaller fissür örtücü olarak klinik koşullarda denenmiştir (Pardi, Pereira, Ambrosano, Meneghim 2005).

RMCİ materyallerden sonra 1990'ların başlarında geliştirilen RMKR florid kaynağını, cam iyonomer materyalde olduğu gibi yapısında bulunan ve iyon salabilen cam doldurucudan alır. Uygulandıktan sonra materyal suyla temasa geçtiğinde fluor salımı başlar. PMKR materyaller yapısal olarak cam iyonomer ve RMCİ'lerden çok kompozit materyallere yakındır. Fluor salabilme ve geliştirilmiş fiziksel özellikleri sayesinde bu materyallerin fissür örtücü tipleri ve fissür örtücü olarak kullanılabilecek yapıda akıcı formları da üretilmiş ve kullanıma sunulmuştur (Wiegand et al. 2007)

#### **4.1.4.2. Fluorid İçeren Rezin Esaslı Fissür Örtücüler**

Rezin materyallere florid ilavesi bundan 41 yıl önce gündeme gelmiş ve ikisini birleştirme arayışları hala devam etmektedir. Fissür örtücülere florid ilavesi işleminde iki yöntem tanımlanmıştır. Birinci yöntemde, çözünabilir florid tuzunun (örnek olarak, NaF, Na<sub>2</sub>PO<sub>3</sub>F) polimerize olmamış rezine eklenmesiyle uygulama sonrasında polimerize olmuş rezin içerisinde florid tuzunun çözünerek ağız ortamına salınacağı düşünülmüştür. İkinci yöntem ise, tükürükten gelen iyonlarla yer değiştirebilecek hareketli F iyonunun kovalent bağlarla rezine yerleştirilmesi şeklindedir. Bu sayede yapısal bir bozulma olmadan, sadece iyon değişim mekanizmasıyla F iyonunun ortama salınabileceği düşünülmüştür (Morphis, Toumba and Lygidakis 2000)

#### **4.1.5. Dental Materyallerden Fluorid Salınımı**

Dental materyallerden florid salınımı formülasyon, doldurucular, saklama koşulları, toz-likit oranı, karıştırma prosedürü, sertleşme süresi, açıkta kalan yüzey miktarı, tükürüğün pH'sı ve kompozisyonu, pelikül ve plak varlığı gibi çok sayıda değişkeni olan kompleks bir süreçtir (Hicks et al. 2003, Lobo et al. 2005, Wiegand et al. 2007, Dionysopoulos, Koliniotou-Koumpia, Helvatzoglou-Antoniades and Kotsanos 2013).

#### **4.1.6. Pit ve Fissür Örtücülerin Özellikleri**

##### **4.1.6.1. Biyouyumluluk**

Fissür örtücü materyaller, 'vücutla uyuşabilir' yani kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler meydana getirmeyen özelliğe sahip olmalıdır (Geurtsen 2000).

##### **4.1.6.2. Penetrasyon**

Fissür örtücünün fissür detaylarına boşluk kalmaksızın penetre olması, "materyalin viskozitesi", "fissür derinliği" ve "fissür genişliği"ne bağlıdır.

Penetrasyon, fissür örtücünün retansiyonunda etkili bir faktördür. Fissür örtücü, tüm okluzal detaylara nüfuz etmesi açısından yeterli akıcılıkta olmalıdır. Viskozite değeri düşük yani akıcılığı fazla olan fissür örtücüler okluzal detaylara daha iyi nüfuz ederler. Ancak düşük viskoziteye sahip materyaller, tam olarak sürmemiş molar dişlerin distal bölgelerinde kapüşonun altına akarak dişeti oluğu sıvısına karışma eğilimine sahiptirler (Asmussen 1977, Geiger, Gulayev and Weiss 2000, Celiberti and Lussi 2007)

#### **4.1.6.3. Mekanik Özellikler**

Bir materyalin mekanik özellikleri onun kuvvet karşısında verdiği cevap olarak tanımlanır. Fissür örtücü materyallerin en önemli mekanik özellikleri aşınma direnci, mikrosertlikleri ve basma dayanıklılıklarıdır. Bu özellikler mutlaka diş dokuları ile uyumlu olmalıdır (Sakaguchi and Powers, 2002).

##### **4.1.6.3.A.Basma Dayanıklılığı**

Çiğneme sürecinde öne çıkan en önemli özellik basma dayanıklılığıdır. Çiğneme esnasında en fazla ortaya çıkan kuvvet basma kuvvetidir. Kullanılan dental malzemelerin bu bölgeye gelen basma kuvvetine dayanıklı olabilmesi, restorasyonun retansiyonu ve ömrünü arttırmaktadır (Simonsen 2002, Kavaloğlu Çıldır ve Sandallı 2007) .

##### **4.1.6.3.B.Yüzey Sertliği**

Materyallerin sertliği, malzemenin yüzeyinde çentik oluşturulmasına karşı gösterdiği direnç olarak açıklanmaktadır. Günümüzde kullanılan sertlik testleri bu doğrultuda tasarlanmıştır (Anusavice, Phillips, Shen and Rawls 2003).

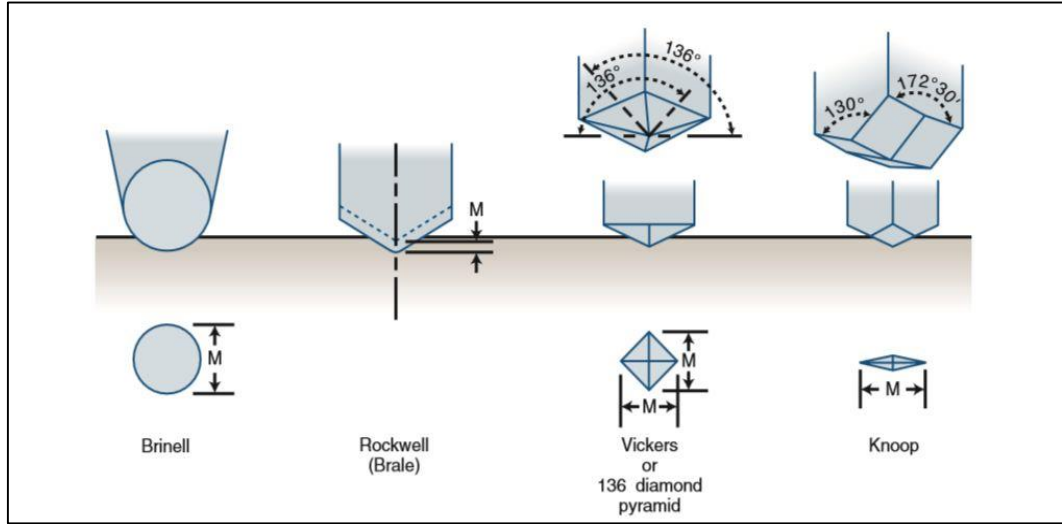
Dental materyallerin sertliğini ölçmek için kullanılan birçok farklı teknik mevcuttur. Brinell sertlik testi diş hekimliğinde kullanılan en eski yöntemdir. Shore ve Barcol sertlik testleri plastik esaslı dental materyallerde kullanılan karmaşık yöntemlerdir. Brinell ve Rockwell sertlik testleri makrosertlik değerini belirleyen

yöntemler iken, Vickers ve Knoop sertlik testi ise mikrosertlik değerini belirlemek amacı ile kullanılırlar (Resim 1) (Anusavice et al. 2003).

Vickers sertlik testinde; kullanılan kare tabanlı piramit şekilli ucun, belirli bir süre boyunca, belirli bir yükün materyal üzerine uygulanması sonucu oluşan çentiğin diyagonal ölçümleri sonrasında alan saptaması yapılır, uygulanan kuvvet ile orantılanır ve sonuç belirlenir (Yap,Cheang and Chay 2002, Anusavice et al. 2003, Beun et al. 2012).

Bir materyalin sertliği çoğunlukla materyalin içerdiği doldurucu partiküller ile ilgilidir. Ayrıca polimerizasyon kalitesi de dental materyallerin mikrosertliğini yakından ilgilendirir. Materyallerin yapısındaki karbon çift bağlarının dönüşüm hızı ne kadar hızlı olursa, materyalin mikrosertliği de o kadar fazla olur (Anusavice et al. 2003).

Yüzey mikrosertliği, materyallerin çizilmeye, çentik oluşumuna karşı dayanıklılığını belirlemektedir. Yüzey çizikleri ise bir materyalin üzerinde biyofilm gelişimini ve yorgunluğa karşı direncini etkiler (Kim et al. 2002, Wang, D'Alpino, Lopes and Pereira 2003).



**Resim 1:** Mikrosertlik Ölçüm Yöntemleri, Anusavice ve ark.(2003)

#### **4.1.6.4. Fiziksel Özellikler**

Fiziksel özellikler, bir materyalin çevresi ile oluşturduğu geri dönüşümlü etkileşimlerdir. Fiziksel özellikler; mekanik, optik, akustik, termodinamik, elektriksel, magnetik, atomik yapı kanunlarından etkilenirler (Anusavice et al. 2003).

Dental materyallerin fiziksel özellikleri; yüzey pürüzlülüğü, temas açısı, dansite, termal, elektriksel ve optik özellikleri tarafından belirlenir. Restoratif materyallerin yüzey özellikleri, uygulandıkları diş dokuları ile uyumlu karaktere sahip olma gereksinimleri nedeniyle oldukça önemlidirler. Bunun dışında tüm diş yüzeylerinin oral ortamda tükürük ve mikroorganizmalar ile ilişkide olması materyallerin yüzey özelliklerinin önemini daha da arttırmaktadır (Sakaguchi and Powers 2002).

Fissür örtücülerin fiziksel özellikleri; rezin esaslı olup olmamaları, akışkanlıkları, doldurucu partikül büyüklükleri ve florid salınımı yapıp yapmamaları gibi bazı yapısal özelliklerine bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedirler (Geiger et al. 2000).

Sıcak ve soğuk gıdaların alınmasıyla meydana gelen genleşme ve büzülme nedeniyle fissür örtücüler kırılarak ya da dişten ayrılarak düşmemeli, bu materyallerin termal ekspansiyon değerleri diş dokuları ile uyumlu olmalıdır (Sakaguchi and Powers 2002).

#### **4.1.6.4.A. Yüzey Pürüzlülüğü**

Yüzey pürüzlülüğü, dental plak tutunmasını ve renkleşmeyi engellemek amacı ile dental materyallerde dikkat edilmesi gereken özellikler arasında yer almaktadır. Fissür örtücü materyaller, heterojen bir içyapıya sahiptirler ve yüzey pürüzlülükleri bu yapı tarafından etkilenmektedir. Farklı sertlik derecelerine sahip rezin matriks doldurucu partikülleri; yüzeyin cilalanabilmesi ve düzgünlüğünü etkilemekte, pürüzlü yüzeylerde bakteri tutulumunu arttırmaktadırlar (Bollen et al. 1997, Yamada et al. 2008).

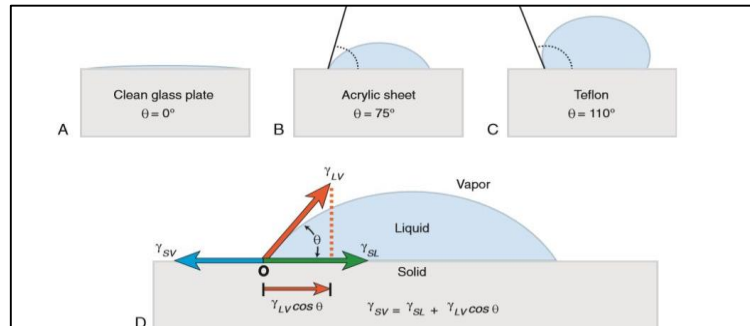
Bitirme ve parlatma işlemlerinin düzgün bir şekilde yapılmasına rağmen, restorasyon yüzeylerinde ufak düzensizlikler saptanabilmektedir (Venturini et al. 2006).

Materyallerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi için çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), Yüzey Profili Analizi (Profilometre) ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (AKM) bu amaçla kullanılmaktadırlar (Anusavice et al. 2003).

Profilometre'nin mekanik (stylus) ve optik olmak üzere iki tipi vardır. Mekanik profilometreler iki boyutlu ölçüm yaparlar ve sahip oldukları elmas uç örneğin üzerini tarayarak ölçüm yapar. Ölçüm yapılacak örnekler hazırlanırken mutlaka taban yüzeyleri düz olmalıdır. Ölçüm; bir yüzeyin pürüzlülük, dalgalılık, biçim hatalarını kombine eder yani belirli bir ölçüm mesafesindeki tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasını verir ve bu değer ortalama pürüzlülük değeri (Ra) olarak ifade edilir (Joniot, Salomon, Dejou ve Grégoire, 2006, Yamada et al. 2008).

#### 4.1.6.4.B.Temas Açısı

Temas açısı bir katının bir sıvı tarafından ıslatılma miktarının nicel ölçümüdür. Dental materyallerin ıslatılabilirliğini gösteren temas açısı; materyallerin üzerine bir damla sıvı damlatılarak, bu damlanın materyalin yüzeyine temas ettiği herhangi bir noktadan çizilen teğetin yine ıslatılan yüzeye yaptığı açıdır. Bu açı küçüldükçe ıslanabilirlik artar. Likidin sert yüzey üzerinde daha iyi yayılması, temas açısının 0 derece ( $0^\circ$ )'ye doğru düştüğüne işaret eder ve ıslanmanın daha iyi olduğunu gösterir. Yani açı 90 dereceden büyükse yüzey hidrofobiktir, küçükse hidrofiliktir (Resim 2) (Anusavice et al. 2003). Ayrıca hidrofilik yüzeylerde hidrofobik yüzeylere nazaran oral ortamda pelikül oluşumu ve plak gelişiminin daha kolay olduğu rapor edilmiştir (Olsson, van der Heijde ve Holmberg, 1992).



**Resim 2:** Farklı Malzemelerin Temas Açıları, Anusavice ve ark.(2003)

#### **4.1.6.5. Antibakteriyel**

Klinik uygulamalarda, fissür yüzeylerinden bakterilerin elimine edilemediği durumlarda, antibakteriyel etkisi olan fissür örtücü kullanımı ile uzun dönemde çürüklerin önlenebileceği bildirilmiştir. Ayrıca restorasyonların yüzeylerinde mikroorganizmalar ile olan etkileşimler, restorasyonun ömrünü de etkilemektedirler (Loyola-Rodriguez ve Garcia-Godoy, 1996, Beyth, Bahir, Matalon, Domb ve Weiss, 2008). Bu sebeple, fissür örtücüler içerisine florid ve ona benzer kimyasallar eklenerek antibakteriyel etkileri arttırılmaya çalışılmaktadır (Naorungroj et al. 2010).

#### **4.1.6.6. Geçirgenlik**

Fissür örtücü materyaller; mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin devamlılığının sağlanması için, çeşitli sıvı ve iyonlara karşı geçirgen olmamalıdır. Aksi takdirde materyalin yapısına giren sıvı ve iyonlar bu özelliklerinin değişmesine neden olmaktadır (Sideridou, Achilias ve Karabela, 2006).

#### **4.1.6.7. Mikrosızıntı**

Diş hekimliğinde kullanılan tüm restoratif materyallerin, uygulandıkları diş yüzeyi ile arasında meydana gelebilen mikro aralıktan; bakteri, oral sıvılar, molekül ve iyon geçişi gerçekleşmekte ve bu duruma mikrosızıntı denmektedir.

Mikrosızıntının nedenleri arasında; kullanılan dental materyal ile diş dokuları arasındaki termal genişleme katsayısı farklılığı, mine ve dentin arasındaki termal genişleme katsayısı farklılığı, kullanılan materyalin polimerizasyon büzülmesi, okluzal kuvvetler ile meydana gelen elastik deformasyon, işlem esnasında gerekli kurallara uyulmaması sayılabilir. Tüm bu koşullar sonrası ortaya çıkan mikrosızıntı fissür örtücülerin başarılarını etkilemektedir (Haznedaroğlu, Menteş, Tanboğa 2012).

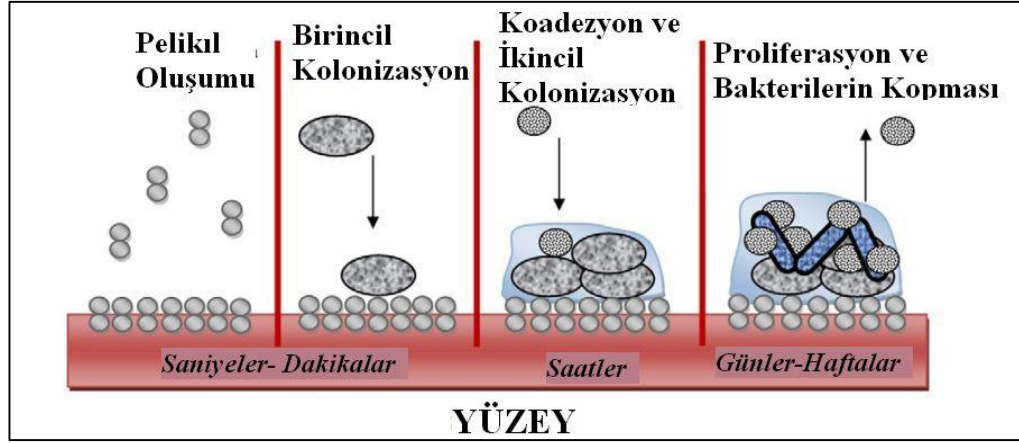
#### 4.2. Oral Biyofilm

Biyofilm, diş dokusu ve/veya dental materyaller üzerinde ekstraselüler polisakkarit içinde gömülerek hücrelerin birbirine ve/veya bulundukları yüzeye yapıştıkları üç boyutlu mikroorganizma kümesidir. Kültürden bağımsız moleküler yöntemler ile tüm ağız boşluğunda bulunan yaklaşık 1010 bakterinin >700 filo tip üyesi olduğu saptanmıştır, bunların 400 kadarı subgingival örneklerden tanımlanmıştır. Geri kalan 300'ü dil, ağız mukoza membranları, çürük lezyonları ve endodontik enfeksiyonlar gibi diğer ağız bölgelerinden tanımlanmışlardır. Herhangi bir kişinin bu 700 türün yaklaşık 100-200'üne sahip olduğu düşünülmektedir. Çok temiz olmayan bir ağızda bir dişteki bakteri sayısı 100 milyon-1 milyar arasındadır (Moore ve Moore, 1994, Külekçi ve Gökbuget, 2009).

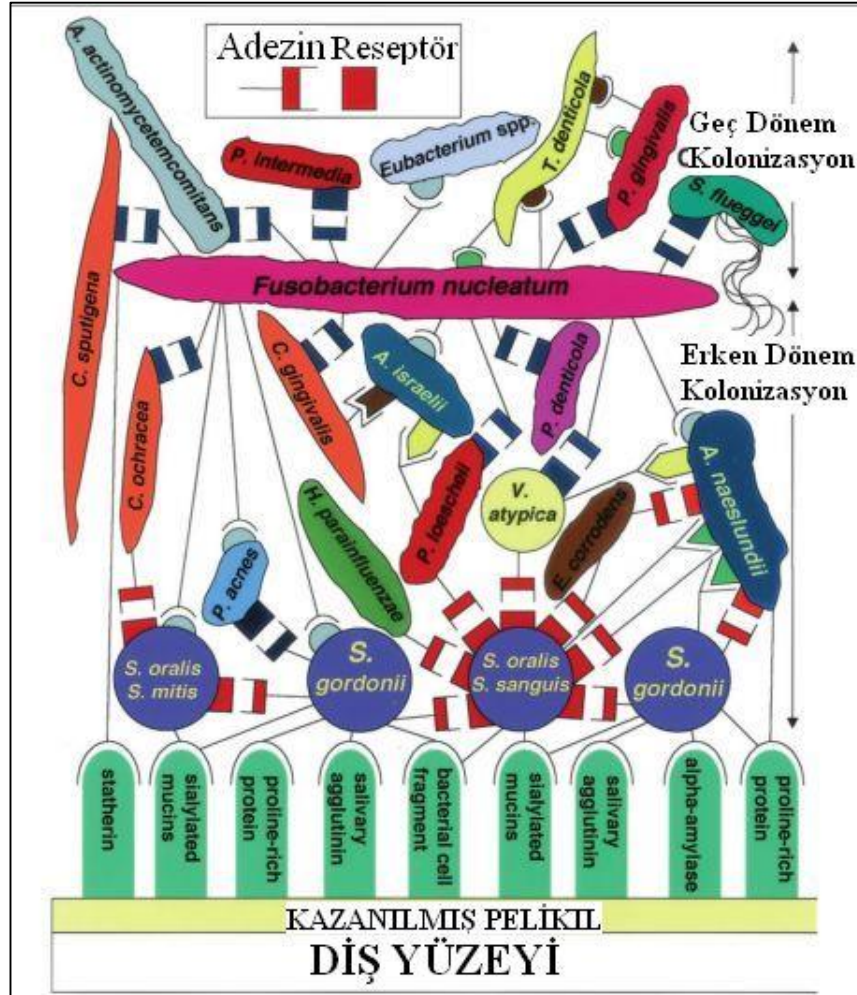
Bakterilerin yeni yaşam alanlarını kolonize edebilmesi için biyofilmden hücrelerin kopması gerekmektedir. Ancak bu kopma, henüz en az anlaşılabilmiş olan biyofilm fenomenidir. Kopma, erozyon olarak adlandırılan teker teker hücre ayrılması şeklinde olabilir, daha büyük hücre grupları şeklinde ya da biyofilmin büyük parçalar halinde birbirinden ayrılması şeklinde meydana gelebilir. Oral biyofilmden kopma olayının, sürekli devam eden bir süreç olduğu düşünülmektedir. Tükürükteki ortalama bakteri sayısının mililitrede  $10^8$  olduğu ve günde yaklaşık 1500 ml tükürük salgılandığı düşünülürse, her gün en azından  $1.5 \times 10^{11}$  bakteri yutulduğu, bu kadar bakterinin kaynağının diş ve yumuşak dokulardaki biyofilm olduğu düşünülmektedir (Socransky ve Haffajee, 2002).

Oral biyofilm oluşumu belli bir sıra içermektedir (Resim 3-4) (Jakubovics ve Palmer, 2013):

- Pelikül oluşması
- Bakterilerin yapışması (0-4 saat)
- Yapışan bakterilerin gelişimi ve farklı mikrokolonilerin oluşumuna öncülük etmesi (4-24 saat)
- Mikrobiyal yığılma ve koagregasyonla farklı mikrokoloni türlerinin gelişimine öncülük etmesi (1-14 gün)
- Olgun biyofilm oluşması (2 hafta ve sonrası)



**Resim 3:** Biyofilm Gelişim Evreleri, Kishen ve Haapsalo (2012)



**Resim 4:** Biyofilm Gelişim Evrelerinde Görev Alan Bakteri ve Proteinler, Kolenbraner ve ark. (2002)

Pelikül profesyonel bir diş yüzeyi temizliği ve polisaj işlemi sonrasında dakikalar içinde oluşmaktadır. Dişin negatif yüklü olan hidroksiapatit yüzeyine pozitif yüklü glikoproteinler tutunur. Bir saat içinde, öncü mikroorganizmalar gelerek pelikula tutunmaktadırlar, bunlar *Streptococcus sanguis* ve *Streptococcus gordonii* gibi gram pozitif koklardır. Zamanla yapı daha karmaşık hale gelir ve diğer türler de tutunmaya başlarlar. Sayıları giderek artan gram negatif türlerin en baskını *Fusobacterium nucleatum*'dur. Bunun nedeni *F. nucleatum*'un hem diğer bakterilere hem de pelikula tutunabilme özelliğidir. *Actinomyces* türleri de supragingival plağın baskın türlerindendir (Kolenbrander et al. 2002).

#### **4.2.1. Bakteri Adezyonuna Ve Oral Biyofilm Gelişimine Yardımcı Faktörler**

##### **4.2.1.1. Yüzey Pürüzlülüğü**

Yapılan incelemelerde, oral biyofilmin oluşumu sırasında bakterilerin ilk olarak mine üzerinde pit ve fissürler gibi retantif alanlara tutunduğu gözlemlenmiş ve böylece yüzey yapısının önemli olduğu düşünülmüştür.

Yapılan çalışmalarda, bakterilerin yüzeye tutunması için kritik yüzey pürüzlülüğünü 0.2 µm olarak bildirmiştir (Quirynen et al.1990, Bollen et al. 1997, Hosoya, Honda, Iino ve Arai 2003, McConnell et al. 2010, Mei, Busscher, van der Mei and Ren 2011).

##### **4.2.1.2.Yüzey Enerjisi ve Temas Açısı**

Biyofilm oluşumunda dişin yüzey enerjisinin de önemli olduğu bildirilmektedir. Buna bağlı olarak pürüzlü yüzeylerin, yüzey enerjisinin fazla olması nedeniyle biyofilm oluşumuna daha yatkın olduğu belirtilmektedir.

Bakteri adezyonu için, herhangi bir yüzeyin ıslanabilir olması gerekmektedir. Islanabilirlik özelliği ise temas açısı ile açıklanabilen bir kavramdır. Islanabilirlik, fiziksel bir olaydır ve yüzey gerilimi ile ilişkilidir. Bir katının ıslanabilme miktarı genellikle katı ile sıvı arasındaki temas açısı ile belirlenir. Sıvı küresinin katı yüzeye değdiği noktadan bir teğet çizilirse, bu teğetin yüzey ile yaptığı açıya “temas açısı”

denir. Açı ne kadar büyükse, ıslanabilirlik o kadar azdır. Hidrofilik yüzeylerin ıslanabilirlikleri ise fazladır. Aynı zamanda hidrofilik maddelerin biyofilm oluşumunu hızlandırdığı, ağız içindeki bakterilerin birçoğunun hidrofobik özelliklere sahip olmasının da biyofilm oluşumunu artırdığı bildirilmektedir (Quirynen and Bollen 1995, Buergers, Schneider-Brachert, Hahnel, Rosentritt and Handel 2009, Buergers et al. 2009, Müller et al. 2011).

#### **4.2.1.3.Yüzey Mikrosertliği**

Materyallerin yüzey mikrosertliği, kuvvet karşısında gösterecekleri fiziksel reaksiyonu belirlemektedir. Bir materyalin yüzey mikrosertliğinin düşük olması; yüzeyinde kolay çentik açılabilir, kolay pürüzlenebilir bir materyal olduğu ve biyofilm gelişimine yardımcı olduğu anlamına gelmektedir. Bu sebeple ağız ortamında kullanılan dental malzemelerin mikrosertliklerinin yüksek olması beklenmektedir. (Venturini et al. 2006, Yeh et al. 2011, Barbosa et al. 2012).

#### **4.2.1.4.Materyal Kompozisyonu**

Ağız ortamında kullanılan biyomateryallerin kompozisyonları ve karakterizasyonları yüzeylerinde biyofilm geliştirmeleri açısından oldukça önemlidir. Amalgam, altın ve bileşikler gibi materyallerin salgıladıkları iyonların, cam iyonomer simanların salgıladıkları floridin; bakteri adezyonu, üremesi ve canlılığını engellediği belirtilmektedir. Ayrıca kullanılan tüm biyomalzemelerin antibakteriyel özelliğe sahip olması üzerine çalışmalar yapılmaktadır (Loyola-Rodriguez and Garcia-Godoy 1996, Wiegand et al. 2007, Matalon, Peretz, Sidon, Weiss and Slutzky 2010, Cheng et al. 2012).

#### **4.2.1.5. Ortam Koşulları**

Oral ortamda biyofilm oluşumu için gerekli besin kaynağını diyetteki şeker ya da diğer ismiyle sakaroz sağlamaktadır. Sınırlı oranda bulunduğu zaman enerji kaynağı olmakta, fazla miktarda bulunduğu ortam pH'sını düşürmekte ve Streptokokkal Glikoziltransferaz (GTF) için substrat oluşturarak çözünabilen ve

özünemeyen glukanların oluşumunu sağlamaktadır (Bowden and Li 1997). Diyetteki diğ er mono-di-polisakkaritlerin de oral biyofilmin gelişimi için besin kaynağı olduğı bilinmektedir (Peker ve Bermek 2010).

Sükrozun, oral biyofilm matriksini daha p r z l  bir yapıya çevirmesi nedeniyle en çok çürüğü neden olan karbonhidrat olduğı bildirilmektedir. Fermente edilebilen bir karbonhidrat olan sükroz, oral biyofilm pH'sını değıştirmekte ve *S.Mutans*'ların sayılarının yükselmesine neden olmaktadır (Paes Leme, Koo, Bellato, Bedi and Cury 2006).

Sükroz, ksilitol ile aynı ortamda bulunduğı durumlarda hücre içi transportu yarışmalı olmaktadır. Oral biyofilm içerisindeki bakteriler, ksilitolu metabolize edememeleri sebebiyle virülans özelliklerini kaybetmektedirler. Uzun süre diyetteki sükrozdan yararlanamayan bu bakteriler enerjisiz kalkmakta, bu durum onlar için ölümcül olmakta ve sayıları azalmaktadır (Gales and Nguyen 2000, Soderling, Isokangas, Pienihakkinen and Tenovuo 2000, Söderling 2009, Takahashi and Washio 2011).

#### **4.2.1.6.Tükürük**

Oral biyofilm oluşumunda tükürüğün önemli fonksiyonları bulunmaktadır. Tükürük içindeki proteinler tüm oral yüzeyleri film şeklinde kaplayabilmektedirler ve biyofilm gelişiminin ilk basamağı olan kazanılmış pelik lı oluşturmaktadırlar (Lenander-Lumikari and Loimaranta 2000).

Tükürük proteinlerinin, bakterinin cinsine göre yapışmayı kolaylaştırabileceğı ya da engelleyebileceğı bildirilmektedir (Carl n, Olsson and Ramberg 1996). Ayrıca tükürük, bakteri yoğunluğ nun kritik noktaya gelindiğinin anlaşılmasını sağlayan kimyasal haberciler taşımaktadır. Kritik noktaya gelindiğı anlaşıldıktan sonra üreme başlamakta ve biyofilm kalınlaşarak antimikrobiyal ajanlara karşı dirençli bir hal almaktadır (Hannig and Hannig 2009).

#### **4.2.2. Oral Mikrobiyal Flora Kaynaklı Enfeksiyonlar**

Oral mikrobiyal flora kaynaklı enfeksiyonları incelediğimizde, sadece diş çürükleri, endodontik ve periodontal enfeksiyonlarla kalmamakta genel sağlığımızı da etkileyen pek çok durumun gelişimine katkıda bulunmaktadır (Küleççi ve Gökbuget 2009).

Oral ve genel sağlığa etkilerinden dolayı diş hekimliğinde biyofilm çalışmaları önemli bir yere sahiptirler. Diş hekimliğinde biyofilm çalışmaları planlanırken amaçlara yönelik metotların seçilebilmesi önemlidir ve bu çalışmalarda başarıyı etkileyen faktörlerin başında amaç ile metot uyumluluğu gelmektedir. Doğru planlanan biyofilm çalışmaları ile mikroorganizma tipi ve sayısı, ölü/canlı mikroorganizma oranı, biyofilm olgunluğu, biyofilm yapısı, biyofilm kalınlığı, biyofilm yüzey karakterizasyonu yapılabilmektedir (Kishen and Haapasalo 2012).

Başarıyı etkileyen diğer faktörlerin; pH, sıcaklık, besin yeterliliği gibi doğal ortam koşulları, mikroorganizma adezyonu ve yüzey etkileşimleri, bakterinin çoğalmada hangi fazda olduğu gibi bakteri türü ve suşuna ait özellikler, fiziksel ve kimyasal özellikler ile yüzey moleküllerinin tipi ve yükü gibi yüzey özellikleri olduğu rapor edilmiştir (Costerton 1999, Kishen and Haapasalo 2012).

#### **4.2.3. Biyofilm İnceleme Yöntemleri**

Biyofilm çalışmalarında kullanılan yöntemler; mikrobiyal kültür yöntemi, kolorimetrik yöntem, fiziksel yöntem, mikroskopik yöntem, moleküler yöntem, biyokimyasal yöntem ve alternatif yöntemler olarak sınıflandırılmaktadır (Kishen and Haapasalo 2012).

##### **4.2.3.1. Mikrobiyal Kültür Yöntemi**

Mikrobiyal Kültür Yöntemi çok klasik bir yöntem olup, “bir bakteriden bir koloni oluşur” ana kavramından yola çıkmaktadır. İnkübasyon süresi nedeniyle çok yavaş bir yöntemdir, ayrıca çok kesin sonuca ulaşmak mümkün değildir. Bu yöntemlerin prensibi mikroorganizmanın besisi yerinde koloni oluşturması (CFU), bu kolonilerin sayılarak örnekteki mikroorganizma sayısının hesaplanmasıdır. Bu yöntem ile yüzeye

tutunan bakteri sayısı belirlenebilmekte ve biyofilm yapısındaki büyümenin tespiti yapılabilmektedir bununla birlikte sadece bölünerek biyofilm büyümesine katkısı olan bakterilerin sayısı tespit edilir. Ayrıca biyofilmin tutunduğu yüzeyden zarar görmeden besi yerine alınması gerekmektedir (Sissons, Wong and Cutress 1995). Bakterilerin kültür ortamına transferinden önce tutundukları ortamdan uzaklaştırılmak amacı ile ultrasonik vibrasyon ve enzimler kullanılabilir. Bu safhada dikkat edilmesi gereken vibrasyonun hızı ve enzimlerin konsantrasyonudur. Aksi takdirde bakteriler için ölümcül sonuçlar ile karşılaşılabilir ve yanıltıcı sonuçlar alınabilir (Johansen and Falholt 1997).

#### **4.2.3.2. Kolorimetrik Yöntem**

Bu yöntemde, bakteriler tarafından kristal viyole, alkol-sulfaktant, sodyum dodesil sülfat gibi boyaların biyofilme alınması ve ekstraselüler polisakkaritlerin bu boyalar ile boyanıp analizleri spektrometre ile yapılmaktadır. Bu analizlerin sonucunda semi-kantitatif değerler elde edilir. Sepktrofotometrik analizin temel mantığı, hazırlanan çözeltiden belirli spektrumlarda ışık geçirilmesi ve bu ışığın ne kadarının çözelti tarafından absorblandığının bulunması esasına dayanır. Bu yöntem biyofilm oluşturma eğilimi fazla olan güçlü bakteri türlerini belirlemede ve hızlı kuantifikasyon istenen durumlarda rahatlıkla kullanılır. Ancak boya absorbansı her zaman ekstraselüler polisakkaritlerin boyandığının indikatörü değildir ve sonuçlar yanıltıcı olabilir (Hübner 2012, Kishen and Haapasalo 2012).

#### **4.2.3.3. Fiziksel Yöntem**

Biyofilmin büyümesini belirlemek amacıyla; kalınlık, ağırlık, alan, yoğunluk ölçümleri yapılır. İnce biyofilmlerde, biyofilm kalınlığı genellikle ışık mikroskobu ile belirlenirken, kalın biyofilmler için bu yöntem uygun değildir (Lauvvik and Bakke 1994). SEM ve CLSM için uygun şekilde hazırlanmış örnekler, hem biyofilm kalınlığı ölçmeye hem de bakteri görüntülemeye olanak sağlarlar (Al-Ahmad et al. 2010).

Ağırlık ölçümü, pürüzlü yüzeylerdeki ıslak biyofilmin kütle tespiti için uygun, basit ve hızlı bir yöntemdir. Ayrıca önce substratın ağırlığı ölçülüp, üzerine biyofilm

ilave edildikten sonra kurutularak tekrar ağırlık ölçümü ile biyofilmin kuru ağırlığı tespit edilebilir (Kishen and Haapasalo 2012, Ribeiro et.al. 2012).

#### **4.2.3.4. Mikroskopik Yöntem**

Bakteriler 1 mikrometreden daha küçük olan organizmalardır. İnsan gözünün 250 mikrometreden daha büyük şeyleri görebilme yeteneğine sahip olması nedeniyle bakterileri görüntülemek amacı ile mercekler yardımı ile görüntüyü büyütecek bazı araçlara ihtiyaç duyulur (Palmer and Sternberg 1999).

#### **4.2.1.4.A. Işık Mikroskobu**

Laboratuvarlarda genel amaçlar için her zaman kullanılan ve büyütme kapasitesi 1000-3000 arası olan mikroskoplardır. Bu tür mikroskoplar bakterilerin sayılması amacı ile kullanılmaktadır (Murphy and Davidson 2012). CFU sayımları ışık mikroskobu ile yapılabilmektedir (Oyanagi, Tagami and Matin 2012).

#### **4.2.1.4.B. Elektron Mikroskobu**

Optik mikroskoplarda görüntünün elde edilmesinde ışık kullanılırken, elektron mikroskoplarında, ışık yerine elektron kullanılmaktadır. Elektronun dalga boyu, ışığa göre birkaç bin defa daha küçük olması sebebi ile elektron mikroskobunda daha ayrıntılı görüntüler elde etmek mümkündür. Elektron mikroskobunun kullanılması ve görüntü işlemi için örneklerin hazırlanması, standart mikroskoplar ile karşılaştırıldığında daha karmaşıktır. Elektron mikroskobu kullanılarak yapılan biyofilm incelemelerinde, biyofilmin morfolojik ve yapısal karakterizasyonu yüksek çözünürlük ile tespit edilebilmekte iken buna karşın çalışma hassasiyeti gerektiriyor olması sebebi ile biyofilmin yapısını ve ekstraselüler polisakkarit yapısını bozabilecek basamaklar içermektedir (Murphy and Davidson 2012).

Geçirmeli elektron mikroskobu (TEM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) olmak üzere iki tipi vardır. TEM hücre içindeki yapıların detaylı incelenmesini sağlamaktadır ve çapraz kesit şeklinde siyah ve beyaz görüntüler elde etmektedir. Buna karşın SEM hücre dışındaki bileşenleri ayrıntılı olarak incelenmesine olanak

sağlayarak hücre dışının üç boyutlu görüntülenmesinde etkilidir (Kishen and Haapasalo 2012).

Bakterilerin canlılık/ölülük oranlarının araştırıldığı çalışmalarda TEM yöntemi kullanılabilir (Tawakoli, Al-Ahmad, Hoth-Hannig, Hannig and Hannig 2013).

SEM ise biyofilm morfolojisi ve akümüasyonu incelenmesinde kullanılabilen bir yöntemdir (Du, Huang, Huang, Frencken and Yang 2012).

#### **4.2.1.4.C.Epifloresan Mikroskobu**

Epifloresan mikroskoplar iki adet filtre ve ışık kaynağı olarak yüksek basınçlı bir cıva lambası içermektedirler. Yüksek basınçlı cıva lambaları, 366, 405 ve 435 nm 'de güçlü bir ışık yayılımı sağlamaktadırlar. Yüksek basınçlı cıva lambasından gelen ışık birinci filtreden geçerek yansıtıcıya gelir. Bir kondansör gibi görev yapan yansıtıcı optik eksene 45 derecelik açı ile ışığı objektif üzerinden preparat üzerine yansıtmaktadır. Epifloresan mikroskoplarda kullanılan bu özel yansıtıcının diğer bir özelliği, preparattan yansıyan ışığı bir filtre gibi süzerek floresan ışığı geçirirken istenmeyen diğer ışınları tutmasıdır. İkinci filtre ise çok az oranda da olsa yansıtıcı tarafından tutulamayan ışınları absorbe etmek amacı ile kullanılmaktadır (Murphy and Davidson 2012).

Bu mikroskobun tercih edilme sebebi; biyofilm mikrostrukturunun, biyofilmdeki hücre organizasyonunun, mikrokoloni formasyonunun, biyofilm pH'sının, biyofilm içinde kimyasal ürünlerin yayılımının belirlenmesidir (Kishen and Haapasalo 2012,).

Biyofilm içindeki nükleik asitler floresan esaslı boyalarla boyanarak epifloresan mikroskobunda incelenebilmektedir (Decker, Maier, Axmann, Brex and von Ohle 2008).

#### **4.2.1.4.D.Konfokal Lazer Taramalı Mikroskobu (CLSM)**

CLSM, floresans esasına dayanan, incelenmek istenen alan floresans boyalar ile boyandıktan sonra lazer ile taranan bir inceleme metodudur. Bu yöntemde, floresans boya ile işaretlenmiş moleküller, lazer ile taranır. Taranan imgeler tekrardan

işlemden geçirilerek, üç boyutlu görüntü elde edilir. Çözünürlüğü arttırılmış, standart floresans görüntü elde edilir. Biyofilmin 50-200 µm kalınlıktaki yapısını bile görüntüleyebilen önemli bir analiz yöntemidir. Arka planın karmaşık olduğu, konum belirleme çalışmalarında da kullanılabilmektedir (Murphy and Davidson 2012).

Biyofilm kalınlığı ölçme ve hücre dağılımının tespiti, biyofilmin pH tespiti, canlı/ölü bakteri oranı belirleme amacı ile kullanılır. Bu amaçla rutinde kullanılan bazı kitler vardır (Kishen and Haapasalo 2012).

Olgun ve uzun süre besinsiz kalmış biyofilmler üzerinde yapılmış olan bir çalışmada, kültür ortamına alınan biyofilmler büyüme gösterememişken, CLSM ile incelendiklerinde %99 oranında canlı oldukları yeşil boya ile boyanarak tespit edilmiştir (Decker, Maier, Axmann, Brex and von Ohle 2010).

FISH (floresans *in situ* hibridizasyon) yöntemi, ilgilenilen mikroorganizmanın sahip olduğu 16S ve 23S ribozomal moleküllerine spesifik oligonükleotid problemlerin kullanılması ile hızlı ve oldukça etkin bir şekilde mikroorganizma sayılarının saptanmasını sağlamaktadır. Epifluoresan mikroskobu ya da CLSM ile incelenir (Börekçi 2010).

Biyofilm ve mikroorganizma içerikleri FISH yöntemi ve CLSM ile araştırılıp mikroorganizma türlerinin tespiti yapılabilmektedir (Dige, Nilsson, Kilian and Nyvad 2007).

#### **4.2.3.5. Moleküler Biyolojik Yöntem**

Bu metotlar mikroorganizmanın genetiği hakkında bilgi verirler. Bakteriyel adezasyonu ve biyofilm formasyonundaki genetik faktörleri belirlemek amacıyla kullanılırlar (Marshall 1997).

#### **4.2.1.5.A.Eliza (Enzyme Linked Immunosorbent Assay)**

Eliza, spesifik antikor ve antijen saptamasında oldukça etkili bir yöntemdir. Kantitatif analizler için kullanılabilmektedir. Kütle, protein (hormon, enzim, antikor, mikrobiyal faktörler) üretimini rahatlıkla gösterebilirken buna karşın bu tespitler için

yüksek oranda antijen gerektirmesi, çapraz reaksiyon riskinin olması, spesifik olmayan sinyal üretilmesi nedeniyle hatalı sonuçlar verebilmektedir. (Davey and Toole 2000).

#### **4.2.1.5.B. Polimeraz Zincir Reaksiyonu (PZR)**

PZR yöntemi, Kary Mullis tarafından 1984 yılında keşfedilmiştir. Bu yöntemin keşfedilmesi moleküler biyolojide bir devrim olarak ifade edilmiş ve Dr. Mullis'e Nobel ödülü verilmiştir. Az miktarda bir dokudan ve hatta tek bir hücreden DNA'nın milyonlarca defa çoğaltılması (amplifikasyonu) PZR yöntemi ile mümkündür.

Çok az miktarda DNA parçasından milyonlarca örnek çoğaltılabilmektedir, buna karşın bu yöntemin sürekli aynı etkinliği göstermemesi sebebi ile kalitatif bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Ayrıca primerlerin özellikleri, reaksiyon sırasında kullanılan iyon konsantrasyonları ile kullanılan sıcaklık ve sürelerle bağlı olarak PZR yönteminin etkinliği değişebilmektedir (Davey and Toole 2000).

#### **4.2.1.5.C. Gerçek Zamanlı Polimeraz Zincir Reaksiyonu (GZ-PZR)**

GZ-PZR, floresan boyalar kullanılarak gerçek zamanlı olarak DNA'nın belirlenmesi ve miktarının gösterilmesi tekniğidir. Floresan sinyali, PZR yöntemi ile incelenecek ürün miktarı ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Sonuçlar PZR analizi sırasında elde edilebilmektedir (Vetter, Yao, Wengenack, Iii and Smith 2006).

Oral biyofilmlerin belirli zamanlardaki gen ekspresyonları GZ-PZR yöntemi ile incelenebilmektedir (Xiao et al. 2012).

#### **4.2.3.6. Biyokimyasal Yöntem**

Biyokimyasal yöntem, bakterilerin metabolik aktivitelerinin ATP'nin (Adenosine Triphosphat) biyoluminisens özelliği ile tayin edilmesi esasına dayanır. Bu yöntemde hücreler lizize uğradıktan sonra ortama salınan ATP'nin tayini amacı ile lusiferin-lusiferaz kullanılır. Biyokimyasal yöntem, bioluminisens özelliği olan mikroorganizmaların da tespitinde *in vitro* olarak kullanılabilen bir yöntemdir. Ancak

ATP ve liziz seviyesi mikroorganizma tipine bağlıdır. Ayrıca bu testin sonuçları mikroorganizma sayısını vermemektedirler (Kishen and Haapasalo 2012).

Bununla birlikte, bu özelliğe sahip olmayan mikroorganizmalara biyoluminisens özellik kazandırılarak bu yöntemin kullanılabileceği bildirilmektedir (Loimaranta, Tenovuo and Koivisto 1998).

