T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DENTAL YAPIŞTIRMA SİMANLARIN ANTİMİKROBİYAL ÖZELLİKLERİ

Müge KAMACI

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Yrd. Doç. Dr. Serhan AKMAN

KONYA-2011

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DENTAL YAPIŞTIRMA SİMANLARIN ANTİMİKROBİYAL ÖZELLİKLERİ

Müge KAMACI

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Serhan AKMAN

Bu proje Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **09202078** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA – 2011

ii. ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince değerli bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, ilgisini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Serhan AKMAN'a

Tezimin mikrobiyoloji bölümündeki çalışmaları sırasında mikrobiyoloji konusundaki engin bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, deneysel çalışmalarım sırasında büyük bir özveriyle bana yardımcı olan hocam Sayın Doç. Dr. Ayçe ÜNVERDİ ELDENİZ'e

Çalışmada kullanılan bakteri suşlarının temininde yardımlarından dolayı Selçuk Üniversitesi Veteriner Fakültesi Mikrobiyoloji AD'na

Doktora eğitimim süresince yakın ilgilerini ve paylaşımlarını esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine

Doktora hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini hissettiren ve dostluklarını esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Dr. Dt. Gamze ALNIAÇIK, Dr. Dt. Renan ENDOĞRU ve Dr. Dt. ÖzlemÜSTÜN'e

Bugüne gelmemde manevi ve maddi desteğini esirgemeyen her zaman yanımda olan sevgili anne ve babama, sevgisini ve desteğini sürekli olarak hissetiğim, kendime örnek aldığım çok sevgili ablama, sabrı ve anlayışından dolayı sevgili eşim Serdar ÖNDER'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum

iii. İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGELER VE KISALTMALAR……..iv
1. GİRİŞ…...……..1
1.1. Dental Simanlar…….....2
1.1.1. Fosfat Esaslı Simanlar.....3
Çinko Fosfat Siman……3
Modifiye Çinko Fosfat Simanlar……...….5
Bakır veya Gümüş İçerikli Fosfat Simanlar…… 5
Flor İçerikli Fosfat Simanlar…….5
Silikafosfat Simanlar…….5
1.1.2. Fenolat Simanlar……...6
Çinko Oksit Ojenol Simanlar……..6
Basit Çinko Oksit Simanlar……...6
Güçlendirilmiş Çinko Oksit Simanlar…….....6
Çinko Oksit Ojenol EBA/ Alümina Simanlar……...7
Kalsiyum Hidroksit Salisilat Simanlar……7
1.1.3. Çinko Polikarboksilat Simanlar……8
1.1.4. Polikarboksilat ve Dimetakrilat Simanlar……9
Cam İyonomer Simanlar……9
Hibrid Cam İyonomer Simanlar……11
Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar……....11
Poliasit Modifiye Cam İyonomer Simanlar…….……....12
1.1.5.Kompozit Rezin Simanlar…….……...12
Organik Polimer Matriks Faz…….....14
İnorganik Faz…….....14
Ara Faz……...15
1.1.6. Self Adeziv Rezin Simanlar……19
1.2. Diş Çürüğü……..20
1.2.1. Dental Plak……...21
Dental Plağın Yapısı……..21
Bakteriyal Tutunma Mekanizmaları……..21
Dental Plağın Oluşumunu Etkileyen Faktörler…….....22

Materyallerin Kimyasal İçerikleri……22
Materyallerin Yüzey Özellikleri ve Hidrofobisitesi ……24
Dental Plağın Mikrobiyolojisi……24
Çürüğün Mikrobiyolojisi……..24
Streptokoklar……25
Mutans Streptokoku……26
Salivarius Streptokoku……26
Candidalar……27
1.3. Tükürük……..28
1.3.1. Tükürüğün Bileşim……..28
1.4. Bakteri Sayım Yöntemleri……..29
1.4.1. Doğrudan Bakteri Sayım Yöntemleri……..29
1.4.2. Dolaylı Bakteri Sayım Yöntemleri……..30
1.4.3. Koloni Sayım Temeline Dayalı Bakteri Sayım Yöntemleri……....30
1.5. Yüzey Pürüzlülüğü……..30
1.6. Mikroskoplar……...31
1.6.1. Mikroskop Çeşitleri……32
Taramalı Elektron Mikroskobu……..32
Floresan Mikroskobu……33
2. GEREÇ ve YÖNTEM ……..34
2.1. Bakteri Adezyon Testi……..37
2.1.1. Tükürüğün Toplanması……..37
2.1.2. Siman Örneklerin Hazırlanması……37
2.1.3. Besiyerlerinin Hazırlanması……...38
2.1.4. Çalışmada Kullanılacak Bakteri Solüsyonların Hazırlanması……...39
2.1.5. Canlı Bakteri Sayısının Değerlendirilmesi……39
2.2. Direk Kontak Testi……....43
2.3. Elektron Tarama Mikroskop (SEM) Analizi……46
2.4. Floresan Mikroskop Analizi……47
3. BULGULAR……...48
3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümlerine İlişkin Bulgular……48
3.2. Bakteri Adezyon Testi Bulguları ……53
3.3. Direk Kontak Testi Bulguları……59
3.4. SEM Analizi……. 71

3.5. Floresan Mikroskop Analizi……75
4. TARTIŞMA……....77
5. SONUÇ ve ÖNERİLER……....87
6. ÖZET ……..89
7. SUMMARY……....90
8. KAYNAKLAR……....91
9. ÖZGEÇMİŞ……..……...98

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

$AlPO_4$: Alüminyumfosfat

BaO: Baryumoksit

Bi_2O_3: Bizmuttrioksit

BHI: Brain-Heart infüzyonu

Bis-GMA: Bisfenol A-glisid metakrilat

CaO: Kalsiyumoksit

CFU: Colony Forming Units (koloni oluşturan ünite)

DKT: Direk Kontak Test

EBA: Etoksi Benzoik Asit

H_3PO_4: Fosforik asit

HEMA: Hidroksietilmetakrilat

ml: Mililitre (hacim birimi)

mm: Milimetre (uzunluk birimi)

µl: Mikrolitre= 10^{-3} mililitre (hacim birimi)

µm: Mikrometre = 10^{-3} milimetre (uzunluk birimi)

OD: Optik densitometre

º C: Derece santigrat

PBS: Fosfatla tamponlanmış tuz çözeltisi

Ph: Bir maddenin asitlik bazlık derecesini tarif eden ölçü birimi

Ra: Ortalama yüzey pürüzlülüğü

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

SiO_2: Silisyumdioksit

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

TSB: Triptic Soy Broth

UDMA: Urethan dimetakrilat

UV: Ultraviyole

$Zn_3(PO4)$: Çinkofosfat

1-GİRİŞ

Diş hekimliğinde başarılı tedaviler yapabilmek için doğal dişlere, kaybedilen fonksiyonu ve görünümü yeniden kazandıracak uygun restoratif maddelerin kullanılması büyük önem taşır. Yapılan çalışmaların çoğu diş veya diş dokularındaki eksikliklerin giderilmesi için daha güvenle kullanılabilen restoratif materyallerin ve alternatif yöntemlerin bulunmasına yöneliktir. Protetik diş tedavisinde kullanılan materyaller; dayanıklı, sert ve yumuşak dokular ile biyolojik uyumluluğu yeterli, ağız hijyeni açısından üzerinde mikroorganizma tutunmasına ve üremesine imkan tanımayacak, fiziksel ve estetik gereksinimleri yeterince karşılayacak özellikte olmalıdır.

Protetik diş tedavisiyle fonksiyon, fonasyon ve estetiğin iadesi sağlanırken oral sağlığı korumak için ağız içinde bulunan patojen mikroorganizmalar uzaklaştırılmalı ve patojen mikroorganizmalar için uygun ortam oluşturulmamalıdır.

Tüm sabit protetik restorasyonların başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri restorasyonun dişe tutunmasını sağlayan simantasyon işlemidir (Bello ve Jarvis 1997). Günümüzde bu işlem için kullanılabilecek pek çok siman çeşidi mevcuttur ve seçilen simanın sahip olduğu özellikler restorasyonun başarısını etkiler (Mc Cabe ve Walls 1998). Özellikle restoratif materyal ile diş arasındaki alana kolonize olan mikroorganizmaların sekonder çürük, pulpal yangı gibi istenmeyen etkilerin gelişmesinde önemli rol oynadıkları bilinmektedir (Sevimay ve ark 2008). Buna bağlı olarak pulpa ve periapikal doku hastalıklarının en büyük nedeni olan mikroorganizmaların etkinliğinin azaltılabilmesinde, kullanılan simanın antimikrobiyal özelliğe sahip olması önemlidir (Lewinstein ve ark 2005).

Sabit protezlerin simantasyonunda kullanılan simanın sekonder çürük oluşumunu engelleyebilme özelliğine sahip olması oldukça önemli ve istenilen bir klinik özelliktir (Schwartzman ve ark 1980, Sevimay ve ark 2008). Bundan dolayı sık kullanılan dental materyallerin antibakteriyel özellikleri üzerinde yapılan çalışmalar önem kazanmıştır. Literatürde dental materyallerin antibakteriyel özelliklerini incelemek için çeşitli test teknikleri kullanılmıştır. Bu test tekniklerinden biri olan Weiss ve ark'nın (1996) tanımladığı Direk Kontak Testin (DKT) avantajı test materyali ile bakterilerin direk ve tam olarak temasını sağlamasıdır. Başka bir test tekniği olan koloni sayım yönteminde ise agarlı besiyerlerine yapılan ekim sonucu gözlenen koloniler ile sadece canlı hücre sayısı belirlenebilir (Ausubel ve ark 1993).

Bu çalışmanın amacı restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan çeşitli içeriklerdeki dental simanların DKT ve koloni sayım yöntemi kullanılarak antimikrobiyal özelliklerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesidir.

1.1. Dental Simanlar

Dental simanların tarihçesi 1878 yılında Fletcher tarafından silikat simanların geliştirilmesiyle başlamıştır. Bu siman, alümina-silika cam ve fosforik asit likitinden hazırlanmıştır. Silikat simanların en büyük avantajı cam fazdan yavaşça flor salınmasıdır. Silikat simanların bu avantajına rağmen bozunma, renklenme, translüsens kaybı ve yeterli mekanik özelliklerinin olmaması yeni siman arayışlarını gündeme getirmiştir (McCabe ve Walls 1998, Mc Clean ve Odont 2001, O'Brein 2002, Blatz ve ark 2003). Silikat, çinkofosfat ve çinko oksit ojenol simanlar 1970'lere kadar yaygın olarak kullanılmıştır. Bu tarihlerde kullanılan dental materyallerin neden olduğu patolojiler, bakterilerin dentine ve restorasyon ara yüzeyine penetre olması, marjinal mikrosızıntı ve restorasyonların tutuculuğundaki zayıflık gibi olumsuzluklar nedeniyle mine ve dentine daha fazla bağlanabilen ve iyi ıslatma özelliğine sahip yeni materyallerin üretilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Tüm sayılan bu özelliklerle ilişkili olarak, poliakrilik asit esaslı simanların gelişimiyle önce çinko polikarboksilat, sonra cam iyonomer simanlar ve son olarakta rezin ve hibrit iyonomer simanlar geliştirilmiştir (O'Brien 2002).

Kimyasal olarak polimerize olan ve doldurucu içermeyen akrilik restoratif rezinler 1950'li yıllara kadar geliştirilmiştir. Protez kaide materyaline benzeyen bu madde silikatlara göre daha az çözünürlüğe ve daha yüksek renk stabilitesine sahiptir. Ancak bu maddenin polimerizasyon büzülmesi ve ısısal genleşmesi fazladır, elastisite modülü ve aşınmaya direnci düşüktür. Kompozit rezinler 1960 yılından sonra kullanılmaya başlanmıştır. 1962 yılında Ray Bowen tarafından tanıtılmış olan kompozit rezinler 1962 yılından sonra kullanılmaya başlanmıştır (McCabe 1998, Blatz ve ark 2003).

Yapılan tüm bu çalışmaların amacı, çözünürlük, mekanik dayanım, estetik ve biyouyumluluk açısından optimum ihtiyaçlar belirlenerek klinik açıdan ideal simanın geliştirilmesidir.

İdeal bir yapıştırma simanın sahip olması gereken özellikler:

1. Diş dokusu ve restorasyon arasında ideal ve sürekli bir bağlantı sağlamalı

2. Uygun baskı ve gerilme dayanıklılığına sahip olmalı
3. Arayüz ya da koheziv başarısızlıklarda yerinden çıkmayı engelleyecek yeterli kırılma sertliğinde olmalı
4. Mekanik kuvvetlere karşı dayanıklı olmalı
5. Antibakteriyel etkili olmalı
6. Plak birikimini engellemeli
7. Diş ve restorasyon yüzeyini iyi ıslatabilir olmalı
8. Yeterli film kalınlığında ve yoğunlukta olmalı
9. Mine ve dentine adezyonu iyi olmalı
10. Oral sıvılarda çözünürlüğü az olmalı
11. Doku ile uyumlu olmalı ve pulpayı korumalı
12. Radyoopak olmalı
13. Rengi stabil olmalı
14. Yeterli çalışma ve sertleşme zamanı olmalıdır (Alaçam ve ark 1998, Summit ve ark 2001, Robenson ve ark 2006).

Simanlar matriks yapısına göre yapılan sınıflandırmada 5 farklı grupta toplanırlar (O'Brien 2002).

1. Fosfat esaslı simanlar
2. Fenolat esaslı simanlar
3. Çinko polikarboksilat esaslı simanlar
4. Polikarboksilat ve dimetakrilat kombinasyonları
5. Rezin simanlar (O'Brien 2002).

1.1.1. Fosfat Esaslı Simanlar

Çinkofosfat Siman

Yeni siman sistemleri için bir standart olarak kabul edilen çinko fosfat simanlar kaide ve simantasyon materyali olarak yaklaşık yüz yıldır kullanılmaktadır (Anusavice 2003).

Çinkofosfat siman tozunun ana bileşeni (yaklaşık % 90) çinko oksittir. Simanda modifiye bileşen olarak genellikle %10 oranında magnezyum oksit (MgO) kullanılmıştır. Bunun yanında, simanın yapısal özelliklerini arzu edilen seviyeye getirmek için % 1 ya da daha az oranda silisyumdioksit (SiO_2), bizmuttrioksit (Bi_2O_3), baryumoksit (BaO) ve kalsiyumoksit (CaO) eklenmiştir (O'Brien 2002, Anusavice 2003).

Çinkofosfat simanın likiti; % 45–64 fosforik asit (H_3PO_4), % 30–55 su, % 2–3 alüminyumfosfat ($AlPO_4$) ve % 0–9 çinkofosfat [$Zn_3(PO_4)$] içeren bir fosforik asit solüsyonudur. Bileşikteki su miktarı, likitin iyonizasyonunu kontrol etmeye yardımcı olur (Anusavice 2000, O'Brien 2002).

Çinko fosfat siman asit-baz reaksiyonu ile sertleşir. Sertleşme reaksiyonu pozitif çinko iyonları ile negatif fosfat grupları arasında meydana gelir. Toz ve likit karıştırıldığında asit-baz reaksiyonu başlar ve fosforik asit çinko oksit partiküllerinin yüzeyine etki ederek çinko iyonlarının salınımını başlatır. Fosforik asit ile bir kompleks oluşturmuş olan alüminyum, çinko ile de reaksiyona girerek partiküllerin kalan kısmının yüzeyinde çinkoalüminofosfat jeli oluşturur. Bu şekilde siman, koheziv çinkoalüminofosfat matriks içine gömülmüş reaksiyona girmemiş çinko oksit partiküllerinden oluşur (Diaz ve ark 1999, Anusavice 2000).

Çinko fosfat siman karıştırıldığı ilk anda pH değeri 1 ile 2 arasındadır. Bu değer 1 saat sonra 4'ün altına düşer ve 24 saat sonunda 6-7 olur ki bu düşük pH değeri simantasyon sırasında hassasiyete neden olur. Bu hassasiyetin nedeni sadece simanın yüksek asidik özelliği değil aynı zamanda da dentin tübülleri içerisindeki sıvının ozmotik basıncıdır. Pulpanın düşük pH'a maruz kalmasını önlemek için toz-likit oranı arttırılarak sertleşme zamanı düşürülür. Böylece oluşacak hassasiyetin azaltılması sağlanır (O'Brein 2002).

Sertleşme reaksiyonu tamamlanmış çinko fosfat simanın elastik modülü, çiğneme stresinin yoğun olduğu alanlarda ve uzun köprü restorasyonlarında elastik deformasyona dayanabilecek yeterliliktedir. Ancak bu değer toz/likit oranından etkilenmektedir (Akaltan 2002).

Çinkofosfat simanların dentin tübüllerinin düzensiz yüzeylerine kimyasal veya mikromekanik olarak yapışmadıkları düşünülmektedir. Bu nedenle preparasyonların açıları, uzunlukları ve yüzey alanları klinik başarıyı etkilemektedir (Diaz ve ark 1999).

Çinko fosfat simanlar; tam metal kron, veneer köprü, metal destekli seramik kron-köprü, metal inley-onley simantasyonunda kullanılmaktadır (Philips 1991).

1.1.1.2. Modifiye Çinko Fosfat Siman

Bakır veya gümüş içerikli fosfat simanlar

Modifiye çinko fosfat simanlardan siyah bakır siman olanı bakır oksit (CuO), kırmızı bakır siman olanı ise bakır dioksit (CuO_2) içermektedir. Bu siman karışımları düşük pH değerine sahip olmaları nedeniyle yüksek derecede pulpal irritasyona neden olmaktadır. Bakteriyostatik veya antikaryojenik özellikleri azdır. Ayrıca modifiye çinko fosfat simanların çözünme ve dayanma kuvveti özellikleri normal fosfat simanlara göre daha zayıftır.

Gümüş fosfat gibi belli oranda tuzların ilavesi ile gümüş içerikli fosfat simanlar geliştirilmiştir (O'Brein 2002).

Flor içerikli fosfat simanlar

Bu simanlar yapıların da % 1–3 arası stannous florür içerirler. İçeriklerindeki flor nedeniyle çinko fosfat simana göre daha fazla çözünürler ve dayanma kuvvetleri daha düşüktür. Ancak yapısındaki flor sayesinde antikaryojenik özelliğe sahiptirler (O'Brein 2002).

Silikafosfat simanlar

Silikafosfat simanlar çinko fosfat siman ve silikat simanın birleşimidirler. Simanın translüsens yapısı, flor salınımı ve dayanım kuvveti içeriğindeki silikat cam ile sağlanır. Sahip olduğu tranlüsens özelliği sayesinde porselen restorasyonun simantasyonunda kullanılabilir. Ağız sıvılarıyla teması sonucu flor salınımına bağlı olarak antikaryojenik etkiye sahiptir. Ancak fosfat simana göre daha yüksek asiditeye sahip olduğundan vital dişlerde pulpanın korunması gerekmektedir (O'Brein 2002).

1.1.2. Fenolat Simanlar

Çinko Oksit Ojenol Simanlar

Basit çinko oksit simanlar

Çinko oksit ojenol simanın tozu, saf çinko oksitten oluşur. Manüplasyonu kolaylaştırmak için % 1 kadar asetat ve sülfat gibi çinko tuzları bulunur. Likidi ise, % 85

ojenolden oluşur. Çinko oksit simanın sertleşmesi çinko oksit ile ojenol arasında kimyasal bir reaksiyonla gerçekleşir. Bu reaksiyon sonucunda çinko ojenolat oluşur (McCabe 1998, O'Brein 2002).

Çinko oksit ojenol simanın avantajları; pulpa üzerindeki analjezik, antiseptik özelliği ve iyi örtücü özelliğidir. Simanın dezavantajları ise; sertliklerini ve abrazyona dirençlerinin düşük olması, sertleşme reaksiyonu sonucu oluşan çinko ojenolatın kolayca hidrolize olabilmesinden dolayı oral sıvılarda kolay çözünmesidir (O'Brein 2002).

Çinko oksit ojenol siman; restorasyonların geçici simantasyonunda, geçici dolgu maddesi olarak ve derin kavitelerde kaide maddesi olarak kullanılabilmektedir (McCabe 1998, O'Brein 2002).

Güçlendirilmiş çinko oksit ojenol simanlar

Simanın tozu % 10–40 çinko oksit ile polimetilmetakrilat, polisitren veya polikarbonat gibi sentetik veya doğal rezinler içerir. Likidi ise; çözünmüş rezinler içeren ojenoldür. İçeriğinde bulunan rezine bağlı olarak çözünürlüğü çinko oksit ojenolden daha azdır (O'Brein 2002).

Güçlendirilmiş çinko oksit ojenol simanını avantajları olarak; minimal biyolojik etki, yüksek örtücü özellik ve restorasyonun simantasyonunda yeterli dayanıklılık sayılabilir. Dezavantajı ise; çinko fosfat simanlara kıyasla düşük dayanıklılığa ve yüksek çözünürlüğe sahip olmasıdır. Ayrıca bu siman bazı rezin esaslı restorasyon materyalinin yapısında bozulmaya ve materyalin renklenmesine neden olabilmektedir (O'Brein 2002).

Bu siman kron ve köprülerin simantasyonunda, kaide maddesi olarak ve geçici dolgu maddesi olarak kullanılabilmektedir (O'Brein 2002).

Çinko oksit ojenol EBA (Etoksi Benzoik Asit)/ alümina simanlar

EBA simanının tozu % 20-30 alüminyum oksit ve diğer mineral doldurucu içeren çinko oksittir. Likidi ise; ojenol ve % 50-60 etoksi benzoik asit içerir (McCabe 1998, O'Brein 2002).

EBA simanın avantajları; pulpaya az irritasyon göstermeleri, kolay karıştırılabilmeleri, uzun çalışma süresi ve akışkanlık özelliklerinin iyi olmasıdır. Dezavantajları ise; hassas

toz/likit oranı, oral sıvılarındaki hidrolitik çöküntü, plastik deformasyon ve çinko fosfat simanlara göre daha düşük dayanıklılıktır (O'Brein 2002).