#### **4.2.3.7. Alternatif Yöntemler**

##### **4.2.1.7.A. AKM (Atomik Kuvvet Mikroskobu)**

AKM yönteminde, nanometre çapında sivri uçlu bir iğne yardımıyla örnek yüzeyi ile iğne arasındaki bölgesel kuvvetlerin ölçümünün yapılması amacı ile; iğnenin yüzeyi taraması, iğnenin yüzeye batırılması veya iğnenin yüzeyi çizmesi işlemlerinden biri kullanılmaktadır ve atomik boyutta görüntüler elde edilerek yüzey çalışmaları yapılmaktadır. Bu yöntem, üç boyutlu yüzey topografisi belirlemede, nano yapıların boyutlarının ve biçimlerinin tayininde, nano boyutta yüzey pürüzlülüğü tespitinde, faz görüntülemeyle yüzey kompozisyonu belirlemede, bölgesel manyetik özelliklerin ve bölgesel elektriksel özelliklerin tayininde, bakteri hücrelerinin birbirleri arasında ve yüzey ile olan etkileşimlerini belirlemede kullanılır (Gaboriaud and Dufrêne 2007).

Farklı mikroorganizma türleri ve suşlarının biyofilmlerinin morfolojik farklılıklarının tespit edilmesinde kullanılabilen bir yöntemdir (Cross et al. 2006).

##### **4.2.1.7.B. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR)**

FTIR absorpsiyon spektroskopisi bir tür titreşim spektroskopisidir. Bu yöntemde kızılötesi (IR) ışınlar, molekülün titreşim hareketleri tarafından soğurulmaktadır. Moleküler bağ karakterizasyonu, olgun biyofilmin kimyasal kompozisyon tayini, biyofilmin kantitatif analizi gibi sonuçlar, matematiksel fonksiyonlar ile hesaplanarak elde edilmektedir (Walker 2012).

FTIR spektrometresi; biyofilm ortamındaki antibakteriyellerin, substratın moleküler değişimine etkisinin ve iyon dengesinin durumunun tespitinde kullanılabilmektedir (Rahiotis, Vougiouklakis and Eliades, 2008).

Sonuç olarak diş hekimliğinde biyofilm çalışmalarının başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri seçilen inceleme yöntemidir. Çalışmanın amacına yönelik bir yöntemin seçilmesi ile mikroorganizma tipi ve sayısı, ölü/canlı mikroorganizma oranı, biyofilm olgunluğu, biyofilm yapısı, biyofilm kalınlığı, biyofilm yüzey karakterizasyonu yapılabilmektedir. Böylece doğru planlanan bir çalışma ile amaç ve yöntem uyumu sağlanabilmektedir.

#### **4.3. Antibakteriyal ve Antiplak Ajanlar**

Pek çok kişi günlük oral hijyen girişimleri esnasında, sadece diş fırçalama ile arzu edilen kontrolü sağlayamamaktadır. Bu nedenle ağız gargarası, diş macunu, çiklet ve diğer yardımcı ağız bakım ürünleri geliştirilmiştir. Bu ürünler gerek dental plağa gerekse dental enfeksiyonlara neden olan bakterilere etki eden kimyasallar içermektedirler.

##### **4.3.1. Fluoridler**

Halojen ailesinin bir üyesi ve yüksek elektronegatifliğe sahip bir iz element olan Fluor (F), oldukça reaktif bir gaz olduğu için, genellikle doğada serbest halde bulunmaz ve bileşikler oluşturarak, fluor tuzları (fluoridler) şeklinde rastlanmaktadır.

1930'lu yıllardan beri fluorun topikal etkisi üzerine yapılan çalışmalarda, fluorun mine ile etkileşime girerek minenin asidik ortamdaki çözünürlüğünü azalttığı iddia edilmiştir.

1940'lı yılların başlarında ise, içme suyunda fluor olmayan bireylerin fluordan yararlanabilmesi için, profesyonel topikal uygulamalar hizmete sunulmuştur. O tarihten itibaren fluorlu ajanlar içme suyuna göre daha yoğun konsantrasyonda ve farklı pH değerlerinde üretilmeye başlanmıştır (Lopes, Braga, de Oliveira, Cavalcante and Ribeiro 2008).

Dünya Sağlık Örgütü tarafından başlatılan ağız ve diş sağlığı çalışmalarında DMF (çürük, çekilmiş diş, dolgu) indeksi kullanılarak birçok ülkede diş sağlığı durumu incelenmiştir. Beslenme alışkanlıklarının değişmesi ile artan diş sağlığı sorunlarının, koruyucu diş hekimliği uygulamalarına ağırlık verilerek çözülmesi önerilmiştir. XX.

yüzyılın ilk yarısında Amerika Birleşik Devletleri'nde suların fluorlanması ile diş çürüklerinin ortalama %50 azaldığının gösterilmesi, diş çürüklerinden korunmada floridin önemini ön plana çıkarmıştır. Bugüne kadar sürdürülen çalışmalarda; suların floridlenmesi, floridli diş macunu, yüzeyel etkili floridli jeller ve vernikler, florid tabletlerinin kullanılması ile diş çürüğü oranlarında anlamlı ölçüde azalmalar sağlanmıştır (Kidd 2005, WHO 2006, Rozier et al. 2010, Cagetti, Campus, Milia and Lingström 2012, ten Cate 2013).

Floridin çürük oluşumunu önleyici bir ajan olduğunu bildiren çok sayıda araştırma bulunmaktadır (Locker, Jokovic and Kay 2003, Petersen and Lennon 2004, Kagitcibaşı, Niederhauser and Stark 2009, Wong et al. 2011). Floridin çürük önleyici etkisi birkaç farklı yolla gerçekleşmektedir (Fejerskov et al. 1981, Fejerskov 2004, Ijaz, Croucher and Marinho 2010, Featherstone and Doméjean 2012). Florid dişe hem yüzeyel hem de sistemik yolla etki etmektedir (Limeback 1999, Hellwig and Lennon 2004, Maria and Tenuta 2010).

Fluor sahip olduğu antibakteriyel ve remineralizasyon etkileri nedeni ile diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Florid minenin mineral yapısına katılarak hidroksiapatiti daha az çözünür olan fluorapatite dönüştürerek minenin asidik ortamdaki çözünürlüğünü azaltmaktadır. Bu durum, floridin mineye olan etkisidir. Florid, dental plakta bulunan mikroorganizmaların asit oluşumunu azaltarak dental plaka doğrudan etki etmektedir. Ayrıca asitlerle demineralize olan alanlarda diş minesinin tamirini sağlayarak remineralizasyonu desteklemektedir (Lynch, Navada and Walia 2004, Watson et al. 2005, Chersoni et al. 2011, Naumova et al. 2012, Weyant et al. 2014).

Diş hekimliğinde kullanım alanı bulan florid içerikli ürünler; jeller, vernikler, gargaralar, diş macunları, tabletler, damlalar, koruyucu macunlar, sular, sütler, tuzlar olarak sayılabilmektedirler (EAPD 2009, AAPD 2013) .

Fluorun çürük gelişiminin engellenmesinde en önemli etkilerinden biri plak mikroorganizmalarının asit üretimini inhibe etmesidir. Asit oluşturan bakterilerin etkisinin azalması hem ortamdaki fluorun artmasına hem de asidojenitelerinin önlenmesine bağlıdır (Wong and Sissons 2007, Takahashi and Washio 2011).

Plak içerisindeki florun bağlanma mekanizması tam olarak anlaşılmış değildir. Bakteri plağının hem ekstraselüler alanda inorganik yapıya, hem de mikroorganizmalara bağlandığı düşünülmektedir. O halde asidik ortamda plaktaki florun büyük bir kısmının çözünmesi, florun önemli bir kısmının inorganik yapıya bağlı olduğunu göstermektedir (Watson et al. 2005, Naumova et al. 2012) .

Mine hidroksiapatit kristallerinde bulunan flor serbest iyon halinde olmadığından, plak içerisindeki veya minedeki serbest flor iyonu konsantrasyonu normal şartlar altında bakteriyel enzim sistemlerini inhibe etmek için yeterli değildir. Bakterilerin enzimatik işlevlerinin inhibisyonu için ortamda bulunan florun iyonik halde olması gerekmektedir (Tressaud and Haufe 2008, Buzalaf, Honório and Ten Cate 2011).

Flor, başta enolaz olmak üzere fosfoglukonataz, süksinik dehidrogenaz, fosfogliseromutaz, fosfataz, pirofosfataz, pirofosforilaz, asetil kolinesteraz, aldoz, gliseraldehit- 3 fosfat- dehidrogenaz, peroksidaz gibi glikoliz ve şeker taşınmasında yer alan birçok enzimi inhibe ederek bakterilerin asit üretimini engellemektedir. Enolaz, glikolitik reaksiyon zincirinde şekerin taşınması için önemli olan fosfoenolpiruvat oluşumu sırasında gereklidir. Florun ortamdaki varlığı ve sitoplazmik asidifikasyonun sonucu enolaz enziminin azalması, reaksiyonun bir sonraki aşaması olan fosfoenolpiruvatın intraselüler düzeyini düşürmesi, fosfoenolpiruvatın şeker fosfotransferaz taşıyıcı sisteminin kapasitesini azaltmaktadır. Bu durumla birlikte hücre içi polisakkaritlerin tutulması azalmaktadır (Balzar Ekenback, Linder, Sund and Lonnie, 2001, Bradshaw, Marsh and Hodgson 2002, Tressaud and Haufe 2008).

Bakteri plağı pH'sı düştüğünde, *S.mutanslar* ve *Laktobasiller* gibi asidojenik mikroorganizmaların bakteri plağı içinde varlığı oldukça fazla olmaktadır. Ortamda flor bulunduğunda *S.mutans* oranı da azalmaktadır. Bu durum, *S.mutans* 'ların flor varlığına diğer mikroorganizmalardan daha dayanıksız olması ve florun bakteri plağı pH'sı üzerine etkisi sonucunda düşük pH'larda yaşayabilen *S.mutans* 'ların ekolojik avantajının ortadan kalkmasından kaynaklanmaktadır (Tressaud and Haufe 2008, Buzalaf et al. 2011, Breaker 2012).

Fluor içeren dental materyallerin bakterilerin gelişimini inhibe edici etkileri yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur ancak bu etkinin materyalin fluor salınım süresiyle sınırlı bulunduğu da altı çizilmiştir (Wiegand et al. 2007, Naorungroj et al. 2010, Pandit, Kim, Lee and Jeon 2011).

Fluorun kontrolsüz kullanımlarında akut fluor toksisitesi, kronik fluor toksisitesi ve fluorozisler ortaya çıkabilmektedir. Bu sebeple, sistemik fluor uygulamaları yerine topikal fluor uygulamaları ve fluor içeren dental materyallerin kullanımı önerilmektedir (Hellwig and Lennon 2004, Avci, Baysal and Gökçay 2009, Wong et al. 2011).

#### **4.3.2. Klorheksidin**

Klorheksidinle ilgili ilk yapılan çalışmalar Imperial Chemical Industries araştırmacıları tarafından yapılmıştır bundan sonra da tıp ve diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulmuştur. Ticari olarak piyasada genellikle dihidroklorid, diasetat ve diglukonat şeklinde bulunur.

Klorheksidin ve tuzları beyaz ya da çok açık krem renginde, toz olarak çok sayıda farmasötik formülasyonlar şeklinde piyasada bulunmaktadır. Genel tıpta en yaygın olarak topikal antiseptik olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ise diş macunu (%0,4), gargara (%0.12 ve %0,2), jel (%1) ve vernik (%1, %10, %20 ve %35) olarak kullanılmaktadır (Ribeiro, Hashizume and Maltz 2007 ,Verkaik et al. 2011).

Klorheksidin, gram pozitif ve gram negatif patojenlere karşı geniş spektrumlu antibakteriyel özelliğe sahip antiseptik bir ajandır. Düşük konsantrasyonlarında bakteristatik, yüksek konsantrasyonlarında bakterisidal özelliğe sahiptir. Aynı zamanda bazı fungal ve viral enfeksiyonlarda da etkilidir. Bu antiseptiğin diş hekimliğinde kullanımı, oral yüzeylere kolaylıkla adsorbe olabilme esasına dayanmaktadır. Önceleri etki mekanizmasının ATPase inaktivasyonu olduğu düşünülürken artık sitoplazmik iç membran yapısını bozarak etki ettiği anlaşılmıştır. İç membranın fosfolipidlerine bağlanır, böylece geçirgenlik artar ve potasyum iyonu gibi düşük moleküler ağırlıklı komponentlerin geçişini sağlamaktadır. Plak inhibisyon mekanizması kesin olarak belirlenememiş olmasına rağmen; proteinlerin çökmesine neden olması ve hidroksiapatite, diş yüzeyine, ağız mukozasına, tükürük münlerine

kolaylıkla absorbe olabilme özelliklerinin antibakteriyel etkisini açıklayabilecek faktörler arasında yer alabileceği ileri sürülmektedir (Basrani 2004, Hope and Wilson 2004, Autio-Gold 2008, Marsh 2010).

Klorheksidin absorbe olduğu yüzeylerden ve ağız mukoza membranından çok yavaş ve uzun sürede açığa çıkması; gingivitisin önlenmesi ve etki süresinin yeteri kadar uzun olması açısından önemlidir. Bu antiplak ajanın en çok tartışılan kozmetik sakıncası dil, diş yüzeyleri ve silikat dolgularda lekelenme meydana getirmesidir. Plak kontrolü ve gingival iltihap gelişimini engelleme etkinliği sayesinde, diş macunu ve diş fırçasıyla giderilebilen bu renkleşmeler, günümüzde yaygın olarak kullanılan bu antiseptiğin kullanım sahasını daraltmamaktadır (Jones 1997, Fedorowicz, Pedrazzi, Shinkai and Radhi 2010, Slot, Berchier, Addy, Van der Velden and Van der Weijden 2013).

Nötral pH'da pozitif yüklü olan klorheksidin molekülü negatif yüklü olan hücre duvarına absorbe olmakta, asidik koşullarda yani ortamda serum, kan ve benzeri organik maddelerin bulunduğu durumlarda absorpsiyonu azalmaktadır. Aynı zamanda katyonik etkisi nedeniyle, anyonik yapıdaki sabun ve diğer antibakteriyel ürünlerle birlikte kullanıldığında etkisi azalmaktadır (Twetman 2004, James, Parnell and Whelton 2010).

Bakteriyostatik devrede klorheksidin etkileri geri dönüşümlüdür. Fazla klorheksidin nötralize ediciler tarafından uzaklaştırıldığında, bakteriler tekrar organize olmaya başlamaktadırlar. Düşük konsantrasyondaki klorheksidin membranda meydana getirdiği değişiklik minör iken, yüksek konsantrasyondaki klorheksidin meydana getirdiği değişiklik majördür. Yüksek konsantrasyonda düşük moleküllü membran komponentlerinin sızıntısı azalmakta, adenosin trifosfat ve nükleik asitler gibi fosfatlı bileşiklerin klorheksidin ile etkileşimi nedeniyle sitoplazmanın koagülasyonu ve çökmesi oluşmaktadır. Bu evrede çökme elektron mikroskobu ile gözlemlenebilmektedir. Bu durum da bakterisidal evrenin geri dönüşümsüz olduğunu göstermektedir (Twetman 2004, Autio-Gold 2008, García-Caballero et al. 2013).

Klorheksidin ağız içinde; mukoza ve dişlere, aynı zamanda pelikül ve tükürüğe bağlanabilmektedir. Klorheksidin, pelikula bağlanarak antiplak özelliği gösterebilmektedir ancak beklenenin aksine, ağzın diğer bölgelerindeki proteinlerle

bağlantısı ile karşılaştırıldığında bağlanma oranı daha düşük olmaktadır. Sükroz kaynaklı plak önlemede, dil ve dişler reseptör görevi görmemektedirler. Klorheksidin için reseptör görevi görenler; epitel hücreleri, tükürük, pelikül ve bakterilerdir. Klorheksidinli gargara ile ağız çalkalandıktan sonra antibakteriyel etkisinin 5 saate kadar devam ettiği gösterilmiş aynı zamanda 12 saate kadar bakterileri baskılamaya devam ettiği görülmüştür. Bu durum klorheksidinin aslında ağız ortamında proteinlere bağlanıp uzaklaşmasının uzun sürdüğünü ve oral rezervuar oluşturarak antiplak etki yarattığını göstermektedir (Schaeken, Schouten, Van Den Kieboom and Van Der Hoeven 1991, Twetman 2004, Silva et al. 2013).

Klorheksidinin lokal yan etkileri, dişlerde restorasyonlarda ve protezlerde kahverengi renklenme yapma, uzun süreli kullanımı sonrası ağız mukozasında deskuamasyon ve mantar görülmesi, tat duyusunda bozulmaya neden olma ve diş taşı oluşumunu arttırması olarak sayılabilmektedir (Burlington 1998, Slot et al. 2013).

#### **4.3.3. Ksilitol**

Ksilitol 5 karbonlu, fermente edilemeyen bir şeker alkolüdür. Önceleri yanık ve şok geçiren hastalarda post operatif olarak kullanılmaktayken daha sonra diyabetik hastalar ve ağız hijyeninin sağlığının arttırılması amacı ile gıdaların içine tatlandırıcı olarak katılmaya başlanmıştır. Ksilitol az miktarda meyve ve sebzelerde bulunabilir ve insan metabolik prosesinin bir parçası olarak üretilmektedir. İlk kez 1970 yılında Finlandiya’da hayvan deneyleri ile yararı tespit edilmiştir. İlk kez ksilitollü sakız 1975 yılında Finlandiya’da çürük oluşumunu engelleme amacı ile üretilmiştir (AAPD 2010).

Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi’ne (FDA) göre “şekersiz” ünvanı olan ürünler, şeker alkollü tatlandırıcı kombinasyonları ya da tatlandırıcı içeren ürünlerdir. Şeker alkollerini sıklıkla kombine edilerek tatlandırıcılarda kullanılmaktadırlar böylece hem enerji değerleri hem de tatları kombine edilerek daha ekonomik hale getirilmektedirler. Amerika Birleşik Devletleri’nde en çok kullanılan tatlandırıcı ksilitoldür. Şeker alkollerini ve kombinasyonlarının nonkaryojenik olduğu gösterilmiştir. Çürük önleme kapasitesini belirleyen ksilitolün miktarıdır. Diğer poliollerin varlığı ksilitollerin

etkisini kolaylaştırabilmekte ama kesinlikle azaltmamaktadır (Kiet, Milgrom and Rothen 2006, Mäkinen 2011).

İnsan çalışmalarında sakızlara ve yiyeceklere ilave edilen ksilitolün karyojenik olmadığı ortaya konmuştur. Ek olarak başlangıç çürük lezyonlarının remineralizasyonunu teşvik etme yoluyla çürük önleyici etkinliğe de sahip olduğu gösterilmiştir. Ksilitol içeren ürünlerin kullanılmasının anneden çocuğa *Streptococcus mutans* geçişini azalttığı da yapılan çalışmalar ile kanıtlanmıştır. Kısa dönem ksilitol kullanımı *Streptococcus mutans* 'ın plak ve tükürükteki sayısını azaltmaktadır. Uzun dönem kullanımında *Streptococcus mutans* kolonileri üzerinde seçici etki göstermektedir ve ksilitol kullanımı sonrasında; daha az virulent olan, adezyon yeteneği daha az olan ve plaktan tükürüğe geçişi daha kolay olan bakteriler seçilirler. Bu etki bireyin kendi çürük deneyimi için etkili olmayabilir ancak anneden çocuğa geçişi mutlaka etkileyeceği düşünülmektedir (Isokangas, Soderling, Pienihakkinen and Alanen 2000, Soderling et al. 2000, Söderling 2009).

Ksilitol; sakız, şeker, çiğnenebilir tablet, diş macunu, ağız gargarası, tablet, öksürük şurupları, besinler gibi birçok formda bulunabilmektedir. Yapılan araştırmalarda ksilitol, en göze çarpan ve çürük önleyici etkisi en fazla olan şeker alkolüdür. Ksilitol; doğal, diyabetik olarak güvenilir, düşük kalorili bir şeker alkolüdür ve *Streptococcus mutans*'lar tarafından metabolize edilememektedir. Karyojenik mikroorganizmalar tarafından yıkılamadığı için, sükrozun tamamen diyetten çıkarılması durumunda da olduğu gibi *Streptococcus mutans*'lar üzerinde ölümcül etkilere neden olmaktadır. Ayrıca *Streptococcus mutans*'ların diş yüzeyine adezyonunu engelleyerek bakteri sayısını azaltmaktadır (Takahashi and Washio 2011, Hayes 2012, Macek 2012, Mo, Ahmed and Hv 2013).

Bununla birlikte ksilitol içeren ürünlerin; tükürük salgısını arttırması, tamponlama kapasitesini aktive etmesi ve remineralizasyona yardımcı elektrolitleri sağlaması nedeniyle ağız kuruluğu şikâyeti olan yetişkinler tarafından da kullanılabileceği bildirilmektedir (Milgrom, Ly and Rothen 2009, Ribelles Llop, Guinot Jimeno, Mayné Acién and Bellet Dalmau 2010, Dodds, Chidichimo and Haas 2012, Fontana and González-Cabezas 2012).

Sorbitol ve sükröz içeren sakızlara kıyasla ksilitol içeren sakızların çürük riskini anlamlı olarak azalttığı ve diş çürüklerini daha fazla durdurabildiği bildirilmiştir. Bakteriler ksilitolu enerji kaynağı olarak kullanamazlar. *Streptococcus mutans* tarafından absorbe edilir ve intraselüler olarak bulunur. Ksilitol sükrözle yarışmalı olarak hücre duvarından transport edilmesi nedeniyle hücre içi metabolik prosesi de yarışmalı olmaktadır (Gales and Nguyen 2000, Maguire and Rugg-Gunn 2003, Zhan et al. 2012)

2010 yılında yayınlanan Amerikan Pediatrik Diş Hekimliği Derneği (AAPD) ksilitol kılavuzuna göre infant, çocuk, adolesan ve özel bakıma ihtiyaç duyanlarda özellikle ksilitol içeren tatlandırıcılara dayalı çürük önleme stratejisinin yararlarının farkında olunması ve aktif olarak kullanılması gerektiği bildirmektedir. Ayrıca günde 4-10 gr. ksilitolun 3-7 parçaya bölünerek alınması pozitif etkilerini ortaya çıkaracağı, alınan ksilitol konsantrasyonu arttıkça çürükten korunma azalabileceği bildirilmektedir. Tek seferde 3-60 gr ksilitol alınması, diareye neden olabilmektedir. Ksilitolun plak formasyonunu ve bakteriyel adezyonu azaltıp, mine demineralizasyonunu inhibe ettiği kanıtlanmıştır. AAPD çürük riski altındaki bireyler ksilitol kullanımı ile desteklenirse uzun dönemde ksilitolun antikaryojenik etkiye sahip olduğunu bildirmiştir. Bu amaçla kullanımlarda optimal doz önerilmekte ve günlük alım miktarının 6–10 mg olması gerektiği belirtilmektedir (Milgrom et al. 2006, AAPD 2010).

#### **4.3.4. CPP-ACP ve CPP- ACFP**

Süt ve süt ürünlerinin çürük önleyici özelliklerinden yararlanılarak mine ve dentinin remineralizasyonunu arttırmaya yönelik olarak süt bazlı biyoaktif ürünler geliştirilmiştir. Bilindiği gibi beslenmenin çürük gelişimindeki etkisi yadsınamaz bir gerçektir ve çürükten koruyucu gıdaların doğal olarak kullanıldıklarında bu etkilerini gösterebilmeleri için çok büyük miktarlarda tüketilmeleri gerekmektedir. Bu nedenle araştırmalar, sütün içerisindeki koruyucu faktörleri ayırarak, çürüğü önlemek amacıyla kişisel hijyen ürünleri içerisinde kullanmaya yönelik çalışmalara odaklanmışlardır. Bu ürünler süt proteini kazein fosfopeptitle (CPP) amorf kalsiyum fosfatın (ACP) nano kompleksini içermektedir. Bu sebeple süt proteinine ve benzonat türevlerine alerjisi

olanlarda ve olma ihtimali olan kişilerde kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir (Cross, Huq, Palamara, Perich and Reynolds 2005, Cochrane, Cai, Huq, Burrow and Reynolds 2010, Cochrane and Reynolds 2012).

CPP-ACP'nin çürük önleyici etkisi 3 farklı mekanizmayla açıklanmaktadır. İlk mekanizma olarak, dental plağın yapısına katılarak plağın kalsiyum ve fosfat iyon seviyesini anlamlı bir şekilde artırması kabul görmektedir. Bu mekanizma demineralizasyonun önlenmesinde ideal bir mekanizmadır. Çünkü plak kalsiyum ve fosfat seviyesiyle çürük oluşumu arasında ters bir ilişki mevcuttur. İkinci mekanizma olarak diş yüzeyine lokalize olan CPP-ACP plaktaki serbest kalsiyum ve fosfatı da bağlayarak diş yüzeyini aşırı doygun hale getirdiği ve böylece demineralizasyonu önleyip remineralizasyonu arttırdığı bildirilmiştir. Üçüncü mekanizma ise CPP-ACP'nin plaktaki bakteri hücrelerinin yüzeylerine bağlanarak diş üzerinde kolonize olmalarını engellemesi kabul görmektedir. Yani CPP-ACP'nin diş yüzeyinde lokalize olması suretiyle plak pH'sını tamponladığı, demineralizasyonu önleyerek remineralizasyonu arttırdığı bildirilmiştir. Ağız ortamında yüksek çözünürlüğü, hızlı bir şekilde apatit formuna hidrolize olma yeteneği ve tat üzerine herhangi bir yan etkisinin olmaması CPP-ACP'yi remineralizasyon tedavileri için birincil aday yapmaktadır (Reynolds 2008, Walker et al. 2010, Gurunathan, Somasundaram and Kumar 2012, Nongonierma and Fitzgerald 2012, Vashisht, Indira, Ramachandran, Kumar and Srinivasan 2013).

Ağız ortamında diş yapıları sürekli olarak demineralizasyon ve remineralizasyona maruz kalmaktadırlar. Aradaki denge demineralizasyon yönünde değiştiğinde ise diş dokularında yıkım meydana gelmektedir. CPP-ACP kullanımı ile bu denge remineralizasyon yönünde bozulmaktadır. Günümüzde CPP-ACP, topikal etkisinden yararlanmak için şekersiz sakız, gargara, pastil, pat, spor içecekleri ve restoratif materyal gibi çeşitli ürünlerin içerisine katılarak piyasaya sunulmuştur. Şekersiz sakızların tükürük akışını arttırarak çürük önleyici etki gösterdiği bilinmektedir. Bundan yola çıkarak yapılan çalışmada başlangıç çürüklerinin remineralizasyonunda CCP-ACP içeren sakızlar kullanılmış ve başlangıç çürüklerinin remineralizasyonunda doza bağlı olarak bir artış gözlenmiştir. Şekersiz pastiller tükürük bezlerini stimüle ederek tükürük akışını arttırmakta ve ağız ortamında tamamen çözülmetedirler. Aynı zamanda remineralizasyonu sağlamada kullanılacak maddeler için etkili bir taşıyıcı

ajandır (Azarpazhooh and Limeback 2008, Llana, Forner and Baca 2009, Nongonierma and Fitzgerald 2012, Somasundaram, Vimala and Mandke 2013, Walsh and Brostek 2013, Krithikadatta, Fredrick, Abarajithan and Kandaswamy 2013).

CPP-ACP ve fluor çürük önlemedeki etkilerinde birbirlerine katkıda bulunmaktadır. Fluorun şu anda kabul edilen çürük önleyici mekanizması fluor iyonlarının diş yüzeyine lokalizasyonu sonucu fluorapatit oluşumudur. Fluorapatit, kalsiyum ve fosfat diş yüzeyinde birlikte lokalize olmaktadır ve çürük önlemede birbirlerine olan katkıları diş yüzeyinde ACFP olarak bulunmalarından kaynaklanmaktadır. CPP-ACP ve fluor bileşiminin (ACFP) çürüğü önlemesi bakımından sinerjik etki oluşturdıkları belirtilmektedir (Reynolds 2008, Cochrane et al. 2010, Crombie, Cochrane, Manton, Palamara and Reynolds 2013).

#### **4.3.5. Biyomimetik Nanopartiküller**

Diş hekimliğinde nano teknolojinin gelişimi ile birlikte gerek dental restoratif materyallerde gerek koruyucu amaçla kullanılan dental malzemelerde nano partiküllerin kullanımı gündeme gelmiştir. Bu amaçla nano dolduruculu kompozitler, fissür örtücüler üretilmiş ayrıca kuarterner amonyum, kitosan, silika, hidroksiapatit ve diğer kalsiyum fosfat bazlı nano partiküllerin remineralizasyon ve antimikrobiyal ajan olarak kullanımı gündeme gelmiştir (Allaker 2010, Hannig and Hannig 2010a, Hannig and Hannig 2010b, Ten Cate 2012, Hannig and Hannig 2012).

Biyomimetik yöntemler ile üretilen nano hidroksiapatit partiküllerinin remineralizasyon ajanı olarak kullanımı ile hem biyofilm kontrolü hem de erozyonun kontrolü amaçlanmıştır. Bu amaçla nano partikül içeren pek çok diş macunu, gargara, koruyucu macunlar üretilmiştir (Najibfard, Ramalingam, Chedjieu and Amaechi 2011, Tschoppe, Zandim, Martus and Kielbassa 2011, Hannig, Basche, Burghardt, Al-Ahmad and Hannig 2013).

ACP bu teknoloji ile üretilmiştir ve koruyucu dental malzemelere farklı formlarda dâhil edilmiştir. Buna alternatif olarak nano hidroksiapatit partikülleri içeren koruyucu ürünler de geliştirilmiştir. Bu koruyucu ürünler geliştirilirken fluor ve ksilitol gibi antikaryojenik etkisi kanıtlanmış malzemelere, yüzey pürüzlülüğünü azaltması ve remineralizasyonu arttırması beklenen amorf kalsiyum fosfat ve nano hidroksiapatit

gibi partiküller kombin edilmiştir. Yeni geliştirilen ürünler biyomimetik tedavide kullanılırken CPP-ACP bu amaçla kullanılamamaktadır (Reynolds 2008, Hannig and Hannig 2010).

Doğal yapıyı taklit eden malzemeler kullanılarak yapılan tedaviye biyomimetik tedavi denilmektedir. Biyomimetik tedavinin başarısını belirleyen kullanılan nano partiküllerin boyutlarıdır. Remineralizasyonu sağlama ve demineralizasyonu engellemede farklı nano hidroksiapatit formları ve boyutları kullanılmaktadır. Nano hidroksiapatit kristallerinin küre ya da tüp şeklindeki pek çok formu araştırılmaktadır. Bu yapay hidroksiapatit kristalleri hem 20 nm olan dentinal hidroksiapatitler gibi görev alabilmekte hem de 100 nm olan mine hidroksiapatitleri gibi görev alabilmektedirler. Ayrıca zaman zaman kümeleşerek agrege olmakta ve remineralizasyona yardımcı olmaktadır. Agrege olmayan hidroksiapatit nano kristal kümeleri ise *in vitro* şartlarda bakteri duvarlarına tutunup, bakteriyel adezinler ile etkileşmekte böylece dolaylı olarak bakteri adezyonunu azaltmaktadır (Chen, Clarkson, Sun and Mansfield 2005, Venegas, Palacios, Apella, Morando and Blesa 2006, Tao, Pan, Zeng, Xu and Tang 2007, Li Li et al. 2008, Palazzo et al. 2009, Norberto Roveri et al. 2009).

#### **4.3.6. Görüntü İşleme ve Görüntü Analiz Programları**

Görüntü işleme, ölçülmüş veya kaydedilmiş olan elektronik (dijital) görüntü verilerini, elektronik ortamda (bilgisayar ve yazılımlar yardımı ile) amaca uygun şekilde değiştirmeye yönelik yapılan bilgisayar çalışmasıdır. Görüntü işleme; daha çok kaydedilmiş olan, mevcut görüntüleri işlemek, yani mevcut resim ve grafikleri, değiştirmek, yabancılaştırmak ya da iyileştirmek için kullanılır.

Görüntüler çok küçük alanların (piksel) yan yana gelerek oluşturduğu bir mozaik olarak tanımlanabilir. Bir görüntü tek gri seviyelerinden ya da dijital olarak tanımlı renklerden oluşabilir. Gri görüntüler 0'dan 256'ya kadar farklı gri tabakaları ile oluşturulabilir. 256 seviye her piksel 8 bit olarak ortaya çıkar ( $2^8 = 256$ ). Burada 0 seviye siyah, 256 ise beyaz olarak tanımlanmaktadır.

Gerçek yaşamda, bir görüntü veya resim basit 2 değişkenin bir fonksiyonu olarak tanımlanır.  $A(x,y)$  gibi bir fonksiyonla ifade edilen bir resimde  $A$  bir şiddet birimidir (Eliceiri and Rueden 2005).

Görüntü işlemede temel kavramlar;

**Piksel (pixel)** : picture element sözcüklerinin birleştirilmesiyle oluşmuştur, görüntünün birim elemanını ifade eder.

**Parlaklık (intensity)**:  $x$  ve  $y$  uzaysal boyutlar olmak üzere  $I(x,y)$ ,  $x$  ve  $y$  koordinatlarındaki pikselin parlaklık değerini gösterir.

**Ayrıklaştırma (Digitizing)**: Analog görüntünün sayısal sistemde ifade edilebilmesi için önce uzaysal boyutlarda sonlu sayıda ayrık parçaya bölünmesi (örnekleme, sampling), sonra da her bir parçadaki analog parlaklık değerinin belli sayıda ayrık sayısal seviyelerden biri ile ifade edilmesi (kuantalama, quantizing) gerekir.

**Çözünürlük (Resolution)**: görüntünün kaç piksele bölündüğünü, yani kaç pikselle temsil edildiğini gösterir. Çözünürlük ne kadar yüksekse, görüntü o kadar yüksek frekansta örneklenmiş olur ve görüntüdeki ayrıntılar o kadar belirginleşir.

**Uzaysal Frekanslar (Spatial Frequencies)**: Uzaysal boyutlarda belli bir mesafede parlaklık değerinin değişim sıklığını ifade ederler.

Görüntüyü işlemek amacı ile yapılan uygulamalar gürültü temizlemek, koyuluk ayarlamak, görüntü keskinleştirmek ve bulanıklaştırmak, parlaklığı ayarlamak, doğru renk ayarlamak olarak sayılabilir.

Kimya metalürji ve malzeme mühendisliğinde malzeme karakterizasyon tekniklerinden bir tanesi, çok yüksek büyütmeleme sahip olan taramalı elektron mikroskoplarından ya da daha küçük büyütmeleme sahip olan ışık mikroskoplarından alınan görüntülerin, görüntü analiz programları ile yapılan karakterizasyondur (Rueden and Eliceiri 2007).

Görüntü işlemek amacı ile kullanılan pek çok kamu kullanımına açık veya ücretli kullanım sağlayan program mevcuttur. Bu programların öncelikli kullanım alanı mühendislik alanındaki teknik resimler, fotoğrafçılık ve grafik tasarım olmakla birlikte, medikal alanda mikroskop görüntülerinin işlenip analiz edilmesi, yüzey alanı

hesaplanması, benzer objelerin sayılması, objelerin boyutlarının ölçülmesi gibi amaçlarla da kullanım alanları yaygındır.

ImageJ çeşitli bilim dallarında kullanım alanı bulan, Ulusal Sağlık Enstitüleri (National Institutes of Health) tarafından geliştirilerek ücretsiz olarak kamunun kullanımına sunulan bir görüntü işleme ve analiz programıdır. Bu program, özellikle inşaat ve mühendislik alanındaki teknik görüntülerin değerlendirmesi amacı ile kullanım görmesi ile birlikte sağlık alanında 3 boyutlu canlı hücre görüntülerini, radyolojik görüntüleri, hematoloji alanında elde edilen görüntüleri işleyip analiz etmek amacı ile de yaygın olarak kullanılabilir (Collins 2007).

ImageJ 8-bit, 16-bit ve 32-bit özellikte TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS ve RAW formatlarına sahip görüntüleri işleyip analiz edebilmektedir. Bu tür görüntüler arasında; alan yüzdesi, partikül boyutu belirleme gibi mantıksal ve aritmetik işlemler, kontrast manipülasyonu, konvolüsyon, Fourier analizi, keskinleştirme, yumuşatma, kenar algılama ve medyan filtreleme gibi standart görüntü işleme fonksiyonlarını destekleyip; ölçekleme, rotasyon ve flip gibi geometrik dönüşümler yapabilmektedir (Girish and Vijayalakshmi 2004).

Clemex Vision PE - Scientific Microscope Analysis for Microscopy, çelik sanayii, havacılık, otomotiv, ilaç ve diğer sektörlerde yapılan pek çok araştırmada mikroskopik görüntülerin işleme ve analizine kullanılan, ücretli olarak kullanıma sunulmuş bir bilgisayar yazılımıdır. Çok amaçlı görüntü analizinde parçacık sayımı, faz yüzdesi, 3 boyut oluşturma, tane boyutu belirleme, mozaik fonksiyonlar gibi profesyonel kullanım ve çözümler için tasarlanmıştır. Malzeme ve metalürji, imalat, farmakoloji, biyoteknoloji ile araştırma ve eğitim alanlarındaki kullanımlara hitap eden yazılımları mevcuttur.

Clemex Vision PE 8-bit ile 64-bit arası özellikteki TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS ve RAW formatlarına sahip görüntüler üzerinde partikül boyutu dağılımı, nesne sayısı, dansite, renk dağılımı, alan yüzdesi ve hücre boyutu belirleme, yeniden boyutlandırma, küre karakterizasyonu, partikül filtreleme, yüzeyin 3 boyutlu yapılandırılması gibi görüntü işleme ve analiz işlemlerinde kullanılabilir (Antony et al. 2013).

## 5. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamız deneysel materyallerin incelendiği *in vitro* kısım ve ağız içi biyofilmin oluşturulduğu *in situ* kısım olarak iki kısımdan oluşmaktadır.

Araştırmamızın *in vitro* deneysel incelemeleri İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi Laboratuvarlarında yapılmıştır. *In situ* biyofilm gelişiminin gerçekleştirildiği deneyler ise Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalında gerçekleştirilmiştir.

Deney basamakları sırası ile aşağıdaki gibi planlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

### A) *In vitro*

- Deneyler için gerekli dental materyal ve kontrol grubu örneklerinin hazırlanması.
- Mikrosertlik ölçümlerinin Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı ile yapılması
- Pürüzlülük ölçümlerinin Profilometre cihazı ile yapılması
- Temas açısı ölçümlerinin temas açısı ölçüm cihazı ile yapılması.

### B) *In Situ*

- Araştırmaya dâhil edilecek kişilerin seçilmesi ve bilgilendirilmiş, aydınlatılmış onam alınması
- Deneyler için gerekli dental materyal ve kontrol grubu örneklerinin hazırlanması.
- Ağız içi apareylerin hazırlanması
- Biyofilmin ağız içi ortamında oluşturulması
- Biyofilmin taramalı elektron mikroskobu ile incelenmesi
- Biyofilmin sayısal olarak değerlendirilmesi

### C) Sonuçların istatistiksel analizi

## 5.1. Kullanılan Cihazlar

### 5.1.1. Polimerizasyon Cihazı

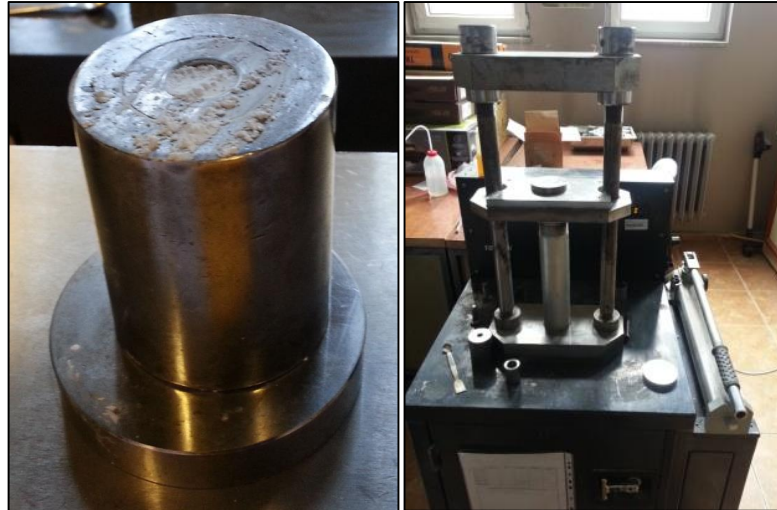
Araştırmamızda **LK-G13-1 DY400-4 (Denjoy Dental, China)** LED lambalı polimerizasyon ışık cihazı kullanılmıştır (Resim 5).



**Resim 5:** Polimerizasyon Cihazı

### 5.1.2. Soğuk Pres Aleti

Araştırmamızda İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi Laboratuvarında bulunan soğuk pres aleti kullanılmıştır (Resim 6).



**Resim 6:** Pres Kalıbı ve Aleti

### 5.1.3. Hassas Kesim Cihazı

Araştırmamızda İstanbul Teknik Üniversitesi Laboratuvarında Kimya Metalürji Fakültesi bulunan hassas kesim cihazı **Manitom (Struers, Denmark)** kullanılmıştır (Resim 7).



**Resim 7:** Hassas Kesim Cihazı

### 5.1.4. Mikrosertlik Ölçüm Cihazı

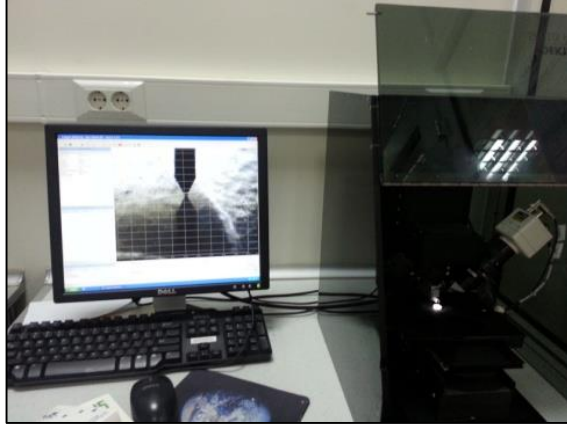
İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında, mikrosertlik cihazı **HMV Microhardness Tester (Shimadzu, Japan)** kullanılmıştır (Resim 8).



**Resim 8:** Mikrosertlik Ölçüm Cihazı

#### 5.1.5. Profilometre

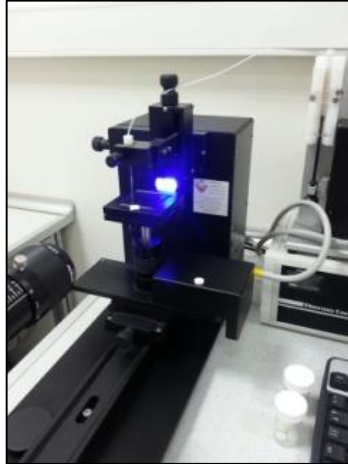
Araştırmamızda İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında bulunan profilometre cihazın **Dektak M6 Profilometer (Veeco, USA)** kullanılmıştır (Resim 9).



**Resim 9:** Profilometre

#### 5.1.6. Temas Açısı Ölçüm Cihazı

Araştırmamızda İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında, bulunan tansiyometre cihazı **CAM 200 (KSV NIMA, Finland)** kullanılmıştır (Resim10).



**Resim 10:**Kontak Açısı Ölçüm Cihazı

#### 5.1.7. Altın Kaplama Cihazı

Araştırmamızda İstanbul Teknik Üniversitesi TEMAG Laboratuvarında bulunan Altın Kaplama Cihazı **Sputter Coater 108 (Creescington Scientific, UK)** kullanılmıştır (Resim 11).



**Resim 11:** Altın Kaplama Cihazı

#### 5.1.8. Taramalı Elektron Mikroskobu

Araştırmamızda İstanbul Teknik Üniversitesi TEMAG Laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu **Evo Ma10 (CARL ZEISS, UK)** kullanılmıştır (Resim 12).



**Resim 12:** Taramalı Elektron Mikroskobu

#### 5.1.9. Etüv

Araştırmamızda İstanbul Teknik Üniversitesi Laboratuvarında Kimya Metalürji Fakültesi bulunan etüv **Binder (GmbH, Germany)** kullanılmıştır (Resim 13).



**Resim 13:Etüv**

#### 5.2. Kullanılan Dental Materyaller

Araştırmamızda iki adet rezin esaslı, bir adet cam iyonomer esaslı fissür örtücü, hidroksiapatit disk ve diş minesini kullanılmıştır.

##### 5.2.1. Heliaseal F (K1)

Araştırmamızda kullanılan **Heliaseal F (Kompozit 1-K1)** %10-25 Bisfenol A-Glisidil Metakrilat, %10-25 Üretan Dimetakrilat, %10-25 Trietilenglikol Dimetakrilat içeren florid ihtiva eden, ışıkla polimerize olan, rezin esaslı bir fissür örtücü materyaldir (Resim 14) .



**Resim 14:**Helioseal F

### 5.2.2. Ultraseal XT Hydro (K2)

Araştırmamızda kullanılan **Ultraseal XT Hydro (Kompozit 2-K2)** <%17 Trietilenglikol Dimetakrilat, <% Diüretan Dimetakrilat, <%4 Alüminyum Oksit, <%1 Metakrilik Asit, <%0,3 Titanyum Dioksit, <%0,2 Sodyum Monofluorofosfat içeren florid ihtiva eden, ışıkla polimerize olan, rezin esaslı bir fissür örtücü materyaldir (Resim 15).



**Resim 15:** Ultraseal XT Hydro

### 5.2.3. Fuji Triage (Ci)

Araştırmamızda kullanılan **Fuji Triage Capsule (Cam İyonomer-Ci)** toz yapısında %90-100 oranında amorf aluminofluoro silikat cam içeren, likit yapısında %30-40 Poliakrilik Asit, Tartarik Asit, Kırmızı Demir Oksit, Sarı Titanyum, Distile su içeren, tek kullanımlık kapsüller halinde üretilmiş, asit-baz reaksiyonu ile sertleşen, yüksek viskoziteli cam iyonomer esaslı fissür örtücü materyaldir (Resim 16).



**Resim 16:** Fuji Triage

#### **5.2.3.1. Biyomimetik Hidroksiapatit (BHAP)**

Araştırmamızda kullanılan, hidroksiapatit (HAP) diskler, 2.10 g/cm<sup>3</sup> yoğunluğa sahip, sentezinde kalsiyum kaynağı olarak, kalsiyum nitrat tetrahidrat [Ca(NO<sub>3</sub>)<sub>2</sub>.4H<sub>2</sub>O], kalsiyum klorür [CaCl<sub>2</sub>], kalsiyum hidroksit [Ca(OH)<sub>2</sub>], kalsiyum asetat [Ca(CH<sub>3</sub>COO)<sub>2</sub>], fosfor kaynağı olarak diamonyum hidrojen fosfat [(NH<sub>4</sub>)<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>], amonyum dihidrojen fosfat [NH<sub>4</sub>H<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>], dipotasyum hidrojen fosfat [K<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>] ve orto fosforik asit [H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>] kullanılan, Ca/P oranı vücutta oluşan hidroksiapatitin Ca/P mol oranı olan 1.64 değerini baz alınarak bu şekilde hazırlanan biyomimetik yöntem ile üretilmiş hidroksiapatit tozunun preslenip sinterlenmesi ile elde edilmiştir (Resim 17).



**Resim 17 :**BHAP disk

#### **5.2.3.2. Mine (M)**

Çalışmamızda Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi Anabilim Dalı'ndan temin edilen ve yaşları 20-35 arası bireylerden çekilen 20 adet alt ve üst (maksiller ve mandibuler) tam gömük insan 3. molar dişleri kullanıldı (Resim 18).



**Resim 18:** Mine Kaynağı Olarak Kullanılan 3. Molar Dişler

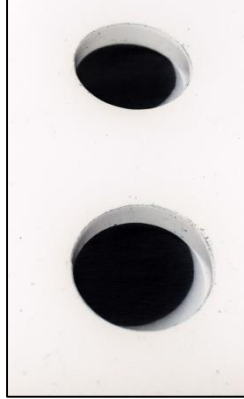
### 5.3. Dental materyallerin hazırlanması

#### 5.3.1. *In vitro* deneyler için örnek hazırlama

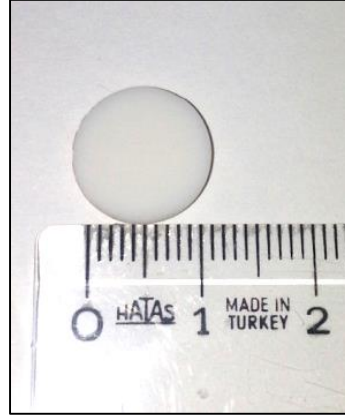
##### 5.3.1.1. Helioseal F (K1)

Araştırmamızda kullanılan **Helioseal F (K1)** üretici firma talimatları doğrultusunda, önceden hazırlanan çapı 10 mm yüksekliği 2 mm olan standart teflon kalıplara (Resim 19) altına ve üzerine şeffaf bant ve cam konularak uygulandı. LED lambalı polimerizasyon ışık cihazı kullanılarak **LK-G13-1 DY400-4** (Denjoy Dental, China) 40 saniye süreyle alttan ve üstten polimerize edildi ve toplamda 40 adet olacak şekilde hazırlandı (Resim 20).

Cilasız olması planlanan örnek yüzeylerine herhangi bir işlem yapılmadı. Cilalı olması planlanan örnek yüzeyleri sırası ile 500 ve 800 mesh karbon disk zımpara ile 30’ar saniye zımparalandı, sonra 1 mikronluk elmas cila pastası ve keçe ile 30 saniye parlatıldı. Her bir örnek 2 ml’lik distile su içeren tüplere 1’er tane olacak şekilde yerleştirildi ve örnekler 37°C derecede etüvde 24 saat saklandı.



**Resim 19:**Teflon Kalıp

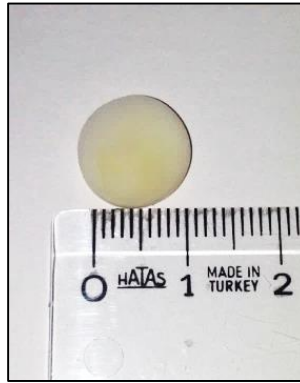


**Resim 20:**Helioseal F örneği

#### 5.3.1.2. Ultraseal XT Hydro-(K2)

Araştırmamızda kullanılan **Ultraseal XT Hydro (K2)** üretici firma talimatları doğrultusunda, önceden hazırlanan çapı 10 mm ve yüksekliği 2 mm olan standart teflon kalıplara (Resim 17) altına ve üzerine şeffaf bant ve cam konularak uygulandı. LED lambalı polimerizasyon ışık cihazı kullanılarak **LK-G13-1 DY400-4** (Denjoy Dental, China) 40 saniye süreyle alttan ve üstten polimerize edildi ve toplamda 40 adet olacak şekilde hazırlandı (Resim 21).

Cilasız olması planlanan örnek yüzeylerine herhangi bir işlem yapılmadı. Cilalı olması planlanan örnek yüzeyleri sırası ile 500 ve 800 mesh karbon disk zımpara ile 30’ar saniye zımparalandı, sonra 1 mikronluk elmas cila pastası ve keçe ile 30 saniye parlatıldı. Her bir örnek 2 ml’lik distile su içeren tüplere 1’er tane olacak şekilde yerleştirildi ve örnekler 37°C derecede etüvde 24 saat saklandı.

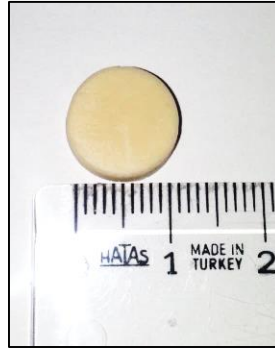


**Resim 21:** Ultraseal XT Hydro Örneği

#### 5.3.1.3. Fuji Triage

Araştırmamızda kullanılan **Fuji Triage Capsule (CI)** dental materyali üretici firma talimatları doğrultusunda aktive edilip, kapsül karıştırıcısına yerleştirilerek 10 saniye süreyle karıştırıldı ve özel uygulama aparatı yardımıyla önceden hazırlanan çapı 10 mm ve yüksekliği 2 mm olan standart teflon kalıplara (Resim 19) altına ve üzerine şeffaf bant ve cam konularak uygulandı. LED lambalı polimerizasyon ışık cihazı kullanılarak **LK-G13-1 DY400-4** (Denjoy Dental, China) 40 saniye süreyle alttan ve üstten polimerize edildi ve toplamda 40 adet olacak şekilde hazırlandı (Resim 22).

Cilasız olması planlanan örnek yüzeylerine herhangi bir işlem yapılmadı. Cilalı olması planlanan örnek yüzeyleri sırası ile 500 ve 800 mesh karbon disk zımpara ile 30'ar saniye zımparalandı, sonra 1 mikronluk elmas cila pastası ve keçe ile 30 saniye parlatıldı. Her bir örnek 2 ml'lik distile su içeren tüplere 1'er tane olacak şekilde yerleştirildi ve örnekler 37°C derecede etüvde 24 saat saklandı.



**Resim 22:** Fuji Triage Örneği

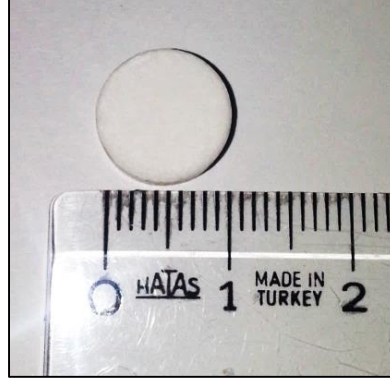
#### 5.3.1.4. Biyomimetik Hidroksiapatit Diskler

Araştırmamızda kullanılan hidroksiapatit diskler **Biyomimetik Hidroksiapatit (BHAP)** tozunun 350 MPA basınç altında 1dk süre ile 10x2 mm'lik özel kalıplarda preslenmesi ve 1100°C derecede 4°C/dk. ısıtma hızı ile 4 saat süre ile sinterlenmiştir ve toplamda 70 adet olacak şekilde elde edilmiştir (Resim 23).

Apareylere yerleştirilecek BHAP örnekleri İstanbul Teknik Üniversitesi Laboratuvarında bulunan hassas kesim cihazı (Struers Manitom) kullanılarak su

soğutması altında 5x5x2 mm boyutlarında örnekler elde edildi ve toplamda 40 adet olacak şekilde hazırlandı.

Her bir örnek 2 ml'lik distile su içeren tüplere 1'er tane olacak şekilde yerleştirildi ve örnekler 37°C derecede etüvde 24 saat saklandı.



**Resim 23:** BHAP Disk Örneği

#### 5.3.1.5. Diş Minesinin Hazırlanması

20 adet alt ve üst (maksiler ve mandibuler) tam gömük insan 3. molar dişleri çekildikten sonra, el aletleri ve fırça yardımı ile musluk suyu altında üzerlerindeki doku artıkları uzaklaştırılıp 4°C derecede 1 ay boyunca distile su içerisinde bekletildi. Dişlerin kuronları, ilk önce mine-sement sınırından elmas frez (Meizen, Germany) ve aeratör (NSK, Japon) kullanılarak su soğutması altında köklerinden ayrıldı (Resim 24).



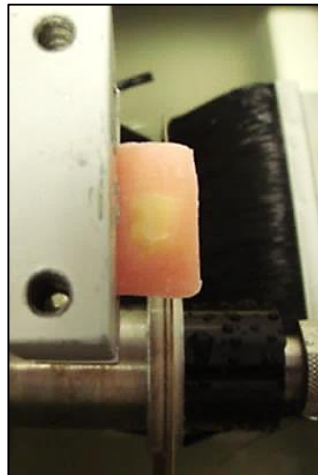
**Resim 24:** Mine Örneklerinin Hazırlanması

Daha sonra kuron pulpalari bir ekskavatör yardımıyla temizlendi ve kuronlar yine elmas separe yardımıyla bukkal ve lingual 2 parçaya ayrıldı. Böylece 40 adet diş örneği elde edildi. Distile su içerisinde bekleyen diş örnekleri, mine yüzeyleri dışarıda kalacak şekilde, önceden hazırlanmış 3x2 cm boyutunda ve 1cm derinliğinde silikon kalıplara, kendiliğinden sertleşen pembe akrilik rezin içine (üretici firma talimatları doğrultusunda 10 gr. toz için 5 gr. likit olacak şekilde 1 dk. boyunca karıştırılarak) (Panacryl, Kent Dental, Türkiye) gömüldü ve dehidratasyonu engellemek amacıyla tekrar distile su içerisine yerleştirildi (Resim 25).



**Resim 25:** Mine Örneği

Akrilik içerisine gömülü dişlerden, İstanbul Teknik Üniversitesi Laboratuvarında bulunan hassas kesim cihazı (Struers Manitom) kullanılarak su soğutması altında 10x10x2 mm boyutlarında **mine (M)** örnekleri elde edildi ve toplamda 40 adet olacak şekilde hazırlandı (Resim 26). Bu şekilde hazırlanan dişler ölçüme kadar 24 saat distile su içerisinde saklandı.



**Resim 26:** Hassas Kesim Cihazında Örneklerin Hazırlanması

### 5.3.2. *In Situ* Deneyler İçin Malzemelerin Hazırlanması

Araştırmamızda kullanılan **Fuji Triage Capsule**, **Helioseal F**, **Ultraseal XT Hydro** fissür örtücü materyallerinden ve BHAP her birinden 40'ar adet olmak üzere 160 adet örnek hazırlandı. Fissür örtücü materyal örnekleri 5x5x2 mm ebatlarındaki silikon kalıplarda, BHAP diskler hassas kesim cihazında istenilen ebatlara göre hazırlandı. Deney materyallerine herhangi bir cila ve parlatma işlemi yapılmadı. (Resim 27).



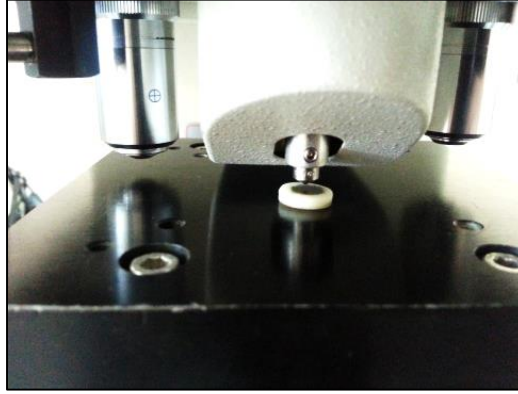
**Resim 27:** Apareylere Yerleştirilecek Örneklerin Hazırlanması

### 5.4. *In Vitro* Deneyler

#### 5.4.1. Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi

Araştırmamızda deney materyallerinin yüzey sertlikleri İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında, mikrosertlik cihazında **HMV Microhardness Tester**, **Shimadzu** 10gr ağırlık altında Vickers sertlik ucu ile incelendi. Önceden hazırlanmış ve yüzeyleri cilalanmış her gruba ait 10'ar adet örnek Vickers mikrosertlik cihazının tablasına yerleştirildi, 10 gr'lık kuvvet 10 saniye uygulayarak elmas uç ile malzeme yüzeyinde prizmatik bir şekilde çentik oluşturuldu. Oluşturulan izin her köşesinden diğer köşesine kadar diyagonal uzunluğu mikron olarak ölçüldü ve bu değer, çentik uzunluğu ve mikrosertlik değeri formülasyonu ile bilgisayar programında Vickers

Sertlik Değeri (Hv)'ne çevrildi. Böylece **K1, K2, Cİ, BHAP ve diş minesinden 5** 'er adet ölçüm olmak toplamda 250 adet mikrosertlik ölçümü yapıldı (Resim 28).



**Resim 28:** Mikrosertlik lm

#### **5.4.2. Yüzey Pürüzlülüğünün llmesi**

Araştırmanınızda deney materyallerinin yüzey sertlikleri İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında, Profilometre cihazında **Dektak 6M Profilometer Veeco** ile incelendi. Önceden hazırlanmış, yüzeyleri cilalanmış ve cilalanmamış her gruba ait 10'ar adet olmak üzere toplamda 20 adet örnek, profilometre cihazının tablasına, okuyucu uç ile örnek diskin değme açısı 90 derece olacak şekilde yerleştirildi. Ölçümler her bir örnek yüzeyin 5 farklı noktasından gerçekleştirildi. Örneklerin her biri için Ra ve Rq değerleri hesaplanarak m cinsinden kaydedildi. Böylece **K1, K2, Cİ, BHAP ve diş minesinden 5**'er adet ölçüm olmak üzere, cilalanmış ve cilalanmamış 2 grubun toplamında, 400 adet mikrosertlik ölçümü yapıldı (Resim 29).



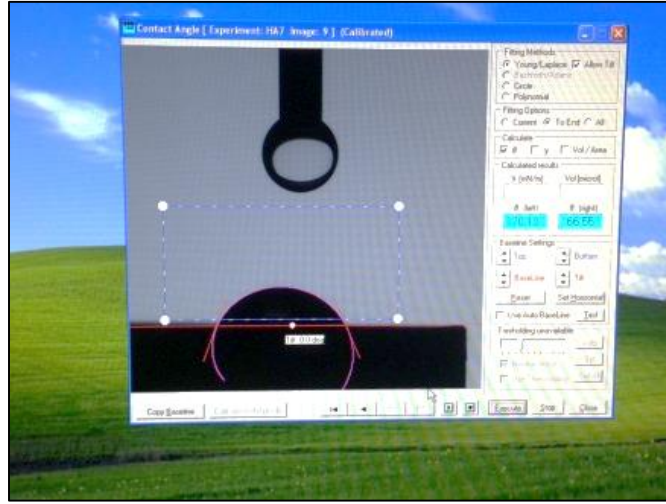
**Resim 29:** Pürüzlülük Ölçümü

#### **5.4.3. Temas Açısı ve Yüzey Islatılabilirliğinin Ölçülmesi**

Araştırmamızda fissür örtücü materyallerin yüzey sertlikleri İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalürji Fakültesi Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında, temas açısı ve yüzey enerjisi ölçüm cihazında **CAM 200, KSV NIMA**'da incelendi. Önceden hazırlanmış her materyal grubuna ait 10'ar adet örnek üzerine, cihazın özel enjektörü ile 5µl distile su damlası 10 mm yükseklikten damlatılmış ve tüm örneklerin temas açıları ölçülmüştür (Resim 30). Her bir örnek için 10 adet fotoğraf çekilmiştir. Böylece **K1, K2, Cİ, BHAP ve diş minesinden** 10 'ar adet olmak üzere, toplamda 500 adet temas açısı fotoğrafı çekilmiş ve bilgisayar programı aracılığı ile hesaplamalar yapılmıştır (Resim 31) .



**Resim 30:** Distile Su Damlatılan Örnekler



**Resim 31: Temas Açısı Ölçümü**

## **5.5. In Situ Deneyler**

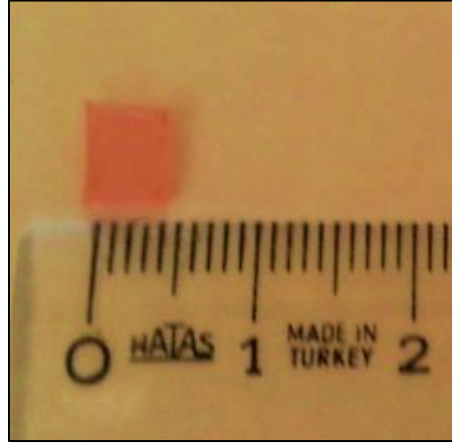
### **5.5.1. Deneye Katılacak Kişilerin Seçilmesi**

Araştırmamız için Yeditepe Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 18.12.2012 tarihli 270 numaralı etik onay alındı. Araştırmamıza, cinsiyet ayrımı gözetmeksizin, yaşları 6-12 arasında değişen, herhangi bir sistemik rahatsızlığı bulunmayan, son 3 ay içerisinde antibiyotik kullanmamış, DMFT+dmft>2 olan, tüm çürük dişlerin restorasyonları yapılmış olan ve yer tutucu amacı ile yer tutucu amacı ile hareketli apareyi endikasyonu olan 20 çocuk hasta dâhil edildi. Katılan çocukların 8'i kız 12'si erkektir. Yapılan intraoral muayenede süt dişi eksiklikleri 2-7 arasında, DMFT+dft indeks ortalaması  $4.95 \pm 1.76$  ve 2-8 aralığında bulundu. Çalışmaya dahil edilen tüm çocukların ailelerine gerekli bilgilendirme yapılarak aydınlatılmış onam alındı.

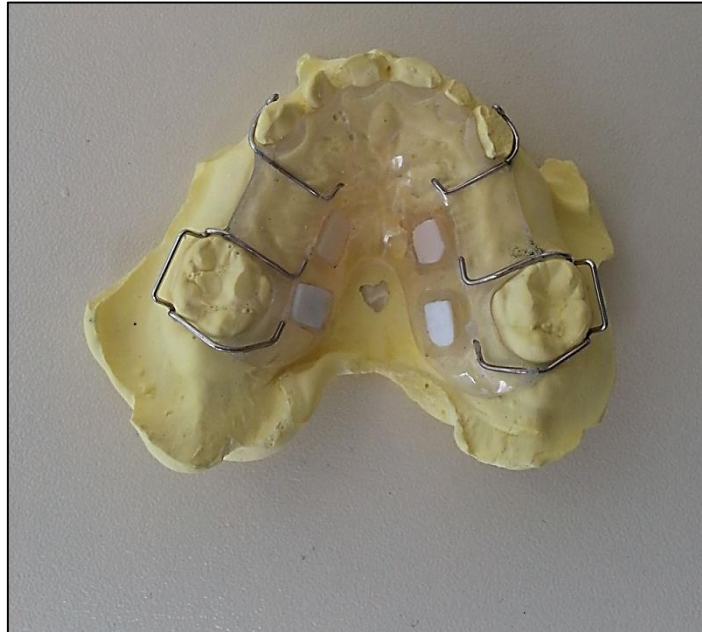
### **5.5.2. Apareylerin Hazırlanması**

Araştırmaya katılan gönüllülerin üst çenelerinden aljinatla (Alginmax, Major, Italy) ölçü alındı ve sert alçıdan (Artplaster, Kemiger, Türkiye) modelleri hazırlandı. Her bir gönüllü için 7x7x3 mm ebatlarında 4'er adet mum (Dentsply Pinnacle, Germany) kalıplar hazırlanarak alçı modellerin palatinal bölgelerine yerleştirildi (Resim 32). Bu modeller üzerine laboratuvar ortamında şeffaf akrilikten (BMS Dental,

Italy) Hawley apareyleri hazırlandı ve daha sonra aparey içerisindeki mumlar eritilerek 7x7x3 mm 4 adet boşluğa sahip 20 adet aparey elde edildi. Her apareye daha önceden hazırlanan örneklerden 1 adet K1, 1 adet K2, 1 adet Cİ ve 1 adet BHAP örneği 20 apareyde de aynı yerlere gelecek şekilde ışıkla sertleşen bir geçici dolgu materyali (Clip, Voco, US) kullanılarak aparey yüzeyinden 1 mm aşağıda olacak şekilde yerleştirildi. LED lambalı polimerizasyon ışık cihazı kullanılarak (LK-G13-1 DY400-4, Denjoy Dental, China) Clip 20 saniye süreyle polimerize edildi (Resim 33).



**Resim 32:** Mum Kalıpların Hazırlanması



**Resim 33:** Apareylerin Hazırlanması

### 5.5.3. Biyofilmin Ağız İçi Ortamda Oluşturulması ve Grupların Belirlenmesi

Her bir materyal grubundan hazırlanan 5x5x2 mm boyutlarındaki 40'ar adet fissür örtücü ve 40 adet hidroksiapatit, her grupta 20 adet olacak şekilde 2 gruba ayrıldı:

Grup I: normal florada kullanılacak örnekler

Grup II: hidroksiapatit (HAP) kristalleri, ksilitol, florid içeren koruyucu ürün **Remin pro (Voco, Germany)** bulunan florada kullanılacak örnekler.

#### 5.5.3.1. Grup I

Normal florada kullanılmak üzere hazırlanan apareyler çocukların ağızlarına yerleştirildi ve biyofilm oluşturmak amacıyla 1 hafta süreyle sadece yemek yerken çıkarılmak koşuluyla bireyler tarafından kullanıldı. Apareyler yemek süresince biyofilm dehidratasyonunu engellemek için musluk suyu ile dolu aparey saklama kutularında bekletildi. Deney süresi boyunca gönüllülere dişleri 1450 ppm florid içeren bir macunla **Sensodyne Pronamel for Children (GlaxoSmithKline, UK)** (Resim 34) fırçatıldı ve apareylere rutin hijyen alışkanlıkları uygulandı. Bireyler deney süresi boyunca normal beslenmelerine devam ettiler.



**Resim 34:** Çocukların Kullandığı Diş Macunu Sensodyne Pronamel for Children

#### 5.5.3.2. Grup II

HAP içeren florada kullanılmak üzere hazırlanan apareyler bireyler tarafından 1 hafta süreyle sadece yemek esnasında çıkarmak koşuluyla kullanıldılar. Yemek sonrasında dişlerini florid içeren bir macunla **Sensodyne Pronamel**

(GlaxoSmithKline, UK) fırçaladılar. İlk gruptan farklı olarak bu grupta akşamları dişlerini fırçaladıktan sonra apareylerini takmadan önce her defasında HAP kristalleri, ksilitol ve 1450ppm florid içeren tek kullanımlık bir ürünü **Remin pro (Voco, Germany)** 7 gün boyunca dişlerine sürerek kullandılar (Resim 35).



**Resim 35:** Remin Pro, VOCO

#### 5.5.4. Oral Biyofilmin Mikroskopik İncelenme İçin Hazırlanması

Her iki grupta da 7. günün sonunda apareyler gönüllülerin ağızlarından çıkarıldı ve örnekler, oluşan biyofilm tabakasına zarar vermeden bir ağız spatülü yardımıyla Clip kenarlarından itirilerek apareyden ayrıldı. Her bir örnek üzerlerine kod numaraları yazılarak içerisine fiksasyon amaçlı taze hazırlanmış %2,5'luk (0.1 M fosfat tampon (PBS) içinde, (pH 7.4) glutaraldehit solüsyonu koyulmuş plastik tüpler içerisine yerleştirildi (Resim 36).



**Resim 36:** Solüsyonun Hazırlanması ve Örneklerin Plastik Tüplere Yerleştirilmesi

Örnekler 4 saat fikse edildikten sonra taze hazırlanmış PBS tampon (pH 7.4) solüsyonuna aktarılarak 12 saat boyunca +4 derecede buzdolabında bekletildi (Resim 37). 12 saatin sonunda tampon solüsyonundan çıkarılıp Taramalı Elektron Mikroskobu için hazırlandı.



**Resim 37:** PBS Solüsyonunun Hazırlanması



**Resim 38:** Örneklerin Dehidrate Edilmesi

12 saat süreyle tamponla yıkanan örnekler, tampondan çıkarılarak 1 saat süreyle osmiyumda bekletildi. Dehidratasyon işlemi için 2x15dk %40 etanol, 2x15dk %50 etanol, 2x15dk %70 etanol, 2x15dk %80 etanol, 2x15dk %90 etanol ve 4x15dk %100 etanol solüsyonları içerisinde bekletilen örnekler Hexametildisilazan (HMDS) solüsyonunda 5 dakika bekletilerek dehidratasyonları tamamlandı (Resim 38). Dehidrate edilen örnekler daha sonra kurutulup altın kaplanmak (Sputter Coater 108, Creesington, UK) üzere taşıyıcılara yerleştirildi (Resim 39).



**Resim 39:** Örneklerin Altın Kaplama İçin Hazırlanması

#### 5.5.5. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ile İncelenmesi

Örnekler 1 dakikalık bir sürede 15 nm kalınlıkta altın ile kaplandı (Resim 40) **Sputter Coater 108 (Creasington, UK)** ile yapılan kaplama işlemi 5x10 milibar basınç ve 10 mili amper elektrik voltajında tamamlandı ve İstanbul Teknik Üniversitesi TEMAG Laboratuvarında SEM' de (CARL ZEISS, Evo Ma10, UK) incelendi ve fotoğraflandı.

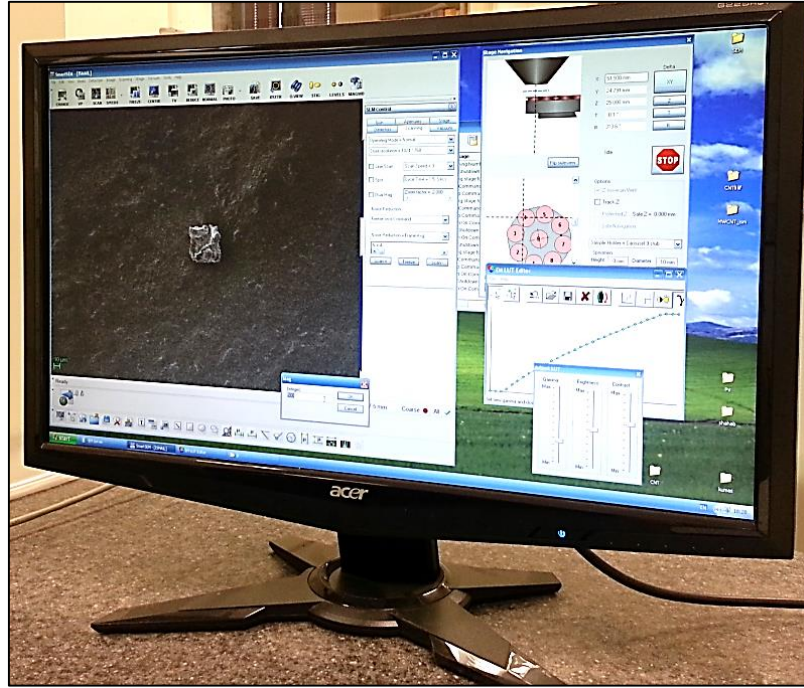


**Resim 40:** Altın Kaplanmış Örnekler

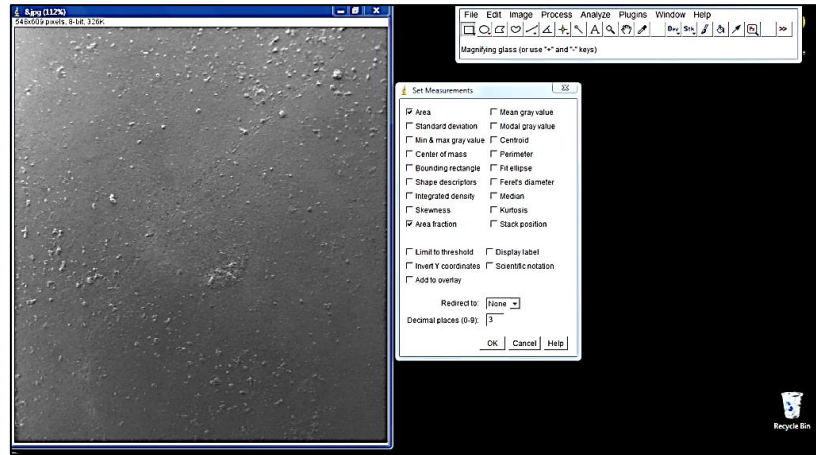
#### 5.5.6. Oral Biyofilmin Çekilmiş Fotoğrafların Görüntü Analiz Programı ile Değerlendirilmesi

Çalışmamızda aynı prensip ile çalışan **Clemex Scientific Image Analysis for Microscopy (Canada)** (Resim 41) ve **Image J (USA)** (Resim 42) isimli iki adet görüntü analiz programı kullanılmıştır.

Görüntü analizi yapabilmek için gerekli işlemler ve filtrelemeler ile gri olarak tanımlanmış, filtreleme işlemlerinden sonra görüntüde ikilileştirme işlemi (siyah-beyaz) uygulanmıştır. Programda eşik değeri belirlenerek, buna göre görüntü siyah ve beyaz olarak düzenlenmiş, bilinen toplam birim alan üzerinden istenilen koyu alan ya da açık alanın yüzdesi hesaplanmıştır.

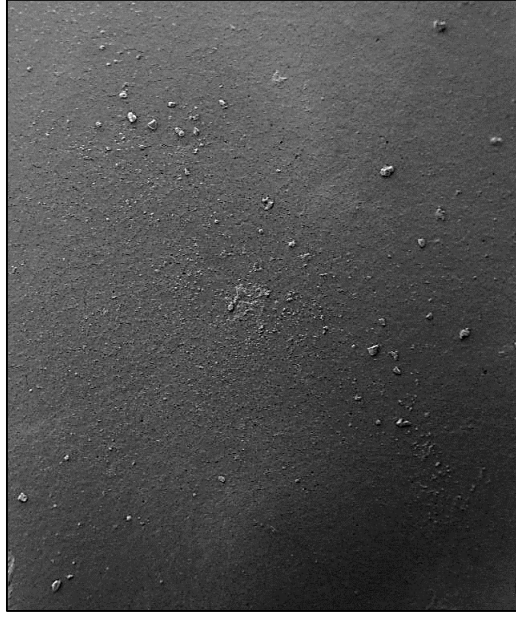


**Resim 41: Clemex Görüntü Analiz Programı**



**Resim 42: Image J Görüntü Analiz Programı**

SEM yönteminde incelen her bir örneğin x50, x150, x500 ve x1000 büyütmede fotoğrafları çekilmiştir. Araştırmamızda yapılacak sayısal ölçümler için örneklerin tüm yüzeylerini kapsayan x50 büyütmedeki 160 fotoğrafları kullanılarak biyofilm birikim alan ölçümleri yapılmıştır (Resim 43).



**Resim 43:** Örneklerin x50 Büyütmede Çekilen SEM Görüntüsü

#### **5.6. İstatistiksel Analiz**

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için **SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 15.0** programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu olmayan niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında anlamlılığa neden olan parametrenin tespitinde Wilcoxon işaret testi kullanılmıştır. Sonuçlar % 95 güven aralığında, anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirilmiştir.

Çalışmada parametrelerin arasında ilişkiye Spearman Korelasyon testi ile bakılmıştır.

## 6. BULGULAR

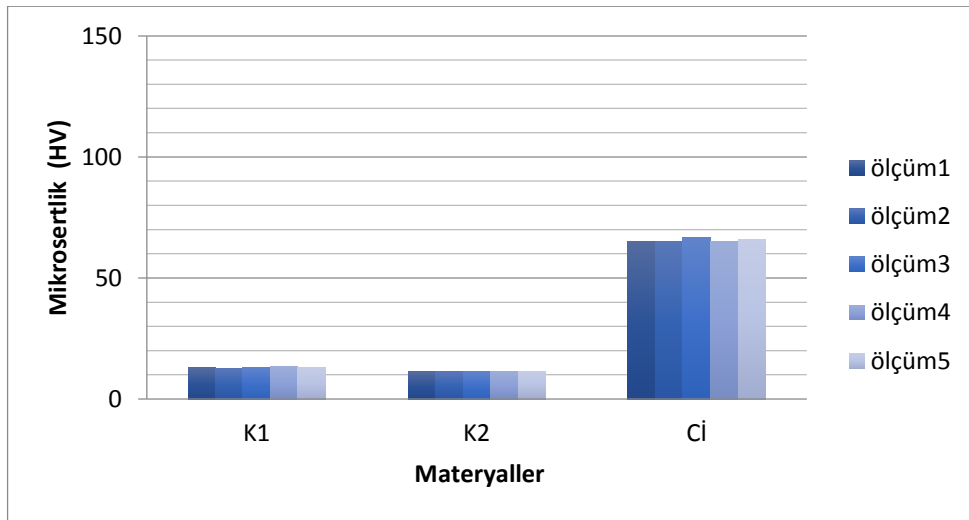
### 6.1. Mikrosertlik Bulguları

Mikrosertlik ölçümleri için her bir materyal grubu için hazırlanan 10'ar örnek hazırlanıp her örnekten 5'er ölçüm alınmıştır. Toplamda 250 ölçüm değeri kullanılarak istatistiksel değerlendirme yapılmıştır (Tablo 1).

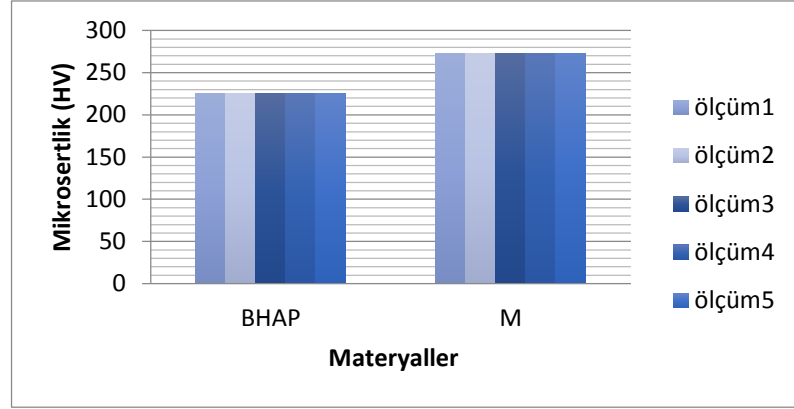
**Tablo 1: Gruplar Arası Mikrosertlik İncelemesi**

|                 | <b>K1</b><br>Ort±Ss | <b>K2</b><br>Ort±Ss | <b>Cİ</b><br>Ort±Ss | <b>BHAP</b><br>Ort±Ss | <b>M</b><br>Ort±Ss | <b>p</b> |
|-----------------|---------------------|---------------------|---------------------|-----------------------|--------------------|----------|
| <b>ölçüm1</b>   | 12.94±2.20          | 11.30±0.86          | 65.24±2.27          | 225.72±3.01           | 272.27±9.80        | 0.000*   |
| <b>ölçüm2</b>   | 12.76±1.47          | 11.31±0.93          | 65.19±2.05          | 225.70±3.03           | 272.33±9.59        | 0.000*   |
| <b>ölçüm3</b>   | 13.19±1.40          | 11.28±0.71          | 66.71±1.86          | 225.64±3.07           | 272.71±9.97        | 0.000*   |
| <b>ölçüm4</b>   | 13.42±1.80          | 11.47±0.75          | 65.23±2.05          | 225.80±3.00           | 272.73±10.12       | 0.000*   |
| <b>ölçüm5</b>   | 12.93±2.25          | 11.41±0.75          | 65.67±2.12          | 225.90±3.25           | 272.99±10.04       | 0.000*   |
| <b>ortalama</b> | 13.04±3.64          | 11.34±0.8           | 65.6±2.07           | 225.75±3.07           | 272.6±9.9          |          |

\*p<0.05



**Şekil 1: Üç Dental Materyalin 5 Farklı Mikrosertlik Ölçüm Değerlerinin Karşılaştırmaları**



**Şekil 2:** BHAP ve Mine'nin 5 Farklı Mikrosertlik Ölçüm Değerlerinin Karşılaştırması

Çalışmada her bir parametrenin gruplara göre karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Kompozit fissür örtücü 1 (K1), kompozit fissür örtücü 2 (K2), cam iyonomer fissür örtücü (Cİ), biyomimetik hidroksiapatit (BHAP) ve Mine (M) için 5 ölçümün tümü gruplara göre karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ( $p < 0.05$ ). Bu değerler iki ayrı grafik olarak Şekil 1 ve 2 'de verilmiştir. Farklılığın hangi gruplardan oluştuğuna Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır.

5 ölçüme ait sonuçların istatistiksel incelemesi aşağıdaki gibidir.

Ölçüm1 değerlerinde K1 (ort=12.94) değeri, Cİ (ort=65.24) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p < 0.05$ ) ( $p = 0.000$ ). Ölçüm1 değerlerinde K1 (ort=12.94) değeri, BHAP (ort=225.72) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p < 0.05$ ) ( $p = 0.000$ ). Ölçüm1 değerlerinde K1 (ort=12.94) değeri, M (ort=272.27) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p < 0.05$ ) ( $p = 0.000$ ). Ölçüm1 değerlerinde K2 (ort=11.30) değeri, Cİ (ort=65.24) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p < 0.05$ ) ( $p = 0.000$ ). Ölçüm1 değerlerinde K2 (ort=11.30) değeri, BHAP (ort=225.72) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p < 0.05$ ) ( $p = 0.002$ ). Ölçüm1 değerlerinde K2 (ort=11.30) değeri, M (ort=272.27) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p < 0.05$ ) ( $p = 0.000$ ). Ölçüm1 değerlerinde Cİ (ort=65.24) değeri, BHAP (ort=225.72) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p < 0.05$ ) ( $p = 0.000$ ). Ölçüm1 değerlerinde Cİ (ort=65.24) değeri, M (ort=272.27) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p < 0.05$ ) ( $p = 0.000$ ). Ölçüm1 değerlerinde BHAP (ort=225.72) değeri, M (ort=272.27) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p < 0.05$ ) ( $p = 0.000$ ).

Ölçüm2 değerlerinde K1 (ort=12.76) değeri, Cİ (ort=65.19) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm2 ölçümlerinde K1 (ort=12.76) değeri, BHAP (ort=225.70) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm2 ölçümlerinde K1 (ort=12.76) değeri, M (ort=272.33) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm2 ölçümlerinde K2 (ort=11.31) değeri, Cİ (ort=65.19) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm2 ölçümlerinde K2 (ort=11.31) değeri, BHAP (ort=225.70) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Ölçüm2 ölçümlerinde K2 (ort=11.31) değeri, M (ort=272.33) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm2 ölçümlerinde Cİ (ort=65.19) değeri, BHAP (ort=225.70) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm2 ölçümlerinde Cİ (ort=65.19) değeri, M (ort=272.33) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm2 ölçümlerinde BHAP (ort=225.70) değeri, M (ort=272.33) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Ölçüm3 değerlerinde K1 (ort=13.19) değeri, Cİ (ort=66.71) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm3 ölçümlerinde K1 (ort=13.19) değeri, BHAP (ort=225.64) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm3 ölçümlerinde K1 (ort=13.19) değeri, M (ort=272.71) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm3 ölçümlerinde K2 (ort=11.31) değeri, Cİ (ort=66.71) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm3 ölçümlerinde K2 (ort=11.31) değeri, BHAP (ort=225.64) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Ölçüm3 ölçümlerinde K2 (ort=11.28) değeri, M (ort=272.71) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm3 ölçümlerinde Cİ (ort=66.71) değeri, BHAP (ort=225.64) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm3 ölçümlerinde Cİ (ort=66.71) değeri, M (ort=272.71) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm3 ölçümlerinde BHAP (ort=225.64) değeri, M (ort=272.71) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Ölçüm4 değerlerinde K1 (ort=13.42) değeri, Cİ (ort=65.23) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.007$ ). Ölçüm4 ölçümlerinde K1 (ort=13.42) değeri, BHAP (ort=225.80) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm4 ölçümlerinde K1 (ort=13.42) değeri, M (ort=272.73) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm4 ölçümlerinde K2 (ort=11.47) değeri, Cİ (ort=65.23)

değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm4 ölçümlerinde K2 (ort=11.47) değeri, BHAP (ort=225.80) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm4 ölçümlerinde K2 (ort=11.47) değeri, M (ort=272.73) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm4 ölçümlerinde Cİ (ort=65.23) değeri, BHAP (ort=225.80) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm4 ölçümlerinde Cİ (ort=65.23) değeri, M (ort=272.73) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm4 ölçümlerinde BHAP (ort=225.80) değeri, M (ort=272.73) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Ölçüm5 değerlerinde K1 (ort=12.93) değeri, Cİ (ort=65.67) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm5 ölçümlerinde K1 (ort=12.93) değeri, BHAP (ort=225.90) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm5 ölçümlerinde K1 (ort=12.93) değeri, M (ort=272.99) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm5 ölçümlerinde K2 (ort=11.41) değeri, Cİ (ort=65.67) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm5 ölçümlerinde K2 (ort=11.41) değeri, BHAP (ort=225.90) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm5 ölçümlerinde K2 (ort=11.41) değeri, M (ort=272.99) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm5 ölçümlerinde Cİ (ort=65.67) değeri, BHAP (ort=225.90) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm5 ölçümlerinde Cİ (ort=65.67) değeri, M (ort=272.99) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ölçüm5 ölçümlerinde BHAP (ort=225.90) değeri, M (ort=272.99) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Sonuç olarak mikrosertlik incelemesinin 5 ölçümü de değerlendirildiğinde tüm gruplar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir (Şekil 1-2). Tüm ölçümler için M'ye en yakın mikrosertlik değeri BHAP'e aittir. Onu sırası ile Cİ, K1 ve K2 izlemektedir.

## **6.2. Pürüzlülük Bulguları**

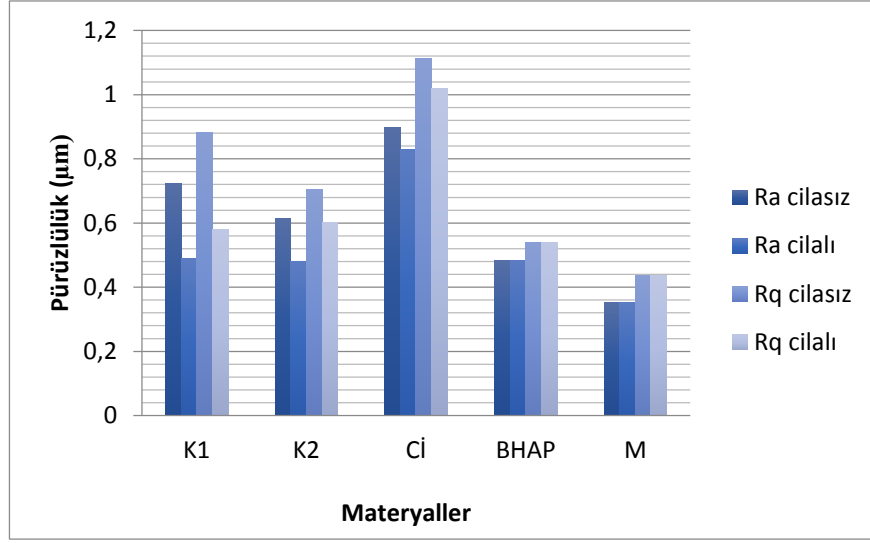
### **6.2.1. Gruplar Arası Pürüzlülük Değerlendirme**

Pürüzlülük ölçümleri için her bir materyal grubu için 10'ar örnek hazırlanıp, her örnekten 5'er ölçüm alınmıştır. Materyaller cilalı ve cilasız olarak 2 grup halinde incelenmiş, ölçümler Ra ve Rq ( $\mu\text{m}$ ) olmak üzere iki parametre üzerinden yapılmıştır.

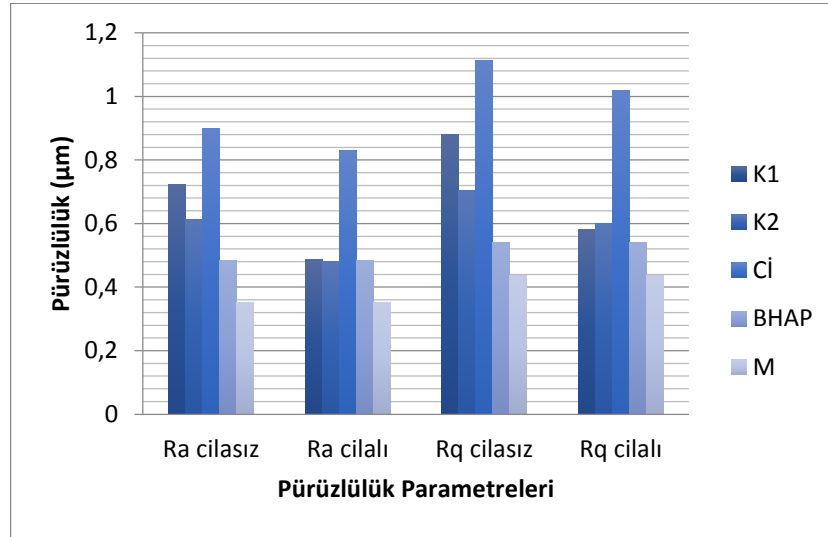
Toplamda 400 ölçüm değeri kullanılarak istatistiksel değerlendirilme yapılmıştır (Tablo 2).