EBA simanlar, inleylerin ve kronların simantasyonunda, geçici dolgu maddesi olarak ve kaide maddesi olarak kullanılmaktadır (O'Brein 2002).

Kalsiyum Hidroksit Salisilat Simanlar

Kalsiyum hidroksit simanlar genel olarak iki patlı sistemlerdir. Bir patı, kalsiyum hidroksit, çinko oksit ve etilen toluen sülfonomid içerir. Diğer pat ise; kalsiyum fosfat, titanyum dioksit ve kalsiyum tugsten içerir.

Kalsiyum hidroksitin pH'ı 11 olan alkali bir madde olması asitleri nötralize edebilmesini sağlar. Kalsiyum hidroksit çözüldüğünde, Ca^{+2} ve OH^{-} iyonları oluşur. Bu iyonlardan OH^{-} bakteriler üzerinde bakterisid etki gösterirken, Ca^{+2} iyonları ise bakterilerin enzimlerini bloke eder (Önal 2003). Ayrıca kalsiyum hidroksit sahip olduğu kalsifikasyon başlatma özelliğine bağlı olarak sekonder dentin oluşumunu sağlar (McCabe 1998).

Kalsiyum hidroksit simanların avantajları; kolay maniplasyonları, açık pulpa ve çürük dentin üzerinde olumlu etkiye sahip olmaları, iyi kapama özelliği ve ince tabakalarda hızlı sertleşmeleridir. Dezavantajları ise; düşük dayanıklılık, plastik deformasyon, kenar sızıntısı ve asidik ortamda yüksek çözünürlüğe sahip olmalarıdır.

Kalsiyum hidroksit siman derin kavitelerde astar olarak kullanılır. Simanın düşük dayanıklılık, yüksek çözünürlük özelliğine sahip olması yapıştırma simanı olarak kullanımını sınırlamaktadır.

1.1.3. Çinko Polikarboksilat Simanlar

Diş dokusuna adezyon özelliğine sahip ilk siman olan polikarboksilat simanlar, 1968'de Smith tarafından çinkofosfat simanın likidinin poliakrilik asit ile değiştirilmesiyle oluşturulmuştur (Anusavice 2000, Gladwin ve Bagby 2000, O'Brien 2002).

Polikarboksilat simanın tozu, esas olarak çinkooksit ve % 1–5 oranında magnezyumoksit içerir. Toz içeriğe magnezyumoksit yerine kalayoksit ilave edilmesi simanın dayanıklılığını arttırır ve sertleşme süresini arzu edilen şekilde ayarlamaya yardımcı olur. Simana kalayflorür ilavesi ise, mekanik özelliklerini geliştirmesinin yanında, flor salınımı

sağlar. (McCabe 1998, Anusavice 2000, O'Brien 2002). Kalay florür içeren formların flor salınımları cam iyonomer simana göre daha düşüktür (Diaz ve ark 1999).

Polikarboksilat simanın likidi; %30-45'lik poliakrilik asidin sudaki solüsyonu ya da diğer doymamış karboksilik asitler ile akrilik asit kopolimeridir (McCabe 1998, Anusavice 2000, O'Brien 2002).

Polikarboksilat simanın karıştırılmasını takiben tozun yüzeyinden çinko, magnezyum ve kalay iyonlarının çözünmesiyle sertleşme reaksiyonu başlar. Bu iyonlar poliakrilik asidin karboksil gruplarına bağlanarak komşu poliakril zincirlerinin karboksilik asit gruplarıyla da etkileşir ve çapraz bağlı tuz yapısını oluşturur. Polikarboksilat simanın diş yapısındaki kalsiyuma yapışma mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Sertleşmiş siman, polikarboksilat matriksine dağılmış olan çinko oksit partikülleri içerir (Anusavice 2000, Summit ve ark 2001, Roberson ve ark 2006).

Bu simanın avantajları; düşük irritasyon oluşturması, diş yapısına ve alaşımlara adezyonu, çinko fosfat simana göre film kalınlığı ve çözünürlüğünün az olması, dayanıklılığının daha fazla olmasıdır (O'Brein 2002). En önemli klinik yararı; pulpa ile olan biyouyumluluğudur, bunun nedeni, karıştırma sonrası aniden meydana gelen pH yükselmesi ve büyük poliakrilik asit moleküllerinin dentin tübüllerine penetre olamamasıdır (Anusavice 2000). Dezavantajları ise optimum özelliklerin sağlanması için hassas bir maniplasyona ihtiyaç olması, düşük çekme kuvvetine ve çinko fosfat simana göre yüksek viskoelastisiteye sahip olması, adezyon için kuru ve temiz yüzey gerektirmesidir (O'Brein 2002).

Polikarboksilat simanlar; tam metal kronların, veneer köprülerin, metal destekli seramik kronların, uzun olmayan metal destekli porselen köprülerin ve post sistemlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (Rosenstiel ve ark 1998, Anusavice 2000, O'Brein 2002).

1.1.4. Polikarboksilat ve Dimetakrilat Simanlar

Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar 1970'lerin başında Alan Wilson ve Brain Kent tarafından üretilmiş, 1974 yılında McLean ve Wilson tarafından geliştirilmiştir. Cam iyonomer siman tozu; silikat siman tozuna benzer şekilde, kalsiyum alüminyum florosilika camdır. Simanın likidi; poliakrilik-itakonik asidin % 50'lik sudaki solüsyonu veya % 5 tartarik asit içeren polikarboksilik asit kopolimeridir (Mount 1994, O'Brien 2002, Anusavice 2003).

Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu, temelde iyon salınımı yapan cam ile poliasit arasındaki reaksiyondur. Simanın sertleşme süreci iki aşamadan meydana gelmektedir. Birinci aşama karıştırmadan hemen sonraki dakikalarda gerçekleşir ve kalsiyum iyonları poliakrilik asidin karboksilat gruplarına bağlanır, böylece siman uygun kıvama gelir. İkinci aşamada ise; alüminyum iyonları reaksiyona girerek alüminyum poliakrilat (polikarboksilat) oluşur ve bu da simanın son sertleşmesinden sorumludur. Sertleşme sırasında, reaksiyona giren tüm kalsiyum iyonları 3 saatte tamamen bağlanırken, alüminyum iyonları 48 saat kadar daha bağlanmaya devam eder (Momoi ve ark 1993, Rosenstiel ve ark 1998, Pekperdahçı 2009). Cam iyonomerde ilk anda meydana gelen pH düşmesi özellikle simantasyon sonrası meydana gelen hassasiyetin sebebidir (Diaz ve ark 1999).

Cam iyonomer simanların üretiminde; silikat simanların düşük termal genleşmesi, asitlere maruz kaldığında yüksek aşınma direnci ve flor salınımı ile kompozit rezinlerin estetik, polikarboksilat simanların ise diş yapısına uygun adezyon özelliğinin birlikte olması amaçlanmıştır (O'Brien 2002, Zaimoğlu ve Can 2004).

Cam iyonomer simanlar dental dokulara kimyasal ve fiziksel yollarla bağlanırlar. Kimyasal bağlanma cam iyonomer siman ile dental dokuların yüzeyinde bulunan kalsiyum arasında meydana gelirken, fiziksel bağlanma ise mikromekanik tutunma ile sağlanır (De Munck ve ark 2004).

Cam iyonomer simanın en büyük dezavantajı; sertleşme sırasında su ile temasa geçmesi halinde sonradan görülen çözünme aşamasıdır (Diaz-Arnold 1999). Su ve tükürükle erken temas cam iyonomer simanın son sertliğinde önemli derecede düşüşe neden olur (Mojon ve Ogawa 1996). Bu simanın neme olan yüksek hassasiyeti özellikle marjinal adaptasyonun yetersiz olduğu restorasyonlarda su emilimi ve çözünme sonucu restorasyonun desimantasyonuna neden olur (Ogimoto ve ark 1997). *İn vitro* bir çalışmada dişlerin tam olarak kurutulmamasına bağlı olarak simantasyon sonrası mikro çatlaklar oluştuğu gözlenmiştir. Meydana gelen bu çatlakların simanın sertleşme anında su absorbe etmesiyle ortaya çıkan streslere bağlı olduğu düşünülmektedir (Mitchell ve ark 1995).

Cam iyonomer simanlar; tam metal kronların, veneer kron-köprülerin, metal destekli seramik kron-köprülerin, tam seramik kron-köprülerin ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (Rosenstiel ve ark 1998, Anusavice 2000, O'Brein 2002).

Hibrid Cam İyonomer Simanlar

Hibrit cam iyonomer simanlar, rezin simanların ve cam iyonomer simanların avantajlarını bir araya getirmek, dezavantajlarını elimine etmek için iki farklı simanın farklı oranlarda birleştirilmesi ile geliştirilmiştir (Rosenstial ve ark 1998).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

Rezin modifiye cam iyonomer yapıştırma simanı; rezin ile güçlendirilmiş cam iyonomer veya rezinomer olarak da adlandırılır. Geleneksel cam iyonomer yapıştırma simanlarına göre daha az hassasiyet oluşturmaları, mekanik dirençlerinin yüksekliği ve suda çözünürlüklerinin az olması rezin modifye cam iyonomer simanların en önemli avantajlarıdır (Rosenstiel ve ark 1998).

Simanın tozu, floroaluminasilikat cam partiküllerinden meydana gelirken likidi ise metakrilat rezin, poliasit, HEMA (hidroksietilmetakrilat) ve su içerir. Sertleşme reaksiyonu metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar ve asit-baz reaksiyonu ile devam ederek simanın olgunlaşması ile tamamlanır (Anusavice 2000, Kitasako ve ark 2001,). Polimerizasyonun hızlı başlaması erken dönemde neme karşı hassasiyetin azalmasını ve bağlantının daha hızlı gelişmesini sağlar (Sueo ve ark 1999).

Bu simanların klinik işlemlerinin basit olması, rezin simanlardaki çok aşamalı yapıştırma işlemlerini elemine etmesi en büyük avantajlarıdır (Gordan ve ark 1998, Diaz ve ark 1999). Fakat yapılarındaki HEMA'nın yüksek hidrofilik özelliği su absorbsiyonunun fazla olmasına yol açar. Su emilimine bağlı genleşme sonucu kırıklar görülebilir (Diaz ve ark 1999). Baskı ve gerilim dayanımları çinkofosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlardan yüksek, rezin simanlardan düşüktür. Mine ve dentine adezyonları, flor salınımları geleneksel cam iyonomer simanlara benzerdir. Cam iyonomerlere göre rezin modifiye cam iyonomer simanlar sertleşme sırasında neme daha az hassastır ve çözünürlüğü daha düşüktür (Kitasako ve ark 2001).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar; metal destekli seramik kron-köprülerin, tam seramik kron-köprülerin, post sistemlerin simantasyonunda ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılabilmektedir.

Poliasit modifiye rezin simanlar (kompomerler)

Cam iyonomer simanların flor iyonu salınımı ve diş dokularına adezyon gibi avantajlarıyla, dental kompozitlerin gelişmiş fiziksel özelliklerini birleştirebilmek amacıyla, 1990'lardan bu yana, poliasitle modifiye kompozit rezin simanlar dişhekimliği uygulamalarına sunulmuştur (Craig ve ark 1999, Anusavice 2000). Kompozit kelimesinden *kompo*, iyonomer kelimesinden *mer* bölümleri alınarak kısaca bu tür simanlara *kompomer* adı verilmiştir. Yapısal ve fiziksel özellikleri cam iyonomer simanlardan çok rezin simanlara benzerdir (Mount 1994).

Kompomerler, rezin (UDMA, HEMA ve bütan tetrakarboksilik asit) ve monomerden oluşur. Bunlara ilaveten yapılarında florosilikat cam, reaksiyon baslatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler bulunur (Bala 1998). İlk sertleşme reaksiyonu metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar. Asidik monomer matriks içerisindeki diğer monomerlerle birleşerek asidik polimerleri oluşturur. Su içermediklerinden dolayı sertleşme reaksiyonu daha sonra ağız ortamında su emilimi ve asit baz reaksiyonu ile devam eder. Ardından asidin cama etkisi ile metal iyonları salınır ve bu iyonlar asit grupları ile çapraz bağlar oluşturur (Mount 1994, Summit ve ark 2001, Roberson ve ark 2006). Kompomerler rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha az flor salarlar ancak mekanik olarak rezin modifiye cam iyonomerlerden daha dirençlidir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Kompomerler; kaide maddesi, metal destekli seramik kron-köprülerin, tam seramik kron-köprülerin, post sistemlerin simantasyonunda ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılabilmektedir (Wassell ve ark 2002, Önal 2003).

1.1.5. Kompozit Rezin Simanlar

Kompozit rezinler ilk kez 1962 yılında Bowen tarafından Bis-GMA'nın (bisfenol A-glisidil metakrilat) bulunması ve bunun sonucu olarak da 1963' de ilk büyük dolduruculu dolgu materyallerinin kullanılmasıyla geliştirilmiştir (Dayangaç 2000, Summit ve ark 2001, Roberson ve ark 2006).

Doldurulmuş Bis-GMA rezin ve diğer metakrilat varyasyonları olan rezin simanların kullanımı 1973 yılında Rochette tarafından önerilmiştir (Diaz ve ark 1999). Rezin simanlar ilk bulunduğu yıllarda pulpa hasarı oluşturabileceği düşüncesi, aşınma direncine düşük dayanımları, radyolüsent olmalarına bağlı radyolojik kontrollerdeki yetersizlikleri, dişe bağlanmalarındaki zayıflık sonucu kenar uyumsuzlukları nedeniyle kullanımları oldukça sınırlıydı. Ancak adeziv teknolojisindeki gelişmeler neticesinde dentine bağlantı kuvvetlerinin arttırılması, materyalin doldurucu oranının değiştirilmesi ve kimyasal katkılarla özelliklerinin geliştirilmesiyle kullanımları yaygınlaşmıştır (Dayangaç 2000, Arıkan 2005, Durkan 2007).

Kompozit rezinin mine ile bağlanması asitlenmiş mine yüzeyindeki hidroksiapatit kristallerinde mikromekanik olarak gerçekleşir. Dentine bağlanması ise, asitlenmiş dentinde ortaya çıkan demineralize apatit tabakanın üstünde yer alan kollojen tabakaya hidrofilik monomerlerin penetrasyonu ile oluşur (Diaz ve ark 1999). Rezinin dentine adezyonu birkaç aşamada gerçekleşir; smear tabakasının uzaklaştırılması için asitin uygulanması ile başlar, tübüllerin açılıp genişlemesi ve dentinin 2–5 µm arası demineralize olmasıyla devam eder. Asit, dentinin matriksinde bulunan kollajen fibrilleri saran apatit minerallerini çözer ve ortamdan uzaklaştırarak kollojen fibrillerinin etrafında 20–30 nm'lik kanallar açar. Bu kanallar, hidrofilik adeziv monomerler için birer mekanik retansiyon alanları haline gelir (Vargas ve ark 1997, Altıntaş 2008). Asidin 15 sn boyunca uygulanması ile yaklaşık 2–5 µm arasında bir bölge elde edilebilir. Daha uzun süreli asit uygulanması daha derin demineralize bölgeler oluşturacak, bu da sonraki aşamada rezin infiltrasyonuna engel olacaktır. Eğer asit kollajen bölgelere etki etmezse, demineralize bölgelerin altında kalan kollajenler korumasız kalacak ve daha sonra hidrolize uğrayıp bozulacaktır. Kollajen yapılara zarar vermemek için primer dikkatlice kurutulur, böylece organik çözücüler ve su ortamdan uzaklaştırılıp rezin ve primerin direkt teması sağlanır (Sano ve ark 1994, Diaz ve ark 1999, Altıntaş 2008).

Rezin simanlar organik polimer faz (matriks), inorganik faz (doldurucu partikül içeren dağılan faz) ve iki fazı birbirine bağlayan ara faz (bağlayıcı ajan) olmak üzere üç ayrı fazdan oluşurlar (Diaz ve ark 1999, Kramer ve ark 2000).

Organik Polimer Matriks Faz (continuous phase)

Matriks faz, yüksek moleküllü monomerlerin, viskoziteyi kontrol eden düşük moleküllü monomerler ile karışımından meydana gelir. Bunlara ilaveten, kimyasal başlatıcılar (chemical starters) veya ışık-aktivatörler (photo-activators) ve yeterli kullanma zamanı sağlayan inhibitör gibi maddeler bulunur.

Kompozit rezin materyal, yüksek moleküllü monomer yapılarına bağlı olarak; bisfenol glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), ürethan-dimetakrilat rezin (UDMA), Trietilen glikol-dimetakrilat (TEGDMA) olmak üzere üç gruba ayrılır (Anusavice 2003). Matriks faz sıklıkla Bis-GMA'dan oluşur. Son zamanlarda ise, iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmaktadır. Bis-GMA organik matriksli rezinlerin yüzey sertlik değeri UDMA'dan fazladır (Dayangaç 2000, Taşveren 2005, Durkan 2007). Aşırı derecede visköz olan Bis-GMA ve UDMA oligomerlerini dengelemek için matrikse 1974 yılında Foster ve Walker' in geliştirdiği daha düşük visköziteli rezin olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir. Yine 2 hidroksi etil metakrilat (HEMA) da viskoziteyi azaltmak ve dentine bağlanmayı arttırmak amacı ile yapıya eklenmiştir (Anusavice 2000, Dayangaç 2000, Pekperdahçı 2009).

İnorganik Faz (dispersed phase)

İnorganik fazı, polimer matriksin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla matrikse eklenen çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum aluminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, ytterbiyum, cam, baryum aluminyum silikat gibi partiküller oluşturur (Dayangaç 2000, O'Brien 2002). İnorganik faz miktarı ağırlık olarak % 25–75 arasında değişir. Kompozitlerin radyoopasitesini sağlamak için yüksek atom ağırlıklı stronsiyum, baryum, zirkonyum ve ytterbiyum elementleri eklenir (O'Brien 2002). Lityum ve alüminyum silikatlar rezin simanın termal genleşme katsayısını düşürür (Gladwin ve Bagby 2000). Silika tanecikleri karışımın mekanik niteliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Saf silika, kristalin (kobalt, trimidit ve kuartz) ve kristalin olmayan silika cam formlarında bulunur. Kristalın formları serttir ancak kompozit rezinin bitirme ve polisajlama işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit rezinler günümüzde silikanın kristalin olmayan formu kullanılarak üretilir (McCabe 1998, Dayangaç 2000).

Kompozit rezinlerin sınıflandırılması, inorganik doldurucu taneciklerinin büyüklüğüne, bu taneciklerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine, polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizsayon yöntemlerine ya da viskozitelerine bağlı olabilir. Fakat yerleşmiş

tek bir sınıflandırma yoktur (Dayangaç 2000). Kompozit rezin yapıştırma simanlarında doldurucu tipi göz önüne alınarak bir sınıflama yapılırsa; makro dolduruculu, midi dolduruculu (fine particle), mikro dolduruculu (micro fine particle), nano dolduruculu ve hibrit olmak üzere beş ana grup altında toplanır (Dayangaç 2000).

Makro dolduruculu kompozit rezinler, ortalama büyüklüğü 15–35 μm olan doldurucu içerirler. Midi dolduruculu kompozit rezinler, ortalama büyüklüğü 0,5–3,0 μm olan partikül içerirler. Mikrodolduruculu kompozit rezinler ortalama büyüklüğü 0.01– 0,12 μm olan partikül içerirler. Nanodolduruculu kompozit rezinler ise ortalama büyüklüğü 0,005–0,01olan partikül içerirler. Hibrit kompozit rezin, makro dolduruculu, midi (fine particle) dolduruculu ve mikro (micro fine) dolduruculu kompozit rezin karışımından meydana gelir, ortalama partikül büyüklüğü 0.6 μm'dir (Rosenstiel ve ark 1998, O'Brien 2002). Makrodoldurucu kompozit rezinlere göre mikrodolduruculu kompozit rezinlerin partikül yüzey/hacim oranları daha yüksektir ve karıştırıldıkları monomerlerde kıvamı yoğunlaştırıcı ve kuvvetlendirici etki oluştururlar (Rosenstiel ve ark 1998).

Doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı rezinlerin fiziksel özelliklerini belirler. Partikül büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşer, ısısal genleşma katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır, dayanıklılık artar. Rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenir (White ve ark 1992, Gladwin ve Bagby 2000). Ancak simandaki yüksek doldurucu miktarının en önemli dezavantajı, akıcılığı azaltarak film kalınlığını arttırmasıdır (Anusavice 2003).

Ara Faz (silane coupling agent)

Ara faz/ajan, organik ve inorganik fazı birbirine bağlayan, metakriloksi propiltrimetoksi silan olarak adlandırılan, viny-silane türevidir. Modern kompozit rezinlerde silika taneciklerinin yüzeyi silan bağlama ajanları ile önceden kaplanmıştır. Bu çift fonksiyonlu bağlayıcı ajan, rezin matriks ve doldurucu arasında güvenilir bir bağlanma sağlamaktadır. Silan bağlama ajanları, bir yüzeyindeki hidroksil grubu ile, doldurucu partikül yüzeyine kimyasal bağlanır; diğer yüzeyindeki fonksiyonel grup ise polimerizasyon sırasında rezin matriks ile kimyasal bağlanma sağlar. Bu ajanlar rezinin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştirir, rezin-partikül ara yüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Böylece rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (Chang ve ark 1998, Dayangaç 2000).

Kompozit rezin materyalin bütünlüğünü sağlayan silan bağlama ajanı ile oluşturulan tabaka, stresin rezin matriksden dolduruculara iletilmesini sağlar. Matriks ile doldurucu arasındaki kimyasal bağlanma özellikle çiğneme kuvvetine maruz kalan bölgelerde, fonksiyon sonucu oluşan, aşınma ve yorgunluk gibi etkenlerde önemlidir. Bu nedenle matriks ile doldurucu arasındaki kimyasal bağlanmayı güçlendirmek için, kompozit rezin materyalin yapım aşamasında, doldurucu partikül yüzeyleri asit ile pürüzlendirilir ve rezin ile karıştırıldığında güvenilir mikro-mekanik bağlanma oluşur (Summit ve ark 2001, Blatz ve ark 2003, Bottini ve ark 2005, Pekperdahçı 2009).

Kompozit rezin simanlar polimerizasyon yöntemlerine göre üç grupta toplanır:

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar (chemical- cured, self-cured)
- Işık ile polimerize olan kompozit rezin simanlar (light-cured)
- Hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olan kompozit rezin simanlar (dual-cured) (Anusavice 2000).

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar, baz ve katalizör olmak üzere çift pat sisteminde veya toz likit şeklinde üretilmiştir. Pat sisteminin her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içerir. Katalizör olan pat, polimerizasyonu başlatan benzol peroksit, baz olan pat ise polimerizasyonu hızlandıran organik amin içerir. Likit ise amin hızlandırıcı içeren Bis- GMA ve/veya diğer metakrilat monomerlerden oluşur. Polimerizasyon iki kompenentin karıştırılması ile kimyasal olarak başlamaktadır (Rosenstiel ve ark 1998, Dayangaç 2000, O'Brien 2002, Anusavice 2003). Reaksiyonu başlatan tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmektedir. Bunu engellemek için organik faza stabilizatör olarak 2-hidroksi 4-metoksibenzofenon ilave edilmektedir (Dayangaç 2000). Kimyasal sertleşen simanlar, renk stabilitesinin iyi olmamasının ötesinde sınırlı çalışma, uzun sertleşme süresi, çoğunun sadece birkaç renk seçeneğinin olması gibi dezavantajlara sahiptir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların kullanım alanları restorasyonun kalınlığı ile sınırlı değildir. Bu nedenle post sistemlerinin, metal destekli kronların, adeziv köprülerin, ışık penetrasyonuna izin vermeyen yapıya sahip seramik kronların, diş-siman ara yüzeyine yeterli ışık transferini engelleyen koyu renkli kronları yapıştırılması için uygundur (Zaimoğlu ve Can 2004).

Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar, ilk kez 1972 yılında kullanıma sunulan türlerinde polimerizasyon ultraviole ışığı ile başlatılmış, ancak hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşüncesi ile ultraviole ışığından vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca ultraviole ışığın penetrasyon derinliği sınırlı olduğu için rezin polimerizasyonu tam olarak gerçekleşmemektedir (Dayangaç 2000).

Bu kompozitlerde polimerizasyon ortalama 420–450 nm (nanometre) dalga boyundaki görünür mavi ışık uygulaması ile gerçekleşir (Dayangaç 2000). Tam bir polimerizasyon için, yeterli miktarda ışık oldukça önemlidir. Çünkü polimerizasyon ışık uygulandıktan sonra bir süre daha devam eder (Ateş 2002). Işıkla sertleşen rezin simanlar görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5–2 mm olan translusent yapıdaki seramik laminate veneerler ile tam porselen kronların simantasyonunda kullanılır. Işıkla sertleşen rezin simanların en büyük dezavantajı ise, sadece ışıkla sertleşmesidir. Simana ulaşan ışık gücünde herhangi bir değişim simanın bütün fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkilemektedir. Işık ile polimerizasyon, ışık kaynağının türü, ışık yoğunluğu ve ışık kaynağının kompozit rezin materyale uzaklığı gibi birden çok faktöre bağlıdır. (Dayangaç 2000, Pekperdahçı 2009). Işıkla sertleşen rezin simanlarda karıştırma yapılmaması nedeniyle iç pörözite oluşmaz bu nedenle de daha dirençlidirler (Taşveren 2005).

Piyasada tek pat halinde bulunan sistemlerde kamforkinon ışık emici ve alifatik amin ise hızlandırıcı olarak bulunur. Tek tüp içinde olmalarına karşın polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Reaksiyonun başlaması için ışık uygulanması gerekmektedir (Caughman ve ark 2001).

Günümüzde yapıştırma simanı olarak kullanılan mikrodolduruculu ve hibrit kompozitlerin çoğu ışık ile polimerize olmakta ve ürethane dimetakrilat rezin matriks içermektedir. Bu nedenle renk stabiliteleri kimyasal yolla sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanlarına göre daha iyidir (Rosenstiel ve ark 1998, Anusavice 2000, Dayangaç 2000, Pekperdahçı 2009). Çalışma süreleri, kronların yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur. Farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları estetik başarıyı arttırmıştır.

Firmalar tarafından ışıkla polimerize olan rezin simanlardaki bu sınırlamaları ortadan kaldırabilmek için, ışıkla polimerize olan simanlara kimyasal sertleşme de sağlayan katalist ilavesi ile dual olarak polimerize olan simanlar piyasaya sunulmuştur (Zaimoğlu ve Can 2004).

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan bu sistemler iki pat veya toz –likit şeklinde bulunurlar. Dual sertleşen simanın baz kısmında diketon, kamforokinon gibi ışıkla aktive olan polimerizasyon sistemi, katalizör kısmında ise amin/peroksit kimyasal polimerizasyon sistemi mevcuttur (O'Brien 2002, Anusavice 2003, Pekperdahçı 2009).Yavaş ilerleyen amin/peroksit sistem, simanda erken sertleşmeleri engelleyerek restorasyon yerine yerleştirildikten sonra artık simanın uzaklaştırılmasına olanak sağlar. Işıkla veya dual sertleşen kompozit rezin simanlarının polimerizasyonu görünür ışık kaynakları ile gerçekleştirilir (Öztürk ve Uludağ 2002). Işıkla sertleşme işleminden sonra, kimyasal polimerizasyon yavaş bir şekilde devam eder ve maksimum sertleşme 24 saat içinde tamamlanır. Dual sertleşen simanlarda ışığın ulaşamadığı bölgelerini hiçbir zaman kimyasal sertleşen simanlarda ki tam sertliğe ulaşmadığı belitilmektedir. Bu yüzden tüm siman tabakası boyunca sertleşmenin tamamen sağlanabilmesi için kimyasal olarak polimerize olan simanların kullanılması önerilmiştir (Zaimoğlu ve Can 2004). Dual sertleşen simanlarda gerçekleşen polimerizasyon şeklinin en büyük avantajı, kimyasal yolla polimerize olanlara göre hekime yeterli çalışma zamanı sağlar ve ışıkla polimerize olanlara kıyasla ışığın ulaşmadığı derin bölgelerde de polimerize olmaya devam eder. Ancak maksimum sertliğe ulaşmada dual-cure simanlar için kimyasal sertleşme tek başına yetersizdir (Christensen 1997, Zaimoğlu ve Can 2004). Yapılan bazı çalışmalarda, dual-cure rezin simanın kimyasal polimerizasyonun gerçekleşmesi sağlandıktan sonra ki fiziko-mekanik özellikleri ile rezinin ışıkla polimerize edildikten sonra ki fiziko-mekanik özellikleri karşılaştırıldığında ışıkla polimerize edilen dual-cure rezin simanın mekanik özellikleri daha iyi bulunmuştur (Rueggeberg ve Caughman 1993, Peters ve Meiers 1996, Shimurave ark 2005).

Dual olarak polimerize olan rezin simanlar; tam seramik kron ve köprülerin, seramik inley ve onley restorasyonların, ve seramik laminate veneerlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (Anusavice 2003).

Yeni teknikler ve materyallerin gelişmesine rağmen kompozit rezin simanların özellikleri henüz optimum seviyeye ulaşamamıştır. Özellikle polimerizasyon büzülmesinin sonucu meydana gelen mikro sızıntı bu materyalin en büyük dezavantajları arasındadır (Arıkan 2005). Kompozit rezinler polimerizasyonları esnasında uzunluklarında % 0,2–1,9 hacimlerinde % 1–4 oranında azalma gösterirler. Polimerizasyon büzülmesinin minimal olması kenar uyumunun iyi olması anlamına gelmektedir. Bunu sağlamak için, rezin simanın film kalınlığının çok ince olması önerilmektedir (Dayangaç 2000).

1.1.6. Self adeziv rezin simanlar

Self adeziv rezin simanlar doğada temel olan inorganik doldurucularla (ağırlıkça % 72) ve diş yapısındaki hidroksiapatitle reaksiyona giren multifonksiyonel fosforik asit metakrilattan oluşan organik bir yapıya sahiptir. Hazırlık reaksiyonunda açığa çıkan suyun, simanın nötralizasyonunda önemli bir rol oynadığı, pH değerinin 1'den 6'ya yükselmesini sağladığı düşünülür. Simanın hazırlanmasının temelinde fotoaktivasyon veya redox sisteminin başlattığı serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu vardır (Ibarra ve ark 2007, Pekderdahçı 2009).

Kompozit rezin simanların, yüksek adezyon, sertlik ve düşük çözünürlük gibi avantajlarının yanında karmaşık klinik aşamaları, zor maniplasyonları ve post-operatif hassasiyet gibi dezavantajları vardır. Son dönemlerde bazı firmalar karmaşık klinik aşamaları basitleştirmek adına diş yüzeyinde hiçbir ön hazırlığa gereksinim duyulmayan self adeziv bazlı rezin siman sistemleri üretmeye başlamıştır.

Self adeziv rezin simanlar; metal destekli seramik kron-köprülerin, tam seramik kron-köprülerin, laminate veneerlerin ve post sistemlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (Anusavice 2003).

1.2. Diş Çürüğü

Son yıllarda materyallerin fiziksel özelliklerinin gelişmesi ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında başarılı gelişmeler olmasına rağmen halen diş-restorasyon arasında oluşan mikro sızıntının neden olduğu sekonder çürük restorasyonların klinik başarısızlığından sorumlu en önemli faktör olmaktadır (Schwartzman ve ark 1980).

Araştırmacılar restorasyonların yerleştirilmesinden hemen sonra bakterilerin infiltrasyonunu göstermişlerdir. Mikro sızıntının azaltılmasında materyallerin fiziksel özelliklerinin büyük önemi vardır. Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler restoratif materyallerin dentin dokusuna bağlantısını güçlendirmiştir.Ancak yapılan çalışmalarda yeni geliştirilen bu adeziv materyallerinde mikro sızıntıyı tam olarak önleyemediği ve mikro aralıkların oluştuğu gözlenmiştir. Bu nedenle dental simanların antibakteriyel etkiye sahip olması marjinal periodontitis, endodontik komplikasyonlar ve özellikle de sekonder çürük meydana gelmesini engelleyerek restorasyonun ömrünü uzatır, post operatif hassasiyetin

azalmasını sağlar (Palanik ve Setcos 1996). Buna rağmen dental simanların antibakteriyel aktivitesini değerlendiren yapılmış sınırlı sayıda çalışma mevcuttur.

Çürük, dişin sert dokularının (mine, dentin ve sement) deminerilazasyonu ve madde kaybı ile karakterize bir olaydır. Başlıca faktör, plaktaki bakteriler ve onların metabolik artıklarıdır (Öztürk ve Erganiş 2003). Günümüzde bakteriyel hastalıkların tedavilerinde antibiyotik kullanılmaktadır. Fakat diş çürüğüne sebep olan bakteriler antibiyotiklere karşı 'biofilm' olarak adlandırılan bir tabaka oluşturarak kendilerini antibiyotiklerin etkisinden korurlar（Marsh ve Bradshaw 1995）.

1.2.1. Dental Plak (Dental Biofilm)

Dental plak, bir yüzeye yapışarak, belirli bir yapısal bütünlük içerisinde toplu halde yaşayan ve birbirleriyle yardımlaşarak varlıklarının devamı için gerekli işlevlerin yerine getirilmesini sağlayan bakterilerin oluşturduğu karmaşık bir organizasyondur. Kompleks ve dinamik mikrobiyal ekosistem olarak ta tanımlanan dental plak diş çürüklerinin ve periodontal hastalıkların gelişiminde önemli rol oynamaktadır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda bakteriyel tutunma mekanizmaları, bakteriyel içeriği gibi konular incelenmiştir (Bowden ve Li 1997).

Dental Plağın Yapısı

Plağın yapısının % 60-70'ini bakteriler, geri kalanı ise tükürük polimerleri, ölü hücreler, besin artıkları ve bakteriyel ekstrasellüler ürünler oluşturmaktadır (Koray 1981).

Bakteriyel Tutunma Mekanizmaları

Günümüzde sert ya da yumuşak yüzeylere bakteriyel tutunma mekanizmasını açıklamak için 4 ana aşamadan söz edilmektedir (Pratt ve Kolter 1998, Aydın 2004:

A- Mikroorganizmanın yüzeye taşınması: Mikroorganizmaların yüzeye taşınması difüzyon veya kemotaksis gibi aktif hareket ile gerçekleşir.

B- İlk adezyon: Mikroorganizma ile yüzey arasındaki mesafe 50 nm'den az ise adezyon Van der Walls kuvvetleri yardımıyla gerçekleşir. Eğer oral boşlukta olduğu gibi mikroorganizma ve yüzey benzer kuvvetlere sahipse eletrostatik itim kuvvetleri oluşur. Bu iki

kuvvetin bileşimi sonunda ya çekme ya da itme kuvvetleri hakim olur. Yani adezyon olur veya olmaz.

C- Bağlanma:Bağlanmada asıl etkili faktör mikroorganizma hücre duvarından salınan proteinlerdir ve bunlar dış yüzeye bağlanma olayında asıl görev üstlenirler. Örneğin *Candida albicans* için mannoproteinlerdir. Bu durum farklı türdeki mikroorganizmalar için faklı protein ve enzimler ile gerçekleşir.

D- Kolonizasyon: Bu aşamada mikroorganizmalar gelişerek dental plağı oluştururlar. Her mikroorganizma biofilm olusturmayabilir. Bazıları ise özel koşullar altında biofilm olusturabilir. Örneğin *Pseudomonas aeruginosa* ve *Pseudomonas fluorecense* hemen hemen her koşulda biofilm oluşturma özelliğine sahip iken, *Streptococcus mutans* ve *Streptococcus sanguis*'in biofilm oluşturması için ortamda 250 mM'dan fazla glukoz bulunması gerekmektedir. *S.salivarius* ve *Actinomyces*'ler biofilm olusturmak için en az 500 mM galaktoza gereksinim duyarlar. *Candida'lar* blastospor fazındayken sthatherin ile biofilm başlatırlar (Pratt ve Kolter 1998, Aydın 2004).

Dental Plağın Oluşumunu Etkileyen Faktörler:

Dental plak oluşumu, bakteri, çevre koşulları ve yüzey özelliklerine bağlı olarak gelişen karmaşık bir süreçtir (Koray 1981).

Materyallerin kimyasal içeriği, yüzeyin pürüzlülüğü ve hidrofobik özelliği gibi yüzey özellikleri dental plak oluşumunda önemli rol almaktadırlar (Redford ve ark 1999).

Materyallerin Kimyasal İçerikleri:

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin antibakteriyel özelliğe sahip olması bakteri formasyonunda oldukça önemlidir. Flor iyonları antibakteriyel etkiyi, bakterilerin karbonhidrat metabolizmasının glikolitik evresinde 2-p-gliseratı p-enolpürüvata dönüştüren metalloenzim olan enolazı inaktive ederek gösterdiği bildirilmiştir (Yap ve ark 1999). Amalgam, altın ve bileşikleri gibi materyallerin salgıladıkları fluoridin dental plakta bulunan bakterilerin üremesini ve canlılığını engellediği belirtilmektedir (Auschill ve ark 2002). Ancak kompozitlerden salınan flor miktarı bakteri inhibisyonunda etkili olamayacak kadar az miktardadır (Karanika-Kouma 2001, Gür ve ark 2002, Imazato 2003,).

Kawai (1998), kompozitleri araştırdıkları bir çalışmada metil metakrilatın *S. mutans'a* karşı az miktarda antibakteriyel özellik gösterirken, Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA'nın antibakteriyel özellik göstermediğini bildirmişlerdir.

Mickel ve Wright (1999), çinko oksiti antiseptik ajan olarak tanımlamışlardır. Roselli ve ark (2003), çinko oksitin bakteri adezyonunu engelleyerek ve sitokin ekspresyonunu modüle ederek *Escherichia Coli*' ye karşı antibakyeriyel etki gösterdiğini bildirmişlerdir.

Farklı çalışmalarda (Estrela ve ark 2001 ve Siqueira ve ark 2003) kalsiyum hidroksitin yüksek pH'sı sayesinde bakteri enzimlerini engellediğini, antibakteriyel özellik gösterdiğini ve serbest hidroksil iyonlarının bakteriyel hücre membranını parçayabileceği bildirilmiştir.

Hotta ve ark (1998), Ag-Zn-Zeolit geçici dolgu materyali içerisine farklı miktarlarda ekleyerek *S. mutans, S.mitis, S. salivarius* ve *S. sanguis* bakterileri üzerine antibakteriyel etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Nikawa ve ark (1997) gümüş zeolit içeren beş farklı doku düzenleyicisinin *C.albicans* üzerinde antimikrobiyal özellik gösterdiğini belirtmişlerdir.

Kawahara ve ark (2000), gümüş zeolitin *S. mutans, S. sanguis, S. aureus*, *A. viscous* bakterileri üzerinde antibakteriyel etkisinin olduğunu ve gümüş zeolitin dental materyallerin antibakteriyel etkinliğini arttırmada kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Millers ve ark (1994) ve Marquis (1995), sodyum florit verniğini geçici simanlara ilave ederek geçici simanın antibakteriyel etkisinin arttığını bildirmişledir.

Vierrou ve ark (1986), kalay floritin *S. mutans* formasyonunu engellediğini ve tükürükteki CFU (colony forming unit) değerini çok az etkilediğini belirtmişledir. Ancak, fluoridlere alternatif olarak kullanılan klorheksidin ve klorheksidin glukonat gibi dezenfektan ajanların adeziv matereyallerin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkiledikleri gözlenmiştir (Charbeneau 1988, Imazato 2003).

Materyallerin Yüzey Özellikleri ve Hidrofobisitesi

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğü dental plak oluşumunu etkileyen önemli faktörlerden biridir. Yüzey pürüzlülüğü, yüzey alanını arttırdığı için

mikroorganizmalara ilk adezyon evresinde daha geniş bağlanma alanı sağlarken üçüncü evre olan bağlanma evresinde mikroorganizmalar için korunaklı bir ortam oluşturur (Redford ve ark 1999).

Polimerik malzeme yüzeylerinde oluşan düzensizliklerin, bakterilerin yüzeye yapışması ve biofilm yapısının yüzeyde çöküntü oluşturması aşamalarında olumlu etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Çok düz yüzeylerin bakteri tutunması için uygun koşullar oluşturmadığı ve yapışma işlemine izin vermediği gözlenmiştir (An ve Friedmann 1997).

Hidrofobik moleküller bulundukları çevre koşullarında başka bir hidrofobik yüzey özelliğine sahip molekül ile bir arada olma eğilimi içindedirler. Hidrofobik materyallerin yüzeylerinde hidrofobik yüzey özelliğine sahip olan ağız içindeki bakteriler dental plak oluşumunu hızlandırmaktadır (Shahal ve ark 1998, Carlen ve ark. 2001).

Dental Plağın Mikrobiyolojisi

Olgun bakteri plağının 1 mg'da 10^8 den fazla mikrorganizma bulunmaktadır. Mikroorganizma sayısı ilk 24 saat içinde çoğalır, sonraki günler total sayıda pek değişiklik olmaz, ancak mikroorganizmaların türleri ve bunların birbirine oranlarında değişiklikler olur (Koray 1981).

Olgun bir bakteri plağında streptokoklar, leptotrichialar, aktinomycesler, fusobakteriler, gram(pozitif) antihemolotik diplokoklar, neisserialar, küçük gram(negatif) çubuklar, mikrokoklar, gram(negatif) anaerob koklar, laktobasiller, candidalar ve daha başka mikroorganizmalar bulunmaktadır (Koray 1981).

Çürüğün mikrobiyolojisi:

Çürüklü ağızlarda en sık rastlanılan mikroorganizmalar streptokoklar ve laktobasillerdir. Ancak candidalar ve veillonella gibi diğer mikroorganizmalar da (daha az olmakla beraber) gözlenmektedir (Koray 1981).

Diş yüzeyinde pH'ın daha asidik olması sonucu dişteki minerallerin mobilize olmasına bağlı olarak beyaz benekler görülür. Bu safhada bakteriyolojik örnek alındığında *S. mutans'ın* sayısında diğer bakterilere göre oldukça önemli artış olduğu gözlenir. Lezyonlar ilerledikçe klinik çürük görülmeye başlandığında *S. mutans* azalmaya diğer bakteriler artmaya başlar (Öztürk ve Erganiş 2003).

Streptokoklar

Streptokoklar yenidoğanların ağız boşluğu içinde ilk kolonize olan bakterilerdir ve ağız boşluğu içinde asıl popülasyonu oluştururlar. Ağız kavitesi içinde ve üst solunum yolunda yaygın olarak barınan ağız streptokokları, streptokok türünün normal insan florasını oluşturan ve bazende vücudun diğer bölgelerinden izole edilebilen bir türüdür. Özellikle immün yetmezliği olan bireylerde ağız içindeki veya diğer bölgelerde bulunan streptokoklar fırsatçı yangı yapabilme riskine sahiptirler.

Ağız streptokokları, 0,5- 2,0 μm'lik çapla yuvarlak, ya da ovoid hücrelerdir. Gram pozitif boyanırlar (Marsh ve Martin 1992, Cengiz 2004). Streptokoklar, zincir yapma özelliğine sahiptirler. Sıvı besi yerinde üretilen streptokoklar, katı besi yerinde üretilen streptokoklara göre daha uzun zincirler yaparlar (Bilgehan 2000).