**Tablo 2: Gruplar Arası Profilometrik İnceleme**

|                   | <b>K1</b><br>Ort±Ss | <b>K2</b><br>Ort±Ss | <b>Cİ</b><br>Ort±Ss | <b>BHAP</b><br>Ort±Ss | <b>M</b><br>Ort±Ss | p                 |
|-------------------|---------------------|---------------------|---------------------|-----------------------|--------------------|-------------------|
| Ra cilasız1       | 0.685±0.183         | 0.626±0.183         | 0.848±0.226         | 0.486±0.080           | 0.331±0.118        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilasız2       | 0.734±0.278         | 0.637±0.148         | 1.000±0.367         | 0.500±0.129           | 0.361±0.118        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilasız3       | 0.657±0.163         | 0.574±0.161         | 0.832±0.253         | 0.488±0.069           | 0.349±0.076        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilasız4       | 0.694±0.160         | 0.581±0.138         | 1.006±0.351         | 0.418±0.062           | 0.366±0.122        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilasız5       | 0.845±0.248         | 0.650±0.162         | 0.806±0.200         | 0.529±0.085           | 0.350±0.095        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilasız<br>ort | 0,723               | 0,613               | 0,898               | 0,484                 | 0,351              |                   |
| Ra cilalı1        | 0.489±0.122         | 0.470±0.097         | 0.848±0.226         | 0.486±0.080           | 0.331±0.118        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilalı2        | 0.485±0.146         | 0.487±0.086         | 0.875±0.258         | 0.500±0.129           | 0.361±0.118        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilalı3        | 0.526±0.119         | 0.504±0.106         | 0.832±0.253         | 0.488±0.069           | 0.349±0.076        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilalı4        | 0.528±0.085         | 0.471±0.061         | 0.849±0.264         | 0.418±0.062           | 0.366±0.122        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilalı 5       | 0.413±0.076         | 0.469±0.101         | 0.736±0.155         | 0.529±0.085           | 0.350±0.095        | <b>0.000*</b>     |
| Ra cilalı<br>ort  | 0,488               | 0,48                | 0,828               | 0,484                 | 0,351              |                   |
| Rq cilasız1       | 0.871±0.205         | 0.729±0.237         | 1.086±0.345         | 0.568±0.107           | 0.425±0.143        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilasız2       | 0.896±0.391         | 0.763±0.145         | 1.209±0.570         | 0.542±0.118           | 0.457±0.119        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilasız3       | 0.741±0.242         | 0.676±0.175         | 1.046±0.369         | 0.527±0.100           | 0.431±0.058        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilasız4       | 0.791±0.314         | 0.652±0.250         | 1.099±0.410         | 0.477±0.105           | 0.442±0.152        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilasız5       | 1.107±0.452         | 0.742±0.142         | 1.129±0.381         | 0.589±0.101           | 0.432±0.105        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilasız<br>ort | 0,881               | 0,712               | 1,112               | 0,54                  | 0,437              |                   |
| Rq cilalı1        | 0.634±0.191         | 0.538±0.078         | 1.043±0.348         | 0.568±0.107           | 0.425±0.143        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilalı2        | 0.603±0.153         | 0.637±0.123         | 1.138±0.577         | 0.542±0.118           | 0.457±0.119        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilalı3        | 0.579±0.105         | 0.629±0.143         | 0.936±0.283         | 0.527±0.100           | 0.431±0.058        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilalı4        | 0.588±0.100         | 0.618±0.094         | 1.099±0.410         | 0.477±0.105           | 0.442±0.152        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilalı5        | 0.498±0.103         | 0.582±0.110         | 0.876±0.133         | 0.589±0.101           | 0.432±0.105        | <b>0.000*</b>     |
| Rq cilalı<br>ort  | 0.584               | 0.6                 | 1.01                | 0.54                  | 0.437              | <b>*p&lt;0.05</b> |



**Şekil 3:**Deney Materyalleri ve Ortalama Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırmaları



**Şekil 4:** Pürüzlülük Parametreleri ve Materyallerin Ortalama Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırmaları

#### 6.2.1.1.Gerçek Yüzey Pürüzlülüğü (Ra)

Çalışmada her bir parametrenin gruplara göre karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Ra cilasız ölçümlerinde tüm grupların karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ( $p < 0.05$ ). Farklılığın hangi gruplardan oluştuğuna Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır.

Ra cilasız1 ölçümlerinde K1 (ort=0.685) değeri, BHAP (ort=0.486) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.010$ ). Ra cilasız1 ölçümlerinde K1 (ort=0.685) değeri, M (ort=0.331) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilasız1 ölçümlerinde K2 (ort=0.626) değeri, Cİ (ort=0.848) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.019$ ). Ra cilasız1 ölçümlerinde K2 (ort=0.626) değeri, M (ort=0.331) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Ra cilasız1 ölçümlerinde Cİ (ort=0.848) değeri, BHAP (ort=0.486) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Ra cilasız1 ölçümlerinde Cİ (ort=0.848) değeri, M (ort=0.331) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilasız1 ölçümlerinde BHAP (ort=0.486) değeri, M (ort=0.331) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.006$ ).

Ra cilasız2 ölçümlerinde K1 (ort=0.734) değeri, BHAP (ort=0.500) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.034$ ). Ra cilasız2 ölçümlerinde K1 (ort=0.734) değeri, M (ort=0.361) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.005$ ). Ra cilasız2 ölçümlerinde K2 (ort=0.637) değeri, Cİ (ort=1.000) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.016$ ). Ra cilasız2 ölçümlerinde K2 (ort=0.637) değeri, M (ort=0.361) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilasız2 ölçümlerinde Cİ (ort=1.000) değeri, BHAP (ort=0.500) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilasız2 ölçümlerinde Cİ (ort=1.000) değeri, M (ort=0.361) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilasız2 ölçümlerinde BHAP (ort=0.500) değeri, M (ort=0.361) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.013$ ).

Ra cilasız3 ölçümlerinde K1 (ort=0.657) değeri, BHAP (ort=0.488) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.013$ ). Ra cilasız3 ölçümlerinde K1 (ort=0.657) değeri, M (ort=0.349) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilasız3 ölçümlerinde K2 (ort=0.574) değeri, BHAP (ort=0.832) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.019$ ). Ra cilasız3 ölçümlerinde K2 (ort=0.574) değeri, M (ort=0.349) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Ra cilasız3 ölçümlerinde Cİ (ort=0.832) değeri, BHAP (ort=0.488) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.006$ ). Ra cilasız3 ölçümlerinde Cİ (ort=0.832) değeri, M (ort=0.349) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilasız3

ölçümlemlinde BHAP (ort=0.488) değeri, M (ort=0.349) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ).

Ra cilasız4 ölçümlemlinde K1 (ort=0.694) değeri, Cİ (ort=1.006) değeriine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.041$ ). Ra cilasız4 ölçümlemlinde K1 (ort=0.694) değeri, BHAP (ort=0.418) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilasız4 ölçümlemlinde K1 (ort=0.694) değeri, M (ort=0.366) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilasız4 ölçümlemlinde K2 (ort=0.581) değeri, Cİ (ort=1.006) değeriine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.007$ ). Ra cilasız4 ölçümlemlinde K2 (ort=0.581) değeri, BHAP (ort=0.418) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.003$ ). Ra cilasız4 ölçümlemlinde K2 (ort=0.581) değeri, M (ort=0.366) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.004$ ). Ra cilasız4 ölçümlemlinde Cİ (ort=1.006) değeri, BHAP (ort=0.418) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilasız4 ölçümlemlinde BHAP (ort=0.418) değeri, M (ort=0.366) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Ra cilasız5 ölçümlemlinde K1 (ort=0.845) değeri, BHAP (ort=0.529) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.004$ ). Ra cilasız5 ölçümlemlinde K1 (ort=0.845) değeri, M (ort=0.350) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilasız5 ölçümlemlinde K2 (ort=0.650) değeri, BHAP (ort=0.529) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.034$ ). Ra cilasız5 ölçümlemlinde K2 (ort=0.650) değeri, M (ort=0.350) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilasız5 Cİ (ort=0.806) değeri, BHAP (ort=0.529) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilasız5 ölçümlemlinde Cİ (ort=0.806) değeri, M (ort=0.350) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilasız5 ölçümlemlinde BHAP (ort=0.529) değeri, M (ort=0.350) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ).

Çalışmada her bir parametrenin gruplara göre karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Ra cilalı ölçümlemlinde tüm grupların karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ( $p<0.05$ ). Farklılığın hangi gruplardan oluştuğuna Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır.

Ra cilalı1 ölçümlemlinde K1 (ort=0.489) değeri, Cİ (ort=0.848) değeriine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Ra cilalı1 ölçümlemlinde K1 (ort=0.489)

değeri, M (ort=0.331) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.016$ ). Ra cılalı1 ölçümlerinde K2 (ort=0.470) değeri, Cİ (ort=0.848) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cılalı1 ölçümlerinde K2 (ort=0.470) değeri, M (ort=0.881) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.016$ ). Ra cılalı1 ölçümlerinde Cİ (ort=0.848) değeri, BHAP (ort=0.486) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Ra cılalı1 ölçümlerinde Cİ (ort=0.848) değeri, M (ort=0.331) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cılalı1 ölçümlerinde BHAP (ort=0.486) değeri, M (ort=0.331) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.006$ ).

Ra cılalı2 ölçümlerinde K1 (ort=0.485) değeri, Cİ (ort=0.875) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cılalı2 ölçümlerinde K2 (ort=0.487) değeri, Cİ (ort=0.875) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cılalı2 ölçümlerinde K2 (ort=0.487) değeri, M (ort=0.361) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cılalı2 ölçümlerinde Cİ (ort=0.875) değeri, BHAP (ort=0.500) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cılalı2 ölçümlerinde Cİ (ort=0.875) değeri, M (ort=0.361) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cılalı2 ölçümlerinde BHAP (ort=0.500) değeri, M (ort=0.361) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.013$ ).

Ra cılalı3 ölçümlerinde K1 (ort=0.526) değeri, Cİ (ort=0.832) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.010$ ). Ra cılalı3 ölçümlerinde K2 (ort=0.504) değeri, Cİ (ort=0.832) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cılalı3 ölçümlerinde K2 (ort=0.504) değeri, M (ort=0.349) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.008$ ). Ra cılalı3 ölçümlerinde Cİ (ort=0.832) değeri, BHAP (ort=0.488) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cılalı3 ölçümlerinde Cİ (ort=0.832) değeri, M (ort=0.349) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cılalı3 ölçümlerinde BHAP (ort=0.488) değeri, M (ort=0.349) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ).

Ra cılalı4 ölçümlerinde K1 (ort=0.528) değeri, Cİ (ort=0.849) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.003$ ). Ra cılalı4 ölçümlerinde K1 (ort=0.528) değeri, BHAP (ort=0.418) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.008$ ). Ra cılalı4 ölçümlerinde K1 (ort=0.528) değeri, M (ort=0.366) değerine göre yüksek

bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.003$ ). Ra cilalı4 ölçümlerinde K2 (ort=0.471) değeri, Cİ (ort=0.849) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilalı4 ölçümlerinde K2 (ort=0.471) değeri, M (ort=0.366) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilalı4 ölçümlerinde Cİ (ort=0.849) değeri, BHAP (ort=0.418) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilalı4 ölçümlerinde Cİ (ort=0.849) değeri, M (ort=0.366) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Ra cilalı5 ölçümlerinde K1 (ort=0.413) değeri, Cİ (ort=0.736) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilalı5 ölçümlerinde K2 (ort=0.469) değeri, Cİ (ort=0.736) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Ra cilalı5 ölçümlerinde K2 (ort=0.469) değeri, M (ort=0.350) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilalı5 ölçümlerinde Cİ (ort=0.736) değeri, BHAP (ort=0.529) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilalı5 ölçümlerinde Cİ (ort=0.736) değeri, M (ort=0.350) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Ra cilalı5 ölçümlerinde BHAP (ort=0.529) değeri, M (ort=0.350) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ).

#### **6.2.1.2.Düzeltilmiş Yüzey pürüzlülüğü (Rq)**

Çalışmada her bir parametrenin gruplara göre karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Rq cilasız ölçümlerinde tüm grupların karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ( $p<0.05$ ). Farklılığın hangi gruplardan oluştuğuna Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır.

Rq cilasız1 ölçümlerinde K1 (ort=0.871) değeri, BHAP (ort=0.568) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.005$ ). Rq cilasız1 ölçümlerinde K1 (ort=0.871) değeri, M (ort=0.425) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilasız1 ölçümlerinde K2 (ort=0.729) değeri, Cİ (ort=1.086) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.010$ ). Rq cilasız1 ölçümlerinde K2 (ort=0.729) değeri, M (ort=0.425) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Rq cilasız1 ölçümlerinde Cİ (ort=1.086) değeri, BHAP (ort=0.568) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilasız1 ölçümlerinde Cİ (ort=1.086) değeri, M (ort=0.425) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Rq cilasız2 ölçümlerinde K1 (ort=0.896) değeri, BHAP (ort=0.542) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.023$ ). Rq cilasız2 ölçümlerinde K1 (ort=0.896) değeri, M (ort=0.457) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.005$ ). Rq cilasız2 ölçümlerinde K2 (ort=0.763) değeri, Cİ (ort=1.209) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.013$ ). Rq cilasız2 ölçümlerinde K2 (ort=0.763) değeri, M (ort=0.457) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Rq cilasız2 ölçümlerinde Cİ (ort=1.209) değeri, BHAP (ort=0.542) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilasız2 ölçümlerinde Cİ (ort=1.209) değeri, M (ort=0.457) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Rq cilasız3 ölçümlerinde K1 (ort=0.741) değeri, BHAP (ort=0.527) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.034$ ). Rq cilasız3 ölçümlerinde K1 (ort=0.741) değeri, M (ort=0.431) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Rq cilasız3 ölçümlerinde K2 (ort=0.676) değeri, Cİ (ort=1.046) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.008$ ). Rq cilasız3 ölçümlerinde K2 (ort=0.676) değeri, M (ort=0.431) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilasız3 ölçümlerinde Cİ (ort=1.046) değeri, BHAP (ort=0.527) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilasız3 ölçümlerinde Cİ (ort=1.046) değeri, M (ort=0.431) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilasız3 ölçümlerinde BHAP (ort=0.527) değeri, M (ort=0.431) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.013$ ).

Rq cilasız4 ölçümlerinde K1 (ort=0.791) değeri, Cİ (ort=1.099) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.023$ ). Rq cilasız4 ölçümlerinde K1 (ort=0.791) değeri, BHAP (ort=0.477) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.007$ ). Rq cilasız4 ölçümlerinde K1 (ort=0.791) değeri, M (ort=0.442) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.002$ ). Rq cilasız4 ölçümlerinde K2 (ort=0.652) değeri, Cİ (ort=1.099) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.007$ ). Rq cilasız4 ölçümlerinde K2 (ort=0.652) değeri, BHAP (ort=0.477) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.019$ ). Rq cilasız4 ölçümlerinde K2 (ort=0.652) değeri, M (ort=0.442) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilasız4 ölçümlerinde Cİ (ort=1.099) değeri, BHAP (ort=0.477) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilasız4 ölçümlerinde Cİ (ort=1.099) değeri, M (ort=0.442) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Rq cilasız5 ölçümlerinde K1 (ort=1.107) değeri, BHAP (ort=0.589) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilasız5 ölçümlerinde K1 (ort=1.107) değeri, M (ort=0.432) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilasız5 ölçümlerinde K2 (ort=0.742) değeri, Cİ (ort=1.129) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.007$ ). Rq cilasız5 ölçümlerinde K2 (ort=0.742) değeri, BHAP (ort=0.589) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.016$ ). Rq cilasız5 ölçümlerinde K2 (ort=0.742) değeri, M (ort=0.432) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.008$ ). Rq cilasız5 ölçümlerinde Cİ (ort=1.129) değeri, BHAP (ort=0.589) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilasız5 ölçümlerinde Cİ (ort=1.129) değeri, M (ort=0.432) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilasız5 ölçümlerinde BHAP (ort=0.589) değeri, M (ort=0.432) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.008$ ).

Çalışmada her bir parametrenin gruplara göre karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Rq cilalı ölçümlerinde tüm grupların karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ( $p<0.05$ ). Farklılığın hangi gruplardan oluştuğuna Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır.

Rq cilalı1 ölçümlerinde K1 (ort=0.634) değeri, Cİ (ort=1.043) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilalı1 ölçümlerinde K1 (ort=0.634) değeri, M (ort=0.425) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.016$ ). Rq cilalı1 ölçümlerinde K2 (ort=0.538) değeri, Cİ (ort=1.043) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı1 ölçümlerinde K2 (ort=0.538) değeri, M (ort=0.425) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı1 ölçümlerinde Cİ (ort=1.043) değeri, BHAP (ort=0.568) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı1 ölçümlerinde Cİ (ort=1.043) değeri, M (ort=0.425) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Rq cilalı2 ölçümlerinde K1 (ort=0.603) değeri, Cİ (ort=1.138) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilalı2 ölçümlerinde K1 (ort=0.603) değeri, M (ort=0.457) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.023$ ). Rq cilalı2 ölçümlerinde K2 (ort=0.637) değeri, Cİ (ort=1.138) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı2 ölçümlerinde K2 (ort=0.637) değeri, M (ort=0.457) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı2

ölçümlemlinde Cİ (ort=1.138) değeri, BHAP (ort=0.542) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı2 ölçümlemlinde Cİ (ort=1.138) değeri, M (ort=0.457) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Rq cilalı3 ölçümlemlinde K1 (ort=0.579) değeri, Cİ (ort=0.936) değeriine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilalı3 ölçümlemlinde K1 (ort=0.579) değeri, M (ort=0.431) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilalı3 ölçümlemlinde K2 (ort=0.629) değeri, Cİ (ort=0.936) değeriine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.004$ ). Rq cilalı3 ölçümlemlinde K2 (ort=0.629) değeri, M (ort=0.431) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.034$ ). Rq cilalı3 ölçümlemlinde Cİ (ort=0.936) değeri, BHAP (ort=0.527) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı3 ölçümlemlinde Cİ (ort=0.936) değeri, M (ort=0.431) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Rq cilalı4 ölçümlemlinde K1 (ort=0.588) değeri, Cİ (ort=0.618) değeriine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilalı4 ölçümlemlinde K1 (ort=0.588) değeri, M (ort=0.442) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.015$ ). Rq cilalı4 ölçümlemlinde K2 (ort=0.618) değeri, Cİ (ort=1.099) değeriine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı4 ölçümlemlinde K2 (ort=0.618) değeri BHAP (ort=0.477) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı4 ölçümlemlinde K2 (ort=0.618) değeri M (ort=0.442) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.010$ ). Rq cilalı4 ölçümlemlinde Cİ (ort=0.618) değeri, BHAP (ort=0.477) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.010$ ). Rq cilalı4 ölçümlemlinde Cİ (ort=0.618) değeri, M (ort=0.442) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Rq cilalı5 ölçümlemlinde K1 (ort=0.498) değeri, Cİ (ort=0.876) değeriine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı5 ölçümlemlinde K2 (ort=0.582) değeri, Cİ (ort=0.876) değeriine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilalı5 ölçümlemlinde K2 (ort=0.582) değeri, M (ort=0.432) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.007$ ). Rq cilalı5 ölçümlemlinde Cİ (ort=0.876) değeri, BHAP (ort=0.589) değeriine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.001$ ). Rq cilalı5 ölçümlemlinde Cİ (ort=0.876) değeri M (ort=0.432) değeriine göre yüksek bulunmuştur

( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Rq cilalı5 ölçümlerinde BHAP (ort=0.589) değeri M (ort=0.432) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.008$ )

Sonuç olarak pürüzlülük incelemesinin Ra ve Rq parametrelerinin cilalı ve cilasız gruplardan yapılan 5'er ölçümü de değerlendirildiğinde tüm gruplar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir (Şekil 3-4) ( $p<0.05$ ).

Cilasız grubun Ra ölçümü ortalaması değerlendirildiğinde mineye en yakın pürüzlülük değeri BHAP materyaline aittir. Onu sırası ile K2, K1 ve Cİ izlemektedir.

Cilalı grubun Ra ölçümü ortalaması değerlendirildiğinde mineye en yakın pürüzlülük değeri BHAP ve K2 materyallerine aittir. Onu sırası ile K1 ve Cİ materyalleri izlemektedir.

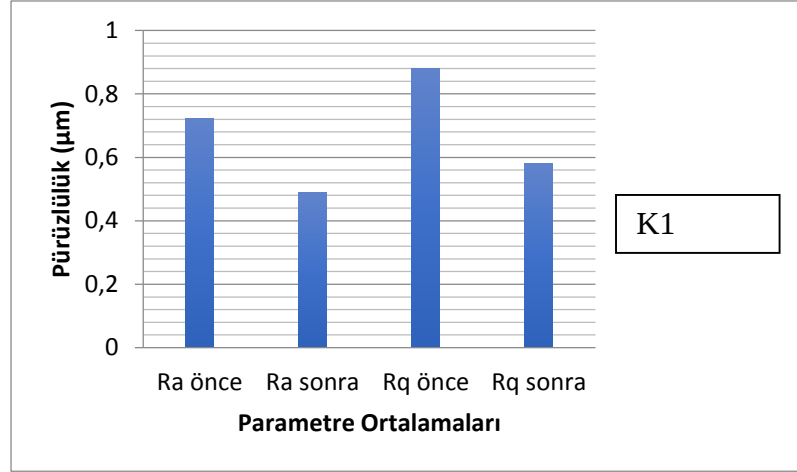
Cilasız grubun Rq ölçümü ortalaması değerlendirildiğinde mineye en yakın pürüzlülük değeri BHAP materyaline aittir. Onu sırası ile K2, K1 ve Cİ materyalleri izlemektedir.

Cilalı grubun Rq ölçümü ortalaması değerlendirildiğinde mineye en yakın pürüzlülük değeri BHAP materyaline aittir. Onu sırası ile K1, K2 ve Cİ materyalleri izlemektedir.

## **6.2.2. Grup içi Pürüzlülük İnceleme**

### **6.2.2.1. Kompozit 1**

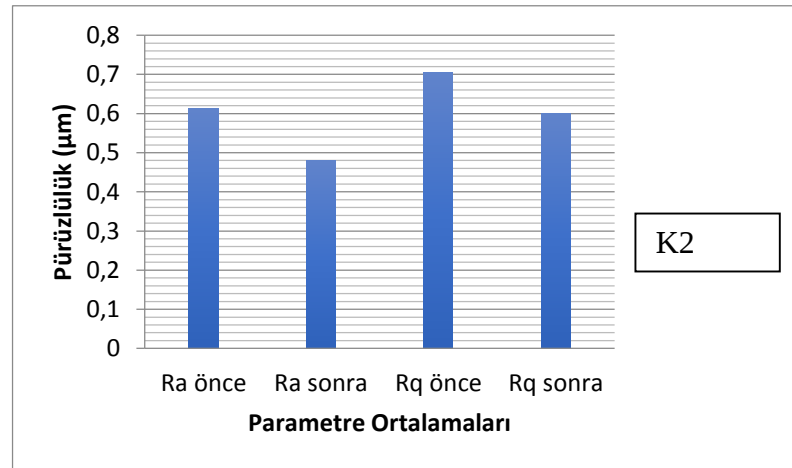
Kompozit 1 (K1) materyalinin ölçümlerinin cilalı ve cilasız sonuçları arasındaki fark, cila sonrası yüzeydeki pürüzlülük azalmasının yüzde (%) oran tespiti ile hesaplanmıştır. Buna göre K1 materyali için Ra değerinde %32, Rq değerinde ise %34 azalma tespit edilmiştir (Şekil 5).



**Şekil 5:** Kompozit 1 Materyalinde Cila Öncesi ve Cila Sonrasında Pürüzlülük Değerinde Oluşan Yüzde (%) Azalma Oranı

#### 6.2.2.2.Kompozit 2

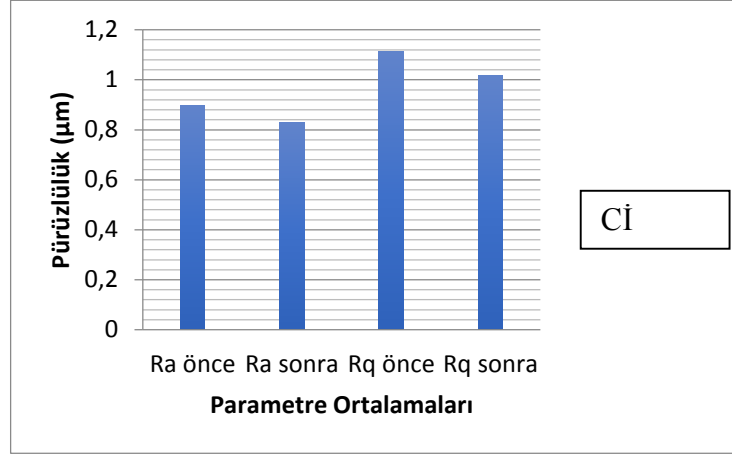
Kompozit 2 (K2) materyalinin ölçümlerinin cilalı ve cilasız sonuçları arasındaki fark, cila sonrası yüzeydeki pürüzlülük azalmasının yüzde (%) oran tespiti ile hesaplanmıştır. Buna göre K2 materyali için Ra değerinde %21, Rq değerinde ise %14 azalma tespit edilmiştir (Şekil 6).



**Şekil 6:** Kompozit 2 Materyalinde Cila Öncesi ve Cila Sonrasında Pürüzlülük Değerinde Oluşan Yüzde (%) Azalma Oranı

### 6.2.2.3.Cam İyonomer

Cam iyonomer (Cİ) materyalinin ölçümlerinin cilalı ve cilasız sonuçları arasındaki fark, cila sonrası yüzeydeki pürüzlülük azalmasının yüzde (%) oran tespiti ile hesaplanmıştır. Buna göre Cİ materyali için Ra değerinde % 7, Rq değerinde ise % 8 azalma tespit edilmiştir (Şekil 7).



Şekil 7: Cam İyonomer Materyalinde Cila Öncesi ve Cila Sonrasında Pürüzlülük Değerinde Oluşan Yüzde (%) Azalma Oranı

### 6.3. Temas Açısı Bulguları

Kontak açısı ölçümleri her bir örnek için 10 adet fotoğraf çekilerek yapılmıştır. Böylece K1,K2,Cİ, BHAP ve M materyallerine ait 10 'ar adet olmak üzere, toplamda 500 adet temas açısı fotoğrafı çekilmiş ve bilgisayar programı aracılığı ile ölçümler yapılmıştır. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir (Tablo 3).

Tablo 3: Temas Açısı İncelemesi

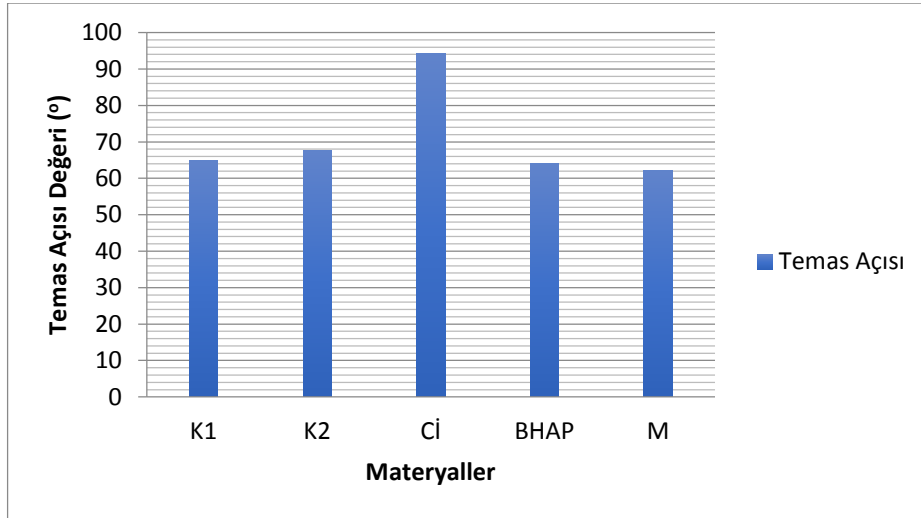
| Temas açısı | Ort±Ss      | p      |
|-------------|-------------|--------|
| K1          | 64.86±5.43  | -      |
| K2          | 67.79±6.06  | -      |
| Cİ          | 94.20±11.55 | 0.000* |
| BHAP        | 64.17±9.47  | -      |
| M           | 62.05±9.40  | -      |

\*p<0.05

Çalışmada her bir parametrenin gruplara göre karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. Kontak açısı gruplara göre karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmiştir ( $p<0.05$ ). Farklılığın hangi gruplardan oluştuğuna Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır.

Kontak açısı ölçümlerinde K1 (ort=64.86) değeri, Cİ (ort=94.20) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Kontak açısı ölçümlerinde K2 (ort=67.79) değeri, Cİ grubu (ort=94.20) değerine göre düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Kontak açısı ölçümlerinde Cİ (ort=94.20) değeri, BHAP (ort=64.17) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ). Kontak açısı ölçümlerinde Cİ (ort=94.20) değeri, M (ort=62.05) değerine göre yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.000$ ).

Sonuç olarak, mineye en yakın değeri BHAP materyali göstermiştir. Onu sırası ile K1 ve K2 materyalleri izlemiştir. Hidrofobik olan Cİ materyali ise en yüksek değeri göstermiştir (Şekil 8).



Şekil 8: Deney Materyalleri ve Temas Açıları

#### 6.4. Biyofilm Bulguları

Çalışmamızda aynı prensip ile çalışan iki adet görüntü analiz programı kullanılmıştır. Normal flora ve HAP içeren ağız florasında 4 farklı deney materyalinin üzerindeki biyofilm birikimi incelenmiştir.

SEM’de incelen her bir örneğin x50 büyütmedeki 160 fotoğraflar kullanılarak biyofilm birikim alan yüzde oranı ölçümleri yapılmıştır.

#### 6.4.1. Görüntü Analiz Programlarının İncelenmesi

İki görünüş analiz programı kıyaslandığında normal floradaki Program1 (P1) ve Program2 (P2) arasında %26 düzeyinde pozitif yönlü anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p>0.05$ ) ( $p=0.016$ ). Program1 Program 2’den %26 düzeyinde daha yüksek değer vermektedir.

Program1 HAP içeren flora ( $P1_{HAP}$ ) Program 2 HAP içeren flora ( $P2_{HAP}$ ) arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Her ne kadar Program1 Program 2’den değer olarak daha fazla ise de iki programın verdiği değerler arasında bir ilişki kurulamamıştır.

#### 6.4.2. Gruplararası Karşılaştırma

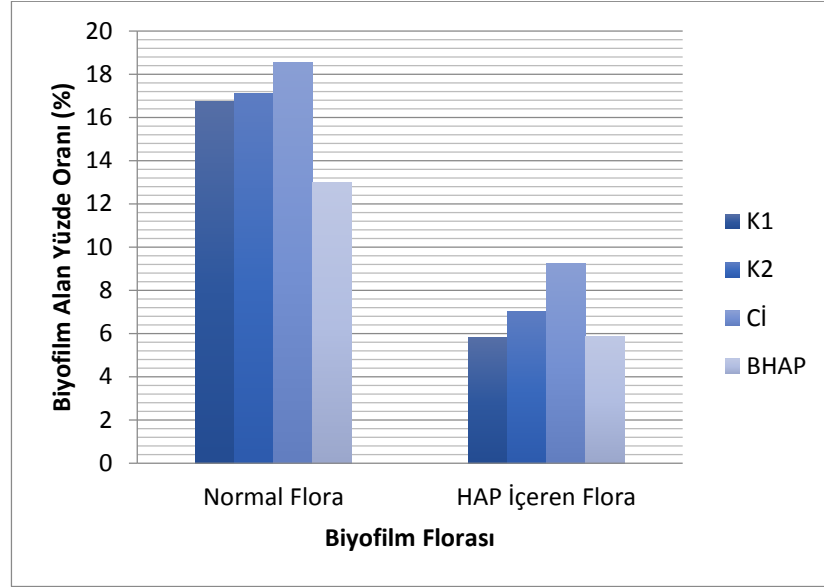
Çalışmada her bir parametrenin gruplara göre karşılaştırılması Kruskal Wallis testi ile yapılmıştır. P1,  $P1_{HAP}$ , P2,  $P2_{HAP}$  gruplara göre karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir (Tablo 4) ( $p>0.05$ ).

|                      | K1<br>Ort±Ss | K2<br>Ort±Ss | Cİ<br>Ort±Ss | BHAP<br>Ort±Ss | p     |
|----------------------|--------------|--------------|--------------|----------------|-------|
| P1*                  | 16.75±6.65   | 17.11±4.53   | 18.53±10.63  | 12.98±5.86     | 0.157 |
| $P1_{HAP}$ **        | 5.82±4.88    | 7.01±5.53    | 9.25±8.18    | 5.86±3.56      | 0.139 |
| P2***                | 15.73±5.12   | 16.91±6.34   | 18.34±10.46  | 12.63±7.27     | 0.552 |
| $P2_{HAP}$ ****<br>* | 5.75±4.07    | 6.70±5.32    | 8.98±6.05    | 5.59±5.34      | 0.188 |

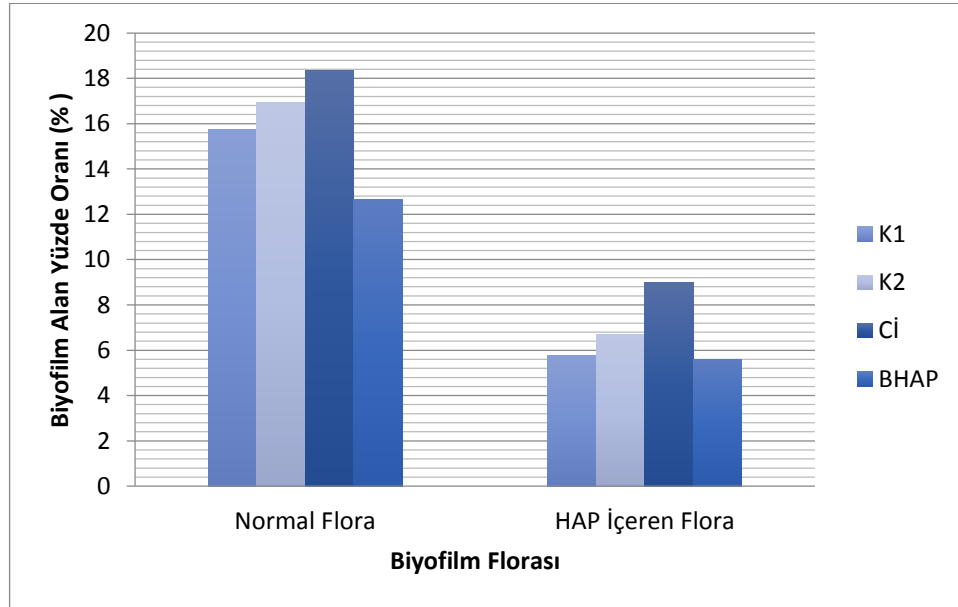
**Tablo 4:Grup İçi Ve Gruplar Arası Biyofilm Miktarının Değerlendirilmesi**  
 $p<0.05$

\* Program 1 ile incelenen normal flora  
 \*\* Program 1 ile incelenen HAP içeren flora  
 \*\*\* Program 2 ile incelenen normal flora  
 \*\*\*\* Program 2 ile incelenen HAP içeren flora

Bu sonuca göre, normal flora ve HAP içeren florada 4 farklı materyal yüzeyi incelendiğinde biyofilm alan yüzde oranı değerleri arasında istatistiksel olarak herhangi bir fark gözlenmemiştir ( $p>0.05$ ).



Şekil 9: Program 1 ile Materyaller Üzerinde Oluşan Biyofilm Alan Yüzde Oranı



Şekil 10: Program 2 ile Materyaller Üzerinde Oluşan Biyofilm Alan Yüzde Oranı

Sonuçlar sayısal olarak değerlendirildiğinde, her iki programa göre, normal flora ve HAP içeren florada en fazla biyofilm birikimi Cİ materyalinde gözlenmiş, onu sırası ile K2, K1 takip etmiştir. En az biyofilm gelişimi BHAP'ta gözlenmiştir.

Program1'e göre HAP kullanımı ile K1materyali üzerinde biyofilm birikimi %66, K2 materyali, üzerinde %59, Cİ materyali üzerinde %46, BHAP materyali üzerinde % 66 azalmıştır.

Program2'ye göre HAP kullanımı ile K1 materyali üzerinde biyofilm birikimi %66, K2 materyali üzerinde %60, Cİ materyali üzerinde %47, BHAP materyali üzerinde %67 azalmıştır.

#### 6.4.3. Kompozit 1 Materyali Biyofilm İncelenmesi

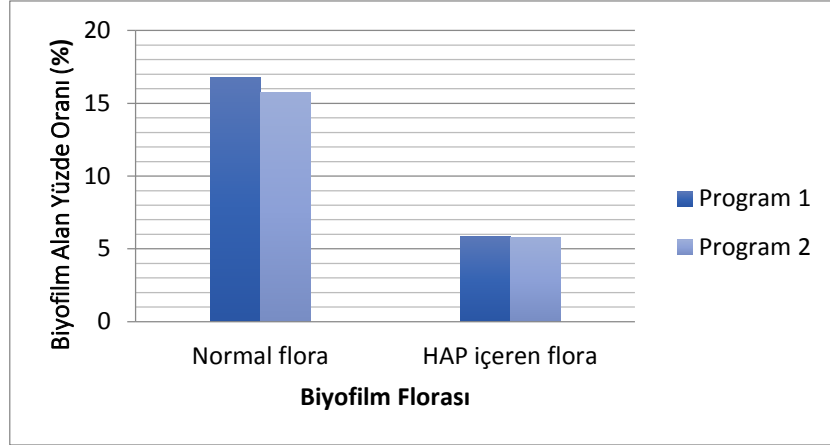
Normal flora ve HAP içeren florada bulunan toplam 40 adet K1 materyali üzerindeki 1 haftalık biyofilm birikim alanı yüzde oranı değerleri istatistiksel olarak incelenmiştir (Tablo 5).

**Tablo 5:** Kompozit 1 Materyali Biyofilm Bulguları

| Kompozit 1 | Normal<br>Flora<br>Ort±Ss | HAP<br>içeren flora<br>Ort±Ss | p             |
|------------|---------------------------|-------------------------------|---------------|
| P1         | 16.75±6.65                | 5.82±4.88                     | <b>0.000*</b> |
| P2         | 15.73±5.12                | 5.75±4.07                     | <b>0.000*</b> |

\*p<0.05

K1 materyalinin normal flora ve HAP içeren florada 1 haftalık biyofilm birikim alanı Program1 ile % 66 ve Program2 ile % 66 olarak hesaplanmıştır. Bu verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde Wilcoxon testi kullanılmıştır.



**Şekil 11:** Kompozit 1 Materyali Üzerinde Oluşan Biyofilm Alanı Yüzde Oranı

P1 ile P1<sub>HAP</sub> ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ( $p < 0.05$ ). P2 ile P2<sub>HAP</sub> ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ( $p < 0.05$ ).

Sonuç olarak HAP kullanımı K1 materyali üzerindeki biyofilm alanı yüzde oranı değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmıştır (Şekil 11).

#### 6.4.4. Kompozit 2 Materyali Biyofilm İncelenmesi

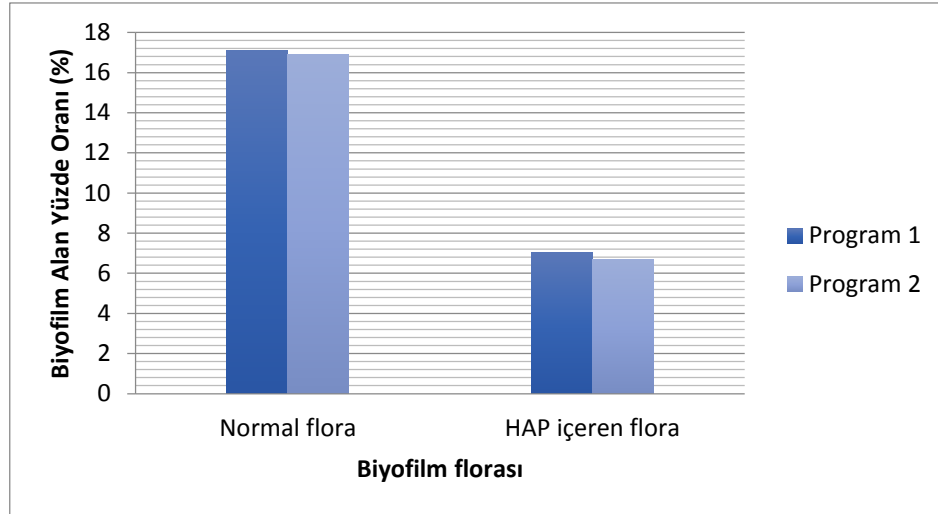
Normal flora ve HAP içeren florada bulunan toplam 40 adet K2 materyali üzerindeki 1 haftalık biyofilm birikim alanı yüzde oranı istatistiksel olarak incelenmiştir (Tablo 6).

**Tablo 6: K2 Materyali Biyofilm Değerlendirmesi**

| K2 | Normal Flora<br>Ort±Ss | HAP içeren Flora<br>Ort±Ss | p             |
|----|------------------------|----------------------------|---------------|
| P1 | 17.11±4.53             | 7.01±5.53                  | <b>0.000*</b> |
| P2 | 16.91±6.34             | 6.70±5.32                  | <b>0.001*</b> |

\* $p < 0.05$

K2 materyalinin normal flora ve HAP içeren florada 1 haftalık biyofilm birikim alanı yüzde oranı Program1 ile %59 ve Program2 ile %60 olarak hesaplanmıştır. Bu verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde Wilcoxon testi kullanılmıştır.



**Şekil 12:** Kompozit 2 Materyali Üzerinde Oluşan Biyofilm Alanı Yüzde Oranı

P1 ile P1<sub>HAP</sub> ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ( $p < 0.05$ ). P2 ile P2<sub>HAP</sub> ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ( $p < 0.05$ ).

Sonuç olarak HAP kullanımı K2 materyali üzerindeki biyofilm birikim alanı yüzde oranı değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmıştır (Şekil 12).

#### 6.4.5. Cam İyonomer Materyali Biyofilm İncelemesi

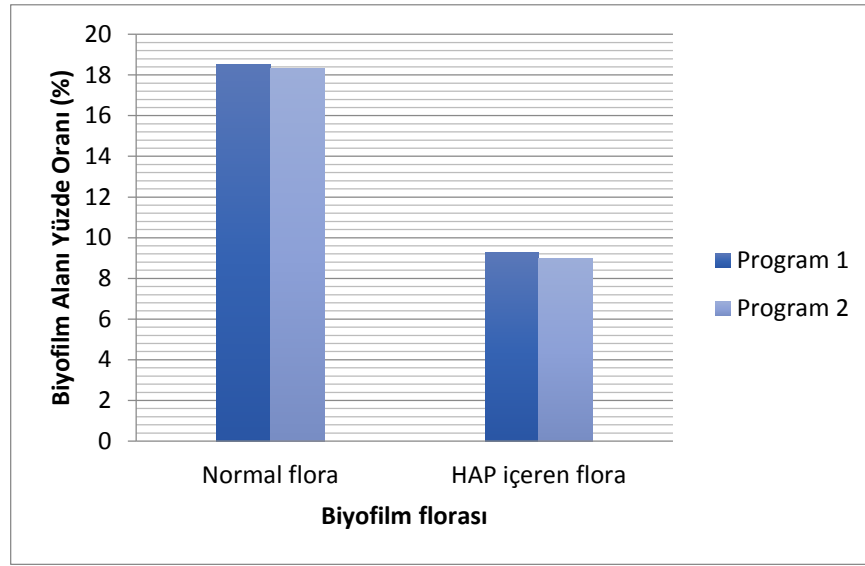
Normal flora ve HAP içeren florada bulunan toplam 40 adet Cİ materyali üzerindeki 1 haftalık biyofilm birikim alanı yüzde oranı istatistiksel olarak incelenmiştir (Tablo 7).

**Tablo 7: Cam İyonomer Biyofilm Bulguları**

| Cİ | Normal flora<br>Ort±Ss | HAP içeren flora<br>Ort±Ss | p             |
|----|------------------------|----------------------------|---------------|
| P1 | 18.53±10.63            | 9.25±8.18                  | <b>0.004*</b> |
| P2 | 18.34±10.46            | 8.98±6.05                  | <b>0.010*</b> |

\* $p < 0.05$

Cİ materyalinin normal flora ve HAP içeren florada biyofilm birikim alanı yüzde oranı **DÜŞÜŞÜ** Program 1 ile %46 ve Program 2 ile %47 olarak hesaplanmıştır. Bu verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde Wilcoxon testi kullanılmıştır.



**Şekil 13:** Cam İyonomer Materyali Üzerinde Oluşan Biyofilm Alanı Yüzde Oranı

P1 ile  $P1_{HAP}$  ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ( $p < 0.05$ ). P2 ile  $P2_{HAP}$  ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ( $p < 0.05$ ).

Sonuç olarak HAP kullanımı Cİ materyali üzerindeki biyofilm alanı yüzde oranı değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmıştır (Şekil 13).