Ağız Streptokokları 4 alt gruba ayrılır

1. Anginosus: *S. anginosus, S. constellatus, S. intermedius*

2. Mitis: *S. mitis, S. oralis, S. sanguis, S. gordonii, S. parasanguis, S. preumoniae*

3. Mutans: *S. mutans, S. Sobrinus,, S. cricetus, S. rattus, S. downeii, S. macacae*

4. Salivarius: *S. salivarius, S. vestibularis, S. Thermophilus* (Bilgehan 2000).

Sınıflandırma kemotaksonomik ve genotipik verilere dayanılarak yapılmaktadır. Biyokimyasal test yöntemlerine dayanan farklı sınıflandırmalarda vardır. Tüm ağız streptokoklarının ortak özellikleri besinle alınan karbonhidratları fermente edebilme ve asit (laktat) üretebilme yeteneğinde olmalarıdır. Streptokokların mutans grubunda, asit çok çeşitli karbonhidratlardan üretilebilmektedir (Marsh ve Martin 1992, Tanner 2003, Ateşoğlu 2007).

Mutans Streptokoku

Dental plakta bulunan, mannitol, sorbitol gibi karbonhidratları fermente eden, sakkarrozdan ekstrasellüler polisakkarid üreten *S. mutans* diş çürüğünden sorumlu temel patojendir. *S. mutans* oluşturduğu dekstran sayesinde dental plağa yerleşir (Bilgehan 2000). *S.*

mutans'ın virulans özellikleri asidojenitesi, dental pelikıla yapışma ve birikme yeteneklerini içeren birçok faktöre bağlıdır (Burne 1998).

S. mutans asidojenik ve asitüriktik özellikleri sayesinde asidik ortamı (pH≤ 5,5) iyi tolere eder. Ayrıca hücresel döküntü üretmeyen dişler ve restoratif materyaller gibi yüzeylere koloni oluşturmaları için bağlanmaya ihtiyaç duyarlar (Berkowitz 2006). Bu nedenle *S. mutans'a* doğumu takiben süt dişlerinin çıkmasına kadar geçen süre içerisinde bebeklerin ağız florasında rastlanmamaktadır, ancak süt dişlerinin ağız içerisinde görülmesini takiben ağız florasından izole edilebilmektedir. Yine ileri yaşlarda dişsiz ağızlarda ağız florasında *S. mutans'a* rastlanmazken, aynı bireylere tam protez yapılmasını takiben bu bakteri, tekrar ağız florasından izole edilebilmektedir (Günyaktı ve ark 1990).

S. mutans'ı, ağızda flouridler, bisguaninler ve surfaktanların inhibe ettiği belirtilmiştir. Ayrıca *S. mutans* penisiline, ampisiline, eritromisine, sefalosine, metisiline ve diğer antibiyotik ajanlara karşı duyarlıdır (Sneath ve ark 1986).

Salivarius Streptokoku

S. salivarius, izole edilen tüm fakültatif streptokokların % 21'ni, tükürükteki fakültatif streptokokların % 47'sini ve yanaktaki fakültatif streptokokların % 10'nu oluşturduğu bilinmektedir.

S. salivarius in vitro olarak, çürüğe yol açabileceği ve bu bakterinin bulunuş sıklığı ile diş çürüğü arasında ilişki olduğu kanıtlanmıştır. *S. salivarius* ile çürük etkinliği arasında parelellik oluşu, dental plakta asidojen mikroorganizmalar lehine olan ağız koşullarının, dilde ve yumuşak dokularında *S. salivarius* gibi asidojen mikroorganizmaların da sayısını arttırmasıdır (Bilgehan 2000).

Candidalar

Candidalar, sağlıklı insanlarda ağız boşluğu, gastrointestinal sistem, anüs, vajinal kanal ve vulvuda bulunurlar. Doğum sırasında veya doğumdan kısa süre sonra yenidoğana bulaşarak söz konusu flora içinde yerlerini alırlar.

Klinik örneklerde candida türleri 3-6 µm büyüklüğünde oval veya yuvarlağımsı, tomurcuklanan hücreler olarak görünürler (Kılıçturgay 2004). Candidalar tek hücrelidir ve basit tomurcuklanmayla oluşan blastospor ile ürerler (Anğ 1990, Bilgehan 2000). Ayrıca yalancı hif de oluştururlar. Yalancı hif, arka arkaya tomurcuklanan blastosporların birbirinden ayrılmayıp uzayarak ve aralarında boğumlar oluşturarak yaptıkları hücreler zinciridir. Candida türleri arasında *C. albicans* blastospor ve yalancı hif yanında gerçek hiflerde oluşturarak dimorfik özellik gösterir (Tübay 1999).

Fırsatçı patojen mikroorganizmalar arasında candida türleri, candida türleri arasında da *C.albicans* en sık enfeksiyon nedeni olandır. Maya benzeri morfolojide olan bu mantarlar boğaz, üst solunum yolları, gastrointestinal kanal ve vajenin normal florasının üyesidir. Herhangi bir nedenle bulundukları bölgedeki miktarı artarsa veya florasız bölgelere ulaşırsa hastalık oluşturabilirler (Kılıçturgay 2004).

Candidaların hastalık oluşturmasında patojenitelerinin önemi büyüktür. Patogenezle ilişkili olduğu düşünülen mekanizmalar; çeşitli çevresel koşullara uyum sağlayabilme, farklı yüzeylere yapışabilme, hidrolitik enzimler üretebilme, morfolojik değişim, biyofilm oluşturma ve konak savunmasını aşma ve immün sisteme uyumdur (Marsh ve Martin1992).

Candida hücreleri özel (ligand-reseptör interaksiyonlar) ve özel olmayan (elekrostatik şarj, Van der Walls kuvvetleri) mekanizmalar ile dentin dahil olmak üzere çeşitli doku tiplerine bağlanabilirler. Dentine olan invazyon afinitesinden dolayı *C. albicans*, dentinofilik bir mikroorganizma olarak tanımlanmaktadır. *C. albicans'ın* dentin çürüğü lezyonunda sıklıkla görüldüğü yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Nikawa ve ark 1998, Ateşoğlu 2007).

1.3. Tükürük

Tükürüğün ağız içi mukozayı yıkaması ve emme/yutkunma ile ortamdaki bakterileri mideye göndermesi (midede de hidoklrorik asitten geçirilerek öldürülmeye çalışılması) başlı başına önemli bir koruyucu mekanizmadır. Normal insanlarda tükürük kanallarından ağız boşluğuna doğru sürekli akışı, beze ve kanala mikroorganizma girmesini önleme bakımından da gereklidir. Tükürüğün % 40'ı parotis bezinde, % 40'ı submandibular bezlerde, %10'ı sublingual bezlerde, % 10'u minör tükürük bezlerinde (Ağız mukozası içinde yüzlercedir.

Özellikle labial ve bukkal mukozada bulunurlar) yapılır ve ağız ortamına salınır (Öztürk ve Erganiş 2003).

Günlük tükürük miktarı yaklaşık 750–1000 ml'dir. Salgılanan tükürük miktarı uyku sırasında azalmakla birlikte mekaniksel veya kimyasal stimulasyonlarla bu miktar artar. Tükürük pH'ı gün içinde 6,1–7,4 civarındadır (Koray 1981, Ataoğlu ve Gürsel 2003).

1.3.1. Tükürüğün Bileşimi

Tükürüğün içinde bulunan maddelerin oranı çeşitli faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterir. Kısaca özetlenirse tükürüğün içinde şu maddeler vardır;

Su yaklaşık olarak % 90-% 99,5' ini oluşturur.

Müsin (tükürük glikoprotenin)

Çeşitli proteinler

Çeşitli mineraller

Deskuame epitelyum hücreleri

Lökosit ve lenfositler

Mikroorganizmalar

İnorganik maddeler (Cl, Na, Ca, K, Mg, H_2PO_3, H_2SO_4) (Koray 1981).

Tükürükte fosfat ve karbonat iyonları bulunmaktadır. Fosfat iyonları ile bikarbonat iyonları özellikle asit ortamın tamponlanmasında ve remineralizasyon olayında önemli rol oynar.

Tükürükte rodan kalium ve rodan natrium da bulunmaktadır. Bunların mikroorganizmalar üzerinde öldürücü etkileri olduğu ileri sürülmektedir (Anğ 1990).

Organik maddeler ise müsin ve glikoproteinlerden başka albümin, üre ve amonyaktır. Bunlardan müsinin ağız mikroorganizmaları için iyi bir besin kaynağı olduğu ileri sürülmektedir. Son yıllarda tükürükte ki müsinlerin bakterileri kaplayarak fagositozdan koruduğu anlaşılmıştır (Koray 1981).

Tükürük içinde bazı enzimler; parotis bezinden gelen veya hücre artıklarından ve bakterilerden açığa çıkan hidrolaz ve desmolaz ile tükürük ve lökosit kökenli lizozimdir.

Lizozim enzimi tükürüğe, aerob ve fakültatif anaerob gram (pozitif) bakteriler üzerinde bakteriolitik özellik kazandırmaktadır. Ancak diş sağlığını olumsuz yönde etkileyen birçok bakteriye (*Porphyromonas gingivalis, Lactobasiller, S. salivarius, S. mitis, Peptosterptokolar, Veillonella'lar* vs) karşı bu etkisini gösterememektedir (Koray 1981).

1.4. Bakteri Sayım Yöntemleri

1.4.1. Doğrudan Bakteri Sayım Yöntemleri

Sayma kamerası ile bakteri sayımı, kan alyuvar karşılaştırmalı bakteri sayımı, elektronik sayıcı ile bakteri sayımı ve radyoaktif işaretleme ile bakteri sayımı doğrudan bakteri sayım yöntemlerindendir.

Radyoaktif işaretleme, bakteri hücrelerinin radiotracers ile önceden işaretlenmesini içerir. Hassas ve oldukça güvenilir olması ve çok sayıda örneğin kısa sürede sonuçlandırılması avantajlarının yanı sıra, özel laboratuar şartları gerektirmesi ve radyoaktif maddelerle uğraşmanın araştırmacılar için risk oluşturması gibi dezavantajları, bu yöntemin kullanımını sınırlamaktadır (Karahanlı 2002, İnan 2007).

1.4.2. Dolaylı Bakteri Sayım Yöntemleri

Total hacim tayini ile bakteri sayımı, Mc Farland tüpleri ile karşılaştırma ile bakteri sayımı, kuru ağırlık tayini ile bakteri sayımı, kimyasal veya biyokimyasal metotlar ile bakteri sayımı ve spektrofotometre ile bakteri sayımı dolaylı bakteri sayım yöntemleridir.

Spektrofotometri: Besi yerlerindeki bakterilerin üremesine bağlı olarak besiyerlerinin bulanıklığı artar ve bu bulanıklığın tayininde spektrofotometri kullanılır. Spektrofotometri, optik densite ve koloni sayımı nicel bir ölçüm yöntemidir (Karahanlı 2002, İnan 2007).

1.4.3. Koloni Sayım Temeline Dayalı Bakteri Sayma Yöntemleri

Bu yöntem bakterilerin sayımı için en temel metotlardan biridir. Sayımı gerçekleştirebilmek için dökme plak veya yüzeye yayma yönteminden yararlanılmaktadır (Karahanlı 2002, İnan 2007).

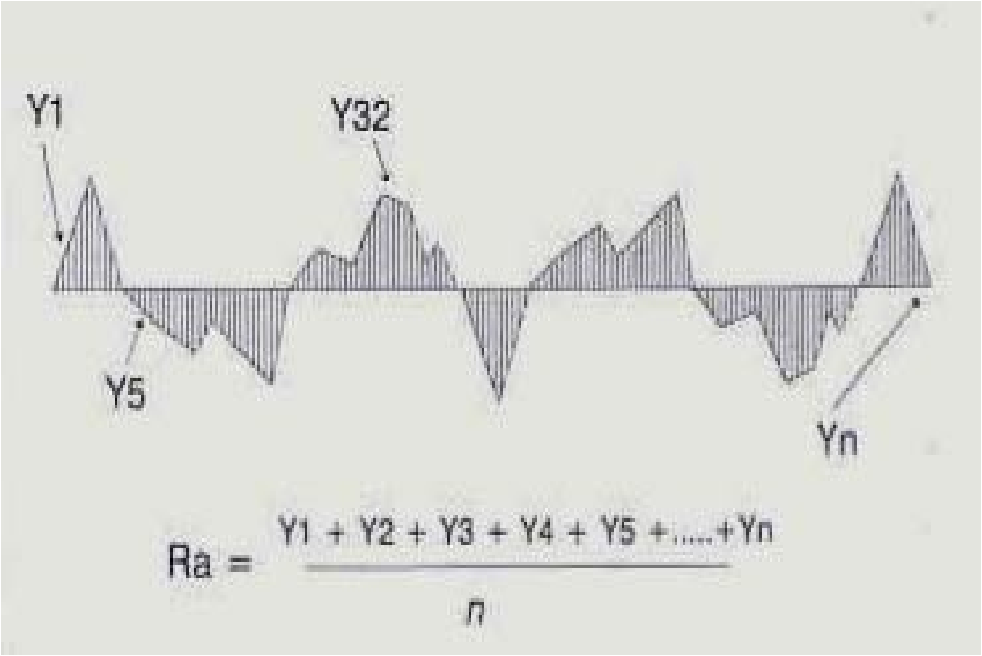
Dökme plak yönteminde ölçülü bir hacimde (1 ml) örnek, uygun erimiş besi yeri (10 ml) ile steril petri kabına karıştırılır, 37ºC de 1 gece inkübe ettikten sonra koloniler sayılır ve gerektiğinde orijinal solüsyondaki bakteri yoğunluğu saptanır (Karahanlı 2002, İnan 2007).

Yüzeye yayma yönteminde ise bakteri içeren örnek, bir seri seyreltmelere tabi tutulur ve en yüksek seyreltmeden başlanarak her seyreltiden bir miktar almak suretiyle agar plakların yüzeyine pipetle konur. Agar plaklar 37ºC de 1 gece inkübe edilerek koloniler sayılır. Oluşan her koloninin bir canlı üniteden oluştuğu düşünülür (Karahanlı 2002, İnan 2007).

1.5. Yüzey Pürüzlülüğü

Materyal özelliklerine veya materyalin elde edilme yöntemine bağlı olarak meydana gelen yüzeydeki çok ince düzensizlikler yüzey pürüzlülüğü olarak tanımlanır (Paravina ve Powers 2004).

Belirli bir ölçüm uzunluğundaki ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra), merkez çizgisinden ölçüm uzunluğuna kadar olan mesafede ölçülen yükseklik değişimlerinin (Yn) mutlak değerlerinin ortalamasıdır. Rmax, belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi; Rz ise, bu mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğini ortalamasını ifade etmektedir. Yüzey pürüzlülüğü için çoğunlukla aritmetik ortalama pürüzlülük (Ra) değeri kullanılır (Şekil 1.1) (İnan 2007).



Şekil 1.1. Ra parametresi diagramı (İnan 2007)

Ra'nın 0,2 μm'den düşük olduğu yüzey, bakteri birikiminin az olduğu, parlak görünüme sahip bir yüzeydir (Craig ve ark 2004).

Yardımcılı veya yardımcısız yapılan görsel değerlendirmeler, taramalı elektron mikroskobu incelemeleri, yüzeye temas etmeyen laser tarayıcılar, üç boyutlu ölçüm yapabilmek için özel üretilmiş mikroskoplar ve profilometre kullanımı yüzey pürüzlülüğünün ölçümü amacıyla en sık kullanılan yöntemlerdir (Jefferies 1998).

1.6. Mikroskoplar

Mikroskop çok küçük cisimlerin büyütülmüş görüntüsünü elde etmekte kullanılan aygıttır. Mikroskobun oluşturduğu görüntüye doğrudan ya da bir ekran aracılığıyla bakılabilir ya da bu görüntünün fotoğrafı çekilebilir. Bileşik mikroskoplarla bakteri boyutlarındaki cisimler incelenebilir, öte yandan elektron mikroskobuyla küçük virüslerin ve büyük moleküllerin görülmesi olanaklıdır.

1.6.1. Mikroskop Çeşitleri

Bileşik ışık mikroskoplar: aydınlık alan mikroskobu, karanlık alan mikroskubu, faz kontrast mikroskobu, DIC mikroskobu, polarizasyon mikroskobu, floresan mikroskobu, konfokal mikroskobu birleşik ışık mikroskop çeşitleridir.

Elektron mikroskopları: taramalı elekteron mikroskobu, transmisyon elektron mikroskobu, saha emisyon elektron mikroskobu, yansımalı elektron mikroskobu, elektron emisyon mikroskobu elektron mikroskop çeşitleridir.

İyon mikroskopları: taramalı iyon mikroskobu, alan iyon mikroskobu, geçirgen iyon mikroskobu iyon mikroskobu çeşitleridir.

Diğer mikroskoplar: taramalı tünel mikroskobu, atomik kuvvet mikroskobu, X-ışınları mikroskobu, akustik mikroskop, metal mikroskobu mikroskopların diğer çeşitleri arasında sayılmaktadır (Can 1999).

Taramalı Elektron Mikroskobu

Taramalı Elektron Mikroskobunda (SEM) görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması, bu elektron demeti ile örnek yüzeyinin taratılması sırasında elektron ve örnek atomları arasında oluşan çeşitli girişimler sonucunda meydana gelen etkilerin uygun algılayıcılarda toplanması ve sinyal güçlendiricilerinden geçirildikten

sonra bir katot ışınları tüpünün ekranına aktarılmasıyla elde edilir. Modern sistemlerde bu algılayıcılardan gelen sinyaller dijital sinyallere çevrilip bilgisayar monitörüne verilmektedir. Gerek çözünürlük (resolution) ve net alan derinliği (depth of focus) gerekse görüntü ve analizi birleştirebilme özelliği, taramalı elektron mikroskobunun kullanım alanını genişletmektedir. Örneğin 1000X büyütmede optik mikroskobun net alan derinliği yalnızca 0,1 μm iken taramalı elektron mikroskobunun net alan derinliği 30 μm'dir (Kanemura ve ark 1999).

Floresan Mikroskobu

Bazı maddeler kısa dalga boyundaki ışığı absorbe ederek uzun dalga boyunda ışık olarak yansıtırlar. Floresan mikroskoplarda bu özellikten yararlanılarak görüntü elde edilir. Genellikle ultraviyole (360 nm) ya da mavi ışık (400nm) kullanılır. Civa buharlı lambalar, ksenon gaz lambaları kullanılır. Floresan mikroskoplarda, arzu edilen dalga boyundaki yansımanın görüntülenebilmesi için, bazı filtreler kullanılır. Işık kaynağının önünde objeye ulaşacak dalga boyunu seçen bir filtre, objektiften sonra kısa dalga boyunun göze ulaşmasını önleyen bir filtre yerleştirilmiştir (Staszyk ve Gasse 2004).

Canlı boyama denemelerinde acridin orange, coriphophin, rhodamin B, primulin ve fluoressein-diacetat gibi fluoresans boyaları kullanılmakta olup bunlar canlı hüzrelere zarara vermeyecek kadar düşük konsantarsyonlarda (< % 0,005) kullanılmalıdır. Acridin orange boyası, ölü hücrelerde canlılardan daha fazla depolandığı için ölü ve canlı hücrelerin ayrımında kullanılabilir. *Acridin orange* katyonları düşük konsantarsyonlarda yeşil, yüksek konsantrasyonlarda açık kırmızı floresans verir (Staszyk ve Gasse 2004).

Çürük ve periodontal hastalığın asıl nedeni, diş ile restoratif materyal üzerine yapışan, polisakkarit, matriks, ağız bakterileri ve onların metabolik ürünlerinden oluşan diş biofilm tabakasıdır. Aynı zamanda restoratif materyal ile diş dokusu arasındaki mikro boşluklardan sızan bakterilerin sekonder çürük oluşumuna ve devamında pulpaya zarar verdiği bilinmektedir. Başarılı bir tedavi ve ağız sağlığı için restoratif materyal altında kalan diş dokusunu invaziv bakterilerin zararlı etkilerinden korumak için diş restoratif materyallerinde antimikrobiyal etki olması beklenen önemli bir özelliktir (Sevimay ve ark 2008).

Bu çalışmanın amacı; restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan çeşitli içeriklerdeki simanların yüzey pürüzlülüklerinin incelenmesi, çürüğün başlaması ve ilerlemesinden rolü

olduğu düşünülen farklı mikroorganizma türleri üzerine olan antimikrobiyal etkilerinin *in vitro* olarak direk kontak test yöntemi ve koloni sayım yöntemi kullanılarak araştırılmasıdır.

2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuarı ve Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Mikrobiyoloji Laboratuarında yapılmıştır.

Çalışmada farklı fosfat simanlardan (Tablo 1), rezin simanlardan (Tablo 2), polikarboksilat simanlardan (Tablo 3) ve cam iyonomer simanlardan (Tablo 4) oluşan toplam 22 farklı firmaya ait siman değerlendirilmiştir.

Tablo 1. Fosfat simanların üretici firmaları ve içerikleri

Materyal	**Üretici firma**	**Komponent**	**Lot no**
Adhesor Çinko Fosfat	Spofa Dental	**Toz:** Çinko oksit, magnezyum oksit, alüminyum trihidroksit **Likit:** Fosforik asit alüminyum ortofosfat	N11843121
Drala Çinko Fosfat	Detax	**Toz:** Çinko oksit, magnezyum oksit, doldurucular **Likit:** Fosforik asit solusyonu, metal oksit	1997185
Çinko Fosfat	Hoffmann's	**Toz:** Çinko oksit, magnezyum oksit **Likit:** Orto fosforik asit	1403D02
Bakır İlaveli Çinko Fosfat	Hoffmann's	**Toz:** Çinko oksit, magnezyum oksit, bakır iodanid **Likit:** Orto fosforik asit	1803D01 1816D01

Tablo 2. Rezin simanların üretici firmaları ve içerikleri

Materyal	Üretici firma	Komponent	Lot no
C&B Super Bond	Sun Medical	**Katalizör:** TBB, Hidrokarbon **Monomer:** MMA, 4-Meta **Polimer**: PMMA, Renklendirici	LT1 LT0 SR12
Clearfill SA	Kuraray Medical	**Paste A:** Bis-GMA, TEGDMA, MDP, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, Baryum cam doldurucular, Koloidal silaka, Kamforkinon, Benzoil peroksit **Paste B:** Bis-GMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat, Hidrofobik alifatik dimetakrilat, **Doldurucular:** Baryum cam Kolloidal silika, Sodyum florid, Pigmentler	15AAA
Multilink Automix	Ivoclar Vivadent	**Monomer Matriks:** Dimetakrilat, Hema, **Doldurucular:** Baryum cam, ytterbiyum triflorid	L13015
Speed CEM	Ivoclar Vivadent	**Monomer Matriks:** Dimetakrilat, asidik monomerler **Doldurucular:** Baryum cam, ytterbiyum triflorid, ko-polimer, pigmentler, katalist ve stabilizatör	M50506
BisCem	Bisco	Bis(hidroksietil metakrilat) fosfat, tetraetilen glikol dimetakrilat baryum cam	0900000523
RelyX U 100	3M Espe	Bifonksiyonel(meta)akrilat	376259
Maxcem Elite	Kerr	Metakrilat ester monomerleri, ytterbium florid, aktivatör, stabilizatör ve pigmentler	3353536
G-Cem Automix	GC	Flor alümino silikat cam, urethan dimetakrilat, dimetakrilat, silicon dioksit, aktivatör	0903171

Tablo 3. Polikarboksilat simanların üretici firmaları ve içerikleri

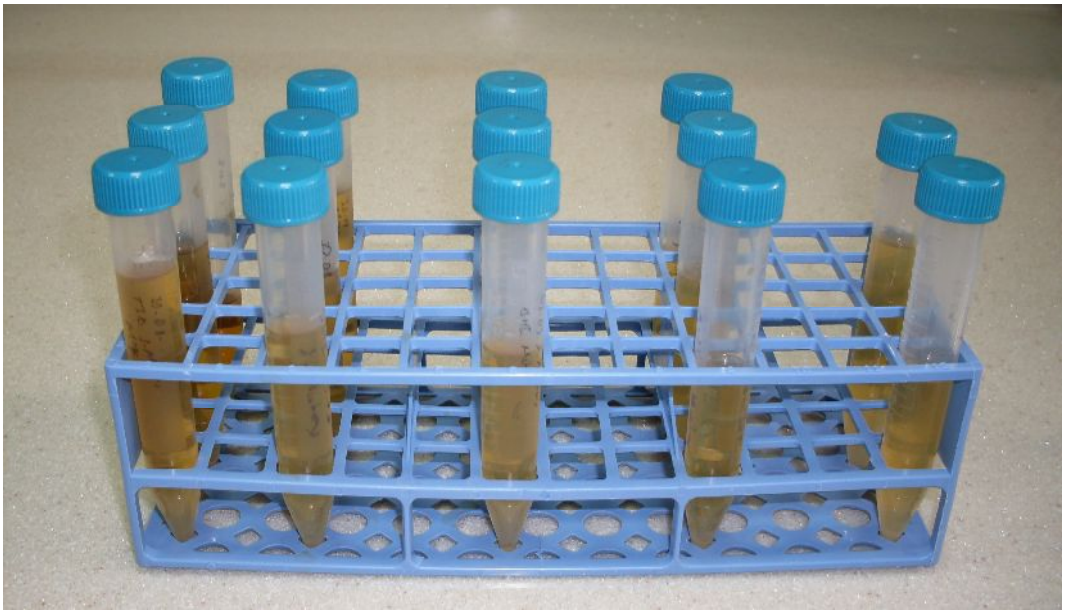
Materyal	Üretici firma	Komponent	Lot no
Carbofine	Spofa Dental	**Toz:** Çinko oksit, magnezyum oksit,doldurucular **Likit:** Poliakrilik asit	1989433
Durelon	3M Espe	**Toz:** Çinko oksit, kalay oksit,	337177

		stanöz florur	
Drala Polikarboksilat	Detax	**Likit:** Poliakrilik asit **Toz:** Çinko oksit, magnezyum oksit, doldurucular **Likit:** Akrilik resin solusyonu	080502
Poly-F	Dentsply	**Toz:** Çinko oksit, magnezyum oksit, poliakrilik asit	0805001718
Hoffman's Polikarboksilat	Hoffman's	**Toz:** Çinko oksit, magnezyum oksit **Likit:** Poliakrilik asit	1603D02

Tablo 4. Camiyonomer simanların üretici firmaları ve içerikleri

Materyal	**Üretici firma**	**Komponent**	**Lot no**
Cavex Cam İyonomer Siman	Cavex	**Toz:** Kalsiyum, flor sodyum,alüminyum, silikat **Likit:** Poliakrilik asit	0817299
Ketac Cem	3M Espe	**Toz:** Cam doldurucular, Kalsiyum, sodyum, alüminyum, florosilikat lantan, kurutulmuş akrilat, maleik asit	28148
Aqua Cem	Dentsply	**Toz:** Kalsiyum, sodyum, flor, fosfor, alüminyum silikat **Likit:** Poliakrilik asit, tartarik asit	0706000554
Kavitan Cem	Spofa	**Toz:** Flor silika cam **Likit:** İtakonik asit	1931003-1
GC Fuji I	GC	**Toz:** Alümino silika cam **Likit:** Poliakrilik asit	0912191

Çalışmada kullanılan test mikroorganizmaları *S. mutans, S. salivarius* ve *C. albicans* suşları Selçuk Üniversitesi Veteriner Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Kültür Kolleksiyonundan temin edilmiştir. Mikroorganizmalar yayma yöntemi kullanılarak kanlı agara* ekildi. Ekimi yapılan bakterilerin 37°C de 24 saat süreyle inkübe edilen taze kültürleri çalışmada kullanılmıştır (Resim 2.1).



Resim 2.1. *Hazırlanan taze mikroorganizma kültürleri*

** Biomerieux, Marcy I'Etoile, France. Lot: 783312401.*

2.1. Bakteri Adezyon Testi

S. mutans mikrorganizması, brain heart sıvı[ℓ] ve agar besiyerleri kullanılarak siman yüzeylerinde bakteri adezyon testi yapılması planlandı. Bu inceleme aşağıdaki aşamalarda yapıldı;

- Tükürük toplanması
- Siman örnekler hazırlanması
- Besiyerlerinin hazırlanması,
- Bakteri solüsyonlarının hazırlanması.

2.1.1. Tükürüğün Toplanması

Son 6 ay süresince antibiyotik kullanmamış, aktif çürüğü ve periodontal hastalığı olmayan 30 yaşındaki bir donörden, yemek saatinden en az bir saat sonra ve günün aynı saatinde, 1 saat boyunca stimüle edilmemiş tükürük soğutulmuş cam beherlere toplandı. Toplanan tükürük 0,2 µm por çapı olan selüloz asetat filtre[#] kullanılarak steril edildi. Steril tükürük çalışmaya kadar +4°C de buzdolabında saklandı.

2.1.2. Siman Örneklerin Hazırlanması

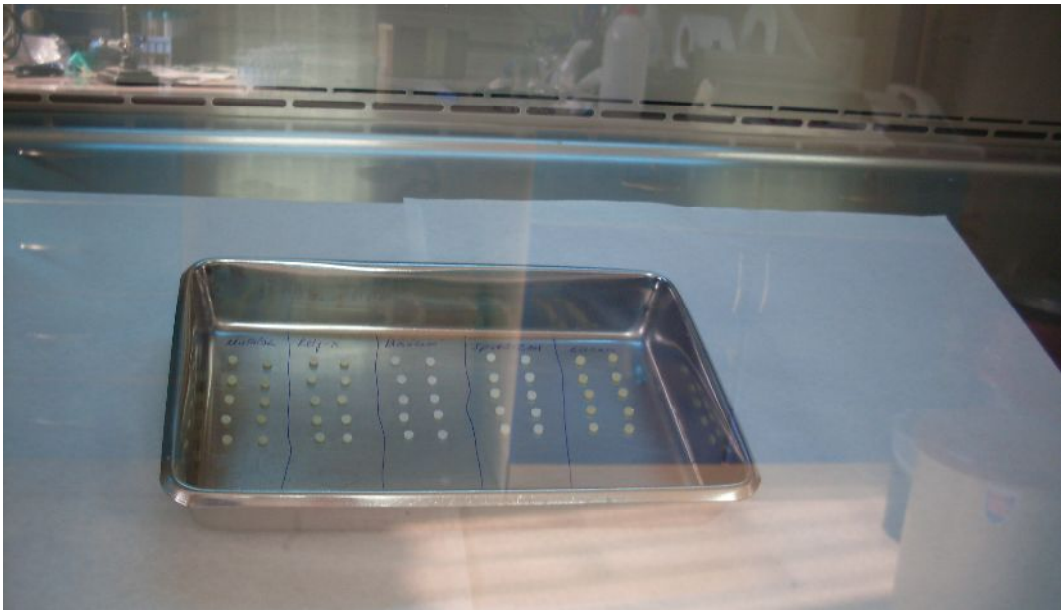
Test edilecek simanlardan örnekler üretici firma talimatlarına uygun toz ve likit oranlarında özel olarak hazırlanmış teflon kalıp yardımıyla 3 mm yüksekliğinde, 5 mm çapında silindir olacak şekilde örnekler mikrobiyoloji deneyinin başlamasından 3 gün önce hazırlandı. Hazırlanan örneklerin öncelikle yüzey pürüzlülükleri stereomikroskop[¥] kullanılarak ölçüldü. Örneklerin geometrik alanı, geometrik alan formülü (2лrh) kullanılarak hesaplandı. Mikroskopla elde edilen resimler üzerinden stereomikroskop kullanılarak her bir örneğin gerçek yüzey alanı hesaplandı. Elde edilen iki farklı yüzey alanı değerleri arasında ki artış yüzdesi hesaplanarak pürüzlülüğün yüzey alanını hangi oranda arttırdığı değerlendirildi. Bu oran yardımıyla örneklerin gerçek yüzey alanı hesaplandı.

ℓ Biomerieux, Marcy I'Etoile, France. Lot: 783312401

#Sortarius, North America USA Lot: 241958

¥ Leica StereoExplorer, Leica Microsystems Ltd, Heerbrugg, İsviçre

Örnekler steril edilmesi amacıyla UV[£] altında her bir yüzü 12 saat olmak üzere toplam 24 saat bekletildi (Resim 2.2).



Resim 2.2. *Örneklerin UV altında steril edilmesi*

2.1.3. Besi Yerlerinin Hazırlanması

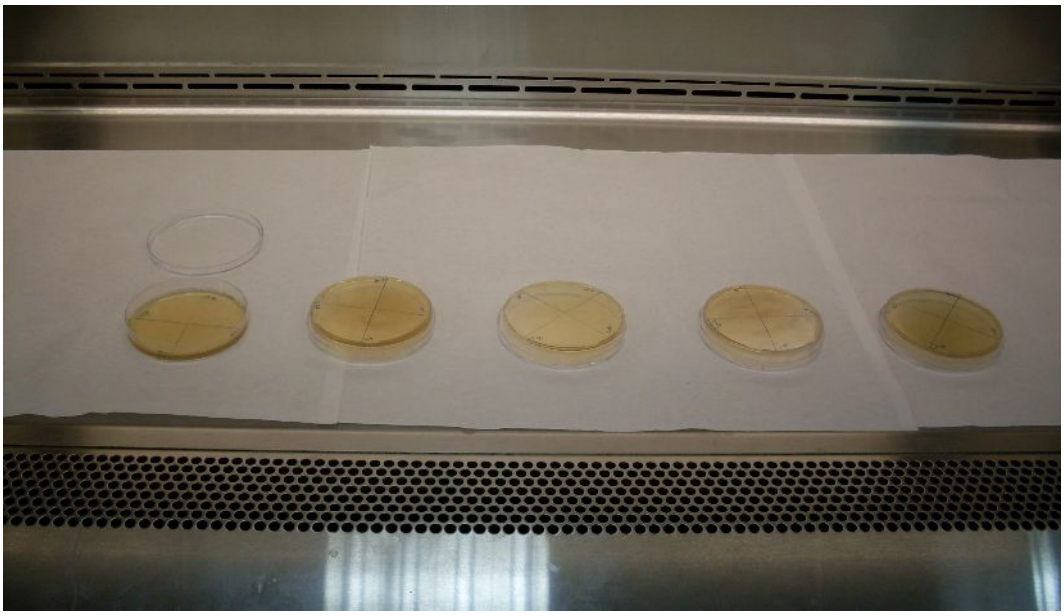
Brain Heart İnfüzyon (BHI) Hazırlanması

Brain Heart İnfüzyon Bulyon[§]'dan 37 gr alındı ve 1000 ml distile su ile karıştırıldı. Elde edilen karışım 121°C de 15 dakika steril edildi.

Brain Heart Agar Hazırlanması

Brain Heart Agar[©] 'dan 52 gr alındı ve 1000 ml distile su ile karıştırıldı. Elde edilen karışım 121°C de 15 dakika steril edildi (Resim 2.3).

£ Labconco Class II Type A2,Kansas City, Missouri, U.S.A.
§ Biomerieux, Marcy I'Etoile, France. Lot: 783312401
© Merck KGaA, Dermstadt, Germany Lot: VW006625833



Resim 2.3. *Hazırlanan Brain Heart Agarlar*

PBS (Phospate Buffer Solutions) Hazırlanması

Bir Tablet PBS[♥] 200 ml distile su ile karıştırıldı. Elde edilen karışım 121°C de 15 dakika steril edildi.

2.1.4. Çalışmada Kullanılacak Bakteri Solüsyonlarının Hazırlanması

Hazırlanan BHI sıvı besi yerine çalışmadan 12 saat önce *S. mutans* ekildi. 12 saat süresince 37°C etüvde[§] bekletilen bakteri süspansiyonu, optik yoğunluğu 550 (600 nm dalga boyu kullanılarak) olacak şekilde spektrofotometrede[¢] ayarlanarak çalışmaya hazır hale getirildi.

Hazırlıklar tamamlandıktan sonra bakteri adezyon testine başlandı.

2.1.5. Canlı Bakteri Sayısının Değerlendirilmesi

Kırksekiz saat bekletildikten sonra 24 saat steril edilen siman örnekler toplam 72 saat bekletilmiş oldu.

♥*Sigma Aldrich, Co., St. Louis USA Lot:M063103*
[§] *Nüve MF 120, Atlan Endistüriel ve Labaratuar Cihazları A.Ş.,İstanbul,Türkiye*
[¢] *Biotec Instruments, Inc, Winovski, U S A*

Elde edilen örnekler steril bir presel yardımıyla 24 kuyucuklu hücre kültür kabının[+] kuyucuklarına yerleştirildi. Mikropipet kullanılarak her bir örneğe 600 µl steril tükürük ilave edildi. Örnek ile tükürük teması 2 saat süreyle %100 nemli ortamda 37°C de etüvde bekletilerekek gerçekleştirildi. Örnekler tükürükten çıkarılarak başka bir 24 kuyucuklu hücre kültür kabına yerleştirildi ve spektrofotometrede optik densitesi 550 olarak hazırlanmış bakteri süspansiyonundan mikropipet yardımıyla 600 µl alınarak örneklerin üstüne ilave edildi. Daha sonra hücre kültür kabı bu şekilde 2,5 saat süresince 37°C etüvde bekletildi.

Mikroorganizmalar ile 2,5 saat boyunca kontamine olmaları sağlanmış olan örnekler, bu süre sonunda steril bir presel yardımıyla hücre kültür kabından alınarak 50 ml serum fizyolojik içeren iki kaba sırayla 3 er kez daldırılmak suretiyle yıkandı (Resim 2.4).



Resim 2.4. *Örneklerin serum fizyolojik ile yıkanması*

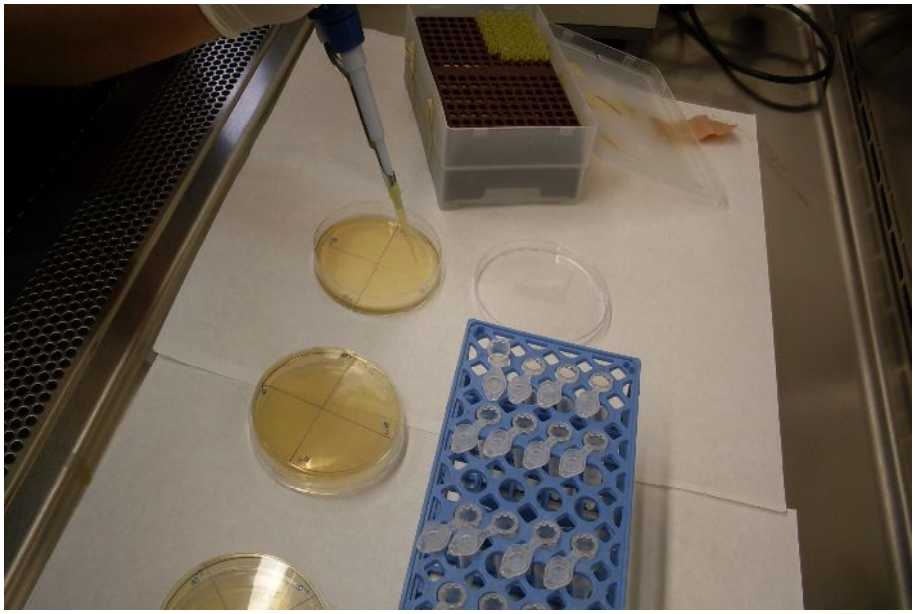
[+] *Becton,Biomerieux, Dickinso, France*

Daha sonra örnekler, içerisinde 2 ml PBS ve cam boncuk olan cam şişelere konularak gevşek tutunmuş olan mikroorganizmaların uzaklaştırılması amacıyla 2 dakika boyunca vortekste karıştırıldı (Resim 2.5).



Resim 2.5. *Vorteks ile karıştırma*

Her bir örnek için, seyreltme işlemine 10^{-1}'den 10^{-4} oluncaya kadar seri dilüsyon işlemine devam edildi (Resim 2.6).

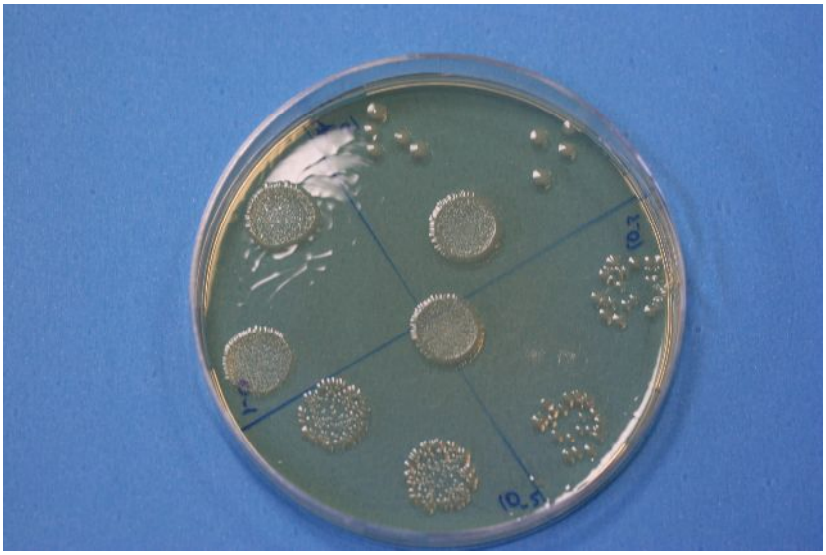


Resim 2.6. *Seri dilüsyon işlemi*

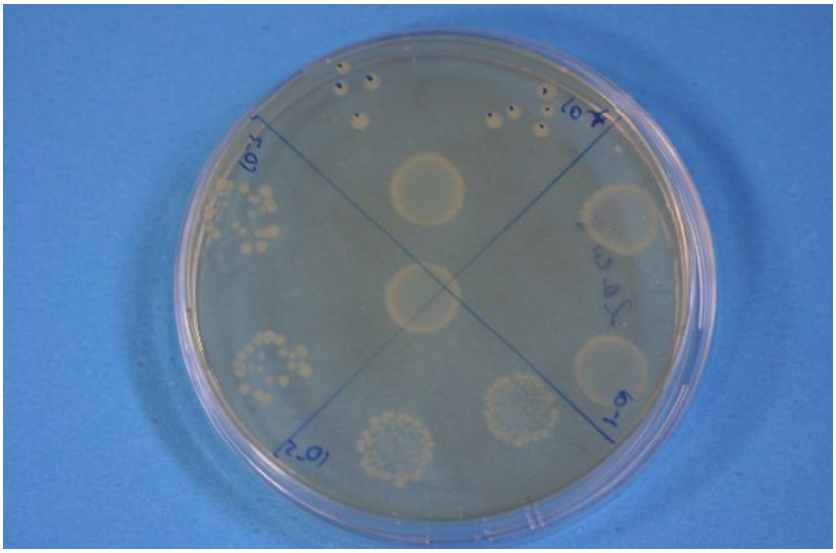
Brain heart agar, agar platelere dökülmeden önce agar platelerin üzeri 4'e bölündü ve her bir kadrana sırasıyla eppendorfların seyreltilmesine göre 10^{-1},10^{-2},10^{-3},10^{-4} yazıldı. Bir nolu eppendorftan 25 µl PBS alınarak 10^{-1} bölgesinde iki yere ekildi. Bu işlem sırasıyla seyreltilmiş tüm PBS lere uygulandıktan sonra son olarak seyreltme yapılmamış olan cam

boncuklu şişedeki PBS ‘den 25 µl alınarak katı besi yerinin ortasında iki noktaya ekim yapıldı.

Ekim yapılmış agar plateler 37°C de 24 saat süreyle inkübasyona bırakıldı (Resim 2.7). İnkübasyon sonrası etüvden alınan besi yerleri yüzeyinde oluşan mikroorganizma kolonileri sayılarak canlı hücre sayımı gerekleştirildi ve logaritmik değerlere çevrildi (Resim 2.8).