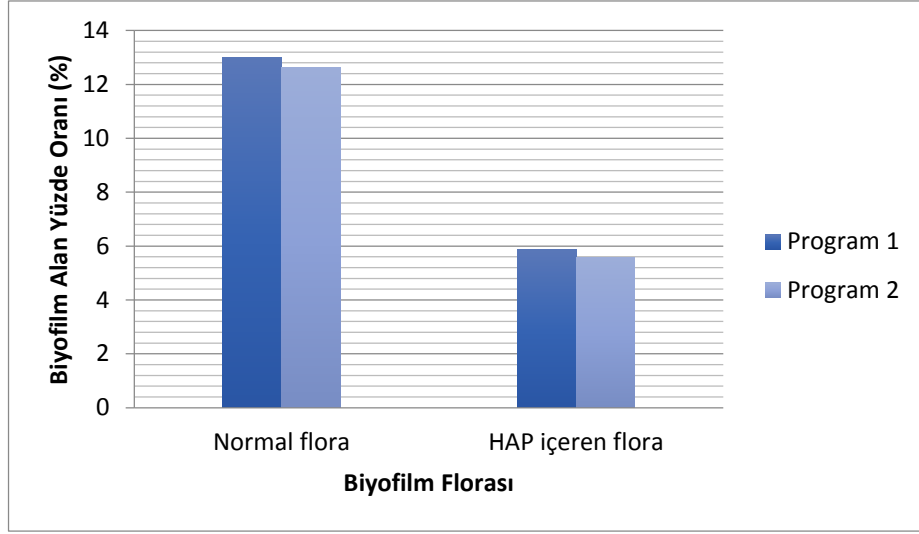
#### 6.4.6. Biyomimetik Hidroksiapatit (BHAP) Materyali Biyofilm İncelemesi

Normal flora ve HAP içeren florada bulunan toplam 40 adet BHAP materyali üzerindeki 1 haftalık biyofilm birikimi istatistiksel olarak incelenmiştir (Tablo 8).

**Tablo 6: BHAP Materyali Biyofilm Değerlendirmesi**

| BHAP | Normal flora<br>Ort±Ss | HAP<br>içeren flora<br>Ort±Ss | p             |
|------|------------------------|-------------------------------|---------------|
| P1   | 12.98±5.86             | 5.86±3.56                     | <b>0.001*</b> |
| P2   | 12.63±7.27             | 5.59±5.34                     | <b>0.005*</b> |

\* $p < 0.05$



**Şekil 14:** Biyomimetik Hidroksiapatit Materyali Üzerinde Oluşan Biyofilm Alan Yüzde Oranı

BHAP materyalinin normal flora ve HAP içeren florada 1 haftalık biyofilm birikim alanı Program 1 ile % 66 ve Program 2 ile % 67 olarak hesaplanmıştır. Bu verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde Wilcoxon testi kullanılmıştır.

P1 ile  $P1_{HAP}$  ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ( $p < 0.05$ ). P2 ile  $P2_{HAP}$  ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görülmüştür ( $p < 0.05$ ).

Sonuç olarak HAP kullanımı BHAP materyali üzerindeki biyofilm alan yüzde oran değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmıştır (Şekil 14).

## 6.5. Korelasyon Değerlendirmeleri

### 6.5.1. Kompozit 1 Korelasyon İncelenmesi

Çalışmada parametrelerin arasında ilişkiye Spearman Korelasyon testi ile bakılmıştır.

#### 6.5.1.1. Kontak Açısı ve Pürüzlülük

K1 materyali için kontak açısı ile Ra cilasız, Ra cilalı, Rq cilasız, Rq cilalı parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ).

Kontak açısı ile Ra cilasız arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.108$ ). Kontak açısı ile Ra cilalı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ). Kontak açısı ile Rq cilasız arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.082$ ). Kontak açısı ile Rq cilalı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.405$ ).

#### **6.5.1.2.Kontak Açısı ve Mikrosertlik**

K1 materyali için kontak açısı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.082$ ).

#### **6.5.1.3.Kontak Açısı ve Biyofilm**

K1 materyali için kontak açısı ile P1, P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub> parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Kontak açısı ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.868$ ). Kontak açısı ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.751$ ). Kontak açısı ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.511$ ). Kontak açısı ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.385$ ).

#### **6.5.1.4. Pürüzlülük ve Mikrosertlik**

K1 materyali için Ra cilasız, Ra cilalı, Rq cilasız, Rq cilalı parametreleri ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Ra cilasız ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.310$ ). Ra cilalı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.533$ ). Rq cilasız ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.328$ ). Rq cilalı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.098$ ).

#### **6.5.1.5. Pürüzlülük ve Biyofilm**

K1 materyali için Ra cilasız ve Rq cilasız parametreleri ile P1, P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub>, biyofilm miktarı açısından anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $p>0.05$ )

Ra cilasız ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.960$ ). Ra cilasız ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.533$ ). Ra cilasız ile P1<sub>HAP</sub> arasında %70 düzeyinde pozitif yönlü anlamlı bir ilişki bulunmuştur ( $p<0.05$ ) ( $p=0.022$ ). Ra cilasız arttıkça, P1<sub>HAP</sub> değeri artmaktadır. Ra cilasız ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.310$ ). Rq cilasız ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=1.000$ ). Rq cilasız ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.960$ ). Rq cilasız ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.108$ ). Rq cilasız ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.533$ ).

#### **6.5.1.6. Mikrosertlik ve Biyofilm**

K1 materyali için mikrosertlik ve P1, P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub> parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

Mikrosertlik ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.309$ ). Mikrosertlik ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ). Mikrosertlik ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.405$ ). Mikrosertlik ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ).

#### **6.5.2. Kompozit 2 Korelasyon İncelenmesi**

Çalışmada parametrelerin arasında ilişkiye Spearman Korelasyon testi ile bakılmıştır.

##### **6.5.2.1. Kontak Açısı ve Pürüzlülük**

K2 materyali için kontak açısı ile Ra cilasız, Ra cilalı, Rq cilasız, Rq cilalı parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Kontak açısı ile Ra cilasız arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.934$ ). Kontak açısı ile Ra cilalı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.150$ ). Kontak açısı ile Rq cilasız arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.580$ ). Kontak açısı ile Rq cilalı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.200$ ).

#### **6.5.2.2.Kontak Açısı ve Mikrosertlik**

K2 materyali için kontak açısı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.960$ ).

#### **6.5.2.3.Kontak Açısı ve Biyofilm**

K2 materyali için kontak açısı ile P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub> parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Kontak açısı ile P1 parametresi arasında anlamlı bir ilişki bulunmuştur, Kontak açısı arttıkça, P1 değeri artmaktadır.

Kontak açısı ile P1 arasında %64 düzeyinde pozitif yönlü anlamlı bir ilişki bulunmuştur ( $p>0.05$ ) ( $p=0.046$ ). Kontak açısı ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.090$ ). Kontak açısı ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.235$ ). Kontak açısı ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.347$ ).

#### **6.5.2.4. Pürüzlülük ve Mikrosertlik**

K2 materyali için Ra cilasız, Ra cilalı, Rq cilasız, Rq cilalı parametreleri ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Ra cilasız ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.829$ ). Ra cilalı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.385$ ). Rq cilasız ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.580$ ). Rq cilalı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.651$ ).

#### **6.5.2.5. Pürüzlülük ve Biyofilm**

K2 materyali için Ra cilasız ve Rq cilasız parametreleri ile P1, P2, P1<sub>RP</sub>, P2<sub>RP</sub>, biyofilm miktarı açısından anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $p>0.05$ )

Ra cilasız ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ). Ra cilasız ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.907$ ). Ra cilasız ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır ( $p<0.05$ ) ( $p=0.327$ ). Ra cilasız ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ). Rq cilasız ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.627$ ). Rq cilasız ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.603$ ). Rq cilasız ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.258$ ). Rq cilasız ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ).

#### **6.5.2.6. Mikrosertlik ve Biyofilm**

K2 materyali için mikrosertlik ve P1, P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub> parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

Mikrosertlik ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.425$ ). Mikrosertlik ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.701$ ). Mikrosertlik ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.894$ ). Mikrosertlik ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.138$ ).

#### **6.5.3. Cam İyonomer Korelasyon İncelenmesi**

Çalışmada parametrelerin arasında ilişkiye Spearman Korelasyon testi ile bakılmıştır.

##### **6.5.3.1. Kontak Açısı ve Pürüzlülük**

Cİ materyali için kontak açısı ile Ra cilasız, Ra cilalı, Rq cilasız, Rq cilalı parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Kontak açısı ile Ra cilasız arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.489$ ). Kontak açısı ile Ra cilalı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

( $p=0.960$ ). Kontak açısı ile Rq cilasız arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.487$ ). Kontak açısı ile Rq cilalı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ).

#### **6.5.3.2. Kontak Açısı ve Mikrosertlik**

Cİ materyali için kontak açısı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ).

#### **6.5.3.3. Kontak Açısı ve Biyofilm**

Cİ materyali için kontak açısı ile P1, P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub> parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Kontak açısı ile P1 arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.934$ ). Kontak açısı ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.455$ ). Kontak açısı ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.777$ ). Kontak açısı ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.310$ ).

#### **6.5.3.4. Pürüzlülük ve Mikrosertlik**

Cİ materyali için Ra cilasız, Ra cilalı, Rq cilasız, Rq cilalı parametreleri ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Ra cilasız ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.067$ ). Ra cilalı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.200$ ). Rq cilasız ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.117$ ). Rq cilalı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.082$ ).

#### **6.5.3.5. Pürüzlülük ve Biyofilm**

Cİ materyali için Ra cilasız ve Rq cilasız parametreleri ile P1, P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub> biyofilm miktarı açısından anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Ra cilasız ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.244$ ). Ra cilasız ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ). Ra cilasız ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p<0.05$ ) ( $p=0.174$ ). Ra cilasız ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.651$ ). Rq cilasız ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.533$ ). Rq cilasız ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.726$ ). Rq cilasız ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.276$ ). Rq cilasız ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.751$ ).

#### **6.5.3.6.Mikrosertlik ve Biyofilm**

Cİ materyali için mikrosertlik ve P1, P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub> parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Mikrosertlik ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.187$ ). Mikrosertlik ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ). Mikrosertlik ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.580$ ). Mikrosertlik ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.214$ ).

#### **6.5.4.Biyomimetik Hidroksiapatit Korelasyon İncelenmesi**

Çalışmada parametrelerin arasında ilişkiye Spearman Korelasyon testi ile bakılmıştır.

##### **6.5.4.1.Kontak Açısı ve Pürüzlülük**

BHAP materyali için kontak açısı ile Ra cilasız, Ra cilalı, Rq cilasız, Rq cilalı parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Kontak açısı ile Ra cilasız arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.162$ ). Kontak açısı ile Ra cilalı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.162$ ). Kontak açısı ile Rq cilasız arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.365$ ). Kontak açısı ile Rq cilalı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.365$ ).

#### **6.5.4.2.Kontak Açısı ve Mikrosertlik**

BHAP materyali için kontak açısı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.881$ ).

#### **6.5.4.3.Kontak Açısı ve Biyofilm**

BHAP materyali için kontak açısı ile P1, P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub> parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Kontak açısı ile P1 arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.067$ ). Kontak açısı ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.751$ ). Kontak açısı ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.881$ ). Kontak açısı ile P2<sub>HAP</sub> arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.347$ ).

#### **6.5.4.4. Pürüzlülük ve Mikrosertlik**

BHAP materyali için Ra cilasız, Ra cilalı, Rq cilasız, Rq cilalı parametreleri ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

Ra cilasız ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.580$ ). Ra cilalı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.580$ ). Rq cilasız ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.751$ ). Rq cilalı ile mikrosertlik arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.751$ ).

#### **6.5.4.5. Pürüzlülük ve Biyofilm**

BHAP materyali için Ra cilasız ve Rq cilasız parametreleri ile P2, P1<sub>HAP</sub>, P2<sub>HAP</sub>, biyofilm miktarı açısından anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Ra cilasız ve P1 ile P2<sub>HAP</sub> parametreleri arasında anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir. Ra cilasız arttıkça, P1 ve P2<sub>HAP</sub> değeri artmaktadır.

Ra cilasız ile P1 arasında % 63 düzeyinde pozitif yönlü anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p>0.05$ ) ( $p=0.042$ ). Ra cilasız ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.276$ ). Ra cilasız ile P1<sub>HAP</sub> arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p<0.05$ ).

( $p=0.090$ ). Ra cilasız ile  $P2_{HAP}$  arasında %66 düzeyinde pozitif yönlü anlamlı ilişki bulunmuştur ( $p>0.05$ ) ( $p=0.038$ ). Rq cilasız ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.098$ ). Rq cilasız ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.556$ ). Rq cilasız ile  $P1_{HAP}$  arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.229$ ). Rq cilasız ile  $P2_{HAP}$  arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.098$ ).

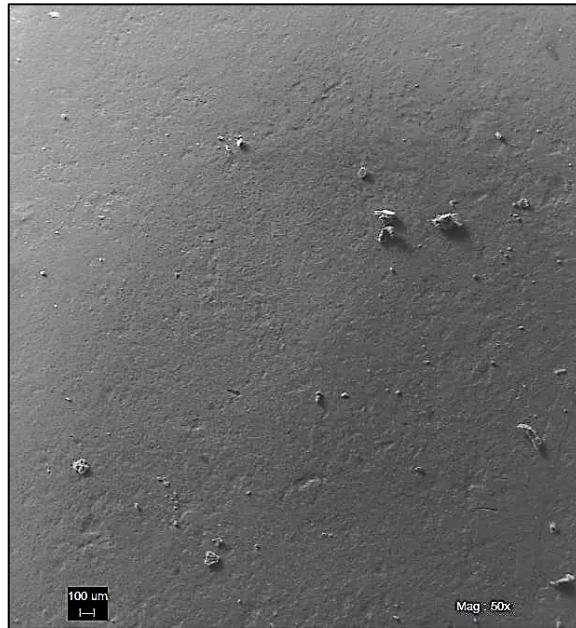
#### 6.5.4.6. Mikrosertlik ve Biyofilm

BHAP materyali için mikrosertlik ve P1, P2,  $P1_{HAP}$ ,  $P2_{HAP}$  parametreleri arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

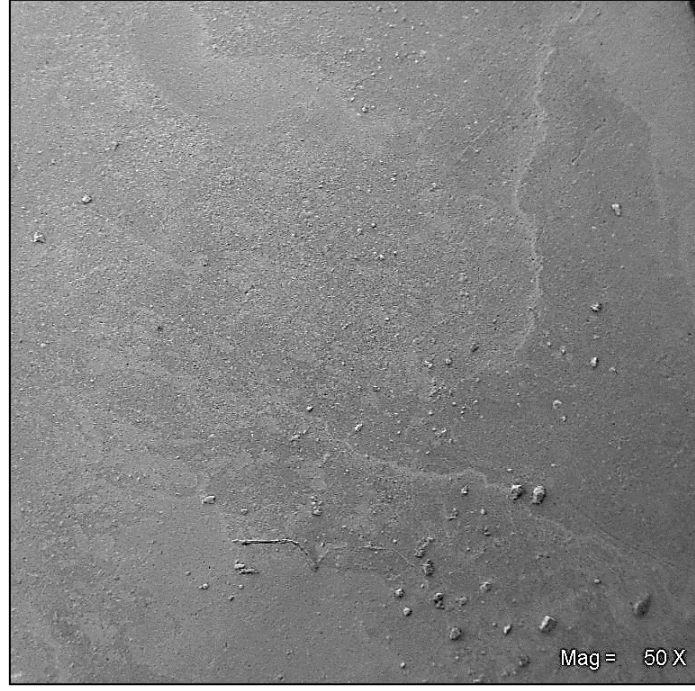
Mikrosertlik ile P1 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.533$ ). Mikrosertlik ile P2 arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.855$ ). Mikrosertlik ile  $P1_{HAP}$  arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.603$ ). Mikrosertlik ile  $P2_{HAP}$  arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) ( $p=0.906$ ).

### 6.6. SEM Fotoğrafları

#### 6.6.1. Normal Florada Materyallerin Değerlendirilmesi



**Resim 44:** X50 Büyütmeye Normal Florada Kompozit1 Materyali



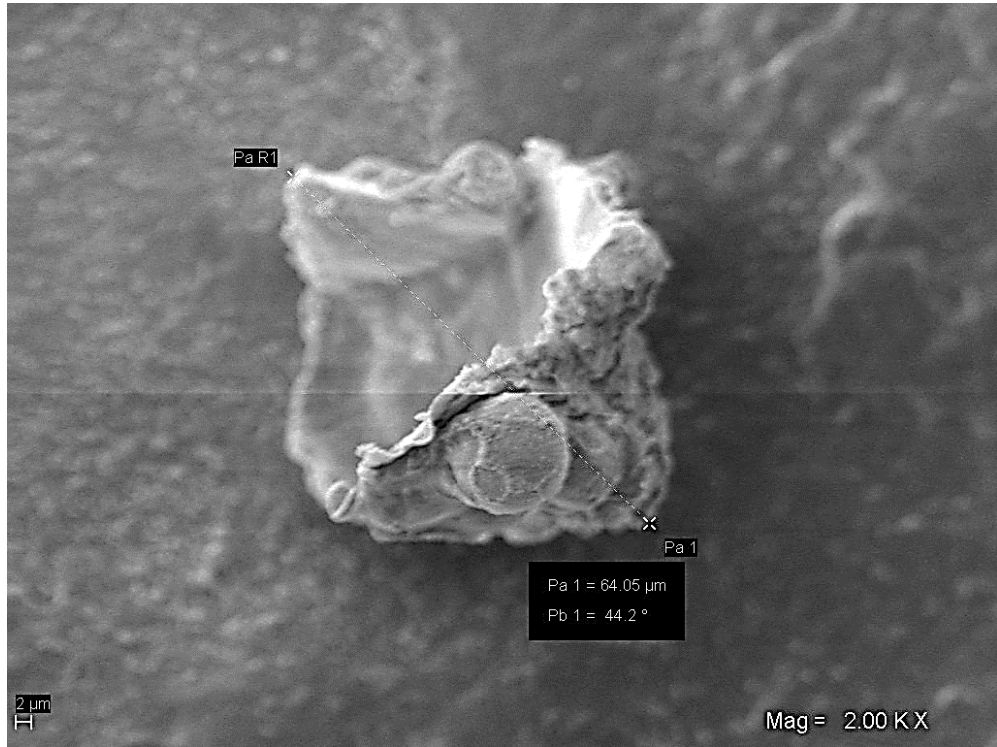
**Resim 45:**X50 Büyütmede Normal Florada Kompozit 2 Materyali



**Resim 46:** X50 Büyütmede Normal Florada Cam İyonomer Materyali



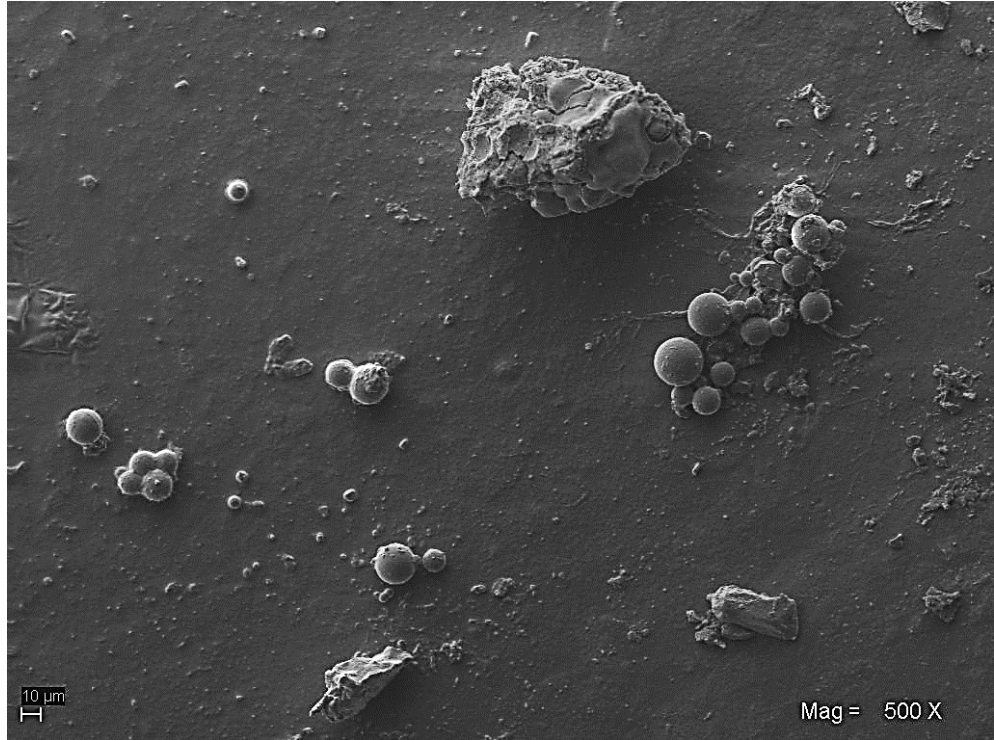
**Resim 47:**X50 Büyütmede Normal Florada BHAP Materyali



**Resim 48:**X2000 Büyütmede Normal Florada Kompozit 1 Materyali



**Resim 49:** 2000 X Büyütmede Normal Florida Cam İyonomer Materyali

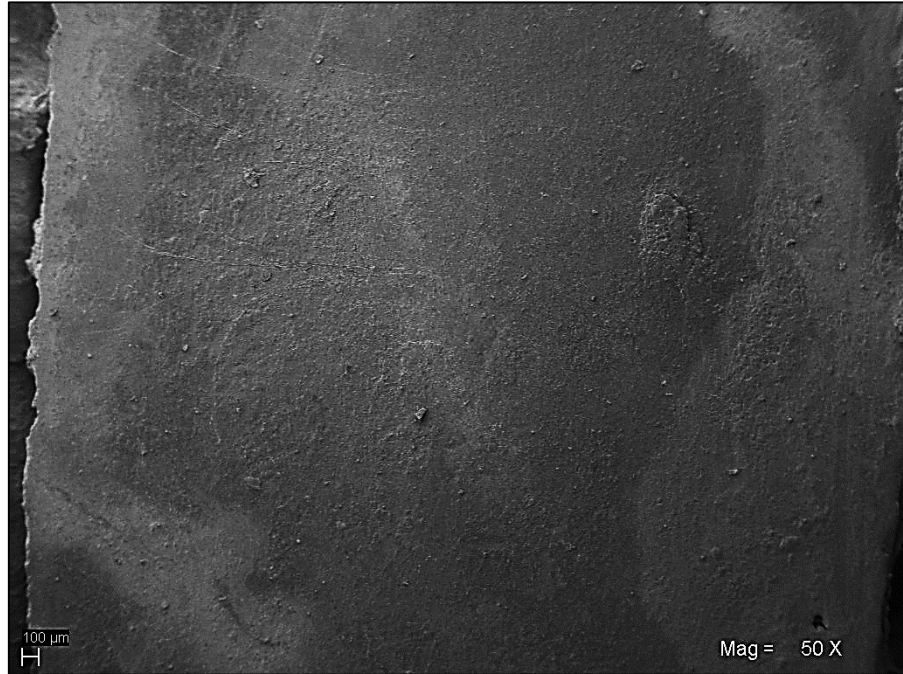


**Resim 50:** X500 Büyütmede Normal Florida Kompozit 2 Materyali

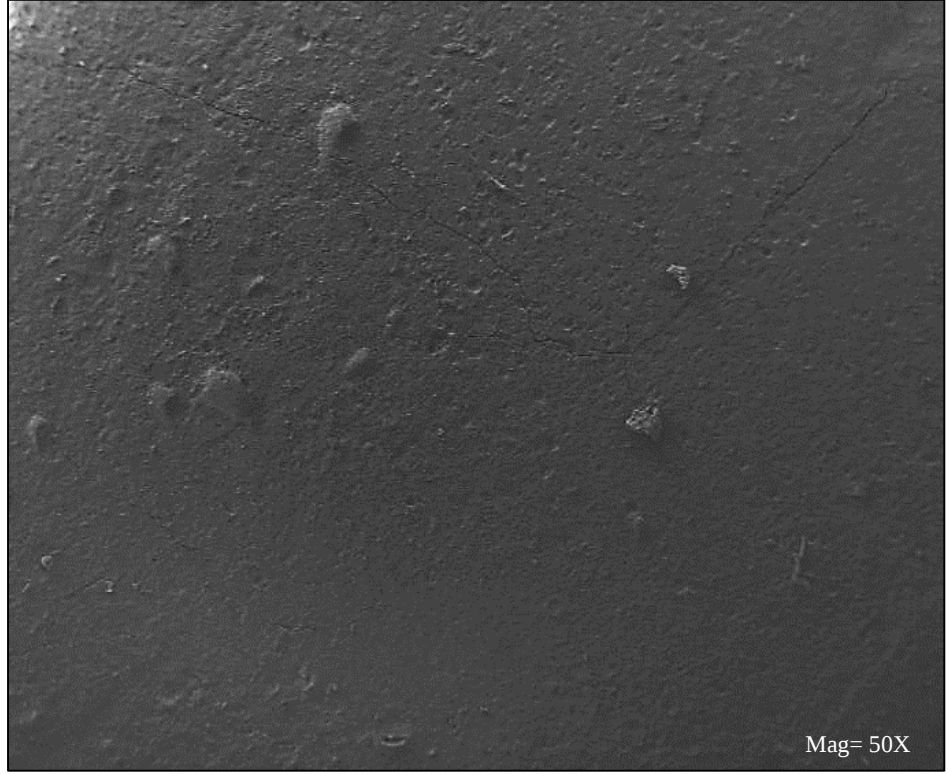
SEM fotoğrafları X50 büyütme altında incelendiklerinde yüzeyi en pürüzsüz ve biyofilm oluşumu en az olan grubun BHAP (Resim 47) olduğu görülmüştür. Onu sırası ile üzerinde kümeleşmiş ufak mikroorganizma grupları görülen K1 materyali (Resim 44), mikroorganizma grupları artmış olan K2 materyali (Resim 45) ve daha büyük yüzey alanına yayılmış küçük grupların olduğu Cİ materyali (Resim 46) izlemektedir. Ancak araştırılan üç fissür örtücü materyalin ve BHAP'ında yüzeylerinin düz olduğu, çatlağın olmadığı ve görünüm açısından benzerlik gösterdikleri tespit edilmektedir.

Ayrıca X500 ve X2000 büyütme altındaki fotoğraflar (Resim 48-50) incelendiğinde materyal üzerindeki *Streptokok* grupları belirgin şekilde izlenebilmektedir. Cİ grubu (Resim 49) 2000x büyütme altında incelendiğinde yüzey çatlakları ve biyofilm kümeleri görülmektedir.

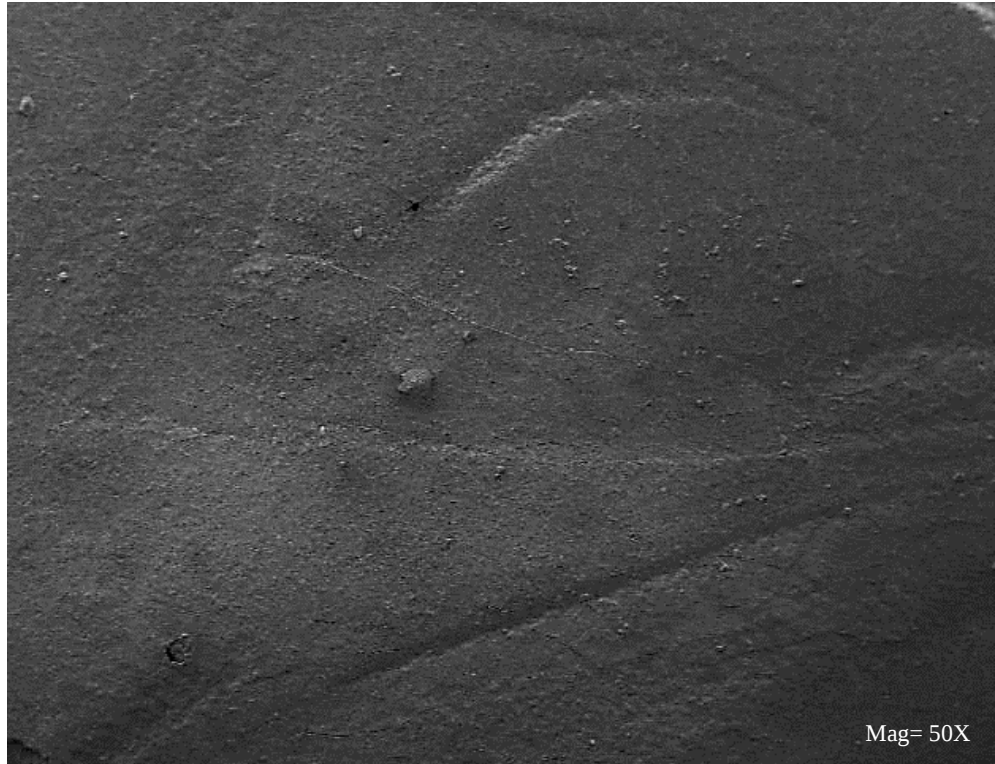
#### 6.6.2. HAP İçeren Florada Grupların Değerlendirilmesi



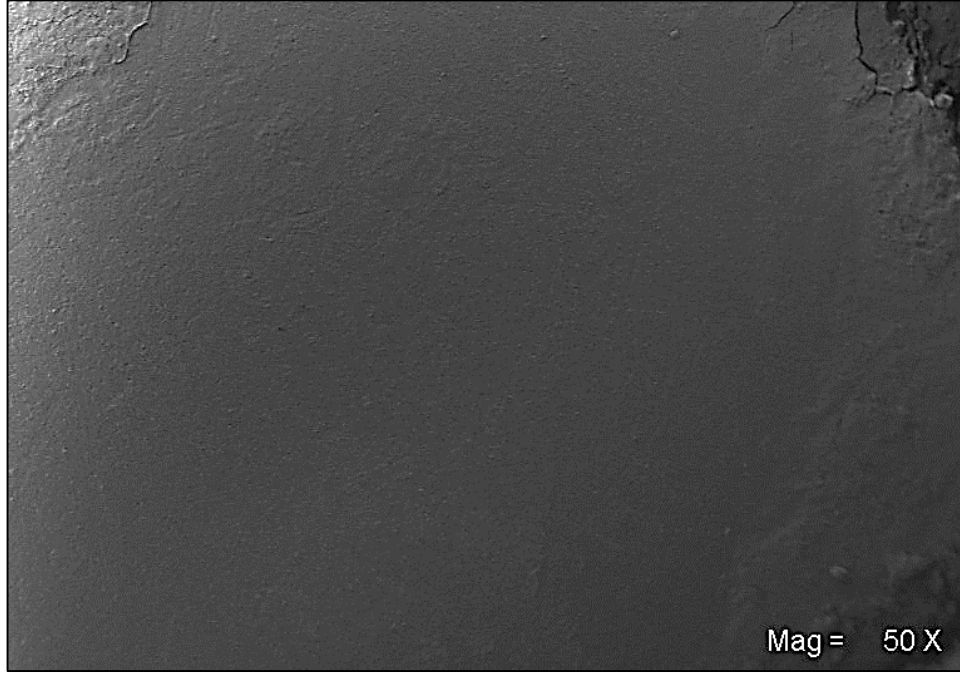
**Resim 51:**X50 Büyütmede HAP İçeren Florada Kompozit1 Materyali



**Resim 52:**X50 Büyütmede HAP İçeren Florada Kompozit2 Materyali



**Resim 53:**X50 Büyütmede HAP İçeren Florada Cam İyonomer Materyali



**Resim 54:**X50 Büyütmede HAP İçeren Florada BHAP Materyali

HAP içeren flora altındaki biyofilmin 50X büyütmedeki SEM fotoğrafları incelendiğinde, tüm materyal yüzeylerinin pürüzlülüklerinin ve yüzeylerindeki biyofilm alanının benzer olduğu bununla birlikte HAP kullanımına bağlı olarak biyofilm yüzey alanında düşüş olduğu görülmektedir. İncelenen yüzeylerde yaygın gruplar halinde kümelenmiş mikroorganizmalardan ziyade, tek tek koloni oluşturmaya çalışan mikroorganizmalar görülmektedir (Resim 51-54).

## 7. TARTIŞMA

### 7.1. *In Vitro* Deneyin Tartışılması

#### 7.1.1. Hidroksiapatit ve Mine

Diş minesinin %96'sını inorganik madde, %4'ünü organik yapı ve su oluşturmaktadır. Minenin Ca/P oranı:1.64'tür. Kemik ve dişin sert dokularındaki kalsiyum fosfatlar, saf hidroksiapatit formunda  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$  bulunurlar. Hidroksiapatit (HAP) kristalleri 25-70 nm genişlikte ve 500-600 nm uzunlukta organik matriks içerisinde bulunurlar. Bu HAP kristalleri 5 mm genişlikteki mine prizmalarını oluştururlar.

Basu ve ark. (2010) ile Hollinger (2011) hidroksiapatitlerin  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  kimyasal formülüne sahip olup, biyolojik hidroksiapatit ya da sentetik apatit olarak bilinen grupları olduğunu ve genellikle kalsiyumca fakir veya karbonapatit olarak bilinen biyolojik apatitlerin kompozisyon, fiziksel ve mekanik özellikler açısından sentetik hidroksiapatitlere oranla farklılık gösterdiklerini bildirmişlerdir

Ignjatovic ve ark. (1999), Ignjatovic ve Uskovic (2004) ile Hollinger (2011) hidroksiapatitin mükemmel biyouyumluluğuna ve kemiğe benzer dokulara etkin biyolojik bağlanmasına rağmen, kırılma ve düşük kırılma tokluğundan kaynaklanan zayıf mekanik özelliklerinden dolayı yük taşıyıcı uygulamalarda kullanımının kısıtlandığını bildirmişlerdir.

Nayar, Sinha, Basu ve Sinha (2006) medikal uygulamalar için gerekli; 30-40 nm HAP partikül büyüklüğüne ve 1.64 Ca/P oranına sahip HAP tozunu biyomimetik yöntem ile ürettiklerini bildirmişlerdir.

Mevcut çalışmada biyomimetik yöntem ile üretilmiş HAP tozundan elde edilmiş disklerin kullanımı tercih edilmiştir (Karakaş 2011, Karakaş, Hazar Yoruç, Ceylan ve Doğan 2012, Karakaş, Hazar Yoruç, Gökçe, Karaduman ve Ceylan 2013, Hazar Yoruç, Karakaş, Ayas ve Koyun 2013).

Günümüzde kullanılan ileri teknoloji seramiklerinin çoğu önce tozların istenilen şekle sokularak kompaktlanması ardından yüksek sıcaklıkta sinterlenerek porların

azaltılarak daha yoğun bir yapının elde edilmesi ile üretilmiştir. Densifikasyon; sinterleme prosesinin ana amacıdır. Bununla birlikte malzemenin elektriksel, manyetik, optik ve mekanik özelliklerinin sinterleme esnasında oluşan kimyasal ve fiziksel değişimlerden dolayı etkilendiği gözlenmiştir (Lu 1996).

Muralithran ve Ramesh (2000) sentetik HAP tozunun sinterlenme sıcaklığının HAP blokların mikroyapısı ve yapısal özelliklerine olan etkisini araştırmışlar ve optimum sıcaklığın 1250°C olduğunu, ayrıca 1400°C den sonra da materyalin yapısal dekompozisyonunun başladığını bildirmişlerdir.

Göller ve ark. (2006) ise sığır kaynaklı HAP tozunun sinterlenme sıcaklığının HAP blokların mikroyapısı ve yapısal özelliklerine olan etkisini araştırmışlar ve optimum sıcaklığın 1200 °C olduğunu rapor etmişlerdir.

Sentetik hidroksiapatit kompaktların sinterlenmesini araştıran Oktar ve ark. (2006), saf HAP kompaktları 1000, 1100, 1200 ve 1300°C sıcaklıklarda sinterlemişler ve yoğunluk, mikrosertlik ve basma mukavemeti testleri ile optimum sinterleme sıcaklığını belirlemişlerdir. Bu sonuçlara göre optimum sinterleme sıcaklığı 1100 °C bulunmuştur. Mevcut çalışma kapsamında kullandığımız HAP tozunun optimum sinterleme sıcaklığı 1100°C olarak belirlenmiştir.

Champion (2013) sinterleme işlemi; tane boyutu, tane şekli, porozite ve por boyutu gibi özellikleri etkileyerek bir taraftan mikroyapısal değişiklikler yaratırken aynı zamanda taneler ve tane sınırlarında kimyasal kompozisyonda farklılık oluşturarak kalsiyum-fosfat seramiklerinin mekanik ve biyolojik özelliklerini etkilediğini belirtmiştir.

Tez çalışması kapsamında HAP blokların kullanılmasının temel nedeni; *in situ* çalışmalarda son dönemde önemi gittikçe artan etik kaygılardır. Çocukların palatal apareylerinin içine mine parçacıklarının konulması ve doğal mine parçacıklarının çocuklarda oluşturacağı biyolojik risklerine ait kaygılar taşımamız alternatif materyal arayışına neden olmuştur. Bunun sonucunda yapılan literatür araştırmalarının sonuçları cam ve HAP esaslı materyallerin kullanılabileceğini göstermiştir. Fakat mine yapısına benzeyen sentetik HAP blokların kullanımının giderek yaygınlaştığı belirlendiğinden planlanan çalışma kapsamında da sentetik HAP bloklar kullanımı tercih edilmiştir.

Lie (1974) *in vitro* ortamda yapılabilecek biyofilm çalışmalarına gereksinim duyarak geliştirdiği teknik kapsamında, HAP kristallerinin bakteri varlığında gösterdiği yüzey özelliklerinin diş minesine alternatif oluşturabilecek ve kolaylıkla çalışabilecek bir biyofilm modeli olduğunu ilk kez bildirmiştir.

Chen ve ark. (2005) ürettikleri sentetik HAP kristallerinin kristal yapılarının mine HAP kristalleri ile benzer olduklarını rapor etmişlerdir.

Elliot ve ark. (2005) HAP kaplı cam yüzey ile sade cam yüzey üzerindeki biyofilm gelişimini araştırdıkları çalışmalarında her iki yüzey arasında herhangi bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Li, Huang, Zhang ve Zhong (2007) biyomimetik yöntem ile ürettikleri HAP tozundan elde edilen blokların kristal özelliklerinin, mine HAP kristalleri ile kimyasal kompozisyon ve morfoloji açısından aynı özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Apella, Venegas, Rodenas, Blesa ve Morando (2009) sentetik HAP'in mine ve dentin için yüzey modeli olup olamayacağını araştırdıkları çalışmalarında, hem yüzey kompozisyonu hem de bakteriyel adezyon açısından mine için daha iyi bir alternatif olduğunu bildirmişlerdir.

Souza ve ark. (2011) klorheksidinin antibakteriyal özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında, biyofilm gelişimini *in vitro* ortamda HAP diskler üzerinde incelemişler ve yapısına klorheksidin katılmış HAP yüzeylerin antibakteriyel etki gösterdiklerini rapor etmişlerdir.

Xiao ve ark. (2012) oral biyofilmin 3 boyutlu yapısı ile biyofilm içindeki suşların virulanslarının araştırıldığı çalışmalarında, biyofilm oluşturma yüzeyi olarak tükürük ile kaplı HAP diskleri tercih etmişlerdir.

Mevcut çalışmanın *in vitro* kısmında mine ile hazırlanmış olan özel HAP blokların mekanik ve fiziksel özellikleri kıyaslanarak bu iki materyelin benzerliği araştırılmıştır.

Literatürde mine ve HAP blokların özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışma bulunamamıştır. Buna karşılık HAP blokların gerek mekanik gerekse yüzey özellikleri açısından mineye benzer özellikler göstermesi nedeniyle iyi bir alternatif olabileceğini düşünülerek çalışma kapsamında kullanımı uygun görülmüştür.

### 7.1.2. Yüzey Sertliği

Sertlik, bir malzemenin standart kuvvet, baskı ucu ve süre koşulları altında kendisinden daha sert bir malzemeye karşı gösterdiği direncin bir ölçüsüdür. Sertlik değerinin kesin büyüklüğü ölçüm yapılan yöntemle göre belirlenir. Sertlik ölçümü, maddelerin sınıflandırılması ve özelliklerinin karşılaştırılmasında yaygın kullanılan bir metottur. Dişlerin sert dokuları ile klinikte kullanılan malzemelerin sertlik değerlerinin ölçümleri amacıyla, diş hekimliği ile ilgili araştırmalarda da yaygın olarak kullanılmaktadır (Bandyopadhyay and Bose 2013, Czichos et al. 2006).

Sertlik ölçümü için birçok farklı metot mevcuttur. Günümüzde en sık kullanılanlar, Brinell, Knoop, Rockwell ve Vickers sertlik yöntemleridir. Bu metotlarda, deforme olmayan küresel veya konik bir ucun deney materyaline batırılması karşısında materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Uygun olarak seçilen sert uç belli bir zaman süresinde, belirlenen bir yük altında materyale batırıldığında, materyal üzerinde bir iz bırakır. Bu izin boyutları ölçülerek deneysel bir sertlik numarası elde edilir. Materyalin sertliği ile bu izin büyüklüğü ters orantılıdır. Her testte farklı iz şekilleri oluşturulur. Yüzey sertliği ölçümlerinde, örnek yüzeyinden, birkaç ölçüm alınarak ortalama sertlik değeri belirlenir. Materyalin sertliği arttıkça, sertlik numarası da artar (Sakaguchi and Powers 2002, Anusavice et al. 2003, Beun et al. 2012, Haznedaroğlu ve Menteş 2013).

Mine ve dentinin sertliği, dikkate değer şekilde bölgesel olarak değişiklikler gösterdiği için, mikro kazıma ve mikro iz teknikleri ilk olarak Hodge (1935) tarafından kullanılmıştır.

Knoop ve Vickers elmas çentik yapıcı uçlar, ‘mikro iz’ sertlik testlerinde diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır. Ryge ve ark. (1961), amalgam dentin, mine, altın alaşımları ve diğer maddeler üzerinde iki tip iz yöntemini sertlik-kuvvet ilişkisini değerlendirmek için uygulamışlardır. Diş hekimliğinde kullanılan birçok malzeme için 25 gram ve altı kuvvetlerin sertlik testleri için tercih edilmemesini önermişlerdir. Bu çalışmalarda, hem Knoop hem de Vickers mikrosertliklerinin, 100 ve 500 gram kuvvet için maksimum değere yaklaşıncaya kadar artış gösterdiğini ve bunun da minimum varyans ile sonuçlandığı gösterilmiştir. Kuvvetin daha fazla arttırılması mikrosertlik değerinde çok ufak bir azalmaya sebep olmuştur

Mikrosertlik ölçüm yönteminde elmas uç belirli bir süre, belirli bir yük ile örnek üzerine verilir ve bir iz oluşturulur. Elmas ucun bıraktığı iz uzunluğu mikroskop ile “ $\mu\text{m}$ ” (mikron,  $10^{-6}$ ) olarak ölçülür. Oldukça hassas bir testtir, basit olması nedeni ile de caziptir. Tekrarlanabilir ölçümlere olanak verir, örneklerle uygulanacak işlem den önce ve sonrasında ölçüm yapılabilir (Sakaguchi and Powers 2002, Bandyopadhyay and Bose 2013) .

Mikrosertlik ölçümlerinde Knoop veya Vickers ölçü değeri kullanılır. Her iki yöntemde de aynı yük ile yüklenen elmas ucun oluşturduğu çentik derinliği aynı iken, çentik genişlikleri farklıdır, Knoop'ta  $3,5 \mu\text{m}$ , Vickers'te  $1,4 \mu\text{m}$ 'dur. Meydana gelen çentiklerin yüzey görüntüleri farklı olup Vickers yönteminde kare iken, Knoop yönteminde eşkenar dörtgen şeklindedir (Anusavice et al. 2003).

Çalışmamızda mikrosertlik ölçümlerinde Vickers sertlik cihazı tercih edilmiştir. Vickers ucu kullanımının, Knoop sertlik ucuna göre daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. Knoop yönteminde, doku üzerinde oluşturulan iz eşkenar dörtgen şeklindedir. Uzun köşegenin uzunluğu ölçülerek formüle uygulanır ve sertlik değeri elde edilir. Vickers yönteminde ise oluşturulan iz kare şeklindedir ve ize ait iki köşegeninin uzunluğu ölçülerek ortalaması alınır ve formüle uygulanır. İki köşegenin ortalamasının alınması ve Vickers izinin Knoop izinden daha küçük olmasından dolayı Vickers sertlik yönteminin Knoop sertlik yöntemine göre daha hassas bir ölçüm metodu olduğu düşünülmektedir (Sakaguchi and Powers 2002, Anusavice et al. 2003). Bu çalışmada kullanılan Vickers sertlik testinde temel prensip, kare tabanlı piramid şeklindeki elmas ucun batmasına karşı oluşan direncin ölçülmesidir. Elmas piramidin yüzeyleri arasında  $136^\circ$ 'lik açı mevcuttur.

VHN (Vickers Hardness Number), uygulanan yükün oluşan batma alanına bölünmesiyle hesaplanır. Sertliği ölçülecek materyal üzerine piramit şekilli elmas uç ile kuvvet uygulanarak bir iz oluşturulur. Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen kare şeklindeki iz köşegenleri ölçülür (Wassell, McCabe and Walls 1992, Pober 1998). Bu ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarılarak, ölçüm ekranındaki iki cetvel yardımıyla, köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır. Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün  $\text{mm}^2$  olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup  $HV=1.854 \times \text{kuvvet} /$

(taban köşegeni)<sup>2</sup> formülü ile hesaplanır. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir (O'Brien 2002, Türkün ve Gökay 2002).