Resim 2.7. *İnkübasyon sonrası agar plate*



Resim 2.8. *Mikroorganizmaların koloni sayımı*

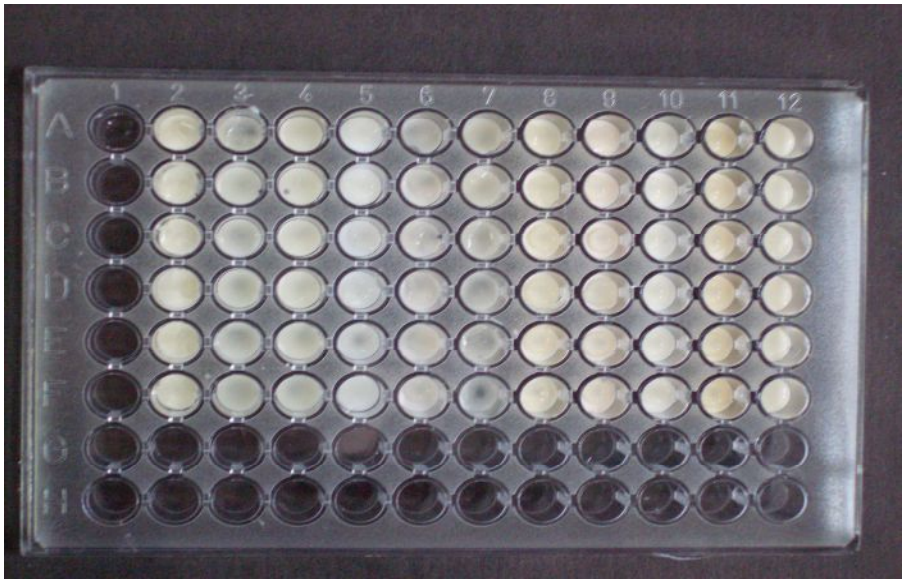
2.2. Direk Kontak Testi

Direk kontak testi ile *S. mutans, S. salivarius, C. albicans* mikroorganizmaları kullanılarak simanların antibakteriyel etkinlikleri araştırıldı.

Direk kontak testi Weiss ve ark'nın (1996) kullandığı tekniğin Eldeniz ve ark'nın (2006) modifikasyonu kullanılarak yapıldı. Test için 96 kuyucuklu hücre kültür kabı kullanıldı (Resim 2.9). Weiss ve ark'nın (1996) tekniğinde örnekler her bir kuyucuğun yan duvarına yerleştirilirken, Eldeniz ve ark'nın (2006) modifiye ettiği tekniğe göre simanlar her bir kuyucuğun tabanında 2 mm kalınlıkta olacak şekilde steril aletler yardımıyla yerleştirildi (Resim 2.10).



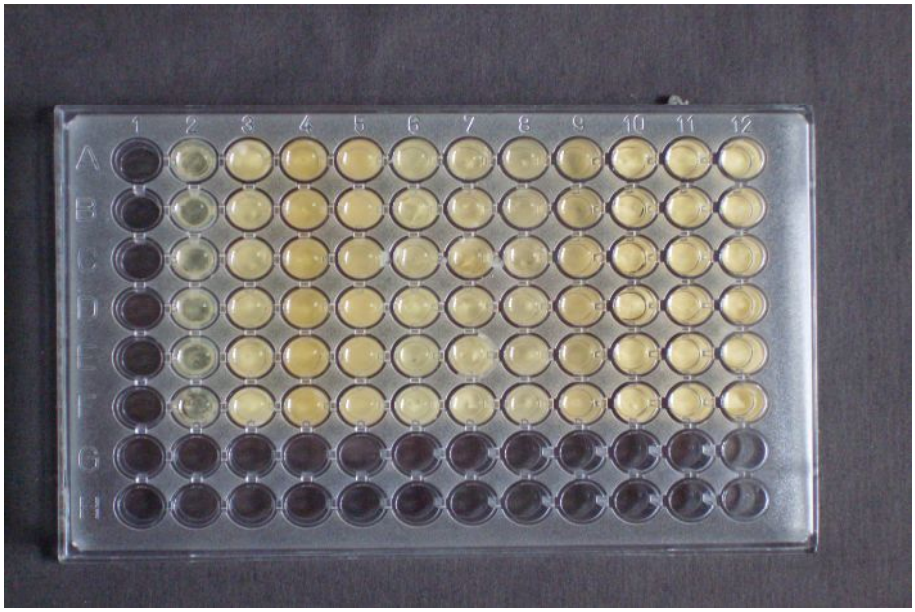
Resim 2.9. *96 kuyucuklu hücre kültür kabı*



Resim 2.10. *Hücre kültür kabına yerleştirilen siman örnekler*

Her bir mikroorganizma için dört hücre kültür kabı kullanıldı. Hücre kültür kaplarından (plate A) iki tanesi hazırlanıp üç gün 37°C, %100 nemli ortamda çalışmaya kadar bekletildi. Diğer iki hücre kültür kaplarından (plate B) ise çalışmadan hemen önce hazırlandı. Böylece yeni ve 3 gün bekletilmiş olmak üzere her bir mikroorganizma için siman örneklerin bulunduğu iki grupta dört adet 96 kuyucuklu hücre kültür kabı oluşturuldu.

Her iki grupta bulunan hücre kültür kabında bulunan test materyalleri üzerine *S. mutans* için TSB[Δ], *C. albicans* ve *S. salivarius* için BHI besi yeri ile hazırlanan bakteri solüsyonlarından mikropipet kullanılarak 10 µl ilave edildi (Resim 2.11). Bakteri solüsyonunun buharlaşarak bakterilerin örnekle direk teması için hücre kültür kapları 37°C de 1 saat bekletildi. Bakterilerle direk teması sağlanan örneklerin bulunduğu her bir kuyucuğa mikropipet kullanılarak *S. mutans* için TSB *S. salivarius* ve *C. albicans* için BHI besi yerlerinden 245 µl ilave edilerek 2 dakika süreyle vortekste düşük devirde karıştırıldı (Resim 2.12).



Resim 2.11.*Test materyallerinin enfekte edilmesi*

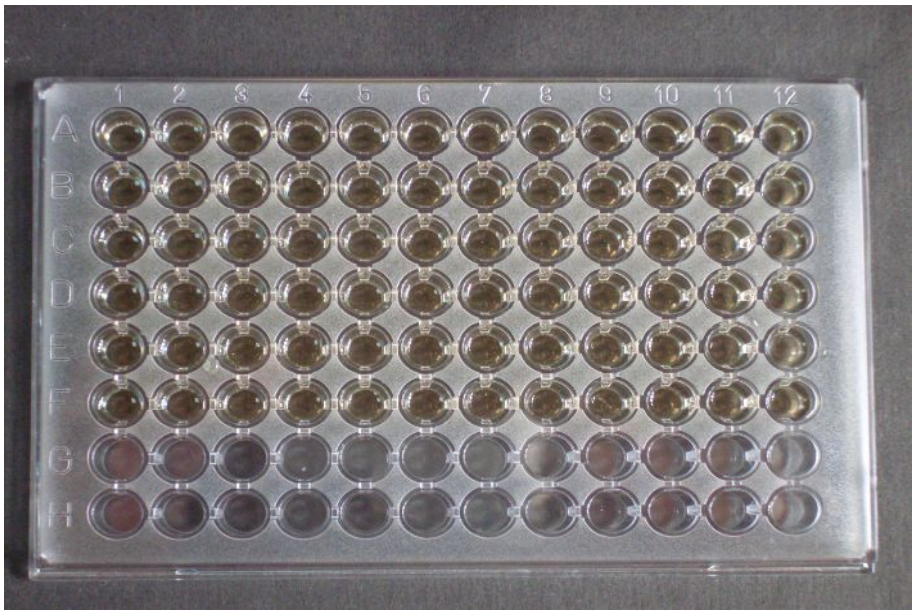
[Δ]*(Biomerieux, Marcy I'Etoile, France. Lot: 838149601),*



Resim 2.12.*Enfekte besi yerinin vortekste karıştırılması*

Vorteks yardımıyla karıştırılan hücre kültür kabındaki her bir kuyucuktan 15 µl bakteri suspansiyonu alınarak yeni bir hücre kültürü kabına (plate B) yerleştirildi. Daha sonra 15 µl bakteri suspansiyonu üzerine 215 µl saf besi yeri eklenerek vortekste iki dakika boyunca düşük devirde karıştırıldı.

Deney düzeneğinin doğruluğunu test etmek için negatif (hücre kültürü kabının kontaminasyonunun kontrolu için) ve pozitif kontrol (bakteri solüsyonunun kontrolü) grubu oluşturuldu. Negatif kontrol grubu için bir grup kuyucuklara deney materyali olmaksızın saf (steril) besi yeri, pozitif kontrol grubunda kuyucuklara deney materyali olmaksızın enfekte besi yeri konuldu. Bu iki grupta diğer gruplarla beraber ölçümlere tabi tutuldu.



Resim 2.13.*Ölçümü yapılan hücre kültür kabı*

Hücre kültürü kabı simanlar üzerindeki bakteri solüsyonlarının optik yoğunluğu, 600 nm dalga boyunda spektrofotometre kullanılarak birer saat aralıklarla 24 saat boyunca ölçüldü (Resim 2.13). Elde edilen veriler kaydedildi.

2.3. Elektron Tarama Mikroskop (SEM) Analizi

SEM analizi için her gruptan bakteri adezyon testi sonuçlarına göre en yüksek ve en düşük değere sahip siman grupları belirlendi. Örnekler, bakteri adezyon testinde olduğu gibi teflon kalıp yardımıyla 5 mm çapta ve 3 mm yükseklikte SEM analizi için yeniden hazırlandı.

Hazırlanan örnekler simanların sertleşmesi için 48 saat sonra bekletildikten sonra 24 saat UV ile steril edilerek üç gün bekletilmiş örnekler elde edildi. Örneklerin yüzeyi bakteri adezyon testinde olduğu gibi hazırlandı. Hazırlanan örnekler, yüzeye yerleşen bakterileri fikse etmek amacıyla %3'lük gluteraldehit[۞] içine konuldu. Vakum altında kurutulan örnekler havasız ortamda altınla kaplandı. Simanlar üzerine yerleşen bakterilerin yoğunluğu Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde Taramalı Elektron Mikroskobu[β] kullanılarak görüntülendi.

[۞] *Sigma Aldrich, Co., St. Louise USA*

[β] *LEO-440 Oxford Microscopy, Cambridge, İngiltere*

2.4. Floresan Mikroskop Analizi

Floresan mikroskop analizi için örnekler Bakteri adezyon testinde olduğu gibi teflon kalıp yardımıyla 5 mm çapta ve 3 mm yükseklikte örnekler yeniden hazırlandı. Hazırlanan örnekler simanların sertleşmesi için 48 saat sonra bekletildikten sonra 24 saat UV ile steril edilerek üç gün bekletilmiş örnekler elde edildi. Hazırlanan örnekler 2.5 saat boyunca *S. mutans* ile hazırlanan bakteri solüsyonunda 37°C'de etüvde bekletildi. *S. mutans* ile kontaminasyonu sağlanan örnekler steril bir presel yardımıyla tutularak lam üzerine yerleştirilerek üzerine acridin orange solüsyonu damlatıldı. Daha sonra üzeri lamel ile kapatılarak floresan mikroskobu yardımıyla örnek üzerindeki canlı ve ölü mikroorganizmalar görüntülendi.

İstatistiksel Analiz:

Yüzey pürüzlülük ve Bakteri Adezyon Testi verilerinin değerlendirilmesinde elde edilen verilere SPSS versiyon 16.0 kullanılarak alfa=0,05 anlam seviyesinde (Tüm istatistiksel değerlendirmelerde anlamlılık düzeyi $P<0.05$ kabul edildi) istatistiksel analizler yapılmıştır.

Gruplar arasında ve grup içinde yüzey pürüzlülük ve Bakteri Adezyon Testinden elde edilen verilere Tek Yönlü Varyans Analizi ve Tukey HSD istatistiği uygulanıp simanların antimikrobiyal etkileri arasında fark olup olmadığı tespit edildi.

3. BULGULAR

3.1.Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümlerine İlişkin Bulgular

Hazırlanan rezin siman, fosfat siman, polikarboksilat siman ve cam iyonomer siman gruplarına ait siman örneklerin her birinden 10 ölçüm yapılarak elde edilen ortalama yüzey pürüzlülük değeri (Ra), ortalama geometrik yüzey alanı, ortalama gerçek yüzey alanı ve pürüzlülüğe bağlı yüzey alanındaki ortalama yüzde artışı ve Varyans Analiz sonuçları çizelge 3.1 ile 3.10 arasında sunulmuştur.

Çizelge 3.1. Rezin simanların yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KT	SS	KO	F	P
Gruplar arası	80,66	7	11,52	16,22	0,00
Grup içi	51,15	72	0,71		
Toplam	131,82	79			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

Varyans Analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Rezin simanların yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde pürüzlülük değeri en az C&B Metabond da bulunmuşken, en fazla Speedcam de bulunmuştur.

Çizelge 3.2. Rezin simanların yüzey pürüzlülük değeri (Ra), hesaplanabilen yüzey alanı, gerçek yüzey alanı ve pürüzlülüğe bağlı yüzey alanındaki yüzde artış değerlerinin ortalaması ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

Materyaller	**Yüzey Pürüzlülüğü (µm)**	**Geometrik Yüzey Alanı (μm^2)**	**Gerçek Yüzey Alanı (μm^2)**	**Yüzey Alanında Artış Yüzdesi (%)**
Biscem	$2,03^{cd}$	47,1	53,56	13,72
Clearfil	$1,93^{d}$	47,1	52,08	10,59
GC Automix	$0,96^{abc}$	47,1	49,82	5,79
C&B Metabond	$0,53^{a}$	47,1	48,88	3,79
Maxcem	$2,60^{d}$	47,1	61,02	29,57
Multilink Automix	$0,91^{ab}$	47,1	49,63	5,37
Rely-X	$1,04^{bcd}$	47,1	55,97	18,84

Speedcam	3,88[e]	47,1	70,66	50,02

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır (p<0,05).

Çizelge 3.3. Fosfat simanların yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KT	SS	KO	F	P
Gruplar arası	10,85	3	3,61	6,11	0,002
Grup içi	21,30	36	0,59		
Toplam	32,15	39			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

Varyans Analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0,05). Fosfat simanların yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde pürüzlülük değeri en fazla Hoffman's bakır ilaveli fosfat simanda bulunmuştur.

Çizelge 3.4. Fosfat simanların yüzey pürüzlülük değeri (Ra), hesaplanabilen yüzey alanı, gerçek yüzey alanı ve pürüzlülüğe bağlı yüzey alanındaki yüzde artış değerlerinin ortalaması ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

Materyaller	**Yüzey Pürüzlülüğü (µm)**	**Geometrik Yüzey Alanı (μm^2)**	**Gerçek Yüzey Alanı (μm^2)**	**Yüzey Alanında Artış Yüzdesi (%)**
Adhesor Fosfat	1,52[a]	47,1	50,44	7,11
Drala Fosfat	1,36[a]	47,1	50,20	6,58
Hoffman's Fosfat	2,07[ab]	47,1	53,81	14,25

Hoffman's Bakır ilaveli Fosfat	2,69[b]	47,1	58,49	24,18

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$).

Çizelge 3.5. Polikarboksilat simanların yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KK	SS	KO	F	P
Gruplar arası	3,09	4	0,77	1,89	0,13
Grup içi	18,44	45	0,41		
Toplam	21,54	49			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

Varyans Analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Çizelge 3.6. Polikarboksilat simanların yüzey pürüzlülük değeri (Ra), hesaplanabilen yüzey alanı, gerçek yüzey alanı ve pürüzlülüğe bağlı yüzey alanındaki yüzde artış değerlerinin ortalaması ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

Materyaller	**Yüzey Pürüzlülüğü (µm)**	**Geometrik Yüzey Alanı (μm^2)**	**Gerçek Yüzey Alanı (μm^2)**	**Yüzey Alanında Artış Yüzdesi (%)**
Adhesor Polikarboksilat	0,83[a]	47,1	49,22	4,50
Drala Polikarboksi	1,18[a]	47,1	50,90	8,07

lat				
Durelon	1,47[a]	47,1	54,47	15,65
Hoffman's Polikarboksilat	1,20[a]	47,1	51,30	8,93
Poly-F	0,96[a]	47,1	50,28	6,75

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır (p<0,05).

Çizelge 3.7. Cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KK	SS	KO	F	P
Gruplar arası	40,35	4	10,08	27,21	0,00
Grup içi	16,68	45	0,37		
Toplam	57,03	49			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

. Varyans Analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0,05). Cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde pürüzlülük değeri en az Aqua Cem, en fazla Cavex, GC Fuji I ve Kavitan Cem cam iyonomer simanlarda bulunmuştur.

Çizelge 3.8. Cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülük değeri (Ra), hesaplanabilen yüzey alanı, gerçek yüzey alanı ve pürüzlülüğe bağlı yüzey alanındaki yüzde artış değerlerinin ortalaması ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

Materyaller	**Yüzey Pürüzlülüğü (µm)**	**Geometrik Yüzey Alanı (μm^2)**	**Gerçek Yüzey Alanı (μm^2)**	**Yüzey Alanında Artış Yüzd**

				esi (%)
Aqua Cem	1,58[a]	47,1	53,89	14,43
Cavex C.İ.S.	4,00[c]	47,1	68,08	44,55
GC Fuji I	4,06[c]	47,1	70,58	49,86
Kavitan Cem	3,44[bc]	47,1	66,26	40,69
Ketac Cem	3,14[b]	47,1	64,85	37,70

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır (p<0,05).

Çizelge 3.9. Siman gruplarında yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KK	SS	KO	F	P
Gruplar arası	117,17	3	39,05	29,90	0,00
Grup içi	282,07	216	1,30		
Toplam	399,24	219			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

Varyans Analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0,05). Yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde en yüksek pürüzlülük cam iyonomer simanlarda bulunmuştur (p<0,05). En az yüzey pürüzlülük değeri ise polikarboksilat simanda bulunurken, fosfat bağlı ve rezin simanlar arasında pürüzlülük açısından fark bulunmamıştır. Bu iki siman, cam iyonomer simanlardan önemli ölçüde daha az pürüzlü bulunurken, polikarboksilat simanlardan ise daha fazla pürüzlü yüzeyler göstermiştir

Çizelge 3.10. Siman gruplarının yüzey pürüzlülük değeri (Ra), hesaplanabilen yüzey alanı, gerçek yüzey alanı ve pürüzlülüğe bağlı yüzey alanındaki yüzde artış değerlerinin ortalaması ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

Materyaller	Yüzey Pürüzlülüğü (µm)	Geometrik Yüzey Alanı (μm^2)	Gerçek Yüzey Alanı (μm^2)	Yüzey Alanında Artış Yüzdesi(%)
Rezin simanlar	2,06[b]	47,1	55,81	18,35
Fosfat simanlar	1,79[b]	47,1	53,23	13,03
Polikarboksilat simanlar	1,08[a]	47,1	51,13	8,57
Cam iyonomer simanlar	3,21[c]	47,1	64,73	37,45

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$).

3.2. Bakteri Adezyon Testi Bulguları

Her bir siman örnek için bakteri adezyonu canlı *S. mutans* sayım sonuçlarından elde edilen ortalama, minimum ve maksimum canlı koloni miktarı ve Varyans Analiz sonuçları çizelge 3.11 ile 3.20 arası sunulmuştur.

Çizelge 3.11. Bakterilerin rezin simana adezyonu için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KK	SS	KO	F	P
Gruplar arası	6,61	7	0,94	24,25	0,00
Grup içi	2,80	72	0,03		
Toplam	9,41	79			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

Varyans Analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Canlı koloni miktarı en fazla Speedcam, Maxcem, GC Automix, Clearfill rezin simanlardadır.

Çizelge 3.12. Rezin simanların canlı *S. mutans* sayım sonuçlarından elde edilen ortalama, minimum ve maksimum canlı koloni miktarı ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

Materyaller	Ortalama± SD	Minimum	Maksimum
Biscem	6,69±0,15^{cd}	6,44	6,88
Clearfill	6,95±0,33^{de}	6,30	7,32
GC Automix	6,71±0,10^{de}	6,55	6,74
C&B Metabond	6,30±0,25^{ab}	5,90	6,77
Maxcem	6,87±0,08^{de}	6,83	7
Multilink Automix	6,57±0,15^{bc}	6,30	6,77
Rely-X	6,29±0,15^{a}	6,07	6,50
Speedcam	7,13±0,11^{e}	6,94	7,28

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$).

Çizelge 3.13. Bakterilerin fosfat simana adezyonu için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KK	SS	KO	F	P
Gruplar arası	2,55	3	0,85	36,72	,00
Grup içi	0,83	36	0,02		
Toplam	3,39	39			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

Varyans Analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Canlı koloni miktarı en fazla Hoffman's bakır ilaveli fosfat, Hoffman's fosfat ve Adhesor fosfat simanlardadır.

Çizelge 3.14. Fosfat simanların canlı *S. mutans* sayım sonuçlarından elde edilen ortalama, minimum ve maksimum canlı koloni miktarı ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

Materyaller	Ortalama± SD	Minimum	Maksimum
Adhesor Fosfat	6,69±0,16[b]	6,64	6,74
Drala Fosfat	6,19±0,17[a]	6,55	6,71
Hoffman's Fosfat	6,73±0,13[b]	5,90	6,44
Hoffman's Bakır ilaveli Fosfat	6,84±0,12[b]	6,64	7,03

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır (p<0,05).

Çizelge 3.15. Bakterilerin polikarboksilat simana adezyonu için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KK	SS	KO	F	P
Gruplar arası	2,55	3	0,85	36,72	0,00
Grup içi	0,83	36	0,02		
Toplam	3,39	39			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

Varyans Analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0,05). Canlı koloni miktarı en fazla Durelon polikarboksilat simandadır.