Vickers sertlik testinin avantajı son derece doğru değerler üretebilmesi, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım ile bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır (Türkün ve Gökay 2002)

Materyalin sertliği, batıcı ucun belirli bir yük ve sürede deney materyalinin yüzeyine batırılması ile oluşan izin büyüklüğü ile ters orantılıdır (de A Silva et al. 2006, Tahmassebi, Duggal, Malik-Kotru and Curzon 2006, Yu, Li, Hussain and Wang 2008). Sertlik ölçümünde kullanılan yükün önemli olduğu elastik materyallere fazla yük uygulandığında örneklerin yüzeylerinde çatlamlar oluşabileceği ve bu durumun yanlış sonuçlar alınmasına neden olacağı bildirilmiştir (Zamfirova and Dimitrova 2000, Yoldaş, Akova ve Uysal 2004).

Vickers sertlik ölçüm tekniğinde, ucun inorganik ve organik yapıya rastlaması nedeni ile ortalama olarak hesap yapmak ve bu yolla tüm yapının sertliği hakkında bilgi edinmek mümkün olabilmektedir. Heterojen yapıya sahip ölçüm materyallerinden biri olan kompozit rezinlerde uç yumuşak veya sert bölgeye denk düşebilir. Bu nedenle çalışmamızda her yüzeyden 5 ölçüm alınmıştır.

Literatürde, yüzey sertliği testlerinde mikrosertlik cihazıyla uygulanan yüklerin farklılık gösterdiği görülmektedir (Bertrand, Leforestier, Muller, Lupi-Pégurier and Bolla 2000, Kim et al. 2002, Osorio et al. 2006, Kim, Lee, Han and Shin 2012, Beun et al. 2012). Yüzey sertlik testleri fissür örtücü çalışmalarının geneli doğrultusunda 10 g yük ile 10 saniye süre ile kullanılarak Vickers yöntemiyle gerçekleştirilmiştir.

Botsali ve Şener, (2008) rezin esaslı fissür örtücülerin LED, QTH ve HQTH tipli üç farklı ışık kaynağı ile polimerizasyonları sonrasında mikrosertliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarında, fissür örtücülerin mikrosertliklerinin 11 ile 31 VHN arasında değişkenlik gösterdiğini bildirilmişlerdir.

Kuşgöz ve ark. (2010) üç farklı fissür örtücünün mikrosertlik, mikrosızıntı ve florid salınımını karşılaştırdıkları çalışmalarında, çalışmamızda kullanılmış olan cam iyonomer fissür örtücünün mikrosertlik değerini 64.89 VHN olarak rapor etmişlerdir.

Beun ve ark. (2012) akışkan kompozit ve rezin esaslı fissür örtücülerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarında genel olarak fissür örtücülerin mikrosertliklerinin akışkan kompozitlerin mikrosertliklerinden daha düşük çıktığını ve rezin esaslı fissür örtücülerin mikrosertliklerinin 8 ila 30 VHN arasında olduğunu rapor etmişlerdir.

Barbosa ve ark. (2012) *in situ* biyofilm gelişiminin rezin ve cam iyonomer esaslı iki restoratif dental materyalin mikrosertliğine etkisinin araştırıldığı çalışmalarında rezin modifiye bir cam iyonomerin başlangıç mikrosertliğinin 18-27 VHN arasında değişkenlik gösterdiğini, bu değer 14 günlük biyofilm gelişimi sonrasında 10-20 VHN arasına düştüğünü göstermişlerdir. Resin esaslı restoratif materyalin ise başlangıç mikrosertlik değerinin 70-80 VHN arasında değişkenlik gösterdiğini, biyofilm gelişimi ile 60-70 VHN arasına düştüğünü belirtmişlerdir.

Eliades ve ark. (2013) dört farklı fissür örtücünün polimerizasyon derecesi, oksijen inhibisyon tabakası, sızıntı ve mikrosertliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarında 1 hafta sonunda nemli ortamda tutulan bizim de çalışmamızda kullandığımız K1 grubu materyalin mikrosertlik değerinin ortalama 29.1 VHN olarak rapor etmişlerdir.

Hidroksiapatit ile ilgili yapılan çalışmalarda mikrosertlik değerlerinin üretim şekli, tanecik boyutu ve sinterleme sıcaklıklarından etkilendiği, bu değer 90 ile 650 VHN arasında değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir (Hoepfner ve Case, 2003, Göller et al. 2006, Oktar et al. 2006, Oktar, 2007, Salman et al. 2009, Toker, Tezcaner ve Evis, 2011).

Ayrıca yapılan pek çok çalışmada minenin mikrosertliğinin kullanılan mikrosertlik ölçüm yöntemine ve kullanılan dezenfeksiyon yöntemine göre değişkenlik gösterdiği, bu değer 270 ile 400 VHN arasında olduğu rapor edilmiştir (Meredith, Sherriff, Setchell and Swanson 1996, Gutiérrez-Salazar and Reyes-Gasga 2003, Adebayo, Burrow, Tyas, Adams and Collins 2010, Zheng, Huang, Qian and Zhou 2010, Chaudhary, Anand, Navpreet and Rahul 2013).

Literatür araştırmalarında edinilen bilgiye göre K2 grubu materyali ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Buna karşılık çalışmalarımızda, K1'in mikrosertlik değeri ortalama olarak 13.04 VHN, K2'nin mikrosertlik değeri ortalama olarak 11.35 VHN, Cİ'nin mikrosertlik değeri ortalama olarak 65.6 VHN, BHAP'ın mikrosertlik değeri ortalama olarak 225.75 VHN ve minenin mikrosertlik değeri ortalama 272.6 VHN olarak belirlenmiştir.

Tüm fissür örtücü materyallerin, BHAP ve minenin mikrosertlik değerleri birbirlerinden farklı ve istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. BHAP bloklar mineye en yakın değerleri vermiştir.

Bu sonuçlar, rezin esaslı fissür örtücüler için Beun ve ark. (2008) ile Botsali ve ark. (2012) ile uyumlu, Eliades ve ark. (2013) ve ile uyumsuz; cam iyonomer materyal için Kuşgöz ve ark. (2010) ile uyumlu; BHAP için Oktar (2007) ile uyumlu, Göller ve ark (2006) ile Salman ve ark. (2009) ile uyumsuz; mine için Meredith ve ark (1996) ile Chaudhary ve ark (2013) ile uyumlu değerler vermiştir.

### **7.1.3. Yüzey Pürüzlülüğü**

Yüzey pürüzlülüğü materyal yüzeyinin iki boyutlu parametresidir. Profilometre adı verilen özel bir cihazla ölçülebilmektedir. Bu cihaz; yüzey pürüzlülüğü ile ilgili değerleri rakamsal olarak verebilmektedir (Wan Bakar and McIntyre, 2008).

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için birçok yöntem vardır. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile ilgili araştırmalar taramalı elektron mikroskobu gibi kalitatif metotlar ve yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar ile yapılabilmektedir. Son yıllarda atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile de yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntüleri elde edilebilmektedir (Kakaboura, Fragouli, Rahiotis and Silikas, 2007) .

Profilometre cihazında, elmas tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Field, Waterhouse and ve German 2010, Bandyopadhyay and Bose 2013) .

Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. En çok kullanılan parametreler Ra, Rq, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır (Whitehead, Shearer, Watts and Wilson 1995). Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak

tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamasının alınmasıyla Ra değeri saptanır. Rq yüzeyin düzeltilmiş pürüzlülüğü, Rz ise ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır. Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden, Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm:Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0.5'den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0.5'den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir. (Czichos, Saito and Smith 2006).

Çalışmalar sırasında her bir örneğin beş farklı yerinden yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüş ve bu beş değer aritmetik ortalaması alınarak, her bir örnek için yüzey pürüzlülük değeri elde edilmiştir. Ölçülen bu değerlerin istatistiksel karşılaştırılmasında, esas yüzey pürüzlülük ölçüm değeri olarak “Ra ve Rq” değerleri kullanılmıştır. Ra gerçek yüzey pürüzlülüğü olarak tanımlanırken Rq düzeltilmiş yüzey pürüzlülüğü olarak ve gerçeğe daha yakın olan değer olarak kabul görmektedir.

Neme ve ark. (2002), Başeren (2004), Venturini ve ark. (2006), Cenci, Venturini, Pereira-Cenci, Piva ve Demarco (2008), Rai ve Gupta (2013) ile Sapra, Taneja ve Kumar (2013) yapmış oldukları çalışmalarında “Ra” ve “Rq” değerlerini kullanmış olup, elde edilen verilerin çalışmamızın verileriyle karşılaştırma kolaylığı sağlaması amacı ile tez çalışması kapsamında bu parametrelerin kullanımı tercih edilmiştir.

Uluslararası Standartlar Teşkilatı'nın 4287 numaralı yönergesine göre malzeme pürüzlülük veren parametreler Ra ve Rq değerleridir (Czichos et al. 2006). Bu nedenle çalışma kapsamında Ra ve Rq parametreleri incelenmiştir.

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve kontak açısı gibi özelliklerinin *in vitro* koşullarda belirlenebilmesi için materyallerin standart boyutlarda diskler halinde hazırlanması gerekmektedir. Bu amaçla birçok çalışmada çeşitli standart kalıplar kullanılmıştır (Busscher, Rinastiti, Siswomihardjo and Mei 2010).

Tanner, Carlen, Söderling ve Valittu (2002) fiber ile güçlendirilmiş kompozit materyal üzerinde parotid kaynaklı tükürük proteinleri ve *S.mutans* adezyonunun incelendiği çalışmalarında örnek hazırlamak amacı ile silikon kalıplar kullanmışlardır.

Tanner, Robinson, Söderling ve Vallittu (2005) *in vivo* erken dönem plak formasyonunun araştırıldığı başka bir çalışmada da silikon kalıplar kullanmıştır.

Kavaloğlu Çıldır ve Sandallı (2007) fluor içeren dört farklı fissür örtücü materyalin yüzey pürüzlülüğü, basma dayanımı ve fluor salınımını inceledikleri çalışmalarında 8x2 mm boyutlarında disk şeklinde metal kalıplar kullanmışlardır.

Küçükeşmen ve ark. (2010) farklı polisaj uygulamaları sonrasında, hibrid bir kompozit rezinin yüzey temas açısını araştırdıkları çalışmalarında 10x2 mm teflon kalıplar tercih etmişlerdir.

Rütterman ve ark. (2011) rezin esaslı dental materyallerin temas açısı ve pürüzlülüklerini belirledikleri çalışmalarında 10x2 mm telfon kalıplar kullanmışlardır.

Bani ve Öztaş (2013) pürüzlülüğü incelemek amacıyla materyalleri diktörtgen prizması biçimindeki 3x3x2 mm'lik metal kalıplara yerleştirmişler ve üzerine asetat bant kapatarak hazırlamışlardır.

Çalışmamız kapsamında yüzey pürüzlülük düzeylerini belirlemek için profilometre cihazında ölçüme uygun 10x2 mm boyutlarında hazırlanmış standart teflon kalıplar kullanılmıştır.

Botsali ve Şener (2008), Dionysopoulos ve ark. (2013) ile Bani ve Öztaş (2013) çalışmalarında; cam iyonomer materyal cam malzeme ile etkileşime gireceğinden, örneklerin hazırlanması aşamasında camdan oluşan gereçler kullanılmadığını, teflon kalıplar içerisindeki materyal fazlalıklarının giderilmesi amacıyla kullanılan iki siman camının materyalle temasını önlemek için araya şeffaf bant yerleştirildiğini belirtmektedirler.

Bu nedenle çalışmalarımız sırasında aynı uygulama kullanılmış olup, cam iyonomer ile camın etkileşimleri ile ilgili önlemler alınmıştır.

*In vitro* çalışmalarda zımparalama işleminin amacı klinik çalışmalardaki cilalama işlemine eşdeğer bir işlemdir. Zımparalama işlemi bu nedenle yüzey pürüzlülüğü değerleri açısından önemli bir kriterdir (Warren, Colescott, Henson and Powers 2002,

Yap, Wu, Chelvan and Tan 2005, Korkmaz, Özel, Attar and Aksoy 2008, Ereifej, Oweis and Eliades 2013).

Literatürde zımparalama yapılan ve yapılmayan materyallerin karşılaştırmasına ait çalışma olmaması, bu çalışma işleminin etkinliği hakkında yeterli bilgi sağlamamaktadır. Bu amaçla çalışmamızda kullandığımız materyallerin cilasız ve cilalı yüzey pürüzlülüklerinin belirlenmesine yönelik çalışmalar yapılması amaçlanmıştır. Cilalı gruba dahil olan örneklerin üst ve alt yüzeyleri, bitim ve cilalama işlemlerini taklit etmek amacıyla 500 ve 800 mesh karbon zımpara disk ile zımparalanmıştır. Ardından tüm materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüştür.

Parlak ve düzgün bir yüzey, dental materyallerin estetik bir görünüm sağlamaları için çok önemlidir. Ayrıca bu görünümü ağız içinde de uzun bir süre boyunca devam ettirebilmeleri gerekir. Estetik bir görünüm sağlamanın yanında düzgün bir yüzey, renklenmiş tabakanın oluşmasını ve plak retansiyonunu da engeller. Bunların yanında, düzgün bir yüzey sayesinde sürtünme katsayısı düşer ve bu da aşınma oranını azaltarak dental materyalin klinik başarısını artırır (Kakaboura et al. 2007, Yazıcı, Tuncer, Antonson, Önen ve Kiliç 2010, Sapra et al. 2013). Yüzey özellikleri ayrıca rezin kompozitler gibi kırılma dirençlerini de etkiler (Kakaboura et al. 2007).

Yüzey düzgünlüğüne etki eden etmenlerden bazıları, restoratif materyalin kendinden kaynaklanan özellikleri olan doldurucu içeriği, boyutu, tipi, organik matrikse oranı, polimer matriksle silanın konversiyon derecesidir. Resin matriksin yumuşaması, yüzeyden doldurucu partiküllerin ayrılmasına neden olur bu da pürüzlü bir yüzey oluşmasını beraberinde getirir (Sakaguchi 2002).

Willems, Lambrechts, Braem, Vuylsteke-Wauters ve Vanherle (1991) diş minesi pürüzlülüğünü araştırdıkları çalışmalarında, fırçalamanın mine pürüzlülüğüne etkisini saf dışı edebilmek amacı ile mine kontak bölgelerinin pürüzlülüğünü ölçmüşlerdir. Bu çalışmaya göre mine pürüzlülüğü 0.2-1.1 µm arasında bulunmuştur.

Hosoya ve ark. (2003) diş beyazlatmanın mine pürüzlülüğüne ve biyofilm gelişimine etkisini araştırdıkları bir çalışmalarında, kontrol grubu mine dokusunun Ra değerinin 1.72-9.15 µm arasında değişkenlik gösterdiğini, ayrıca beyazlatma işlemi

uygulaması sonrasında ile pürüzlülük ile birlikte *S. mutans* kolonilerinin de arttığını bildirilmişlerdir.

Bürgers ve ark. (2009) on adet rezin esaslı ve cam iyonomer esaslı fissür örtücü materyalin karşılaştırıldığı çalışmalarında, materyal örneklerini başlangıçta polisher cihazı ile cilalamışlar, yaşlandırma ve ısıl işlem uygulaması sonrasında yüzey pürüzlülüğü ve *S.mutans* adezyonunu incelemişlerdir. Bu çalışmada bizim de çalıştığımız K1 grubu fissür örtücü için başlangıç, 1.ay, 3.ay ve 6.ay için yüzey pürüzlülüğü Ra değeri 0,08µm olarak yaşlandırma işlemi sonrasında ise 0.19 µm olarak rapor edilmiştir. Ayrıca rezin esaslı grup için başlangıç Ra değerleri 0.08-0.23 µm, cam iyonomer esaslı fissür örtücüler için ise 0.29-0.9 µm arasında bulunmuştur.

Aykent ve ark. (2010) dört farklı cila yönteminin, üç adet rezin esaslı ve bir adet seramik esaslı dental materyalin pürüzlülüğüne ve *S.mutans* koloni oluşturmaya olan etkisinin araştırmışlar ve pürüzlülüğü en kötü etkileyen yöntemin elmas frez olduğunu görmüşlerdir. Bu yöntemde rezin esaslı restoratif materyallerin Ra değeri 1-1.5 µm arasında değişkenlik göstermiştir. En düşük pürüzlülük değeri ise zımpara diskler ile elde edilmiş olup, Ra değeri 0.5-0.7 µm arasında bulunmuştur.

Bala ve ark. (2012) cam iyonomer esaslı restoratif malzemelerin cila öncesi ve cila sonrası pürüzlülüklerinin karşılaştırıldıkları çalışmalarında, cilasız cam iyonomer restoratif materyallerin Ra değerinin 0.44-0.78 µm arasında cilalı olanların ise 0.48-0.98 µm arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Yüzeyin zımparalanması ve cilası ile ilgili piyasada pek çok sistem mevcuttur ve hala bu sistemler ile ilgili yapılan yeni çalışmalar devam etmektedir (Başeren 2004 Venturini et al. 2006, Senawongse and Pongprueksa 2007, Cenci et al. 2008, Ereifej et al. 2013, Sapra et al. 2013). Bu sistemlerin henüz ideal yüzey özellikleri sağlayıcı mevcut olmadığı için çalışmamızda materyaller önce 600 ve 800 mesh zımpara disk ile zımparalanmış daha sonra ise cila fırçası ile cilalanması yapılmıştır

Literatürde cilalı ve cilasız fissür örtücü materyallerin pürüzlülük değerlerinin karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Rezin esaslı olan ve olmayan sekiz farklı yeni restoratif materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada ise, rezin esaslı olan restoratif

materyallerin rezin esaslı olmayan materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede pürüzsüz bir yüzeye sahip oldukları sonucuna varılmıştır (Yap, Yap, Teo and Ng 2004).

Bollen ve ark. (1997) ile Heintze Forjanic ve Rousson (2006) materyallerin fiziksel özelliklerinden biri olan yüzey pürüzlülüğünün, bakteri plağının tutunması, dolayısıyla çürük oluşumu açısından önemli bir kriter olduğunu belirtmektedir. Restorasyon materyallerinin yüzeyinde bakteriyel tutunma için gerekli olan kritik yüzey pürüzlülük değerinin 0.2  $\mu\text{m}$  ve üzeri olduğu, bu değer altındaki pürüzlülük değerlerinde bakteriyel tutunmanın gerçekleşmediğini bildirmektedirler.

Bununla birlikte Jones Billington ve Pearson (2005) bu değer 0.25-0.50  $\mu\text{m}$ , arasında Kaplan Goldstein, Vijayaraghavan ve Nelson (1996) bu değer 0.70-1.44  $\mu\text{m}$  arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Bollen ve ark. (1997) ve Yap ve ark. (2004) ise bu kritik değer üzerindeki sonuçların çürük oluşumu ve periodontal hastalıklar açısından risk oluştuğunu bildirmişlerdir.

Buna karşılık çalışmamızda K1 materyali için cilasız örneklerin ortalama Ra değeri 0.7  $\mu\text{m}$ , Rq değeri 0.85  $\mu\text{m}$ , cilalı örnekler için Ra değeri 0.5  $\mu\text{m}$ , Rq değeri 0.6  $\mu\text{m}$ , K2 materyali için cilasız örneklerin ortalama Ra değeri 0.6  $\mu\text{m}$ , Rq değeri 0.7  $\mu\text{m}$ , cilalı örnekler için Ra değeri 0.5  $\mu\text{m}$ , Rq değeri 0.6  $\mu\text{m}$ , Cİ materyali için cilasız örneklerin ortalama Ra değerini 0.9  $\mu\text{m}$ , Rq değeri 1.1  $\mu\text{m}$ , cilalı örnekler için Ra değeri 0.8  $\mu\text{m}$ , Rq değeri 1  $\mu\text{m}$ , BHAP materyali için ortalama Ra değeri 0.45  $\mu\text{m}$  ve Rq değeri 0.55  $\mu\text{m}$ , mine için ortalama Ra değeri 0.3  $\mu\text{m}$  ve Rq değeri 0.45  $\mu\text{m}$  olarak bulunmuştur. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir.

Bu sonuçlar cam iyonomer için Bala ve ark. (2012) ile, mine için Willems ve ark. (1991) ile uyumlu, rezin esaslı fissür örtücüler için Bürgers ve ark. (2009) ile, mine için Hosoya ve ark. (2003) ile uyumsuzdur. Cam iyonomer materyaldeki farklılığın yapısındaki partikülün büyüklüğünden kaynaklandığı görülmektedir. Mine ile BHAP blokların değerlerinin birbirine çok yakın değerlerde olduğu bulunmuştur.

#### 7.1.4. Temas Açısı

Materyallerin yüzeyleri farklı yüzey gerilimlerine sahip olabilmekte ve bu yüzey gerilimi pürüzlülük gibi özelliklerden etkilenebilmektedir. Yüzey gerilimine bağlı olarak malzemeler farklı ıslatılabilirlik karakterlerine sahip olmaktadır. Bu karakter materyal yüzeyi ile temastaki sıvı yüzeyi arasında bir açı oluşturur. Temas açısı adı verilen bu açının büyüklüğü, sıvının kendi molekülleri arasındaki çekim kuvvetleri (kohezyon kuvvetleri) ile sıvı katı arası çekim kuvvetlerinin (adezyon kuvvetleri) göreceli büyüklüğüne bağlıdır. Kohezyon kuvvetlerinin büyüklüğü, adezyon kuvvetlerinin büyüklüğünden ne kadar fazla ise, sıvı katı arasındaki temas açısı da o denli büyük olur. Diğer bir ifade ile büyük bir temas açısı sıvı katı çekim kuvvetlerinin düşük değerlerde olmasının, küçük bir temas açısı ise bu kuvvetlerin büyük olmasının bir göstergesidir. Ayrıca, temas açısının büyüklüğü, katı yüzeyin düzlüğü ve temizliğinden başka sıvının saflık derecesine de bağlıdır. Sıvıların malzeme yüzeyinde yaptıkları açıya göre bu malzemeler hidrofilik ve hidrofobik olarak sınıflandırılırlar. Bir yüzeyin su ile yaptığı temas açısı 0-90 derece arasında ise hidrofilik, 90-180 derece arasında hidrofobik olarak adlandırılır (Anusavice et al. 2003, Buergers et al. 2009, Giljean, Bigerelle, Anselme and Haidara 2011, Bandyopadhyay and Bose 2013).

Tadmor ve Yadav (2008) bir sıvının yüzey geriliminin çeşitli metotlarla ölçülebileceğini, bu metotlardan en yaygın olarak kullanılanları, kapiler yükselme ve damla ağırlığı yöntemleri olduğunu rapor etmişlerdir. Damla yöntemi materyalin üzerine sıvı damlatılarak sık aralıklarla genellikle 1 dk. boyunca 6 saniyede bir fotoğraf çekilerek yapılır. Fotoğraftaki damlaların açıları sağlı ve sollu olarak görüntü analiz programı ile ölçülüp ortalaması alınır.

Rütterman ve ark. (2011) ile He, Liu, Vallittu ve Lassila, (2013) çalışmalarında temas açısı belirleme yöntemi olarak damla yöntemini kullanmışlardır. Bu yöntemin kolay ve hassas bir yöntem oluşu ve sonuçlarımızın diğer çalışmaların sonuçları ile karşılaştırılabilir olması amacı ile çalışmamızda bu damla yönteminin kullanması tercih edilmiştir.

Glantz (1969), ıslatılabilirliğin bakteri adezyonundaki etkisini ilk defa *in vivo* olarak gösterilmiştir.

Quirynen ve ark. (1989) 9 günlük *in vivo* çalışmalarında bakterilerin supragingival hidrofilik yüzeylerde hidrofobik yüzeylere nazaran daha fazla biyofilm oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Quirynen ve ark. (1990) bakteri adezyonunda yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğü parametrelerini değerlendirdikleri çalışmalarında yüzey pürüzlülüğünün yüzey enerjisinden daha etkili bir parametre olduğunu bildirmişlerdir.

Quirynen ve ark. (1995) *in vivo* çalışmalarında bakterilerin subgingival hidrofilik yüzeylerde hidrofobik yüzeylere nazaran daha fazla biyofilm oluşturmadığını aralarında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Quirynen ve Bollen (1995), Teughels, Van Assche, Sliepen ve Quirynen (2006) ıslatılabilirliğin yüzeyin pürüzlülüğü ile doğrudan ilişkili olduğunu ve bu iki faktörün bakteri adezyonunda etkili olduğunu rapor etmişlerdir.

Boks ve ark. (2009) *in vitro* çalışmalarında bakterilerin sabit yüzey etkileşimleri şartlarında hidrofobik yüzeylere de tutunduğunu bildirmişlerdir.

Küçükeşmen ve ark. (2010), Rüttermann, Bergmann, Beikler, Raab ve Janda (2012) ile Scweikla ve ark. (2013) çalışmalarında kontak açılarının materyallere uygulanan polisaj işlemlerinden etkilendiklerini bildirmektedirler.

Suljak ve ark. (1995) amalgam ve rezin esaslı kompozit materyallerin kullanıldığı çalışmalarında, temas açısının 35°'den 40°'ye doğru artış gösterirken, yüzeylerindeki bakteri kolonilerinin de artış gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Kawasaki ve ark. (1999) protein kaplı hidroksiapatit disklerin ıslatılabilirliğinin araştırıldığı çalışmalarında ise BHAP için kontak açısı 60-70° arasında tespit edilmiştir.

Kawai ve Takaoka (2001), rezin modifiye cam iyonomer, kompomer ve kompozitlerin bakteriyel ve glukan adezyonunu araştırdıkları çalışmalarında; florid salınımı yapan bu restoratif materyallerin kontak açılarını ölçmüşler, rezin modifiye cam iyonomerlerin kontak açısını 39.7° ile 57.5°, kompomerlerin 36.2° ile 49.8° arasında ve kompozit materyallerin 52.8° değere sahip olduğunu bildirmişlerdir. 24 saatin sonunda RMCİ ve kompomerlerin yüzeyinde kompozit materyale nazaran daha az bakteri ve glukan adezyonu tespit etmişlerdir.

Al-Omari, Mitchell ve Cunningham (2001) elmas frez ve tungsten frezin bitim işleminde kullanıldığı çalışmalarında minenin temas açısı 77-82°C arasında olduğu rapor etmişlerdir.

Küçükeşmen ve ark. (2010) rezin esaslı bir restoratif materyalin çeşitli cila yöntemleri sonrasında temas açısı ve ıslatılabilirliğini araştırdıkları çalışmalarında, temas açısının yöntemlere göre değişkenlik gösterdiğini ve 55–72° arasındaki değerlerde bulunduğunu bildirilmişlerdir. En düşük yüzey temas açısının bir polisaj patı/bitirme diskleri/lastiği seti ile elde edilebileceğini rapor etmişlerdir.

Al-Ahmad ve ark. (2010) zirkon ve titanyum esaslı implant materyalleri üzerinde *in vivo* biyofilm gelişimi ve temas açılarının araştırıldığı çalışmalarında kontrol grubu olarak kullanılan sığır minesinin 73,40°, zirkon materyallerin 50-90°, titanyum materyallerin ise 30-97° arasında temas açısına sahip olduklarını belirlemişlerdir.

Çalışmalarımız kapsamında distile su ile yapılan ölçümler sonucunda K1 için 64.86°, K2 için 67.79°, Cİ için 94.2°, BHAP için 64.17° ve M için 62.05° ortalama temas açısı tespit edilmiştir. Cam iyonomer esaslı fissür örtücü daha hidrofobik özellik gösterirken, diğer materyaller hidrofilik özellik göstermiştir.

Elde edilen bu sonuçlar, BHAP bloklar için Kawasaki ve ark. (1999) ve rezin esaslı materyaller için Küçükeşmen ve ark. (2010) ile uyumlu, mine için Al-Omari (2001), cam iyonomer için Kawai ve Takaoka (2001) ile uyumsuz bulunmuştur.

Materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerine yönelik yaptığımız bu çalışmalar sonucunda, başlangıç değerleri ile birlikte değişik ortamlarda uzun süreli bekletilmeler ve yaşlandırmalar sonucu alınan değerler ile kıyaslanmaların yapıldığı yeni çalışmalara ihtiyaç olduğu tespit edilmiştir.

## **7.2. *In Situ* Deneyin Tartışılması**

### **7.2.1. Görüntü İşleme ve Analiz Programları**

Biyofilm değerlendirme çalışmalarında, her hangi bir mikroskopik görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, istatistiksel olarak değerlendirilebilir olması için

sayısal değerlere dönüştürülmesinde görüntü analiz programları kullanılmaktadır. Bu amaçla ücretli ve ya ücretsiz olarak kullanıma sunulan pek çok program mevcuttur.

Tez çalışmamız kapsamında biyofilm yüzde alan oranı değerlendirme amacı ile biri ücretli diğeri ücretsiz olarak profesyonel kullanıma sunulmuş iki adet görüntü analiz programı kullanılmış ve sonuçları karşılaştırılmıştır.

Pampu, Dolanmaz, Tüz, Avunduk ve Kişnişçi (2008) zoledronik asidin, mandibular distraksiyon osteogenezisi sırasındaki histomorfometrik değerlendirmeleri amacı ile bizim de çalışmamıza dahil ettiğimiz program1 yazılımını kullanmışlardır.

Aykent ve ark. (2010) dört farklı cila yönteminin, üç adet rezin esaslı ve bir adet seramik esaslı dental materyalin pürüzlülüğüne ve *S.mutans* koloni oluşturmaya olan etkisinin araştırdıkları çalışmalarında CLSM yöntemi ile elde ettikleri görüntüleri incelemek amacı ile bizim de çalışmamıza dahil ettiğimiz program1 yazılımını kullanmışlardır.

Gering ve Atkinson (2004) kan smear örneklerinin çekirdekli eritrositlerini belirlemek amacı ile bizim de çalışmamıza dahil ettiğimiz program2 yazılımını kullanmayı tercih etmişlerdir.

Monteiro ve ark. (2011) kompozit rezin restorasyonların marjinal analizlerini değerlendirdikleri çalışmalarında bizim de çalışmamıza dahil ettiğimiz program2 yazılımını kullanarak optik tomografi görüntülerini değerlendirmişlerdir.

Da Mata, Santos-Pinto ve Zuonon (2012) cam iyonomer uygulama metodunun malzemenin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, SEM yöntemi ile görüntülenen yüzeyleri bizim de çalışmamıza dahil ettiğimiz program2 yazılımını kullanarak porozite açısından değerlendirmişlerdir.

Literatürde biyofilm tabakasının SEM yöntemi ile elde edilen görüntülerin analizi ile ilgili rutin bir yazılım bulunmamaktadır. Tez çalışmamız kapsamında iki farklı programı deneyerek sonuçlarımızın güvenilirliği test edilmiştir. Her iki görüntü analiz programı ile elde ettiğimiz sonuçların istatistiksel değerlendirmeleri sonucunda Program1 Program2' ye göre daha yüksek değerler vermiştir ve normal florada iki program arasında 0.26 düzeyinde pozitif bir korelasyon varken bu ilişki HAP içeren ürün kullanımı sonrası görüntülerde ortadan kalkmaktadır. Biz biyofilm çalışmaları

alanında, araştırılan her iki programın da kullanımının uygun olduğunu düşünmekteyiz çünkü her iki programda da normal floradan HAP içeren floraya geçişte benzer düzeyde biyofilm alan yüzde oranı düşüşü tespit edilmiştir. Ve bu oranlar her iki program için de istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

### 7.2.2. Oral Biyofilm

Biyofilm, bir yüzeye yapışarak, belirli bir yapısal bütünlük içerisinde toplu halde yaşayan ve birbirleriyle haberleşerek varlıklarının devamı için gerekli işlevlerin yerine getirilmesini sağlayan bakterilerin oluşturduğu karmaşık bir organizasyondur. En yeni tanımı ise, ‘Canlı ya da cansız bir yüzeye yapışarak kendi ürettikleri organik bir ekstraselüler polimerik maddeden oluşmuş, ekstraselüler polisakkarit matriks içine gömülü ve hareketsiz olarak birbirine, bir katı yüzeye ya da bir ara yüzeye, geri dönüşümsüz olarak tutunmuş genetik yapı ve protein sentezi açısından tamamen farklı fenotip gösterebilen yapıda olan mikroorganizmaların oluşturduğu topluluk’ olarak yapılmıştır (Marshall 1997, Costerton 1999, Wood et al. 2000, Marsh 2005, Robinson et al. 2006, ten Cate 2006, Marsh, Moter and Devine 2011).

Bir biyofilmin oluşması için gerekli olan ortak bileşenler mikroorganizma, ekstraselüler polimerik materyal ve yüzeydir. Bu bileşenlerden biri olmadığı takdirde biyofilm oluşmamaktadır. Biyofilm içerisinde yaşayan mikroorganizmalar tarafından sentezlenen polisakkaritler, biyofilmin ana ekstraselüler komponentini oluşturmaktadırlar (Garrett, Bhakoo and Zhang 2008).

Biyofilmler tek bir mikroorganizma türü tarafından oluşturulabildiği gibi birden fazla türü de yapısında barındırabilmektedir. Farklı türlerde oluşan biyofilmlerde her tür kendi mikrokolonisini oluşturur. Bu mikrokoloniler birbirlerinden su kanalları aracılığı ile ayrılmıştır. Bu su kanalları içinde devam eden su akışı besin maddelerinin ve oksijenin difüzyonunu sağlar. Sistemin yapısına, mikroorganizmanın türüne ve çevresel faktörlere bağlı olarak olgun bir biyofilmin oluşması birkaç saat ile birkaç hafta zaman almaktadır (Wood et al. 2000, Zijngel et al. 2010).

Biyofilm içindeki bakteriler ve mikrokoloniler, birbirleriyle iletişim kurabilme yeteneğine sahiptirler. İletişim sinyali olarak çeşitli kimyasal mekanizmaları kullanılmaktadırlar (Kolenbrander et al. 2002, Marsh 2004). Mikroorganizmaların

hücre yoğunluğu belli bir seviyeyi aşınca bakteriler “autoinducer” adı verilen sinyal molekülleri salgılar, böylece çevredeki bakterilerde gen ekspresyonu aktive olur (Kolenbrander et al. 2006, Kolenbrander, Palmer, Periasamy and Jakubovics 2010). Bakteriler ürettikleri sinyal moleküllerinin yoğunluğunu ölçebilmekte, böylece çevrelerindeki diğer mikroorganizmaların miktarını hissedebilmektedirler. Quorum sensing olarak adlandırılan bu iletişim hücre yoğunluğuna bağlıdır, birkaç hücre ile sinyaller düşük seviyede kalırken, hücre miktarı arttıkça iletişim için ideal ortam oluşur (Lazar 2011).

Dişler sürer sürmez ya da temizlendikten hemen sonra çıplak diş yüzeyi pelikül adı verilen aselüler proteinöz yapıda bir film tabakasıyla kaplandığı ve mikroorganizmaların pelikül üzerine kolonizasyonunun ilk 24 saat içerisinde olduğu bilinmektedir. Zijne ve ark. (2010) mikrobiyal yığılma ve koagregasyonla farklı mikrokoloni türlerinin gelişiminin ise 1-14 gün içerisinde belirgin bir şekilde gözlemlendiğini rapor etmişlerdir.

Oral biyofilm sahip olduğu karmaşık yapısı nedeniyle ve yüzlerce bakteri içermesinden dolayı hala araştırılması gereken bir konudur. Bu karmaşık yapının anlaşılması yönünde *in vitro* koşullarda tek veya birçok bakterinin bir arada bulunduğu biyofilm sistemleri üzerinde çalışılmaktadır ve Bowden ve ark. (1997), Davey ve ark. (2000) ile Kishen ve ark. (2012) *in vitro* koşullarda oluşturulan biyofilme ile doğada oluşan biyofilme arasında benzerlik olduğunu bildirmektedirler.

Ten Cate ve ark. (1992) intra-oral aparatların planlanmasının, çalışmada kullanılacak örneklerin sayısı, araştırılmak istenen materyallerin tipi, kullanım süresi ve biyofilm birikiminin nasıl olacağı kriter alınarak yapılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda yer alan materyal sayısının çokluğu ve biyofilm oluşumu için tükürükle temasının yeterli derecede sağlanabilmesi nedeniyle üst çene yer tutucu aparat modeli kullanılmıştır.

Bu kriterler göz önüne alınarak tez çalışmamızda yer alan katılımcılar, cinsiyet ayrımı yapmaksızın yaşları 6 ile 12 arasında değişen, herhangi bir sağlık problemi olmayan ve ilaç kullanmayan, yer tutucu ihtiyacı olan çocuklar arasından seçilmesi tercih edilmiştir. Dolayısı ile bu çocukların dft+DMFT’si en az 2 veya daha fazla

olmakta ve orta/yüksek çürük risk grubuna dahil olmaktadır. Nitekim yapılan intraoral muayenede süt dişi eksiklikleri 2 ile 7 arasındadır. Eksik süt dişi sayısının katılmadığı DMFT+dft indeks ortalaması ise  $4.95 \pm 1.76$ 'dır ve 2 ile 8 aralığındadır. Tüm katılımcılar deney boyunca dişlerini aynı macun ile fırçalamışlardır. Ayrıca tüm materyeller aynı çocukta kullanıldığından kendi içinde kontrolleri de sağlanmıştır.

Yañez ve ark. (2003) SEM tekniklerinin kullanılmasının görüntülerde mükemmel alan derinliği sağladığını ve morfolojiyi tanımlamaya oldukça elverişli olduğunu bildirmişlerdir.

Ono ve ark. (2007) SEM yönteminin, diş dokuları ve restoratif sistemlerin dinamik yüzeylerinin analizinde en sık kullanılan tekniklerinden birisi olduğunu rapor etmişlerdir.

Zee ve ark. (1997), Lessa ve ark. (2007), Jung ve ark. (2010) ile Al-Jobair (2013) SEM yönteminin hücrelerin, dokuların, intrasellüler yüzeylerin, virüslerin, proteinlerin ve nükleik asitlerin yüksek çözünürlükte incelenmesini sağladığını bildirmişlerdir.

Tez çalışmamız kapsamında materyaller üzerinde oluşan biyofilm örneklerimizi görüntülemek amacıyla çalışmamızda SEM tekniği kullanılmıştır.

Bugüne kadar yapılan araştırmalar incelendiğinde, oral biyofilmle ilgili pek çok *in vitro* çalışmaya rastlanmıştır (Benderli et al. 1997, Pratten, Bedi and Wilson 2000, Carlén, Nikdel, Wennerberg, Holmberg and Olsson 2001, Tanizawa, Johna and Yamamoto 2004, Walker and Sedlacek 2007, Li et al. 2010, Erdem, Sepet, Külekçi, Trosola and Güven 2012, Almaguer-Flores et al. 2012). *In vivo* ve *in situ* çalışmalar ise oldukça azdır (Olsson et al. 1992, Dige et al. 2007, Lessa et al. 2007, Sousa et al. 2009, Takahashi and Washio 2011, García-Caballero et al. 2013).

Carlén ve ark. (2001) oral biyofilmlerin sadece diş yüzeyinde değil, dental materyaller üzerinde de oluştuğunu bildirmektedirler.

Sousa ve ark. (2009) *in vitro* çalışmaların bazı dental materyallerin karyojenik bakterilerin gelişimini inhibe ettiğine dair bulgular ortaya koymuş olsa da *in vivo* ve *in situ* çalışmaların sonuçlarının farklılık gösteğini bildirmişlerdir. Bu nedenle dental

materyallerin biyofilm ile ilişkisini değerlendirmek için laboratuvar çalışmalarının sonuçlarını destekleyici araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Bürgers ve ark. (2010) farklı mikroorganizmaların farklı dental materyallere adezyonunu incelemek amacıyla *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar yapıldığını bildirmektedirler.

Bugüne kadar yapılan araştırmalar, dental materyaller ile mikroorganizma ilişkisinin anlaşılması hakkında bilgiler ortaya koymuştur (Steinberg, Mor, Dogan, Zacks and Rotstein 1999, Steinberg and Eyal 2002, Sousa et al. 2009, Li et al. 2012, Nascimento et al. 2013). Literatürde dental materyaller üzerinde ağız içinde doğal oluşan biyofilm tabakası, materyal üzerindeki yayılımı ve birikinti miktarının doğrudan incelendiği konularda çok az sayıda çalışma vardır. Bu nedenle çalışmamızda, *in situ* şartlar altında çocuk diş hekimliğinde en sık kullanılan dental materyallerin üzerinde doğrudan oluşturulan biyofilm miktarının incelenmesi ile farklı koşulların biyofilm üzerindeki etkilerinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Auschill ve ark. (2002) biyofilmin dental restoratif materyaller üzerindeki etkisini inceledikleri *in situ* çalışmalarında katılımcılara 5 gün süreyle, Auschill ve ark. (2005) antimikrobiyal ajanların biyofilm oluşumuna etkisini değerlendirdikleri başka bir *in situ* çalışmalarında 48 saat süreyle, Dige ve ark. (2007) yaptıkları bir *in situ* araştırmada katılımcılara 48 saat süreyle intra-oral apareyler kullandırırken, Robinson ve ark. (2006) ise çalışmalarında 7 gün süre ile intra-oral aparey kullandırmışlardır.

Bunun dışında literatürde farklı şekillerde dizayn edilmiş çalışmalarda, aparey kullanımının 4 haftaya kadar uzadığı da görülmektedir (Wood, Kirkham, Shore, Brookes Auschill and Robinson 2002, Barbosa et al. 2012).

Bahsedilen çalışmalar baz alınarak çalışmamız kapsamında biyofilm oluşumu için yeterli bir süre olması nedeniyle hem SEM takibi açısından hem de katılımcıların palatal apareylerin uzun süreli kullanımında yaşayabilecekleri sıkıntılar nedeniyle deney süresi 7 gün olarak belirlenmiştir.

Beyth ve ark.(2008) cam iyonomer ve rezin kompozit dolgu materyalleri üstünde kolonize olan mikroorganizmaların yüzey bozunmasını sağlayarak, biyofilm oluşumunu arttırdığı ve oluşan biyofilmin yüzey daha fazla yüzey bozunmasına neden

olduğunu bildirmektedir. Oluşan biyofilmin sebep olduğu bu durum “negatif döngü” olarak adlandırılmaktadır. Sousa ve ark. (2009) restorasyon ve diş dokusu arasındaki bu durumun sekonder çürüklere neden olduğunu söylemektedirler.

Shahal, Steinberg, Hirschfeld, Bronshteyn Auschill ve Kopolovic (1998) *S.Mutans*’ların 3 farklı kompozit ile 2 farklı cam iyonomere adezyonunun mineyle karşılaştırıldığı bir çalışmada, *in situ* toplanan oral biyofilm materyalleri tükürük ile kaplanarak *in vitro* inkübe edilmiş ve sintilasyon sayım yöntemiyle değerlendirilmiştir. SEM görüntüleme yöntemi ile de sonuçlar desteklenmiştir. Elde edilen bulgulara göre kullanılan materyaller ile mine üzerinde oluşan *S. Mutans* miktarı arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak SEM görüntülerinde mine ve cam iyonomerlerin yüzeylerinin kompozitlere göre daha pürüzlü olduğu görülmüştür.

Carlen ve ark. (2001), yaptıkları *in vitro* bir çalışmada cilalanmış ve cilalanmamış cam iyonomerler ve kompozit rezinlerin yüzey karakteristikleri ile biyofilm oluşumunu incelemişlerdir. Çalışmanın sonunda cam iyonomerlerin kompozitlerden daha pürüzlü bir yüzeyi olduğunu, cilalama sonrası kompozit rezinlerin yüzeyindeki inorganik komponentlerin belirgin derecede parçalandığını, farklı tipte tükürük inkübasyonu sonrası cilalanmamış kompozite göre cilalanmamış cam iyonomer üzerinde daha çok bakteri tutulumu olduğunu bildirmişlerdir.

Matalon ve ark. (2003) yine rezin esaslı ve kompomer esaslı fissür örtücülerin antibakteriyel özelliklerinin *in vitro* karşılaştırıldığı çalışmalarında kompomer esaslı fissür örtücü materyalin en fazla antibakteriyel etkiyi gösterdiği bu etkinin 30 günde sıfırlandığını bildirilmişlerdir.

Paes Leme ve ark. (2006) planladıkları bir çalışmada, bir katılımcıya içerisinde mine örnekleri içeren palatal bir apareyi 14 gün süreyle kullandırmışlardır. Bu süre boyunca günde 8 kere mine örneklerinin üzerine ekstraoral olarak % 20’lik sükröz solüsyonu ve kontrol grubu olarak da distile ve deiyonize su damlatmışlardır. Örneklerden toplanan biyofilm tabakasından iki boyutlu elektroforez yöntemiyle ekstraselüler matriks proteinleri ayrıştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda sükrözün biyofilm içerisindeki ekstraselüler matriks proteinlerinin kompozisyonunu etkilediği görülmüştür.

Preetha, Shashikiran ve Reddy (2007) yaptıkları bir çalışmada ise fluor içermeyen ve fluor içeren, çalışmamızda kullanılmış olan K1 grubu fissür örtücü materyalin antibakteriyel etkilerinin *in vitro* karşılaştırıldığı çalışmalarında her iki materyalin antibakteriyel etkilerinin olmadığını belirlemişlerdir.

Fucio, Carvalho, Sobrinho, Sinhoretive ve Puppini-Rontani (2008), *S. Mutans* biyofilmi ile dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve morfolojileri arasındaki ilişkiyi değerlendirmek amacıyla 4 farklı materyali incelemişlerdir. Konvansiyonel cam iyonomer, RMCI, kompozit ve cam seramik materyallerinden hazırlanan 25'er diski 3 besi yerinde inkübe etmişlerdir. 1. Grupta diskler %100 mutlak nemli besi yerinde, 2. Grupta %1 sükröz içeren mikroorganizmasız BIH besi yerinde, 3. Grupta ise *S. Mutans*'la kontamine edilmiş şekilde yine BIH besi yerine 30 gün süreyle bırakılmıştır. 30. günün sonunda yapılan testler ve incelemeler sonucunda, cam seramik ve kompozit materyallerinin yüzey sertlikleri ve pürüzlülükleri arasında 3 grupta da anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Ancak RMCI ve geleneksel cam iyonomerin yüzey sertlik ve pürüzlülük ölçümleri ise ilk 2 gruba göre 3. grupta anlamlı derecede düşük çıkmıştır. Bu çalışmaya, göre RMCI ile geleneksel cam iyonomerin yüzey pürüzlülüğünün biyofilm ve materyal etkileşiminden, yüzey sertliğinin zamandan etkilendiği, cam seramik materyalinin ise *S. Mutans* biyofilminden etkilenmediği sonucuna varılmıştır.

Sousa ve ark. (2009) yaptıkları *in situ* bir çalışmada 3 farklı cam iyonomer, amalgam ve kompozit materyallerinin üzerinde oluşan biyofilm tabakasını ve mikrosertliklerini incelemişlerdir. Katılımcılara 5 insan mine örneği taşıyan palatal apareyler kullandırmışlar ve bu mine örneklerinin her birini araştırmada kullanılan dental materyallerden biriyle restore etmişlerdir. Katılımcılar 7 gün süreyle florid içeren bir gargarayla dişlerini fırçalamışlar ve günde 8 defa apareyler üzerindeki örneklerle %20'lik sükröz solüsyonundan bir damla damlatmışlardır. Deney süresinin sonunda örnekler üzerindeki biyofilm toplanarak 3 farklı agarda inkübe edilmiştir. Çalışmanın sonunda örnekler üzerindeki biyofilm oluşumunda anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ancak en az demineralizasyon cam iyonomerin kapsül formunun bulunduğu örneklerde ölçülmüştür.

Bürgers ve ark. (2009) çalışmalarında pedodontide yaygın olarak kullanılan 10 farklı fissür örtücü materyali değerlendirdikleri çalışmalarında, materyalin yüzey enerjileri, pürüzlülükleri ve yaşlanması ile *in vitro* *S.mutans* adezyonu arasındaki korelasyonunu araştırmışlardır. Buna göre yaşlanma, fissür örtücü materyallerin pürüzlülüğünü arttırırken, yüzey enerjisini ve *S.mutans* adezyonunu azaltmıştır. Bu çalışmaya göre bizim de çalışmamızda araştırdığımız K1 grubu rezin esaslı fissür örtücüler arasında üzerinde en az biyofilm gelişimi tespit edilen malzeme olmuştur.

McConnel ve ark. (2010) yaptıkları bir çalışmada farklı yüzey kompozisyonuna ve pürüzlülüğüne sahip, cilasız mine, cilalı mine ve hidroksiapatit üzerinde oluşan biyofilm tabakasını incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre en pürüzlü yüzey hidroksiapatit olmasına rağmen, 24 saatin sonunda sayısal olarak en fazla biyofilm oluşumu cilasız mine yüzeyinde daha sonra hidroksiapatit yüzeyinde tespit edilmiştir. En az biyofilm birikimi cilalı minede olmasına karşın üç grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Daha sonra bu üç yüzey polikarboksilat bazlı polimerler ile kaplanmış ve yüzey pürüzlülüğü anlamlı derecede etkilenmemesine rağmen biyofilm birikiminde anlamlı bir düşüş tespit edilmiştir. Çalışmacılar bu durumu polikarboksilat bazlı polimerlerin biyofilm kompozisyonuna olan etkisi ile açıklamışlardır.

Matalon ve ark. (2010) başka bir çalışmalarında cam iyonomer ve kompomer esaslı fissür örtücülerin fluor salınımı daha uzun sürdüğü için, daha uzun süre antibakteriyel etki gösterdiğini ancak bunu etkinin 72 saat sonunda sıfırlandığı gözlemlemişlerdir.

Naorungroj ve ark. (2010) fissür örtücü materyallerin antibakteriyel özelliklerinin araştırıldığı *in vitro* çalışmalarda, içerisinde farklı bileşikler halinde florid bulunan fissür örtücü materyallerin hepsinin aynı şekilde antibakteriyel özellik gösterdiği belirtilmiştir.

Beyth ve ark. (2008) kompozit rezin malzemelerin yüzeyinde gelişen biyofilm ile malzemelerin mikrosertlikleri arasında herhangi bir ilişki bulmadıklarını ancak yüzey pürüzlülüğü ile anlamlı bir ilişkisi olduğunu bildirmişlerdir.

Barbosa ve ark. (2012) yaptıkları *in situ* bir çalışmada bir rezin modifiye cam iyonomer ve kompozit materyalin üzerinde oluşan biyofilm tabakasını ve mikrosertliğe etkisini incelemişlerdir. Katılımcılar 14 gün süre ile 1100 ppm florid

içeren diş macunu ile dişlerini fırçalamışlar ve günde 10 defa aparey üzerindeki örneklerle %20 sükröz solüsyonundan bir damla damlatmışlardır. Çalışma sonunda biyofilm birikimi SEM ile incelenip, görüntü analiz programı ile değerlendirilmiş ve buna göre cam iyonomer materyalinin biyofilm birikimi ile birlikte mikrosertliğinde anlamlı bir düşüş tespit etmişlerdir.

2012 yılında yapılan bir tez çalışmasında ise çocuk diş hekimliğinde kullanılan dental materyallerin üzerinde normal, sükrözlü ve sükröz+CPP-ACP'li ortamda oluşan biyofilm tabakasının miktarı mine ile kıyaslamalı olarak *in situ* incelenmiş ve bu dental materyallerdeki florid salımının biyofilm oluşumuna etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışmaya göre, materyallerin florid salınımı ile biyofilm birikimi arasında herhangi bir ilişki bulunmamıştır (Ertuğral, 2012).

Literatür taramalarında fissür örtücü materyaller üzerinde *in situ* biyofilm oluşumunu araştıran çalışmalara rastlanmamıştır.

Çocuk diş hekimliğinde yaygın kullanımı olan; cam iyonomer esaslı, bisGMA içeren ve içermeyen rezin esaslı fissür örtücü materyallerin cila yapılmamış formları üzerinde oluşan biyofilmi incelediğimiz çalışmamızda materyaller ve BHAP üzerinde oluşan biyofilm tabakasının alan yüzde oranı arasında sayısal değer açısından farklılık göstermesine rağmen, istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Sayısal değer açısından en düşükten en yükseğe doğru BHAP<K1<K2<Cİ şeklinde görülmüştür.

Çalışmamızı kıyaslayabileceğimiz tek araştırma olan Bùrgers ve ark. (2009), materyal ve yöntemde farklılık olsa da bizden farklı olarak, K2 grubu fissür örtücünün BPA içeren formunda yüksek düzey, cam iyonomer esaslı fissür örtücüde orta düzey, K1 grubu fissür örtücüde ise düşük düzey biyofilm gelişimi tespit etmişlerdir.

Barbosa ve ark. (2012) *in vivo* oluşturdıkları biyofilm gelişimi sonrası materyallere komşu mine dokusunun mikrosertliğini incelemişler ve biyofilm varlığında cam iyonomer materyale komşu mine sertliğinin rezine göre daha azalmış olduğunu bildirmişlerdir.

### 7.3. Hidroksiapatit (HAP) Partikülleri ve Biyomimetik Tedavi

Mine dokusu esas olarak hidroksiapatit kristallerinden meydana gelmektedir. Çürük yapıcı etkenler karşında bu hidroksiapatit kristalleri kimyasal olarak çözölmekte ve çürük yapıcı etkenin etki süresine göre mine kristalleri çözünme miktarının artması ile geri dönüşümsüz bir hal alabilmektedir (Roveri et al. 2009). Teknolojinin ilerlemesi ile birlikte diş minesinde bulunan hidroksiapatit yapısına kimyasal anlamda benzerlik gösteren nanometrik düzeyde sentetik hidroksiapatit materyalleri geliştirilmiştir.

Son yıllarda diş hekimliğinde nano teknoloji her alanda kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan birçok çalışmada diş macunları, ağız gargaralarına eklenen nano-HAP partikülleri (nHAP) yapay çürük lezyonlarında remineralizasyon potansiyeli olduğu bildirilmiştir (Allaker 2010, Hannig and Hannig 2012).

Bu alanda yapılan çalışmalarda sentetik olarak üretilmiş karbonat-hidroksiapatit nano kristalleri X-ışınları difraktometre kullanılarak kristalinite derecesi açısından deproteinize mine ve dentin yapıları ile karşılaştırılmış ve sentetik kristallerin dentine daha yakın özellikler gösterdiği bildirilmiştir (Roveri, Foresti, Lelli and Lesci 2009)

Venegas ve ark. (2006) *in vitro* olarak planladıkları çalışmalarında HAP partiküllerinin bakteri adezyonuna olan etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre bakteriler ile HAP partikülleri arasındaki etkileşimi belirleyen faktörler ortam, bağlanmaya hazır fonksiyonel gruplar, biyomateryal yüzeyleri arasında bağ kuran kalsiyum iyonları olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışma hidrofobik olan karyojenik bakterilerin kalsiyumulu ortamda düşük pH'a bağlı olarak agregasyonlarının arttığını bildirmektedir.

Generosi, Rau, Rossi Albertini and Paci (2010) yaptıkları çalışmalarında % 15 ve %20 nano-karbonatlı HAP partiküllerini içeren iki diş macununun mine kristalizasyon prosesine etkisini incelenmişlerdir. Bu macunların ortalama 55 dk kullanımından sonra her iki grup için de mine kristal boyutlarında %10 artış tespit edilmiştir.

Itthagarun ve ark. (2010) çalışmalarında nHAP içeren diş macununun 100-120 µm yapay mine çürüğü üzerindeki etkisini 10 gün süre ile incelemişlerdir. İlk deney grubunda diş macunu içerisinde sadece %10 nHAP varken, negatif kontrol grubunda %0 nHAP, pozitif kontrol grubunda ise 950 ppm sodyum florid vardır. Çalışma

sonucunda %10 nHAP ve 950 ppm sodyum florid çürük önleme açısından anlamlı bir fark göstermemiş olup, negatif kontrol grubuna göre anlamlı bir çürük önleme etkileri olduğu bildirilmiştir.

Najibfard ve ark. (2011) yaptıkları çalışmalarında nHAP içeren diş macununun remineralizasyon üzerindeki etkilerini *in situ* olarak incelemişlerdir. Bu çalışmada 28 gün %10n HAP içeren diş macunu kullanımı ile birlikte ağız içerisinde bir aparey ile tutulan mine bloklarında herhangi bir mineral kaybına rastlanmadığı ve remineralizasyon kapasitesinin florid içeren macunlara alternatif oluşturabileceği rapor edilmiştir.

Tschoppe ve ark. (2011) nHAP partikülleri içeren diş macununun mine ve dentin remineralizasyonunu araştırdıkları çalışmalarında, kontrol grubu olarak amin florid içeren diş macununu kullanmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda kontrol grubu ve nHAP için mine remineralizasyonu arasında anlamlı bir fark bulunmazken, dentin remineralizasyonu için bu durum nHAP içeren macunun kontrol grubuna göre anlamlı derecede daha fazla remineralizasyon oluşturduğu bulunmuştur.

Hannig ve ark.(2013) yaptıkları çalışmada nHAP partikülleri içeren bir gargaranın *in situ* oral biyofilm oluşumuna etkisi incelenmiştir. Palatal bölgeye yerleştirilmiş sığır minesini içeren apareyleri kullanan denekler gargara yaptıktan 6. ve 12. saat sonra apareyler üzerinden alınan örnekler DAPI boyama yöntemi ile boyanmış, floresans mikroskopu ile incelenmiş ve klorheksidin gargara kullanımından sonra alınan örnekler ile karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaya göre nHAP partikülleri içeren gargara biyofilm adezyonunu anlamlı derecede düşürmektedir.

İçeriğinde HAP bulunduran ve oral biyofilme etkisine dair hakkında herhangi bir çalışma bulunmayan koruyucu bir macun çalışmamıza dahil edilmiştir. Çalışmamızdaki önemli bulgulardan biri de de-remineralizasyon üzerinde etkinliği bilinen HAP içeren ürünlerin (Roveri et al. 2008, 2009, Tschoppe et al. 2011) kullanımının, oral biyofilm birikimini azaltabileceği şeklindedir. Her ne kadar biyofilm azalmasının nedeni hakkında yorum yapmak mümkün olmasa da bunun sebebinin macunun içeriği ile ilgili olması muhtemeldir. HAP çalışmalarının hemen hepsi mikroorganizma etkisinden ziyade minenin remineralizasyon ve demineralizasyonu üzerine etkisini incelemektedir. Bu çalışmadan

ıkarabileceğimiz sonuçlardan biri de remin/demin etkisinin yanında inorganik ve iyonik zenginliği olan bu macunun biyofilm oluşumu ve/veya mikroorganizma kolonizasyonu üzerine de etki yaptığıdır. Yine de dental materyaller ve oral biyofilm arasındaki ilişkiye HAP partiküllerinin etkisinin daha net anlaşılabilmesi için bu konuyla ilgili özellikle *in situ* ve klinik daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

ocuk diş hekimliğinde fissür sealantlar ve diğer çürük önleyici ürünler koruyucu amaçla yoğun olarak kullanılmaktadır. Günümüzde sürekli fiziksel ve kimyasal özellikleri geliştirilen bu materyallerin ocuk hastalarımızda güvenli bir şekilde uygulanabilmesi için ağız içinde biyofilm oluşumu üzerine etkilerinin araştırılması gerekmektedir. Biz de çalışmamızda hem *in vitro* hem de *in situ* olarak materyaller ile biyofilm arasındaki etkileşimi inceleyip değerlendirdik. Günümüzde etik değerlerin daha da önem kazandığı düşünüldüğünde hem *in situ* hem *in vitro* olarak yapılmış olan çalışmanın özellikle ocuk diş hekimliği alanında yararlı sonuçlar ortaya koyacağına inanmaktayız. İncelemiş olduğumuz materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri biyofilm oluşumuna doğrudan etki etmiyor gibi görünse de, diğer parametreleri de kullanarak bu konuda oral biyofilm ile bağlantılı sonuçların değerlendirileceği daha fazla araştırma yapılmasına ihtiyaç bulunmaktadır.

## 8. SONUÇLAR

İki aşamalı olan çalışmamızda, önce çocuk diş hekimliğinde kullanılan iki adet rezin esaslı ve bir adet cam iyonomer esaslı fissür örtücü materyal ve BHAP'ın mikrosertlik, pürüzlülük ve temas açısı değerlendirilip daha sonra aynı materyallerin üzerinde normal flora ve HAP partiküllü florada biyofilm oluşumu araştırılarak elde edilen sonuçlar aşağıda sunulmuştur:

Çalışmanın *in vitro* kısmına ait değerlendirmeler:

1. Çalışmamızda kullanılan rezin esaslı ve cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin mikrosertlik değerleri tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir ( $p=0.000$ ). Ortalama mikrosertlik değeri en düşükten en yükseğe  $K2 < K1 < Cİ < BHAP < M$  şeklinde sıralanmıştır.
2. Çalışmamızda kullanılan cila yapılmış ve yapılmamış rezin esaslı ve cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin yüzey pürüzlülük parametrelerinin birbirinden farklı olduğu tespit edilmiştir. Cila işlemi ile birlikte pürüzlülüğü en az azalan materyal cam iyonomer esaslı fissür örtücü olmuştur. Cilasız örnekler için  $R_a$  parametresi ise en düşükten en yüksek malzemeye göre  $M < BHAP < K2 < K1 < Cİ$  şeklinde sıralanmıştır.  $R_q$  parametresi malzemeye göre  $M < BHAP < K2 < K1 < Cİ$  şeklinde sıralanmıştır. Cilalı örnekler için  $R_a$  parametresi yine malzemeye göre  $M < K2 = BHAP < K1 < Cİ$  şeklinde sıralanmıştır. Cilalı örnekler için ise  $R_q$  parametresi  $M < BHAP < K1 < K2 < Cİ$  şeklinde sıralanmıştır ( $p < 0.01$ ).
3. Çalışmamızda kullanılan rezin esaslı ve cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin temas açılarının sayısal olarak birbirinden farklı olduğu tespit edilmesine rağmen, istatistiksel olarak anlamlı farklılığı oluşturan grup  $Cİ$  olmuştur ( $p=0.00$ ).  $Cİ$  ortalama  $94.20^\circ$  temas açısı değeri ile hidrofobik bir özellik göstermiştir. Ortalama temas açısı en düşükten en yükseğe malzeme tipine göre  $M < BHAP < K1 < K2 < Cİ$  şeklinde sıralanmıştır.
4. Mine ve BHAP'ın fiziksel ve mekanik değerlerinin benzer olduğu bulunmuş, BHAP disklerinin özellikleri gereği deneysel çalışmalarda mine yerine kullanılabileceği görülmüştür.

Çalışmanın *in situ* kısmına ait değerlendirmeler:

5. Çalışmada kullanılan rezin ve cam iyonomer esaslı tüm fissür örtücü materyaller ile BHAP yüzeylerinde biyofilm oluşumunun gerçekleştiği görülmüştür.
6. SEM yöntemi ile elde edilen görüntülerin değerlendirilmesinde kullanılan iki görüntü analiz programı benzer sonuçlar vermiştir.
7. Normal florada fissür örtücü materyaller üzerinde oluşan biyofilm alan yüzde oranı (%) miktarının, kontrol grubu olarak kullanılan BHAP'tan anlamlı bir farklılık göstermediği tespit edilmiştir ( $p>0.05$ ).
8. HAP içeren florada fissür örtücü materyallerin üzerinde oluşan biyofilm alan yüzde oranı (%) miktarı ile kontrol grubu arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).
9. BHAP, K1, K2 ve Cİ materyalleri açısından normal flora ve HAP içeren flora arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p<0.01$ ). HAP içeren flora ile normal flora karşılaştırıldığında, kullanılan tüm fissür örtücü materyaller üzerinde oluşan biyofilm alan yüzde oranı (%) miktarında anlamlı düzeyde düşüş tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ).
10. Normal florada materyaller üzerinde oluşan oral biyofilm alan yüzde oranı (%) miktarı ile materyallerin mikrosertlikleri, pürüzlülükleri, temas açıları arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.
11. HAP içeren florada materyaller üzerinde oluşan oral biyofilm alan yüzde oranı (%) miktarı ile materyallerin mikrosertlikleri, pürüzlülükleri, temas açıları arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.
12. HAP içeren koruyucu ürünün kullanımı çalışmamızda kullanılan tüm materyaller ve BHAP üzerinde biyofilm oluşumunu anlamlı düzeyde azaltmış olduğundan, çalışmamız HAP içeren ürünlerin kullanımını desteklemektedir.
13. Çocuklarda kullanılan dental materyallerin fiziksel, kimyasal, biyolojik özelliklerini inceleyen çalışmaların ağız ortamını takit eden ve yaşlandırmayı dikkate alan farklı *in vitro* ortamlarda da tekrarlanması gerekmektedir.

14. Çocuklarda kullanılan dental materyallerin fiziksel, kimyasal, biyolojik özellikleri ile oral biyofilm arasındaki ilişkiyi inceleyen *in situ* ve klinik daha fazla çalışmaya ihtiyaç bulunmaktadır.

## KAYNAKLAR

- American Academy of Pediatric Dentistry (AAPD). (2010). Policy on the use of xylitol in caries prevention. *Pediatr Dent*, 30(Suppl 7): 36–37.
- American Academy of Pediatric Dentistry (AAPD). (2012). Guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatr Dent*, 34(5):173–80.
- American Academy of Pediatric Dentistry (AAPD). (2013). Guideline on fluoride therapy. *Pediatr Dent*, 35(5):165–168.
- Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ, Adams GG, Collins ML. (2010). Enamel microhardness and bond strengths of self-etching primer adhesives. *Eur J Oral Sci*, 118(2):191–196.
- Al-Ahmad A, Wiedmann-Al-Ahmad M, Faust J, Bächle M, Follo M, Wolkewitz M, Kohal R. (2010). Biofilm formation and composition on different implant materials in vivo. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 95(1):101–109.
- Al-Jobair, A. (2013). Scanning electron microscope analysis of sealant penetration and adaptation in contaminated fissures. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 31(3):169–174.
- Allaker RP. (2010). The use of nanoparticles to control oral biofilm formation. *J Dent Res*, 89(11):1175–1186.
- Almaguer-Flores A, Olivares-Navarrete R, Wieland M, Ximénez-Fyvie LA, Schwartz Z, Boyan BD. (2012). Influence of topography and hydrophilicity on initial oral biofilm formation on microstructured titanium surfaces in vitro. *Clin Oral Implants Res*, 23(3):301–307.
- Al-Omari WM, Mitchell CA, Cunningham JL. (2001). Surface roughness and wettability of enamel and dentine surfaces prepared with different dental burs. *J Oral Rehabil*, 28(7):645–650.
- An YH, Friedman RJ. (1998). Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces. *J Biomed Mater Res*, 43(3):338–348.
- Antony PMA, Trefois C, Stojanovic A, Baumuratov AS, Kozak K. (2013). Light microscopy applications in systems biology: opportunities and challenges. *Cell Commun Sign*, 11(1): 1-19.

- Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. (Eds), (2003). *Phillips' Science of Dental Materials* 11<sup>th</sup> ed, Elsevier Science, Missouri
- Apella, Venegas, Rodenas, Blesa, Morando. (2009). Synthetic hydroxyapatite as a surface model of dental enamel and dentine. *J Argent Chem Soc*, 97:109-118.
- Aranda M, Garcia-Godoy F. (1995). Clinical evaluation of the retention and wear of a light-cured pit and fissure glass ionomer sealant. *J Clin Pediatr Dent*, 19(4):273-277.
- Asmussen E. (1977). Penetration of restorative resins into acid etched enamel I. Viscosity surface tension and contact angle of restorative resin monomers. *Acta Odont Scan*, 35: 175-182.
- Attar N, Önen A. (2002). Fluoride release and uptake characteristics of aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*, 29(8):791-798.
- Auschill TM, Arweiler NB, Brex M, Reich E, Sculean A, Netuschil L. (2002). The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *Eur J Oral Sci*, 110(1):48-53.
- Auschill TM, Hein N, Hellwig E, Follo M, Sculean A, Arweiler NB. (2005). Effect of two antimicrobial agents on early in situ biofilm formation. *J Clin Periodontol*, 32:147-152.
- Autio-Gold J. (2008). The role of chlorhexidine in caries prevention. *Oper Dent*, 33(6):710-716.
- Avcı B, Baysal SU, Gökçay G. (2009). Çocuklarda Flor Kullanımının Yarar ve Zararlarının Değerlendirilmesi. *Çocuk Derg*, 9(1):8-15.
- Aykent F, Yöndem I, Özyeşil AG, Günel SK, Avunduk MC, Özkan S. (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*, 103(4):221-227.
- Azarpazhooh A, Limeback H. (2008). Clinical efficacy of casein derivatives a systematic review of the literature. *J Am Dent Assoc*, 139(7):915-924.
- Bala O. (2012). Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *Eur J Dent*, 6(1):79-86.
- Balzar Ekenback S, Linder LE, Sund ML, Lonnies H. (2001). Effect of fluoride on glucose incorporation and metabolism in biofilm cells of *Streptococcus mutans*. *Eur J Oral Sci*, 109(3):182-186.

- Bandyopadhyay A, Bose S. (Eds.), (2013). *Characterization of Biomaterials*. Elsevier Science, Oxford, p.135-160.
- Bani M, Öztaş N. (2013). Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odont Turc*, 30(1):13–17.
- Barbosa RPDS, Pereira-Cenci T, Silva WMD, Coelho-de-Souza FH, Demarco FF, Cenci MS. (2012). Effect of cariogenic biofilm challenge on the surface hardness of direct restorative materials in situ. *J Dent*, 40(5): 359–363.
- Basrani, B. (2004). Chlorhexidine Gluconate. *Aust Endod J*, 3(2):48–52.
- Basu B, Katti DS, Kumar A. (Eds), (2010). *Advanced Biomaterials: Fundamentals, Processing, and Applications*. John Wiley & Sons Publication, New Jersey, p.19-52.
- Başeren M. (2004). Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl*, 19(2):121–134.
- Bayrak S, Tunç ES, Aksoy A, Ertaş E, Güvenç D, Özer S. (2010). Fluoride release and recharge from different materials used as fissure sealants. *Eur J Dent*, 4(3):245–250.
- Benderli Y, Ulukapı H, Balkanlı O, Külekçi G. (1997). In vitro plaque formation on some dental filling materials. *J Oral Rehabil*, 24(1):80–83.
- Bertrand M F, Leforestier E, Muller M, Lupi-Pégurier L, Bolla M. (2000). Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *J Biomed Mater Res*, 53(6):658–663.
- Beun S, Bailly C, Devaux J, Leloup G. (2012). Physical, mechanical and rheological characterization of resin-based pit and fissure sealants compared to flowable resin composites. *Dent Mater*, 28(4):349–359.
- Beyth N, Bahir R, Matalon S, Domb AJ, Weiss EI. (2008). Streptococcus mutans biofilm changes surface-topography of resin composites. *Dent Mater*, 24:732–736.
- Bhat PK, Konde S, Raj SN, Kumar NC. (2013). Moisture-tolerant resin-based sealant: A boon. *Contemp Clin Dent*, 4(3):343–348.

- Botsali MS, Şener Y. (2008). Farklı ışık kaynaklarının pit ve fissür örtücülerin yüzey sertliği üzerine etkilerinin araştırılması. *SÜ Dişhek Fak Der*, 17:98–102.
- Boks NP, Kaper HJ, Norde W, Van der Mei HC, Busscher HJ. (2009). Mobile and immobile adhesion of staphylococcal strains to hydrophilic and hydrophobic surfaces. *J Colloid Interface Sci*, 331(1), 60-64.
- Bowden GH, Li YH. (1997). Nutritional influences on biofilm development. *Adv Dent Res*, 11:81–99.
- Börekçi G. (2010). Floresan in situ hibridizasyon ( FISH ) yönteminin klinik mikrobiyolojide kullanımı. *Türk Mikrobiyol Cem Derg*, 40(3):131–142.
- Bradshaw DJ, Marsh PD, Hodgson RJVJ. (1995). The role of microbiology in models of dental caries. *Adv Dent Res*, 9(3):244–254.
- Bradshaw DJ, Marsh PD, Hodgson RJVJ. (2002). Effects of glucose and fluoride on competition and metabolism within in vitro dental bacterial communities and biofilms. *Caries Res*, 36:81–86.
- Branco R, Hegdahl T. (1983). Physical properties of some zinc phosphate and polycarboxylate cements. *Acta Odont Scan*, 41:349–353.
- Breaker RR. (2012). New insight on the response of bacteria to fluoride. *Caries Res*, 46(1):78–81.
- Brown O, McAfee M, Clarke S, Buchanan F. (2010). Sintering of biphasic calcium phosphates. *J Mater Sci Mater Med*, 21(8):2271–2279.
- Buergers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, Rosentritt M, Handel G. (2009). Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. *Dent Mater*, 25(2):269–275.
- Busscher HJ, Rinastiti M, Siswomihardjo W, Van der Mei HC. (2010). Biofilm formation on dental restorative and implant materials. *J Dent Res*, 89(7):657-665.
- Burke FJ, Fleming G, Owen F, Watson D. (2002). Materials for restoration of primary teeth: two glass ionomer derivatives and compomers. *Dent Updat*, 29(1):10–14.
- Burke FM, Ray NJ, McConnell RJ. (2006). Fluoride-containing restorative materials. *Int Dent J*, 56(1):33–43.
- Burlington B. (1998). Potential hypersensitivity reactions to chlorhexidine-impregnated medical devices. *Ostomy Wound Manag*, 44(5):84–88.

- Buzalaf MAR, Pessan JP, Honório HM, Ten Cate JM. (2011). Mechanisms of action of fluoride for caries control. *Caries Res*, 22:97–114.
- Bürgers R, Cariaga T, Müller R, Rosentritt M, Reischl U, Handel G, Hahnel S. (2009). Effects of aging on surface properties and adhesion of *Streptococcus mutans* on various fissure sealants. *Clin Oral Investig*, 13(4):419–426.
- Bürgers R, Gerlach T, Hahnel S, Schwarz F, Handel G, Gosau M. (2010). In vivo and in vitro biofilm formation on two different titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res*, 21(2):156–164.
- Cagetti MG, Campus G, Milia E, Lingström P. (2012). A systematic review on fluoridated food in caries prevention. *Acta Odont Scan*, 71(3-4):381–387.
- Carlén A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K, Olsson J. (2001). Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*, 22(5):481–487.
- Carlén A, Olsson J, Ramberg P. (1996). Saliva mediated adherence, aggregation and prevalence in dental plaque of *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sanguis* and *Actinomyces* spp, in young and elderly humans. *Arch Oral Biol*, 41(12):1133–1140.
- Cavalcante LM, Schneider LFJ, Hammad M, Watts DC, Silikas N. (2012). Degradation resistance of ormocer- and dimethacrylate- based matrices with different filler contents. *J Dent*, 40(1):86–90.
- Celiberti P, Lussi A. (2007). Penetration ability and microleakage of a fissure sealant applied on artificial and natural enamel fissure caries. *J Dent*, 35(1):59–67.
- Cenci M S, Venturini D, Pereira-Cenci T, Piva E, Demarco FF. (2008). The effect of polishing techniques and time on the surface characteristics and sealing ability of resin composite restorations after one-year storage. *Oper Dent*, 33(2):169–176.
- Champion E. (2013). Sintering of calcium phosphate bioceramics. *Acta Biomater*, 9(4):5855–5875.
- Charbeneau GT, Dennison JB, Ryge G. (1977). A filled pit and fissure sealant: 18-month results. *J Am Dent Assoc* 1939, 95(2):299–306.
- Chaudhary A, Anand N, Navpreet I, Rahul K. (2013). Effect of fluoridated dentifrices on microhardness of enamel surface: invitro study. *J Adv Oral Research*, 4(1):15–22.
- Chen H, Clarkson BH, Sun K, Mansfield JF. (2005). Self-assembly of synthetic hydroxyapatite nanorods into an enamel prism-like structure. *J Colloid Interface Sci*, 288(1):97–103.

- Chen X, Du MQ, Fan MW, Mulder J, Huysmans MCDNJM, Frencken JE. (2012). Caries-preventive effect of sealants produced with altered glass-ionomer materials, after 2 years. *Dent Mater*, 28(5):554–560.
- Cheng L, Weir MD, Zhang K, Wu EJ, Xu SM, Zhou X, Xu HHK. (2012). Dental plaque microcosm biofilm behavior on calcium phosphate nanocomposite with quaternary ammonium. *Dent Mater*, 28(8):853–862.
- Chersoni S, Bertacci A, Pashley DH, Tay FR, Montebugnoli L, Prati C. (2011). In vivo effects of fluoride on enamel permeability. *Clin Oral Investig*, 15(4):443–449.
- Cochrane NJ, Cai F, Huq NL, Burrow MF, Reynolds EC. (2010). New approaches to enhanced remineralization of tooth enamel. *J Dent Res*, 89(11):1187–1197.
- Cochrane NJ, Reynolds EC. (2012). Calcium phosphopeptides -mechanisms of action and evidence for clinical efficacy. *Adv Dent Res*, 24(2):41–47.
- Coenye T, Nelis HJ. (2010). In vitro and in vivo model systems to study microbial biofilm formation. *J Microbiol Methods*, 83(2):89–105.
- Collins TJ. (2007). ImageJ for microscopy. *BioTechniques* 43(Suppl 1): 25–30
- Costerton JW. (1999). Bacterial biofilms: A common cause of persistent infections. *Sci*, 284(5418): 1318–1322.
- Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*, 90(4):402–416.
- Croll TP, Nicholson JW. (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: Review of the literature. *Pediatr Dent*, 24(5):423-429.
- Crombie FA, Cochrane NJ, Manton DJ, Palamara JEA, Reynolds EC. (2013). Mineralisation of developmentally hypomineralised human enamel in vitro. *Caries Res*, 47(3):259-263.
- Cross KJ, Huq NL, Palamara JE, Perich JW, Reynolds EC. (2005). Physicochemical characterization of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate nanocomplexes. *J Biol Chem*, 280(15): 15362–15369.

- Cross SE, Kreth J, Zhu L, Qi F, Pelling AE, Shi W, Gimzewski JK. (2006). Atomic force microscopy study of the structure-function relationships of the biofilm-forming bacterium *Streptococcus mutans*. *Nanotechnology*, 17(4):1-7.
- Cuy JL, Mann AB, Livi KJ, Teaford MF, Weihs TP. (2002). Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Arch Oral Biol*, 47:281–291.
- Czichos H, Saito T, Smith L. (Eds), (2006). *Springer Handbook of Materials Measurement Methods* . Springer.Lyngby.
- Da Mata M, Santos-Pinto L, Cilense Zuanon AC. (2012). Influences of the insertion method in glass ionomer cement porosity. *Microsc Res Techn*, 75(5): 667-670.
- Davey ME, Toole GAO. (2000). Microbial biofilms: From ecology to molecular genetics. *Microbiol Mol Biol Rev*, 64(4):847–867.
- De A Silva MF, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholo J, da Silva Júnior JG, Pretty I. (2006). Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent Mater*, 22(10):919–924.
- De Souza CaS, Colombo APV, Souto RM, Silva-Boghossian CM, Granjeiro JM, Alves GG, Rocha-Leão MHM. (2011). Adsorption of chlorhexidine on synthetic hydroxyapatite and in vitro biological activity. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 87(2):310–318.
- Decker EM, Maier G, Axmann D, Brex M, von Ohle C. (2008). Effect of xylitol/ chlorhexidine versus xylitol or chlorhexidine as single rinses on initial biofilm formation of cariogenic streptococci. *Quintessence Int (Berl)*, 39(1):17–22.
- Decker EM, Maier G, Axmann D, Brex M, von Ohle C. (2010). The synergistic antimicrobial effect by mechanical agitation and two chlorhexidine preparations on biofilm bacteria. *J Endod*, 36(1):100–104.
- Diem VTK, Tyas MJ, Ngo HC, Phuong LH, Khanh ND. (2013). The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clin Oral Investig*, 1–7.
- Dige I, Nilsson H, Kilian M, Nyvad B. (2007). In situ identification of streptococci and other bacteria in initial dental biofilm by confocal laser scanning microscopy and fluorescence in situ hybridization. *Eur J Oral Sci*, 115(6):459–467.

- Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatzoglou-Antoniades M, Kotsanos N. (2013). Fluoride release and recharge abilities of contemporary fluoride-containing restorative materials and dental adhesives. *Dent Mater J*, 32(2):296–304.
- Do Nascimento C, da Rocha Aguiar C, Pita MS, Pedrazzi V, de Albuquerque RF, Ribeiro RF. (2013). Oral biofilm formation on the titanium and zirconia substrates. *Microsc Res Tech*, 76(2):126-132.
- Dodds MWJ, Chidichimo D, Haas MS. (2012). Delivery of active agents from chewing gum for improved remineralization. *Adv Dent Res*, 24(2):58–62.
- Donlan RM. (2002). Biofilms: Microbial life on surfaces. *Emerg Infect Dis*, 8(9):881–890.
- Du X, Huang X, Huang C, Frencken JE, Yang T. (2012). Inhibition of early biofilm formation by glass-ionomer incorporated with chlorhexidine in vivo: A pilot study. *Aust Dent J*, 57(1):58–64.
- European Academy of Pediatric Dentistry (EAPD). (2009). Guidelines on the use of fluoride in children: An EAPD policy document. *Eur Arch Paediatr Dent*, 10(3):129–135.
- Ekstrand J, Oliveby A. (1999). Fluoride in the oral environment. *Acta Odont Scan*, 57:330–333.
- Eliades A, Birpou E, Eliades T, Eliades G. (2013). Self-adhesive restoratives as pit and fissure sealants: A comparative laboratory study. *Dent Mater*, 29(7):752–762.
- Eliceiri K, Rueden C. (2005). Tools for visualizing multidimensional images from living specimens. *Photochem Photobiol* 81 (5): 1116–22.
- Elliott D, Pratten J, Edwards M, Crowther J, Petrie A, Wilson M. (2005). Bacterial biofilm development on hydroxyapatite-coated glass. *Curr Microbiol*, 51(1):41–45.
- El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. (2012). Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater*, 28(12):1292–1300.
- Erdem AP, Sepet E, Kuülekcı G, Trosola SC, Güven Y. (2012). Effects of two fluoride varnishes and one fluoride/chlorhexidine varnish on *Streptococcus mutans* and *Streptococcus sobrinus* biofilm formation in vitro. *Int J Med Sci*, 9(2):129–136.
- Ereifej NS, Oweis YG, Eliades G. (2013). The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Oper Dent*, 38(1):E1–12.

- Ertuğral F. (2012). Farklı Dental Materyallerde Sükrozlu ve Sükrozsuz İn Situ Oluşan Oral Biyofilmin Kazein Fosfo Peptid–Amorf Kalsiyum Fosfat ile Etkileşiminin aramalı Elektron Mikroskopunda İncelenmesi ve Fluorid Salımıyla İlişkisinin Değerlendirilmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, (Danışman: Prof. Dr. A.Menteş).
- Featherstone JDB. (2006). Delivery challenges for fluoride, chlorhexidine and xylitol. *BMC Oral Health*, 6(Suppl 1):S8.
- Featherstone JD, Doméjean S. (2012). The role of remineralizing and anticaries agents in caries management. *Adv Dent Res*, 24(2):28–31.
- Fedorowicz Z, Pedrazzi V, Jm O, Shinkai R, Radhi A. (2010). Chlorhexidine treatment for the prevention of dental caries in children and adolescents. *The Cochrane Library*, (4):1–8.
- Feigal R, Gooch B, Ismail A, Kohn W, Siegal M, Simonsen R. (2008). Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants. *J Am Dent Assoc*, 139(March):257–268.
- Feigal RJ. (2002). The use of pit and fissure sealants. *Pediatr Dent*, 24(5):415–422.
- Fejerskov O. (2004). Changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. *Caries Res*, 38(3):182–191.
- Fejerskov O, Thylstrup A, Larsen MJ. (1981). Rational use of fluorides in caries prevention. A concept based on possible cariostatic mechanisms. *Acta Odont Scan*, 39:241–249.
- Field J, Waterhouse P, German M. (2010). Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent*, 38(3):182–190.
- Fontana M, González-Cabezas C. (2012). Are we ready for definitive clinical guidelines on xylitol/polyol use? *Adv Dent Res*, 24(2):123–128.
- Forss H, Halme E. (1998). Retention of a glass ionomer cement and a resin-based fissure sealant and effect on carious outcome after 7 years. *Community Dent Oral Epidemiol*, 26(1):21–25.
- Fúcio SBP, Carvalho FG, Sobrinho LC, Sinhoreti MaC, Puppim-Rontani RM. (2008). The influence of 30-day-old *Streptococcus mutans* biofilm on the surface of esthetic restorative materials—An in vitro study. *J Dent*, 36(10):833–839.

- Gaboriaud F, Dufrêne YF. (2007). Atomic force microscopy of microbial cells: Application to nanomechanical properties, surface forces and molecular recognition forces. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 54(1):10–19.
- Gales Ma, Nguyen TM. (2000). Sorbitol compared with xylitol in prevention of dental caries. *Ann Pharmacother*, 34(1):98–100.
- García-Caballero L, Quintas V, Prada-López I, Seoane J, Donos N, Tomás I. (2013). Chlorhexidine substantivity on salivary flora and plaque-like biofilm: An in situ model. *PLoS One*, 8(12): e83522.
- Garrett TR, Bhakoo M, Zhang Z. (2008). Bacterial adhesion and biofilms on surfaces. *Prog Nat Sci*, 18(9):1049–1056.
- Geiger SB, Gulayev S, Weiss EI. (2000). Improving fissure sealant quality: Mechanical preparation and filling level. *J Dent*, 28(6):407–412.
- Generosi A, Rau JV, Rossi Albertini V, Paci B. (2010). Crystallization process of carbonate substituted hydroxyapatite nanoparticles in toothpastes upon physiological conditions: An in situ time-resolved X-ray diffraction study. *J Mater Sci Mater Med*, 21(2):445–450.
- Gering E, Atkinson C. (2004). A rapid method for counting nucleated erythrocytes on stained blood smears by digital image analysis. *J Parasitol* 90 (4): 879–881.
- Geurtsen W. (2000). Biocompatibility of Resin-Modified Filling Materials. *Crit Rev Oral Biol Med*, 11(3):333–355.
- Giljean S, Bigerelle M, Anselme K, Haidara H. (2011). New insights on contact angle/ roughness dependence on high surface energy materials. *Appl Surf Sci*, 257(22):9631–9638.
- Glantz P. (1969). On wettability and adhesiveness: A study of enamel, dentine, some restorative dental materials, and dental plaque. *Odontol Revy*, 20:1–132.
- Going RE, Loesche WJ, Grainger DA, Syed SA. (1978). The viability of microorganisms in carious lesions five years after covering with a fissure sealant. *J Am Dent Assoc*, 97:455–462.
- Goller G, Oktar FN, Agathopoulos S, Tulyaganov DU, Ferreira JMF, Kayali ES, Peker I. (2006). Effect of sintering temperature on mechanical and microstructural properties of bovine hydroxyapatite (BHA). *J Sol-Gel Sci Technol*, 37(2):111–115.

- Griffin SO, Oong E, Kohn W, Vidakovic B, Gooch BF, Bader J, Zero DT. (2008). The Effectiveness of Sealants in Managing Caries Lesions. *J Dent Res*, 87(2):169–174.
- Guler C, Yilmaz Y. (2013). A two-year clinical evaluation of glass ionomer and ormocer based fissure sealants. *J Clin Pediatr Dent*, 37(3):263–267.
- Gurunathan D, Somasundaram S, Kumar S. (2012). Casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate: A remineralizing agent of enamel. *Aust Dent J*, 57(4):404–408.
- Gutiérrez-Salazar M del P, Reyes-Gasga J. (2003). Microhardness and chemical composition of human tooth. *Mater Res*, 6(3):367–373.
- Habelitz S, Marshall SJ, Marshal Jr GWM, Balooch M. (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol*, 46:173–183.
- Hahnel S, Rosentritt M, Bürgers R, Handel G. (2008). Surface properties and in vitro Streptococcus mutans adhesion to dental resin polymers. *J Mater Sci Mater Med*, 19(7):2619–2627.
- Hahnel S, Rosentritt M, Handel G, Bürgers R. (2008). Influence of saliva substitute films on initial Streptococcus mutans adhesion to enamel and dental substrata. *J Dent*, 36(12):977–983.
- Hammouda IM, Al-Wakeel EE. (2011). Effect of water storage on fluoride release and mechanical properties of a polyacid-modified composite resin (compomer). *J Biomed Mater Res*, 25(4): 254-258.
- Hannig C, Basche S, Burghardt T, Al-Ahmad A, Hannig M. (2013). Influence of a mouthwash containing hydroxyapatite microclusters on bacterial adherence in situ. *Clin Oral Investig*, 17(3):805–814.
- Hannig C, Hannig M. (2009). The oral cavity-a key system to understand substratum-dependent bioadhesion on solid surfaces in man. *Clinical Oral Investigations*, 13(2):123–139.
- Hannig C, Hannig M. (2010). Natural enamel wear-a physiological source of hydroxylapatite nanoparticles for biofilm management and tooth repair? *Med Hypotheses*, 74(4):670–672.
- Hannig M, Hannig C. (2010). Nanomaterials in preventive dentistry. *Nat Nanotechnol*, 5(8):565–569.
- Hannig M, Hannig C. (2012). Nanotechnology and its role in caries therapy. *Adv Dent Res*, 24(2):53–57.

- Hayes C. (2012). Nonfluoride caries preventive agents show varied effectiveness in preventing dental caries. *J Evid Based Dent Pract*, 12(2):79–80.
- Hazar Yoruc AB, Karakas A, Ayas E, Koyun A. (2013). Effect of precipitation method on properties of hydroxyapatite powders. *Acta Phys Pol A*, 123(2): 371-373.
- Haznedaroğlu E, Menteş A, Tanboğa I. (2012). In vitro evaluation of microleakage under a glass ionomer surface protector cement after different enamel treatment procedures. *OHD*, 11(1):16-22.
- Haznedaroğlu E, Menteş A, (2013). Farklı yüzey hazırlama teknikleri kullanarak uygulanan cam iyonomer esaslı fissür örtücünün mine mikrosertliğine etkisinin ve mineyle bağlantısının tarayıcıli elektron mikroskop altında incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak. Derg*, 21(2):177-186.
- He J, Liu F, Vallittu PK, Lassila LVJ. (2013). Synthesis and characterization of new dimethacrylate monomer and its application in dental resin. *J Biomater Sci Polym Ed*, 24(4):417–430.
- Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater*, 22(2):146–165.
- Hellwig E, Lennon M. (2004). Systemic versus topical fluoride. *Caries Res*, 38(3):258–262.
- Hicks J, Garcia-Godoy F, Donly K, Flaitz C. (2003). Fluoride-releasing restorative materials and secondary caries. *Dent Clin N Am*, 46:247–276.
- Hiiri A, Nordblad A, Mäkelä M, Hv W. (2009). Pit and fissure sealants for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents . *Cochrane Database Systm Rev*, 3(10).
- Hodge HC. (1935). Hardness Tests on Teeth. *J Dent Res*, 15(5):271–279.
- Hoepfner TP, Case E. (2003). The influence of the microstructure on the hardness of sintered hydroxyapatite. *Ceram Int*, 29(6):699–706.
- Hollinger JO. (Ed), (2011). An Introduction to Biomaterials. 2<sup>nd</sup> ed, CRC Press. Northwest, p.433-446.
- Hope CK, Wilson M. (2004). Analysis of the effects of chlorhexidine on oral biofilm vitality and structure based on viability profiling and an indicator of membrane integrity. *Antimicrob Agents Chemother*, 48(5):1461–1468.