Çizelge 3.16. Polikarboksilat simanların canlı *S. mutans* sayım sonuçlarından elde edilen ortalama, minimum ve maksimum canlı koloni miktarı ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

Materyaller	Ortalama±SD	Minimum	Maksimum
Adhesor Polikarboksilat	6,63±0,30[a]	6,07	6,96
Drala Polikarboksilat	6,54±0,23[a]	6,07	6,83
Durelon	7,24±0,04[c]	7,15	7,30
Hoffman's Polikarboksilat	6,95±0,16[b]	6,71	7,27
Poly-F	6,47±0,22[a]	6,30	6,68

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$).

Çizelge 3.17. Bakterilerin cam iyonomer simana adezyonu için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KK	SS	KO	F	P
Gruplar arası	0,67	4	0,16	3,61	0,012
Grup içi	2,09	45	0,04		
Toplam	2,76	49			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

Çizelge 3.18. Cam iyonomer simanların canlı *S. mutans* sayım sonuçlarından elde edilen ortalama, minimum ve maksimum canlı koloni miktarı ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

Materyaller	Ortalama±SD	Minimum	Maksimum
Aqua Cem	6,59±0,18[a]	6,38	7
Cavex C.İ.S.	6,89±0,13[b]	6,64	7,04
GC Fuji I	6,90±0,20[b]	6,44	7,14
Kavitan Cem	6,88±0,31[b]	6,55	7,22
Ketac Cem	6,86±0,31[ab]	6,20	7,15

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır (p<0,05).

Varyans analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0,05). Canlı koloni miktarı en fazla Cavex, GC Fuji I ve Kavitan Cem cam iyonomer simanlardadır.

Çizelge 3.19. Bakterilerin siman gruplarına adezyonu için Varyans Analizi sonuçları

ANOVA

	KK	SS	KO	F	P
Gruplar arası	117,17	3	39,05	29,90	0,00
Grup içi	282,07	216	1,30		
Toplam	399,24	219			

KT: Kareler Toplamı, SS: Standart Sapma,KO: Kareler Ortalaması

Varyans Analizi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (p<0,05). Canlı koloni miktarı en fazla cam iyonomer simanlardadır.

Çizelge 3.20. Siman gruplarının canlı *S. mutans* sayım sonuçlarından elde edilen ortalama, minimum ve maksimum canlı koloni miktarı ve Tukey HSD istatistik sonuçlarına göre harflendirme

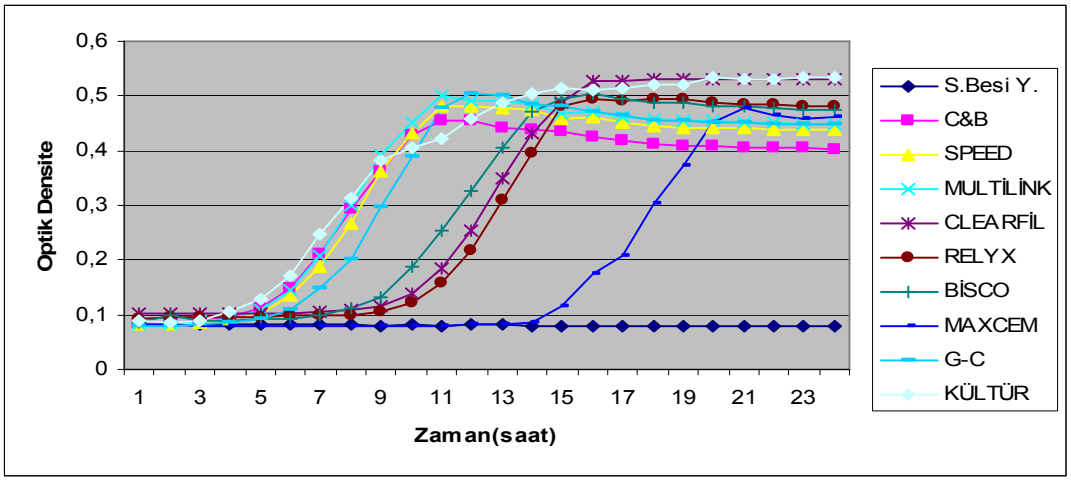
Materyaller	**Ortalama± SD**	**Minimum**	**Maksimum**
Rezin simanlar	6,71±1,44[b]	6,30	7,22
Fosfat simanlar	6,61±0,99[a]	5,90	7,03
Polikarboksilat simanlar	6,77±0,66[b]	6,07	7,15
Cam iyonomer simanlar	6,82±1,07[b]	6,38	7,22

Not: Farklı harf taşıyan gruplar arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,05$).

3.3. Direk Kontak Testi Bulguları

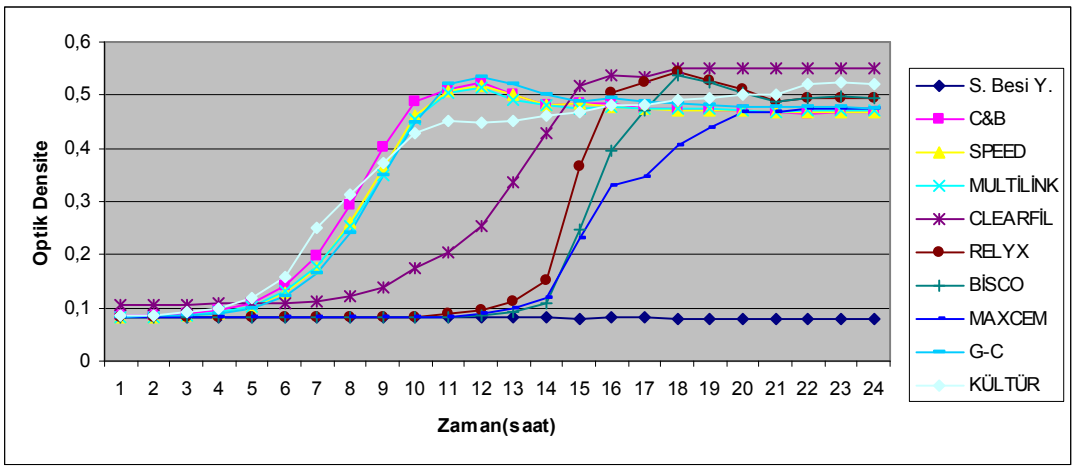
Direk kontak test yöntemi ile *S. mutans S. salivarius, C. albicans* olmak üzere üç mikroorganizma ile direk temas sağlanan dental yapıştırma simanlarının erken ve geç dönemde bakteriyel büyüme üzerine etkisi spektrofotometre cihazında yapılan ölçümler ile değerlendirildi. Sonuçlarını her bir grup için optik densitometre değerleri şekil 3.1 ile 3.24 arasında sunulmuştur.

Şekil 3.1. Rezin Simanların geç dönemde *S. mutans* üreme eğrisi üzerine etkisi



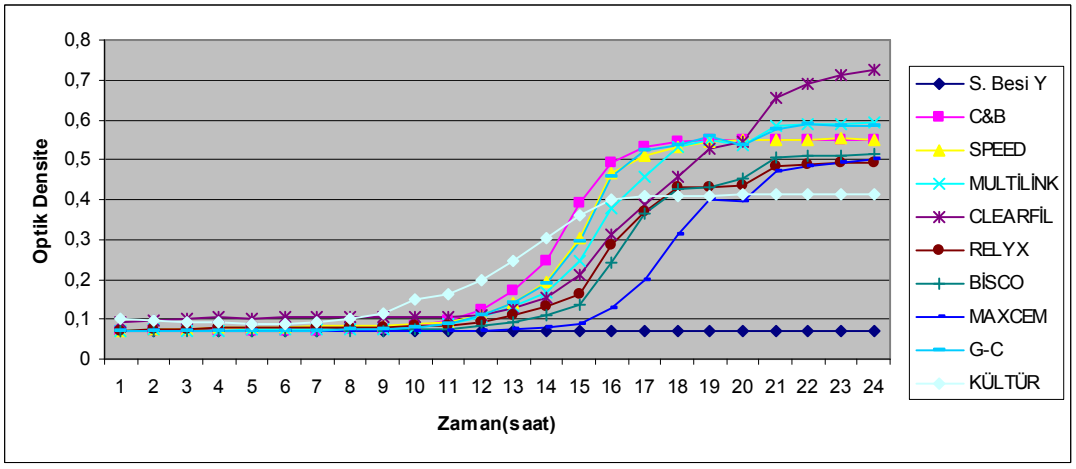
Rezin simanlardan geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde C&B Metabond, Speedcam ve G-C automix simanların pozitif kontrol ile aynı üreme eğrisi vermesi bu maddelerin *S. mutans* için antibakteriyel etkinliklerinin olmadığını gözlenmişir. Bununla birlikte Maxcem simanın 14. saate kadar *S. mutans* üremesini durdurması ve üremenin 14. saatten sonra başlaması bu simanın bakteriyostatik etkinliğe sahip olduğunu göstermektedir.

Şekil 3.2. Rezin Simanların erken dönem *S. mutans* üreme eğrisi üzerine etkisi



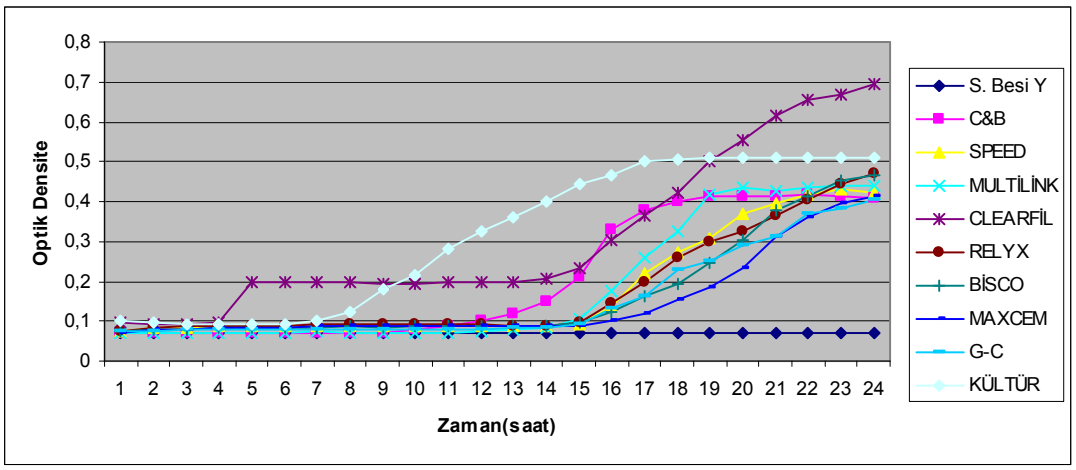
Rezin simanlardan erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde C&B metabond, speedcam ve G-C automix simanların pozitif kontrol ile aynı üreme eğrisi vermesi bu maddelerin *S. mutans* için antibakteriyel etkinliklerinin olmadığını göstermektedir. Bununla birlikte Rely-X, Bisco ve Maxcem simanların 13. saate kadar *S. mutans* üremesini durdurması ve üremenin 13. saatten sonra başlaması bu simanların bakteriyostatik etkinliğe sahip olduğunu gösterir.

Şekil 3.3. Rezin Simanların geç dönem *S. salivarius* üreme eğrisi üzerine etkisi



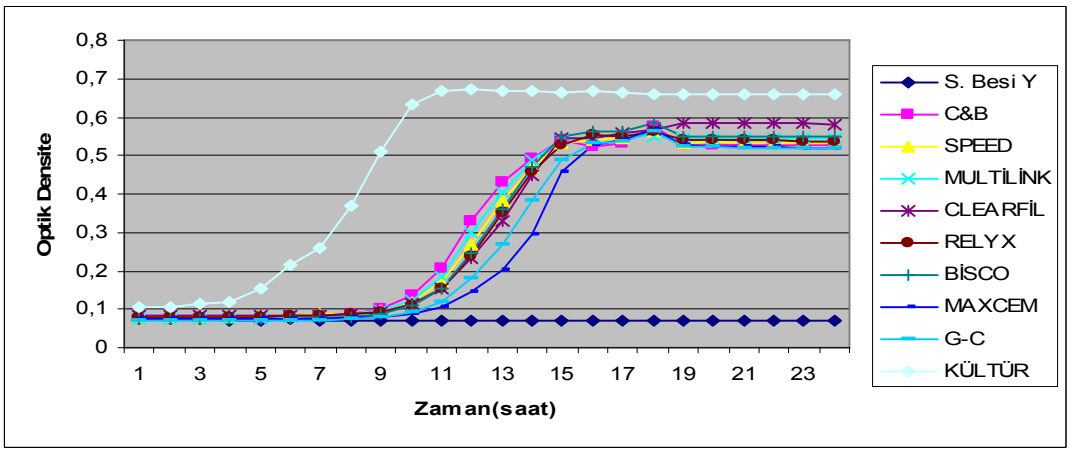
Rezin simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *S. salivarius* için önemli bir bakteriyostatik etkinlik görülmemiştir.

Şekil 3.4. Rezin Simanların erken dönem *S. salivarius* üreme eğrisi üzerine etkisi



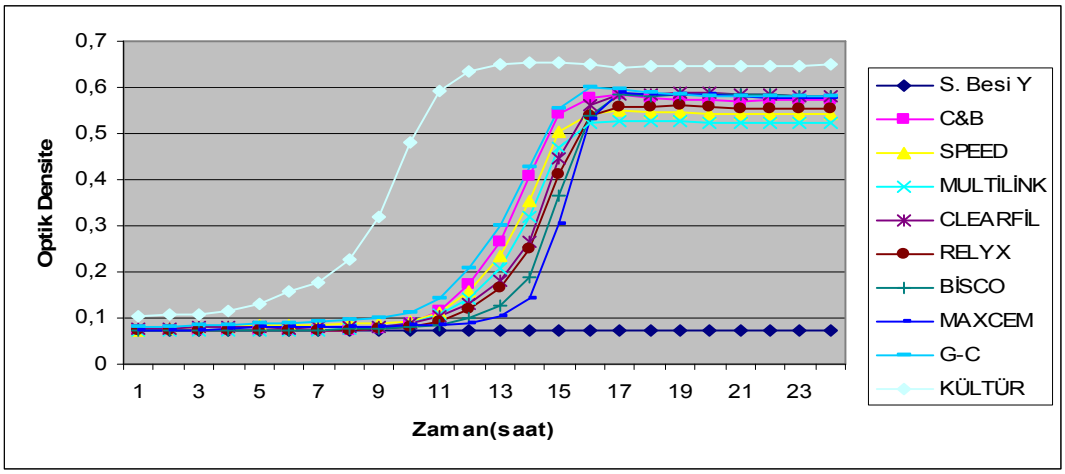
Rezin simanlardan erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde clearfil siman grubunda *S. salivarius* üremesi 4. saatte başlamışken pozitif kontrol grubunda 8. saatte başlamıştır.

Şekil 3.5. Rezin Simanların geç dönem *C. albicans* üreme eğrisi üzerine etkisi



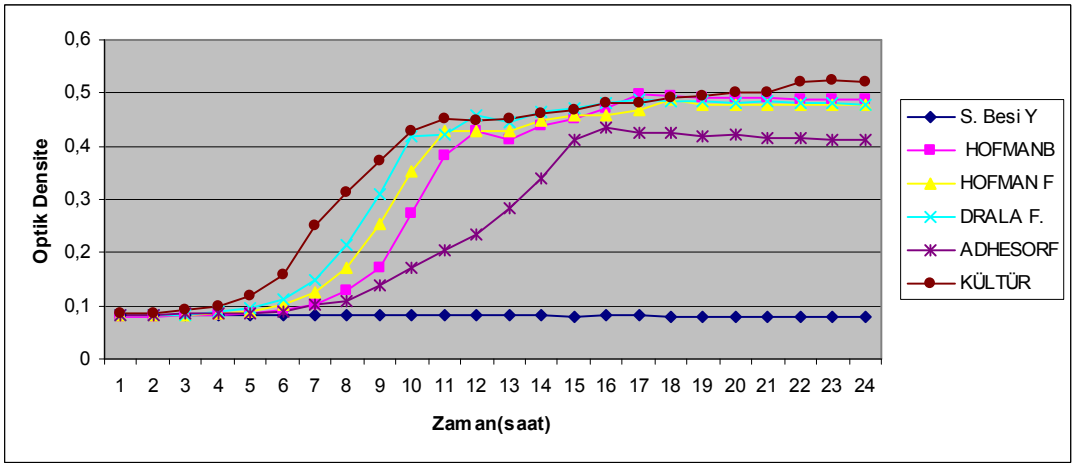
Rezin simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *C. albicans* pozitif kontrol gurubunda 4. saat sonunda üremeye başlamışken diğer tüm siman gruplarında birbirine paralel olarak 10. saat sonunda üremeye başlamıştır. Tüm rezin siman grupları *C. albicans* için benzer bakteriyostatik etkiye sahiptir.

Şekil 3.6. Rezin Simanların erken dönem *C. albicans* üreme eğrisi üzerine etkisi



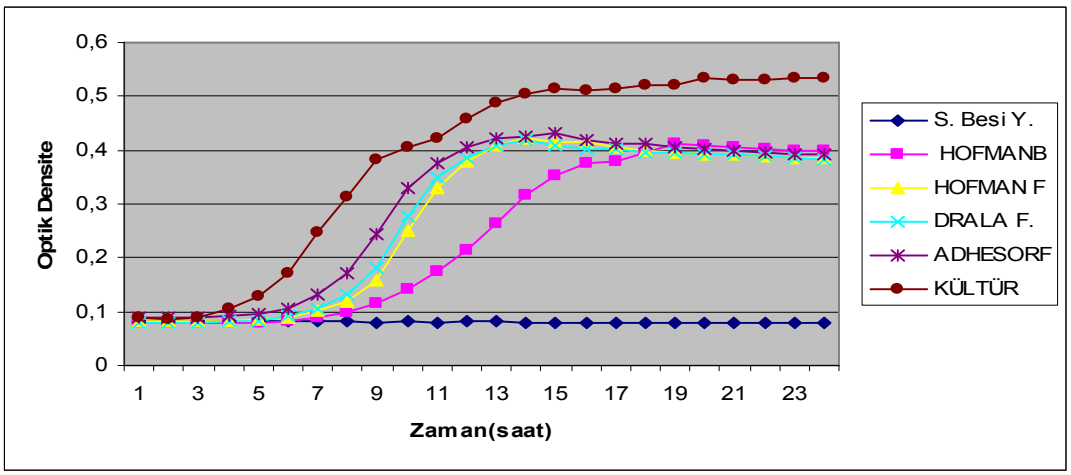
Rezin simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde geç dönem antibakteriyel etkinlik grafiklerine benzer şekilde tüm rezin siman grupları *C. albicans* için benzer bakteriyostatik etkiye sahiptir.

Şekil 3.7. Fosfat Simanların geç dönem *S. mutans* üreme eğrisi üzerine etkisi



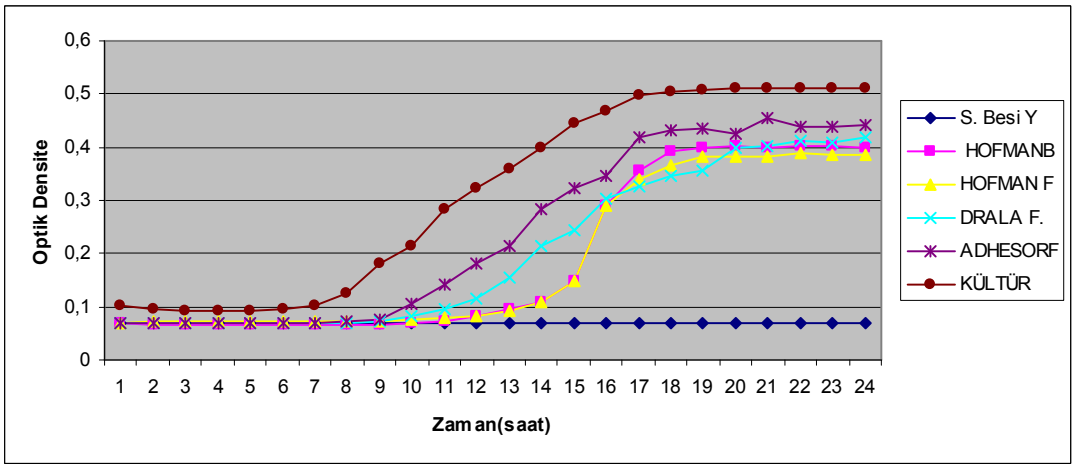
Fosfat simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *S. mutans* için Adhesor fosfat siman daha fazla bakteriyostatik etkinlik göstermiştir.

Şekil 3.8. Fosfat Simanların erken dönem *S. mutans* üreme eğrisi üzerine etkisi



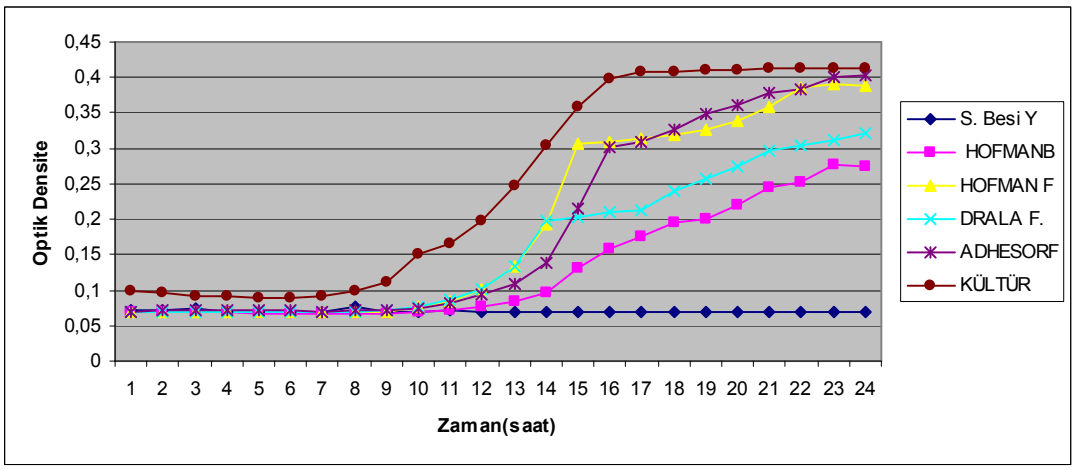
Fosfat simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *S. mutans* için bakır ilaveli hofman fosfat siman daha fazla bakteriyostatik etkinlik göstermiştir.

Şekil 3.9. Fosfat Simanların geç dönem *S. salivarius* üreme eğrisi üzerine etkisi



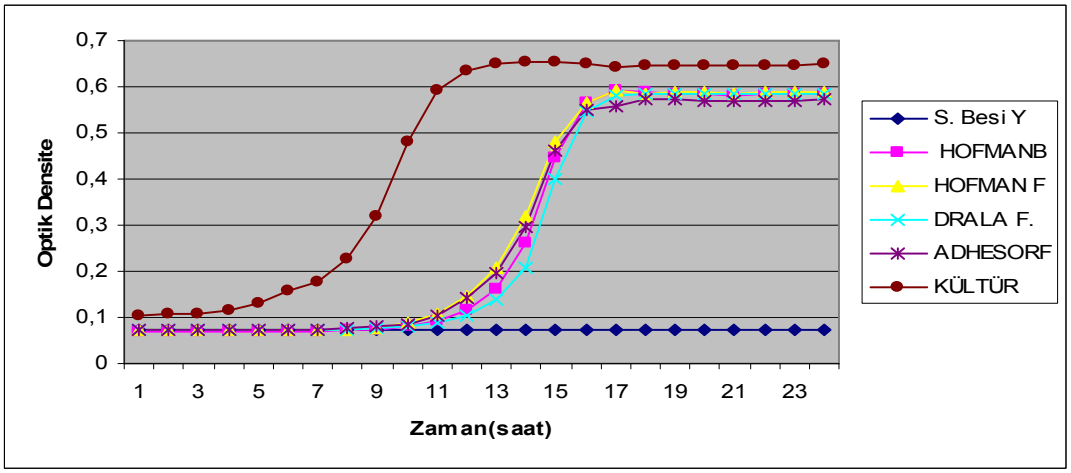
Fosfat simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde hoffman's ve bakır ilaveli hoffman's fosfat siman gruplarında *S. salivarius* 13. saatten sonra üremeye başlamıştır. Bu iki siman daha fazla bakteriyostatik etkiye sahiptir.

Şekil 3.10. Fosfat Simanların erken dönem *S. salivarius* üreme eğrisi üzerine etkisi



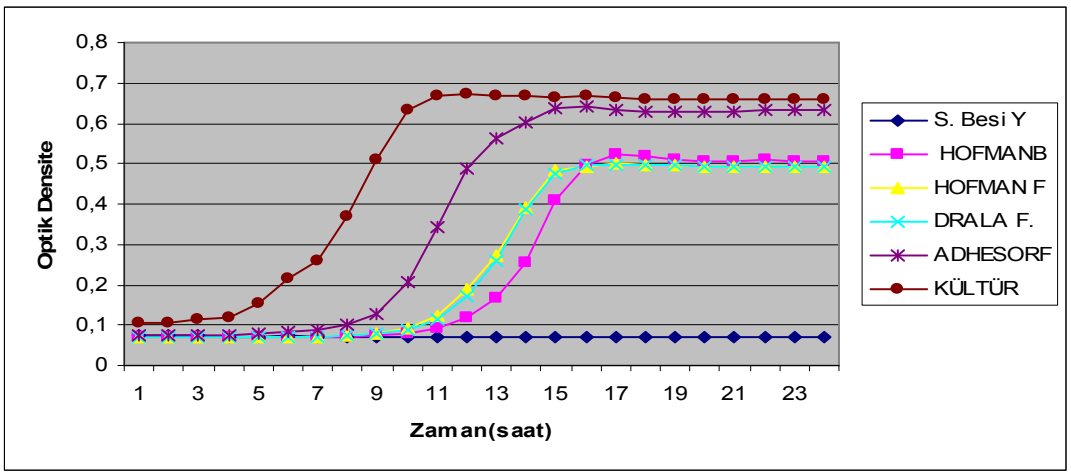
Fosfat simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *S. salivarius* üremeye başlama zamanı tüm fosfat siman gruplarında biribirine benzer şekilde 11. saattir ve bu mikroorganizma için benzer bakteriyostatik etkiye sahiptirler.

Şekil 3.11. Fosfat Simanların geç dönem *C. albicans* üreme eğrisi üzerine etkisi



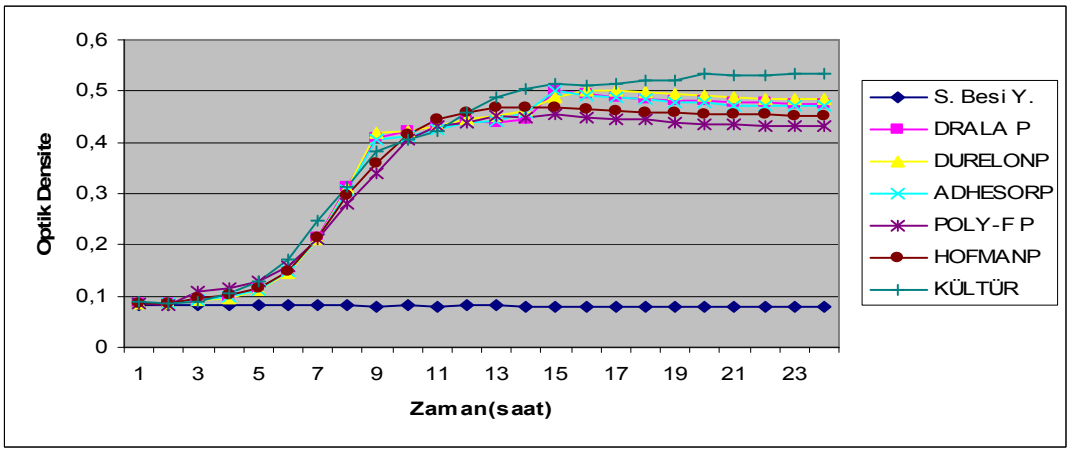
Fosfat simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *C. albicans* için üreme saati tüm fosfat siman gruplarında biribirine benzerdir ve bu mikroorganizma için bakteriyostatik etkileri arasında fark yoktur.

Şekil 3.12. Fosfat Simanların erken dönem *C. albicans* üreme eğrisi üzerine etkisi



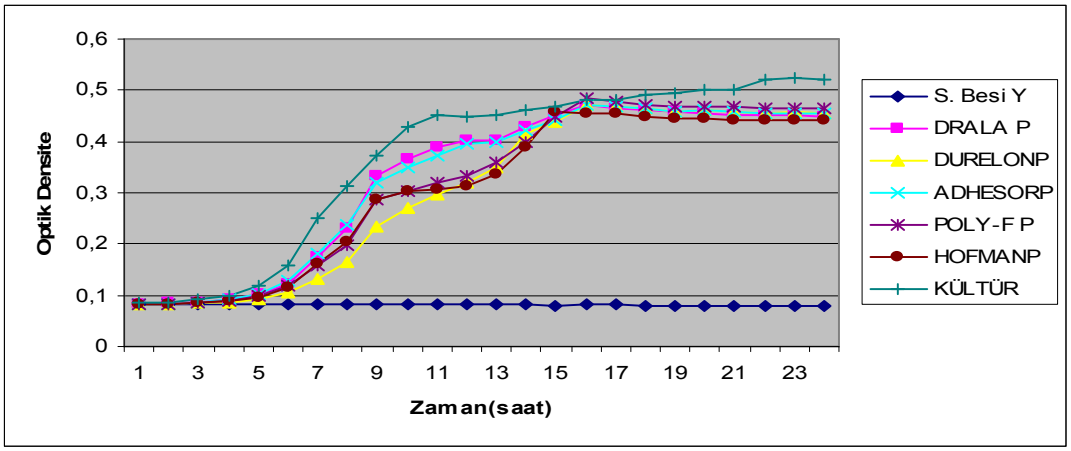
Fosfat simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde, *C. albicans* için Adhesor fosfat siman diğer fosfat siman gruplarına göre daha az bakteriyostatik etkinlik göstermiştir.

Şekil 3.13. Polikarboksilat Simanların geç dönem *S. mutans* üreme eğrisi üzerine etkisi



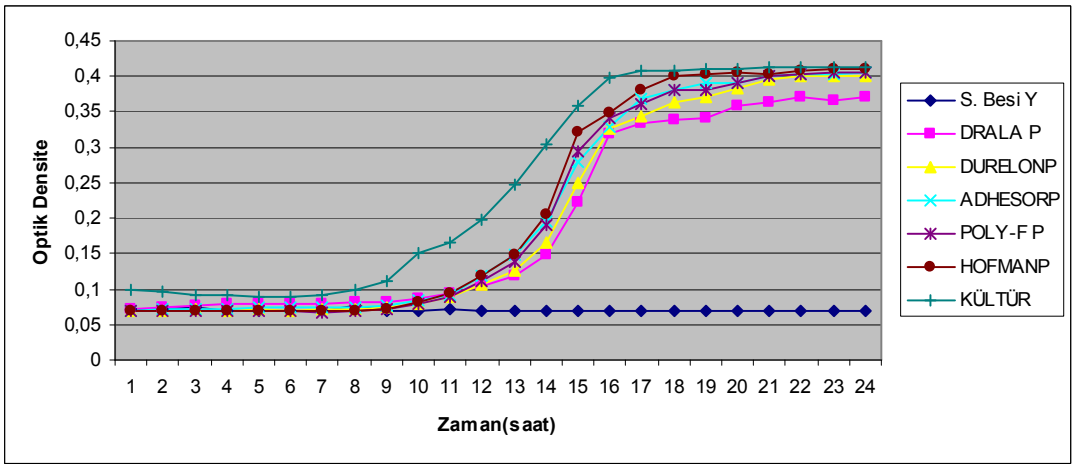
Polikarboksilat simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *S. mutans* üremeye başlama saatinin pozitif kontrol grubuyla aynı olduğu, bakteriyostatik etkilerinin olmadığı görülmüştür.

Şekil 3.14. Polikarboksilat Simanların erken dönem *S. mutans* üreme eğrisi üzerine etkisi



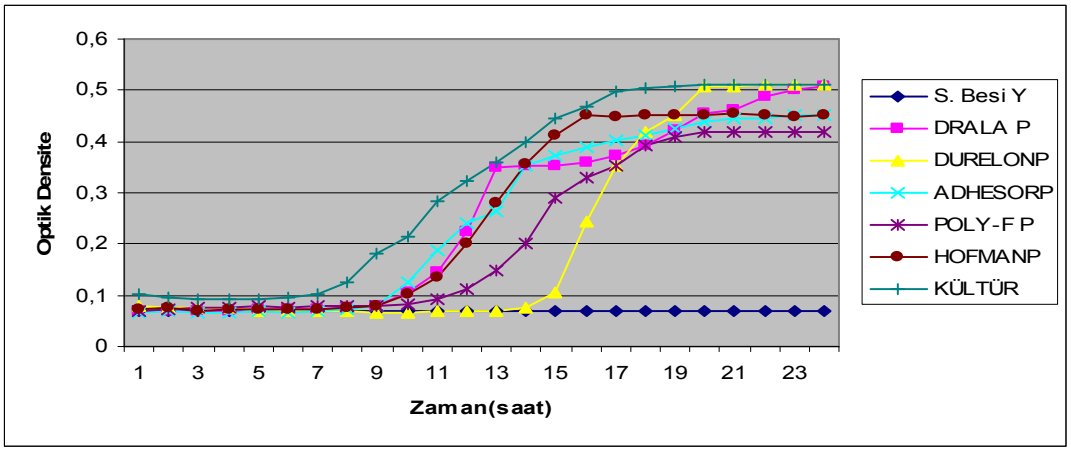
Polikarboksilat simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde geç döneme benzer şekilde *S. mutans* üremeye başlama saatinin pozitif kontrol grubuyla benzer olduğu ve bakteriyostatik etkilerinin olmadığı görülmüştür

Şekil 3.15. Polikarboksilat Simanların geç dönem *S. salivarius* üreme eğrisi üzerine etkisi



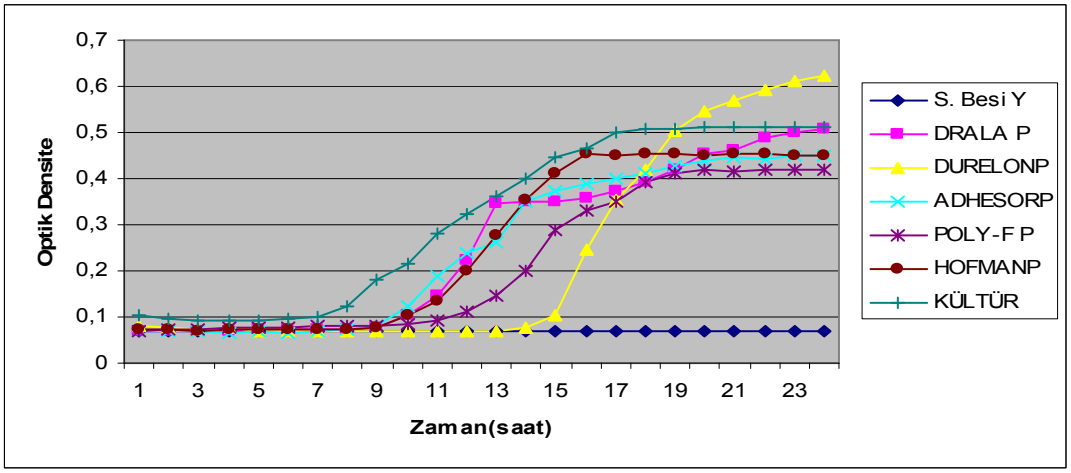
Polikarboksilat simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *S. salivarius* için üreme saati tüm polikarboksilat siman gruplarında biribirine benzerdir ve bu mikroorganizma için bakteriyostatik etkileri arasında fark yoktur.

Şekil 3.16. Polikarboksilat Simanların erken dönem *S. salivarius* üreme eğrisi üzerine etkisi



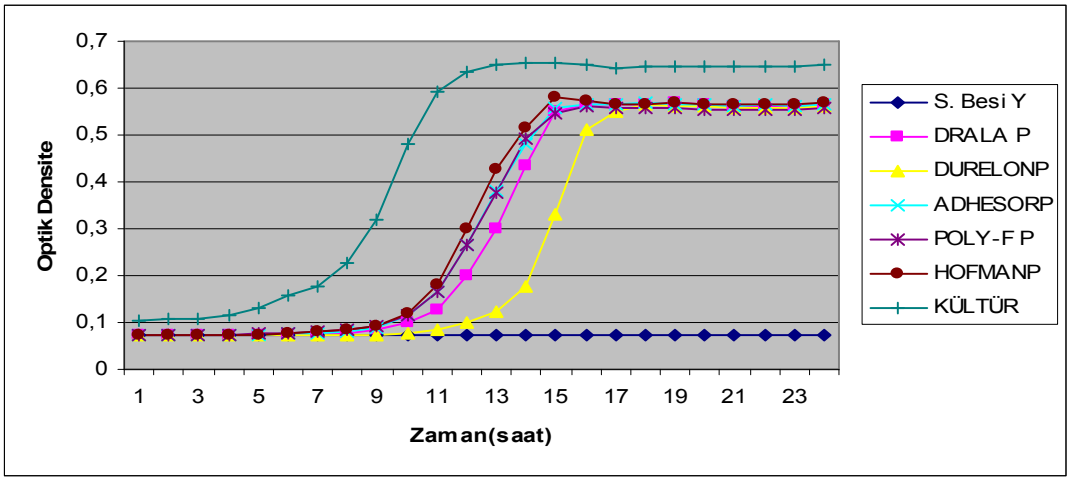
Polikarboksilat simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde Durelon polikarboksilat siman *S. salivarius* için en fazla bakteriyostatik etkiye sahiptir.

Şekil 3.17. Polikarboksilat Simanların geç dönem *C. albicans* üreme eğrisi üzerine etkisi



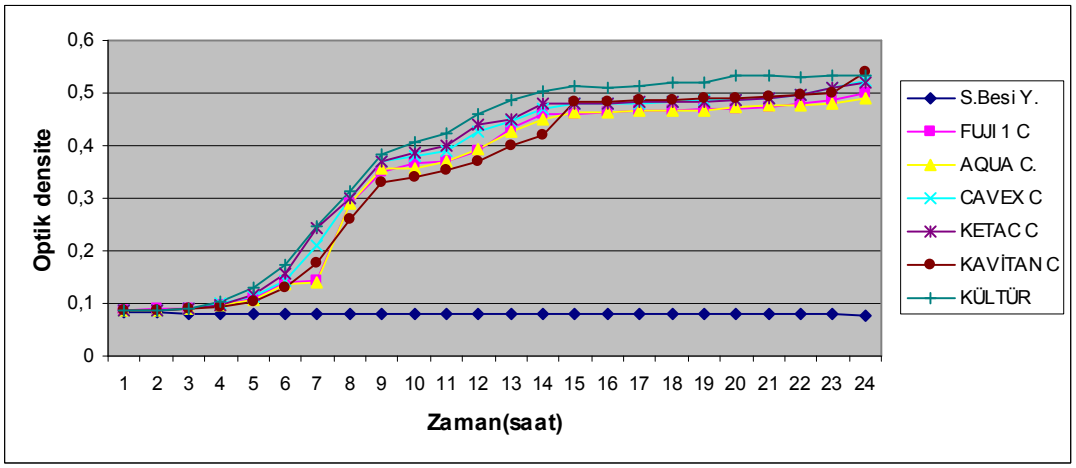
Polikarboksilat simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *C. albicans* için üreme saati tüm polikarboksilat siman gruplarında biribirine benzerdir ve bu mikroorganizma için bakteriyostatik etkileri arasında fark yoktur.

Şekil 3.18. Polikarboksilat Simanların erken dönem *C. albicans* üreme eğrisi üzerine etkisi



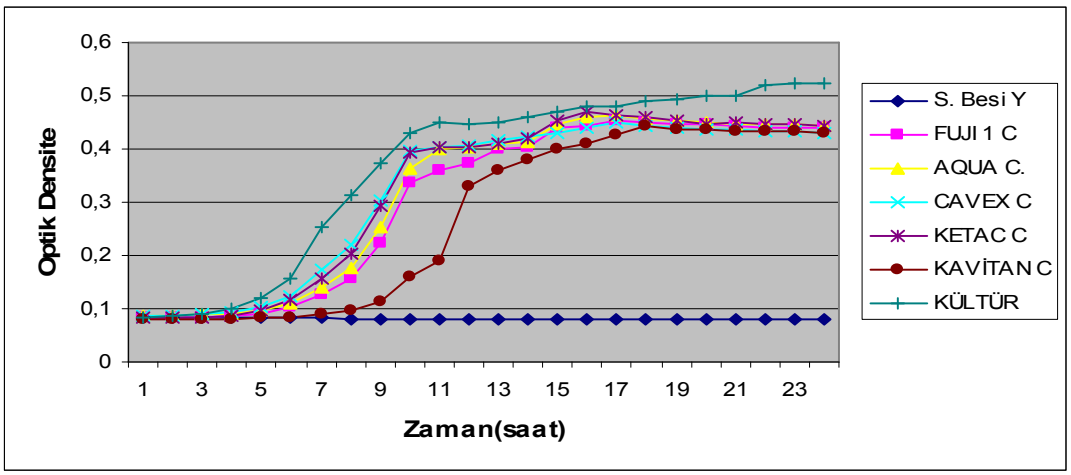
Polikarboksilat simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde Durelon polikarboksilat siman *C. albicans* için en fazla bakteriyostatik etkiye sahiptir.

Şekil 3.19. Cam İyonomer Simanların geç dönem *S. mutans* üreme eğrisi üzerine etkisi



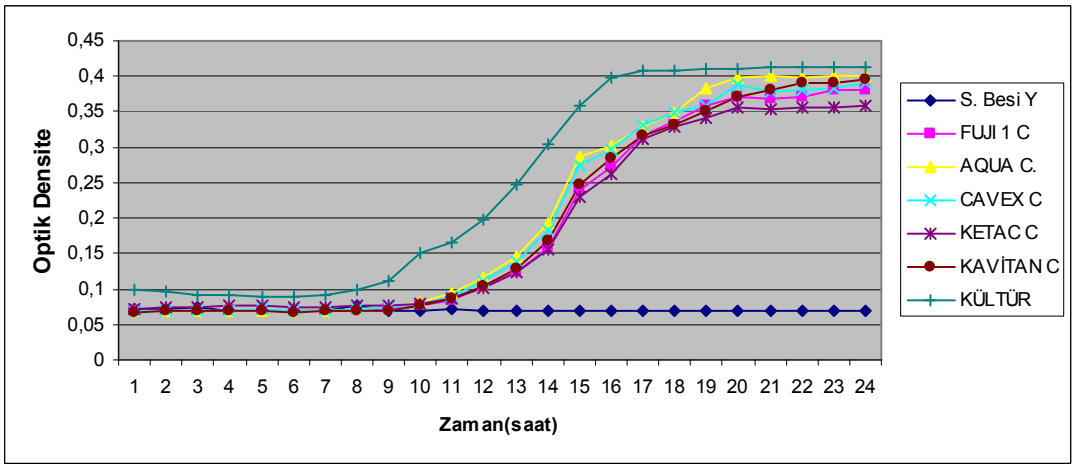
Cam iyonomer simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *S. mutans* üremeye başlama saatinin pozitif kontrol grubuyla aynı olduğu, bakteriyostatik etkilerinin olmadığı görülmüştür.

Şekil 3.20. Cam İyonomer Simanların erken dönem *S. mutans* üreme eğrisi üzerine etkisi