- Hosoya N, Honda K, Iino F, Arai T. (2003). Changes in enamel surface roughness and adhesion of *Streptococcus mutans* to enamel after vital bleaching. *J Dent* 31(8):543–548.
- Haupt M, Fuks A, Shapira J, Chosack A, Eidelman E. (1987). Autopolymerized versus light-polymerized fissure sealant. *J Am Dent Assoc* 115(1):55–56.
- Haupt M, Shapira J. (1986). A clinical comparison of visible light-initiated and autopolymerized fissure sealant : One-year results. *Pediatr Dent*, 8(1):22–23.
- Hse KM, Leung SK, Wei SH. (1999). Resin-ionomer restorative materials for children: A review. *Aust Dent J*, 44(1):1–11.
- Hübner N. (2012). XTT assay of ex vivo saliva biofilms to test antimicrobial influences. *GMS Krankenhaushygiene Interdiszip*, 7(1):1–10.
- Ignjatović N, Tomić S, Dakić M, Miljković M, Plavšić M, Uskoković D. (1999). Synthesis and properties of hydroxyapatite/ poly-L-lactide composite biomaterials. *Biomaterials*, 20(9):809–816.
- Ignjatovic N, Uskokovic D. (2004). Synthesis and application of hydroxyapatite/poly lactide composite biomaterial. *Appl Surf Sci*, 238:314–319.
- Ijaz S, Croucher RE, Marinho VCC. (2010). Systematic reviews of topical fluorides for dental caries: A review of reporting practice. *Caries Res*, 44(6):579–592.
- Imai Y. (1996). Comments on “Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry”. *Environ Health Perspect*, 104(6):290–292.
- Isokangas P, Soderling E, Pienihakkinen K, Alanen P. (2000). Occurrence of dental decay in children after maternal consumption of xylitol chewing gum, a follow-up from 0 to 5 years of age. *J Dent Res*, 79(11):1885–1889.
- Itthagarun A, King NM, Cheung YM. (2010). The effect of nano-hydroxyapatite toothpaste on artificial enamel carious lesion progression: An in-vitro pH-cycling study. *Hong Kong Dent J*, 7:61–66.
- Jakubovics NS, Palmer RJJ. (Eds), (2013). Oral microbial ecology: Current research and new perspectives (p. 254). Horizon Scientific Press.Norfolk.
- James P, Parnell C, Whelton H. (2010). The caries-preventive effect of chlorhexidine varnish in children and adolescents: A systematic review. *Caries Res*, 44(4):333–340.

- Johansen C, Falholt PER. (1997). Enzymatic removal and disinfection of bacterial biofilms. *Appl Environ Microbiol*, 63(9):3724–3728.
- Jones CG. (1997). Chlorhexidine: Is it still the gold standard? *Periodontol 2000*, 15:55–62.
- Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. (2005). Laboratory study of the loads, speeds and times to finish and polish direct restorative materials. *J Oral Rehabil*, 32(9):686–692.
- Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, 31(1):39–46.
- Jung DJ, Al-Ahmad A, Follo M, Spitzmüller B, Hoth-Hannig W, Hannig M, Hannig C. (2010). Visualization of initial bacterial colonization on dentine and enamel in situ. *J Microbiol Methods*, 81(2):166–174.
- Kagihara LE, Niederhauser VP, Stark M. (2009). Assessment, management, and prevention of early childhood caries. *J Am Acad Nurse Pract*, 21(1):1–10.
- Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, 18(1):155–163.
- Kaplan B, Goldstein GR, Vijayaraghavan TV, Nelson IK. (1996). The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: A profilometric and scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent*, 76(1):34–38.
- Karakaş A. (2011). Sentetik vücut sıvıları içerisinde hidroksiapatit tozlarının hazırlanması. Y.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilimdalı, Fizikokimya Programı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, (Danışman: Doç.Dr. Afife Binnaz Yoruç Hazar)
- Karakaş A, Hazar Yoruç AB, Ceylan D, Doğan M. (2012). Effect of different calcium precursors on biomimetic hydroxyapatite properties. *Acta Phys Pol A*, 121: 236-239.
- Karakaş A, Hazar Yoruç AB, Gökçe H, Karabulut A, Ceylan Erdoğan D. (2013). Effect of different phosphorus precursors on biomimetic hydroxyapatite powder properties. *Acta Phys Pol A*, 123(2): 418-420.

- Kavaloğlu Çıldır S, Sandallı N. (2007). Compressive strength, surface roughness, fluoride release and recharge of four new fluoride-releasing fissure sealants. *Dent Mater J*, 26(3):335–341.
- Kawai K, Urano M, Ebisu S. (2000). Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent*, 83(6):664–667.
- Kawai K, Takaoka T. (2001). Inhibition of bacterial and glucan adherence to various light-cured fluoride-releasing restorative materials. *J Dent*, 29(2):119-122
- Kawasaki K, Kambara M, Matsumura H, Norde W. (1999). Measurements of the wettability of protein-covered hydroxyapatite surfaces. *Caries Res*, 33(6):473–478.
- Kidd E. (2005). Essentials of dental caries: The disease and its management. 3<sup>rd</sup> Ed, p. 180, Oxford University Press, Oxford.
- Kiet L, Milgrom P, Rothen M. (2006). Xylitol, Sweeteners, and Dental Caries. *Pediatr Dent*, 28(2):154–163.
- Kim JW, Jang KT, Lee SH, KimCC, Hahn SH, García-Godoy F. (2002). Effect of curing method and curing time on the microhardness and wear of pit and fissure sealants. *Dent Mater*, 18(2):120–127.
- Kim Y, Lee S, Han I, Shin S. (2012). The effects of surface glazing materials on dental sealant surface hardness and roughness. *J Korean Acad Oral Health*, 36(3):167–176.
- Kishen A, Haapasalo M. (2012). Biofilm models and methods of biofilm assessment. *Endod Top*, 22(1):58–78.
- Kolenbrander PE, Andersen RN, Blehert DS, Eglund PG, Foster JS, Jr RJP, Colonizers L. (2002). Communication among Oral Bacteria. *Microbiol Mol Biol Rev*, 66(3):486–505.
- Kolenbrander PE, Palmer RJ, Rickard AH, Jakubovics NS, Chalmers NI, Diaz PI. (2006). Bacterial interactions and successions during plaque development. *Periodontol 2000* 2000, 42(5):47–79.
- Kolenbrander PE, Palmer RJ, Periasamy S, Jakubovics NS. (2010). Oral multispecies biofilm development and the key role of cell-cell distance. *Nat Rev Microbiol*, 8(7):471–480.
- Korkmaz Y, Özel E, Attar N, Aksoy G. (2008). The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Open Dent*, 33(1):44–50.

- Krithikadatta J, Fredrick C, Abarajithan M, Kandaswamy D. (2013). Remineralisation of occlusal white spot lesion with a combination of 10% CPP-ACP and 0.2% sodium fluoride evaluated using Diagnodent: A pilot study. *Oral Health Prev Dent*, 11(2):191–196.
- Kuşgöz A, Tüzüner T, Ülker M, Kemer B, Saray O. (2010). Conversion degree, microhardness, microleakage and fluoride release of different fissure sealants. *J Mech Behav Biomed Mater*, 3(8):594–599.
- Küçükeşmen HC, Küçükeşmen Ç, Erkut S, Doğudatekgezener M. (2010). Farklı polisaj uygulamaları sonrasında, hibrid bir kompozit rezinin yüzey temas açısının belirlenmesi. *SDÜ Sağlık Bilim Enstitüsü Derg*, 1(2):62–68.
- Külekçi G, Gökbüget A. (2009). Ağız mikroflorasının genel sağlığa etkisi. *ANKEM Derg*, 23(3):137–145.
- Lauvvik T, Bakke R. (1994). Biofilm thickness measurements by variance analysis of optical images. *J Microbiol Methods*, 20(3):219–224.
- Lazar V. (2011). Quorum sensing in biofilms--how to destroy the bacterial citadels or their cohesion/power? *Anaerobe*, 17(6):280–285.
- Lee H, Ocumpaugh DE, Swartz ML. (1972). Sealing of developmental pits and fissures: fluoride release from flexible fissure sealers. *J Dent Res*, 51(1):183–190.
- Lenander-Lumikari M, Loimaranta V. (2000). Saliva and dental caries. *Adv Dent Res*, 14(1):40–47.
- Lessa FCR, Enoki C, Ito IY, Faria G, Matsumoto MAN, Nelson-Filho P. (2007). In-vivo evaluation of the bacterial contamination and disinfection of acrylic baseplates of removable orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131(6):705.e11– 705.e17.
- Li J, Hirota K, Goto T, Yumoto H, Miyake Y, Ichikawa T. (2012). Biofilm formation of *Candida albicans* on implant overdenture materials and its removal. *J Dent*, 40(8):686–692.
- Li L, Finnegan MB, Özkan S, Kim Y, Lillehoj PB, Ho CM, Shi W. (2010). In vitro study of biofilm formation and effectiveness of antimicrobial treatment on various dental material surfaces. *Mol Oral Microbiol*, 25(6):384–390.
- Li L, Pan H, Tao J, Xu X, Mao C, Gu X, Tang R. (2008). Repair of enamel by using hydroxyapatite nanoparticles as the building blocks. *J Mater Chem*, 18(34):4079–4084.

- Lie T. (1974). Growth of dental plaque on hydroxyapatite splints. *J Periodontal Res*, 9(3): 135–146.
- Limeback H. (1999). A re-examination of the pre-eruptive and post-eruptive mechanism of the anti-caries effects of fluoride: Is there any anti-caries benefit from swallowing fluoride? *Community Dent Oral Epidemiol*, 27(1):62–71.
- Liu BY, Lo ECM, Chu CH, Lin HC. (2012). Randomized trial on fluorides and sealants for fissure caries prevention. *J Dent Res*, 91(8):753–758.
- Llena C, Forner L, Baca P. (2009). Anticariogenicity of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate: A review of the literature. *J Contemp Dent Pract*, 10(3):1–9.
- Lobo MM, Pecharki GD, Tengan C, da Silva DD, da Tagliaferro EPS, Napimoga MH. (2005). Fluoride-releasing capacity and cariostatic effect provided by sealants. *J Oral Sci*, 47(1): 35–41.
- Locker D, Jokovic A, Kay EJ. (2003). Prevention. Part 8: The use of pit and fissure sealants in preventing caries in the permanent dentition of children. *Br Dent J*, 195(7):375–378.
- Loimaranta V, Tenovu J, Koivisto L. (1998). Generation of Bioluminescent Streptococcus mutans and Its Usage in Rapid Analysis of the Efficacy of Antimicrobial Compounds. *Antimicrob Agents Chemother*, 42(8):8–13.
- Lopes M de F, Braga J de KS, de Oliveira AEF, Cavalcante PRS, Ribeiro CCC. (2008). Fluoride oral retention after professional topical application in children with caries activity: Effect of the immediate water consumption. *J Dent Child*, 75(2):121–124.
- Low D, Swain MV. (2000). Mechanical properties of dental investment materials. *J Mater Sci Mater Med*, 11(7):399–405.
- Loyola-Rodriguez JP, Garcia-Godoy F. (1996). Antibacterial activity of fluoride release sealants on mutans streptococci. *J Clin Pediatr Dent*, 20(2):109–111.
- Lu GQ. (1996). Evolution of the pore structure of the ceramic powder compact during sintering. *J Mater Process Technol*, 59:297–302.
- Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent*, 17(2):102–108.

- Lynch RJM, Navada R, Walia R. (2004). Low-levels of fluoride in plaque and saliva and their effects on the demineralisation and remineralisation of enamel; role of fluoride toothpastes. *Int Dent J*, 54(5 Suppl 1):304–309.
- Macek MD. (2012). Xylitol-based candies and lozenges may reduce caries on permanent teeth. *J Evid Based Dent Pract*, 12(2):71–73.
- Maguire A, Rugg-Gunn AJ. (2003). Xylitol and caries prevention-is it a magic bullet? *Br Dent J*, 194(8):429–436.
- Mäkinen KK. (2011). Sugar alcohol sweeteners as alternatives to sugar with special consideration of xylitol. *Med Princ Pract*, 20(4):303–320.
- Maria L, Tenuta A. (2010). Fluoride: Its role in dentistry - Understanding dental caries and the fluoride effect. *Braz Oral Res*, 24(Spec Iss 1), 9–17.
- Marković D, Petrović B, Perić T, Blagojević D. (2012). Microleakage, adaptation ability and clinical efficacy of two fluoride releasing fissure sealants. *Vojnosanit Pregl Mil Pharm Rev*, 69(4):320–325.
- Marsh PD. (2004). Dental plaque as a microbial biofilm. *Caries Res*, 38(3):204–211.
- Marsh PD. (2005). Dental plaque: Biological significance of a biofilm and community life-style. *J Clin Periodontol*, 32(Suppl 6):7–15.
- Marsh PD. (2010). Controlling the oral biofilm with antimicrobials. *J Dent*, 38(Suppl 1):11–15.
- Marsh PD, Moter A, Devine Da. (2011). Dental plaque biofilms: Communities, conflict and control. *Periodontol 2000*, 55(1):16–35.
- Marshall K. (1997). Colonization, adhesion, and biofilms. Manual of environmental microbiology. Hurst CJ, Knutsen GR, McInerney MJ, Stetzenbah LD, Walter MV. (Eds), ASM Press.Washington.
- Matalon S, Peretz B, Sidon R, Weiss EI, Slutzky H. (2010). Antibacterial properties of pit and fissure sealants combined with daily fluoride mouth rinse. *Pediatr Dent*, 32(1):9–13.
- Matalon S, Slutzky H, Mazor D, Weiss E. (2003). Surface antibacterial properties of fissure sealants. *Pediatr Dent*, 25(1):43–48.

- Matthijs S, Adriaens Pa. (2002). Chlorhexidine varnishes: A review. *J Clin Periodontol*, 29(1):1–8.
- McConnell MD, Liu Y, Nowak AP, Pilch S, Masters JG, Composto RJ. (2010). Bacterial plaque retention on oral hard materials: Effect of surface roughness, surface composition, and physisorbed polycarboxylate. *J Biomed Mater Res A*, 92(4):1518–1527.
- McLean J, Nicholson JW, Wilson A. (1994). Proposed nomenclature for glassionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*, 25(9):587–590.
- McLean JW. (1988). Glass-ionomer cements. *Br Dent J*, 164:293–300.
- Mei L, Busscher HJ, van der Mei HC, Ren Y. (2011). Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins. *Dent Mater*, 27(8):770–778.
- Mejàre I, Mjör IA. (1990). Glass ionomer and resin-based fissure sealants: A clinical study. *Scand J Dent Res*, 98(4):345–350.
- Meredith N, Sherriff M, Setchell D, Swanson S. (1996). Measurement of the micro hardness and Young's modulus of human enamel and dentin using an indentation technique Hospital, Guy. *Arch Oral Biol*, 41(6):539–545.
- Milgrom P, Ly Ka, Rothen M. (2009). Xylitol and its vehicles for public health needs. *Adv Dent Res*, 21(1):44–47.
- Milgrom P, Ly Ka, Roberts MC, Rothen M, Mueller G, Yamaguchi DK. (2006). Mutans streptococci dose response to xylitol chewing gum. *J Dent Res*, 85(2):177–181.
- Mo S, Ahmed F, Hv W. (2013). Xylitol-containing products for preventing dental caries in children and adolescents (Protocol). *Cochrane Library*, (9).
- Molina GF, Cabral RJ, Mazzola I, Lascano LB, Frencken JE. (2013). Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with. *J Appl Oral Sci*, 21(3):243–249.
- Montanaro L, Campoccia D, Rizzi S, Donati ME, Breschi L, Prati C, Arciola CR. (2004). Evaluation of bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* on dental restorative materials. *Biomaterials*, 25(18):4457–4463.
- Monteiro GQ, Montes MA, Gomes AS, Mota CC, Campello SL, Freitas AZ. (2011). Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography. *Dental Mater*, 27(12), e213-e223.

- Moore WEC, Moore LVH. (1994). The bacteria of periodontal diseases. *Periodontol 2000*, 5(1):66–77.
- Morphis TL, Toumba KJ, Lygidakis Na. (2000). Fluoride pit and fissure sealants: A review. *Int J Paediatr Dent*, 10(2):90–98.
- Mount GJ, Patel C, Makinson OF. (2002). Resin modified glass-ionomers: Strength, cure depth and translucency. *Aust Dent J*, 47(4):339–343.
- Muller-Bolla M, Lupi-Pégurier L, Tardieu C, Velly AM, Antomarchi C. (2006). Retention of resin-based pit and fissure sealants: A systematic review. *Community Dent Oral Epidemiol*, 34(5):321–336.
- Muralithran G, Ramesh S. (2000). The effects of sintering temperature on the properties of hydroxyapatite. *Ceram Int*, 26:221–230.
- Murphy DB, Davidson MW. (2012). *Fundamentals of Light Microscopy and Electronic Imaging*. 2<sup>nd</sup>., Wiley-Blackwell, New Jersey.
- Müller C, Wald J, Hoth-Hannig W, Umanskaya N, Scholz D, Hannig M, Ziegler C. (2011). Protein adhesion on dental surfaces-a combined surface analytical approach. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, 400(3):679–689.
- Najibfard K, Ramalingam K, Chedjieu I, Amaechi BT. (2011). Remineralization of early caries by a nano-hydroxyapatite dentifrice. *J Clin Dent*, 22(5):139–143.
- Naorungroj S, Wei HH, Arnold RR, Swift EJ, Walter R. (2010). Antibacterial surface properties of fluoride-containing resin-based sealants. *J Dent*, 38:387–391.
- Naumova Ea, Kuehnl P, Hertenstein P, Markovic L, Jordan Ra, Gaengler P, Arnold WH. (2012). Fluoride bioavailability in saliva and plaque. *BMC Oral Health*, 12:3.
- Nayar S, Sinha MK, Basu D, Sinha A. (2006). Synthesis and sintering of biomimetic hydroxyapatite nanoparticles for biomedical applications. *J Mater Sci Mater Med*, 17(11):1063–1068.
- Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL. (2002). Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*, 27(1):50–58.
- Nicholson JW. (2007). Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 23(5):615–622.

- Nongonierma AB, Fitzgerald RJ. (2012). Biofunctional properties of caseinophosphopeptides in the oral cavity. *Caries Res*, 46(3):234–267.
- O'Brien, WJ. (2002). *Dental materials and their selection*. Quintessence Pub. Co.
- Oktar FN. (2007). Microstructure and mechanical properties of sintered enamel hydroxyapatite, 33:1309–1314.
- Oktar FN, Aydin H, Göller G, Agathopoulos S, Rocha G, Sennaroglu B, Kayali ES. (2006). Influence of sintering temperature on mechanical properties of biologically derived hydroxyapatite bodies. *Key Eng Mater*, 309:45–48.
- Olsson J, van der Heijde Y, Holmberg K. (1992). Plaque formation in vivo and bacterial attachment in vitro on permanently hydrophobic and hydrophilic surfaces. *Caries Res*, 26(6):428–433.
- Ono M, Nikaido T, Ikeda M, Imai S, Hanada N, Tagami J, Matin K. (2007). Surface properties of resin composite materials relative to biofilm formation. *Dent Mater J*, 26(5):613–622.
- Oong EM, Griffin SO, Kohn WG, Gooch BF, Caufield PW. (2008). The effect of dental sealants on bacteria levels in caries lesions. *J Am Dent Assoc*, 139(March):271–278.
- Osorio E, Osorio R, Davidenko N, Sastre R, Aguilar JA, Toledano M. (2006). Polymerization kinetics and mechanical characterization of new formulations of light-cured dental sealants. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, 80B(1):18–24.
- Oyanagi T, Tagami J, Matin K. (2012). Potentials of mouthwashes in disinfecting cariogenic bacteria and biofilms leading to inhibition of caries. *Open Dent J*, 6:23–30.
- Paes Leme, AF, Koo H, Bellato CM, Bedi G, Cury JA. (2006). The role of sucrose in cariogenic dental biofilm formation--new insight. *J Dent Res*, 85(10):878–887.
- Palazzo B, Walsh D, Iafisco M, Foresti E, Bertinetti L, Martra G, Roveri N. (2009). Amino acid synergetic effect on structure, morphology and surface properties of biomimetic apatite nanocrystals. *Acta Biomater*, 5(4):1241–1252.
- Palmer JRJ, Sternberg C. (1999). Modern microscopy other approaches in biofilm research : Confocal microscopy and. *Curr Opin Biotechnol*, 10(3):263–268.

- Pampu AA, Dolanmaz D, Tüz HH, Avunduk MC, Kışınışçi RŞ. (2008). Histomorphometric evaluation of the effects of zoledronic acid on mandibular distraction osteogenesis in rabbits. *J Oral Maxil Surg*, 66(5), 905-910.
- Pandit S, Kim GR, Lee MH, Jeon JG. (2011). Evaluation of *Streptococcus mutans* biofilms formed on fluoride releasing and non fluoride releasing resin composites. *J Dent*, 39(11):780–787.
- Pardi V, Pereira AC, Ambrosano GMB, Meneghim MDC. (2005). Clinical evaluation of three different materials used as pit and fissure sealant: 24-months results. *J Clin Pediatr Dent*, 29(2):133–137.
- Pardi V, Pereira AC, Mialhe FL, Meneghim MDC, Ambrosano GMB. (2003). A 5-year evaluation of two glass-ionomer cements used as fissure sealants. *Community Dent Oral Epidemiol*, 31(5):386–391.
- Pardi V, Pereira AC, Mialhe FL, Meneghim MDC, Ambrosano GMB. (2004). Six-year clinical evaluation of polyacid-modified composite resin used as fissure sealant. *J Clin Pediatr Dent*, 28(3):257–260.
- Peker K, Bermek G. (2010). Diş çürüklerinin etyolojisinde ve önlenmesinde fermente olabilen karbonhidratların önemi. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 42(3-4):1.
- Petersen PE, Lennon Ma. (2004). Effective use of fluorides for the prevention of dental caries in the 21st century: The WHO approach. *Community Dent Oral Epidemiol*, 32(5):319–321.
- Pober R. (1998). Reporting Microhardness Data in Scientific Publications. *J Dent Res*, 77(10):1766–1766.
- Polydorou O, König A, Hellwig E, Kümmerer K. (2009). Long-term release of monomers from modern dental-composite materials. *Eur J Oral Sci*, 117(1):68–75.
- Poulsen S, Beiruti N, Sadat N. (2001). A comparison of retention and the effect on caries of fissure sealing with a glass-ionomer and a resin-based sealant. *Community Dent Oral Epidemiol*, 29(4):98–301.
- Pratten J, Bedi R, Wilson M. (2000). An in vitro study of the effect of fluoridated milk on oral bacterial biofilms. *Appl Environ Microbiol*, 66(4):1720–1723.
- Preetha VM, Shashikiran N, Reddy VV. (2007). Comparison of antibacterial properties of two fluoride-releasing and a nonfluoride-releasing pit and fissure sealants. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 25(3):133–136.

- Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, Steenberghe D. (1990). The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*, 17(3):138–144.
- Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Arends J, Darius PL, van Steenberghe D. (1989). The influence of surface free-energy on planimetric plaque growth in man. *J Dent Res*, 68(5): 796-799.
- Quirynen M, Bollen CML. (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. *J Clin Periodontol*, 22(1):1–14.
- Rahiotis C, Vougiouklakis G, Eliades G. (2008). Characterization of oral films formed in the presence of a CPP–ACP agent: An in situ study. *J Dent*, 36(4):272–280.
- Rai R, Gupta R. (2013). In vitro evaluation of the effect of two finishing and polishing systems on four esthetic restorative materials. *J Conserv Dent*, 16(6):564–567.
- Ram D, Mamber E, Fuks AB. (2005). Clinical performance of a non-rinse conditioning sealant in three paediatric dental practices: A retrospective study. *Int J Paediatr Dent Br. Paedodontic Soc Int Assoc Dent Child*, 15(1):61–66.
- Reynolds EC. (2008). Calcium phosphate-based remineralization systems: Scientific evidence? *Aust Dent J*, 53(3):268–273.
- Ribeiro CCC, Cahuana-Vásquez RA, Carmo CDSDo, Alves CMC, Leitão TJ, Vidotti LR, Cury JA. (2012). The effect of iron on *Streptococcus mutans* biofilm and on enamel demineralization. *Braz Oral Res*, 26(4):300–305.
- Ribeiro LGM, Hashizume LN, Maltz M. (2007). The effect of different formulations of chlorhexidine in reducing levels of *mutans streptococci* in the oral cavity: A systematic review of the literature. *J Dent*, 35(5):359–370.
- Ribelles Llop M, Guinot Jimeno F, Mayné Acién R, Bellet Dalmau LJ. (2010). Effects of xylitol chewing gum on salivary flow rate, pH, buffering capacity and presence of *Streptococcus mutans* in saliva. *Eur J Paediatr Dent*, 11(1):9–14.
- Ripa LW. (1993). Sealants revisited: An update of the effectiveness of pit-and-fissure sealants. *Caries Res*, 27(Suppl 1):77–82.

- Robinson C, Strafford S, Rees G, Brookes SJ, Kirkham J, Shore RC, Wood S. (2006). Plaque biofilms: The effect of chemical environment on natural human plaque biofilm architecture. *Arch Oral Biol*, 51(11):1006–1114.
- Roveri N, Battistella E, Bianchi CL, Foltran I, Foresti E, Iafisco M, Rimondini L. (2009). Surface enamel remineralization: Biomimetic apatite nanocrystals and fluoride ions different effects. *J Nanomater*, 2009(8):1–9.
- Roveri N, Battistella E, Foltran I, Foresti E, Iafisco M, Lelli M, Rimondini L. (2008). Synthetic biomimetic carbonate-hydroxyapatite nanocrystals for enamel remineralization. *Adv Mater Res*, 47-50:821–824.
- Roveri N, Foresti E, Lelli M, Lesci I. (2009). Recent advancements in preventing teeth health hazard: The daily use of hydroxyapatite instead of fluoride. *Recent Pat Biomed Eng*, 2:197–215.
- Rozier RG, Adair S, Graham F, Iafolla T, Kingman A, Kohn W, Meyer DM. (2010). Evidence-based clinical recommendations on the prescription of dietary fluoride supplements for caries prevention: A report of the american dental association council on scientific affairs. *J Am Dent Assoc* 1939, 141(12):1480–1489.
- Rueden CT, Eliceiri KW. (2007). Visualization approaches for multidimensional biological image dat". *BioTechniques* 43 (Suppl 1): 31, 33–6.
- Ruys AJ, Wei M, Sorrell CC, Dickson MR, Brandwood A, Milthorpe BK. (1995). Sintering effects on the strength of hydroxyapatite. *Biomaterials*, 16(5):409–415.
- Rüttermann S, Bergmann N, Beikler T, Raab WHM, Janda R. (2012). Bacterial viability on surface-modified resin-based dental restorative materials. *Arch Oral Biol*, 57:1512–1521.
- Rüttermann S, Trellenkamp T, Bergmann N, Raab WHM, Ritter H, Janda R. (2011). A new approach to influence contact angle and surface free energy of resin-based dental restorative materials. *Acta Biomaterialia*, 7(3):1160–1165.
- Ryge G, Foley DE, Fairhurst CW. (1961). Micro-indentation Hardness. *J Dent Res*, 40(6):1116–1126.
- Sakaguchi RL, Powers JM. (2002). *Craig's Restorative Dental Materials Sciences*. Mosby. New York
- Salman S, Gunduz O, Yilmaz S, Öveçoğlu ML, Snyder RL, Agathopoulos S, Oktar FN. (2009). Sintering effect on mechanical properties of composites of natural hydroxyapatites and titanium. *Ceram Int*, 35(7):2965–2971.

- Sapra V, Taneja S, Kumar M. (2013). Surface geometry of various nanofiller composites using different polishing systems: A comparative study. *J Conserv Dent*, 16(6):559–563.
- Schaeken MJM, Schouten MJ, Van Den Kieboom CWA, Van Der Hoeven JS. (1991). Influence of contact time and concentration of chlorhexidine varnish on mutans streptococci in interproximal dental plaque. *Caries Res*, 25(4):292–295.
- Schweikla H, Hillera KA, Carla U, Schweigera R, Eidta A, Ruhl S, Schmalza G. (2013). Salivary protein adsorption and Streptococcus gordonii adhesion to denta. *Dent Mater*, 29:1080–1089.
- Senawongse P, Pongprueksa P. (2007). Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent*, 19(5):265–273.
- Seppä L, Forss H. (1991). Resistance of occlusal fissures to demineralization after loss of glass ionomer sealants in vitro. *Pediatr Dent*, 13(1):39–42.
- Serra G, Morais LS, Elias CN. (2013). Surface morphology changes of acrylic resins during finishing and polishing phases. *Dental Press J Orthod*, 18(6):26–30.
- Shahal Y, Steinberg D, Hirschfeld Z, Bronshteyn M, Kopolovic K. (1998). In vitro bacterial adherence onto pellicle-coated aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*, 25:52–58.
- Sideridou ID, Achilias DS, Karabela MM. (2006). Sorption kinetics of ethanol / water solution by dimethacrylate-based dental resins and resin composites. *J Biomed Mater Res Part B*, 81(B):207–218.
- Sidhu SK. (2011). Glass-ionomer cement restorative materials: A sticky subject? *Aust Dent J*, 56(Suppl 1):23–30.
- Sidhu SK, Watson TF. (1995). Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. *Dent Update*, 22:429–432.
- Silva TC, Marchini T, Valarelli O, Sakai VT, Tessarolli V, Aparecida M, Moreira DA. (2013). Oral antibacterial effect of chlorhexidine treatments and professional prophylaxis in children. *Braz J Oral Sci*, 12(2):132–137.
- Simmer JP, Fincham AG. (1995). Molecular mechanisms of dental enamel formation. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6(2):84–108.
- Simonsen R. (2002). Pit and fissure sealant: Review of the literature. *Pediatr Dent*, 24(5):393–414.

- Simonsen RJ. (1981). The clinical effectiveness of a colored pit and fissure sealant at 36 months. *J Am Dent Assoc* 1939, 102(3):323–327.
- Simonsen RJ, Neal RC. (2011). A review of the clinical application and performance of pit and fissure sealants. *Aust Dent J*, 56(Suppl 1):45–58.
- Sissons CH, Wong L, Cutress TW. (1995). Patterns and rates of growth of microcosm dental plaque biofilms. *Oral Microbiol Immunol*, 10(3):160–167.
- Slot D, Berchier C, Addy M, Van der Velden U, Van der Weijden G. (2013). The efficacy of chlorhexidine dentifrice or gel on plaque, clinical parameters of gingival inflammation and tooth discoloration: A systematic review. *Int J Dent Hyg*, 1–11.
- Socransky SS, Haffajee AD. (2002). Dental biofilms: Difficult therapeutic targets. *Periodontol* 2000, 28:12–55.
- Soderling E, Isokangas P, Pienihakkinen K, Tenovuo J. (2000). Influence of maternal xylitol consumption on acquisition of mutans streptococci by infants. *J Dent Res*, 79(3):882–887.
- Somasundaram P, Vimala N, Mandke LG. (2013). Protective potential of casein phosphopeptide amorphous calcium phosphate containing paste on enamel surfaces. *J Conserv Dent*, 16(2):152–156.
- Sousa RP, Zanin ICJ, Lima JPM, Vasconcelos SMLC, Melo MaS, Beltrão HCP, Rodrigues LKa. (2009). In situ effects of restorative materials on dental biofilm and enamel demineralisation. *J Dent*, 37(1):44–51.
- Söderling EM. (2009). Xylitol, mutans streptococci, and dental plaque. *Adv Dent Res*, 21(1):74–78.
- Steinberg D, Eyal S. (2002). Early formation of *Streptococcus sobrinus* biofilm on various dental restorative materials. *J Dent*, 30(1):47–51.
- Steinberg D, Mor C, Dogan H, Zacks B, Rotstein I. (1999). Effect of salivary biofilm on the adherence of oral bacteria to bleached and non-bleached restorative material. *Dent Mater*, 15(1):4–20.
- Subramaniam P, Konde S, Mandanna DK. (2008). Retention of a resin-based sealant and a glass ionomer used as a fissure sealant: A comparative clinical study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 26(3):114–120.

- Suljak JP, Reid G, Wood SM, McConnell RJ, van der Mei HC, Busscher HJ. (1995). Bacterial adhesion to dental amalgam and three resin composites. *J Dent*, 23(3):171–176.
- Tadmor R, Yadav PS. (2008). As-placed contact angles for sessile drops. *J Colloid Interface Sci*, 317:241–246.
- Tahmassebi JF, Duggal MS, Malik-Kotru G, Curzon MEJ. (2006). Soft drinks and dental health: A review of the current literature. *J Dent*, 34(1):2–11.
- Takahashi N, Washio J. (2011). Metabolomic effects of xylitol and fluoride on plaque biofilm in vivo. *J Dent Res*, 90(12):1463–1468.
- Takeuchi CYG, Orbegoso Flores VH, Palma Dibb RG, Panzeri H, Lara EHG, Dinelli W. (2003). Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: Effect of surface sealing. *Oper Dent*, 28(3):281–286.
- Tanizawa Y, Johna N, Yamamoto Y. (2004). Salivary films on hydroxyapatite studied by an in vitro system for investigating the effect of metal ions and by a microbalance system for monitoring. *J Cosmet Sci*, 55:163–176.
- Tanner, Robinson, Söderling, Vallittu. (2002). Adsorption of Parotid Saliva Proteins and Adhesion of Streptococcus Mutans ATCC 21752 to Dental Fiber-Reinforced Composites. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater*, 66B(1):391-398
- Tanner, Robinson, Söderling, Vallittu. (2005). Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clin. Oral Investig*, 9(3):154-160.
- Tao J, Pan H, Zeng Y, Xu X, Tang R. (2007). Roles of amorphous calcium phosphate and biological additives in the assembly of hydroxyapatite nanoparticles. *J Phys Chem B*, 111(47):13410–13418.
- Tawakoli PN, Al-Ahmad A, Hoth-Hannig W, Hannig M, Hannig C. (2013). Comparison of different live/dead stainings for detection and quantification of adherent microorganisms in the initial oral biofilm. *Clin Oral Investig*, 17(3):841–850.
- Ten Cate JM. (1992). Patient selection and appliance design in intra-oral models. *J Dent Res*, 71:908–910.
- Ten Cate JM. (2006). Biofilms, a new approach to the microbiology of dental plaque. *Odontology*, 94(1):1–9.

- Ten Cate JM. (2012). Novel anticaries and remineralizing agents: Prospects for the future. *J Dent Res*, 91(9):813–815.
- Ten Cate JM. (2013). Contemporary perspective on the use of fluoride products in caries prevention. *Br Dent J*, 214(4):161–167.
- Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. (2006). Effect of material characteristics and/ or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res*, 17(Suppl 2):68–81.
- Toker SM, Tezcaner A, Evis Z. (2011). Microstructure, microhardness, and biocompatibility characteristics of yttrium hydroxyapatite doped with fluoride. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 96(2):207–217.
- Tressaud A, Haufe G. (2008). Fluorine and Health: Molecular Imaging, Biomedical Materials and Pharmaceuticals. Elsevier. Oxford.
- Tschoppe P, Zandim DL, Martus P, Kielbassa AM. (2011). Enamel and dentine remineralization by nano-hydroxyapatite toothpastes. *J Dent*, 39(6):430–437.
- Tulunogğlu O, Bodur H. (2003). okul öncesi (3-6 yaş) ve okul çağındaki (7-8 yaş) çocuklarda diş yüzeylerindeki çürük dağılımının ve prevalansının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi. *GÜ Dişhek Fak Derg*, 20(3):11–16.
- Türkün Ş, Gökay N. (2002). Poliasit modifiye kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 23(2):137–143.
- Twetman, S. (2004). Antimicrobials in future caries control? A review with special reference to chlorhexidine treatment. *Caries Res*, 38(3):223–229.
- Uppal M, Ganesh A, Balagopal S, Kaur G. (2013). Profilometric analysis of two composite resins' surface repolished after tooth brush abrasion with three polishing systems. *J Conserv Dent*, 16(4):309–313.
- Vacca Smith aM, Bowen WH. (2000). In situ studies of pellicle formation on hydroxyapatite discs. *Arch Oral Biol*, 45(4):277–291.
- Van Bebbler L, Campbell PM, Honeyman AL, Spears R, Buschang PH. (2011). Does the amount of filler content in sealants used to prevent decalcification on smooth enamel surfaces really matter? *Angle Orthod*, 81(1):134–140.

- Vashisht R, Indira R, Ramachandran S, Kumar A, Srinivasan MR. (2013). Role of casein phosphopeptide amorphous calcium phosphate in remineralization of white spot lesions and inhibition of *Streptococcus mutans*? *J Conserv Dent*, 16(4):342–346.
- Venegas SC, Palacios JM, Apella MC, Morando PJ, Blesa Ma. (2006). Calcium modulates interactions between bacteria and hydroxyapatite. *J Dent Res*, 85(12):1124–1128.
- Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. (2006). Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent*, 31(1):11–17.
- Verkaik MJ, Busscher HJ, Jager D, Slomp AM, Abbas F, van der Mei HC. (2011). Efficacy of natural antimicrobials in toothpaste formulations against oral biofilms in vitro. *J Dent*, 39(3):218–224.
- Vetter EA, Yao JDC, Wengenack NL, Iii FRC, Smith TF. (2006). Real-time pcr in clinical microbiology : Applications for routine laboratory testing. *Clin Microbiol Rev*, 19(1):165–256.
- Walker C, Sedlacek MJ. (2007). An in vitro biofilm model of subgingival plaque. *Oral Microbiol Immunol*, 22(3):152–161.
- Walker GD, Cai F, Shen P, Adams GG, Reynolds C, Reynolds EC. (2010). Casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate incorporated into sugar confections inhibits the progression of enamel subsurface lesions in situ. *Caries Res*, 44:33–40.
- Walker JM. (2012). Microbial systems biology methods and protocols. A. Navid (Ed.) Humana Press. London, p. 187–211.
- Walsh LJ, Brostek aM. (2013). Minimum intervention dentistry principles and objectives. *Aust Dent J*, 58(Suppl 1):3–16.
- Wan Bakar W, McIntyre J. (2008). Susceptibility of selected tooth-coloured dental materials to damage by common erosive acids. *Aust Dent J*, 53(3):226–234.
- Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: Relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*, 11(3):162–167.
- Warren DP, Colescott TD, Henson Ha, Powers JM. (2002). Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer, and a compomer restorative material. *J Esthet Restor Dent*, 14(4):245–251.

- Wassell RW, McCabe JF, Walls AWG. (1992). Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater*, 8(4):218–223.
- Watson PS, Pontefract Ha, Devine Da, Shore RC, Nattress BR, Kirkham J, Robinson C. (2005). Penetration of fluoride into natural plaque biofilms. *J Dent Res*, 84(5):451–455.
- Welbury R, Raadal M, Lygidakis Na. (2004). EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *Eur J Paediatr Dent*, 5(3):179–184.
- Weyant R J, Tracy SL, Anselmo T, Beltrán-aguilar ED, Donly KJ, Frese WA, Meyer M. (2014). Topical fluoride for caries prevention. *J Am Dent Assoc*, 144(11):1279–1291.
- Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 22(6):421–427.
- World Health Organization (WHO). (2006). Global Consultation on Oral Health Through Fluoride Switzerland. World Health Organization.
- Wiegand A, Buchalla W, Attin T. (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater*, 23(3):343–362.
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. (1991). The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res*, 70(9):1299–1305.
- Wilson AD, Kent BE. (1972). A new translucent cement for dentistry : The glass ionomer cement. *Br Dent J*, 132:133–135.
- Wong L, Sissons CH. (2007). Human dental plaque microcosm biofilms: Effect of nutrient variation on calcium phosphate deposition and growth. *Arch Oral Biol*, 52(3):280–289.
- Wong MCM, Clarkson J, Glenny AM, Lo ECM, Marinho VCC, Tsang BWK, Worthington, HV (2011). Cochrane reviews on the benefits/ risks of fluoride toothpastes. *J Dent Res*, 90(5):573–579.
- Wood SR, Kirkham J, Marsh PD, Shore RC, Nattress B, Robinson C (2000). Architecture of intact natural human plaque biofilms studied by confocal laser scanning microscopy. *J Dent Res*, 79(1):21–27.

- Wood SR, Kirkham J, Shore RC, Brookes SJ, Robinson C. (2002). Changes in the structure and density of oral plaque biofilms with increasing plaque age. *FEMS Microbiol Ecol*, 39(3):239–244.
- Xiao J, Klein MI, Falsetta ML, Lu B, Delahunty CM, Yates JR, Koo H. (2012). The exopolysaccharide matrix modulates the interaction between 3D architecture and virulence of a mixed-species oral biofilm. *PLoS Pathogens*, 8(4):1–16.
- Xu X, Burgess JO. (2003). Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*, 24(14):2451–2461.
- Yamada Y, Hossain M, Shimizu Y, Kimura Y, Masuda Y, Nakamura Y, Matsumoto K. (2008). Analysis of surface roughness and microleakage of fissure sealants following organic debris removal with Carisolv. *J Dent*, 36(2):130–137.
- Yañez MJ, Barbosa SE. (2003). Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech*, 61(5):463–468.
- Yanikoğlu N, Duymuş ZY, Yilmaz B. (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J*, 28(3):344–351.
- Yap AUJ, Cheang PHN, Chay PL. (2002). Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(7):682–688.
- Yap AUJ, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. (2004). Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent*, 29(1):100–104.
- Yap AUJ, Wu SS, Chelvan S, Tan ESF. (2005). Effect of hygiene maintenance procedures on surface roughness of composite restoratives. *Oper Dent*, 30(1):99–104.
- Yazici AR, Tuncer D, Antonson S, Onen A, Kilinc E. (2010). Effects of delayed finishing/ polishing on surface roughness, hardness and gloss of tooth-coloured restorative materials. *Eur J Dent*, 4(1):50–56.
- Yeh ST, Wang HT, Liao HY, Su SL, Chang CC, Kao HC, Lee BS. (2011). The roughness, microhardness, and surface analysis of nanocomposites after application of topical fluoride gels. *Dent Mater*, 27(2):187–196.
- Yoldaş O, Akova T, Uysal H. (2004). Influence of different indentation load and dwell time on Knoop microhardness tests for composite materials. *Polym Test*, 23(3):343–346.

- Yu H, Li Q, Hussain M, Wang Y. (2008). Effects of bleaching gels on the surface microhardness of tooth-colored restorative materials in situ. *J Dent*, 36(4):261–267.
- Zamfirova G, Dimitrova A. (2000). Some methodological contributions to the Vickers microhardness technique. *Polym Test*, 19(5):533–542.
- Zampeli D, Papagiannoulis L, Eliades G, Pratsinis H, Kleetsas D, Eliades T. (2012). In vitro estrogenicity of dental resin sealants. *Pediatr Dent*, 34(4):312–316.
- Zee KY, Samaranayake LP, Attström R. (1997). Scanning electron microscopy of microbial colonization of “rapid” and “slow” dental-plaque formers in vivo. *Arch Oral Biol*, 42(10-11):735–742.
- Zhan L, Featherstone JDB, Lo J, Krupansky C, Hoang N, DenBesten P, Huynh T. (2012). Clinical efficacy and effects of xylitol wipes on bacterial virulence. *Adv Dent Res*, 24(2): 117–122.
- Zheng J, Huang Y, Qian LM, Zhou ZR. (2010). Nanomechanical properties and microtribological behaviours of human tooth enamel. *Proc Inst Mech Eng Part J J Eng Tribol*, 224(6):577–587.
- Zijnga V, van Leeuwen MBM, Degener JE, Abbas F, Thurnheer T, Gmür R, Harmsen HJM. (2010). Oral biofilm architecture on natural teeth. *PloS One*, 5(2):e9321.
- Zimmerman-Downs JM, Shuman D, Stull SC, Ratzlaff RE. (2010). Bisphenol A blood and saliva levels prior to and after dental sealant placement in adults. *J Dent Hyg*, 84(3):145–150.

## Ek 1. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

|            |                            |              |                |
|------------|----------------------------|--------------|----------------|
| Adı        | Fatma                      | Soyadı       | VAROL ÇALIŞKAN |
| Doğum Yeri | Momtchilgrad               | Doğum Tarihi | 26.09.1985     |
| Uyruğu     | K.K.T.C.                   | Kimlik No    | 99640258216    |
| E-mail     | dt.fatmacaliskan@gmail.com | Tel          | 5413143914     |

### Eğitim Düzeyi

|                  |                                              |                |
|------------------|----------------------------------------------|----------------|
|                  | Mezun Olduğu Kurumun Adı                     | Mezuniyet Yılı |
| Doktora/Uzmanlık |                                              |                |
| Yüksek Lisans    | Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi | 2009           |
| Lisans           |                                              |                |
| Lise             | Adnan Menderes Anadolu Lisesi                | 2000           |

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

|    | Görevi            | Kurum                        | Süre (Yıl - Yıl) |
|----|-------------------|------------------------------|------------------|
| 1. | Doktora Öğrencisi | M.Ü. Dış Hekimliği Fakültesi | 2009-2014        |
| 2. |                   |                              |                  |
| 3. |                   |                              | -                |

| Yabancı Dilleri | Okuduğunu Anlama* | Konuşma* | Yazma* |
|-----------------|-------------------|----------|--------|
| İngilizce       | Çok İyi           | İyi      | İyi    |
| Bulgarca        | Çok iyi           | İyi      | İyi    |

\* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

| Yabancı Dil Sınav Notu # |       |       |           |           |           |     |     |     |
|--------------------------|-------|-------|-----------|-----------|-----------|-----|-----|-----|
| KPDS                     | ÜDS   | IELTS | TOEFL IBT | TOEFL PBT | TOEFL CBT | FCE | CAE | CPE |
|                          | 87.00 |       |           |           |           |     |     |     |

# Başarılmış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

# KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; IELTS: International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

### Bilgisayar Bilgisi

| Program               | Kullanma becerisi |
|-----------------------|-------------------|
| Microsoft Office      | Çok İyi           |
| Microsoft Power Point | Çok İyi           |
|                       |                   |

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin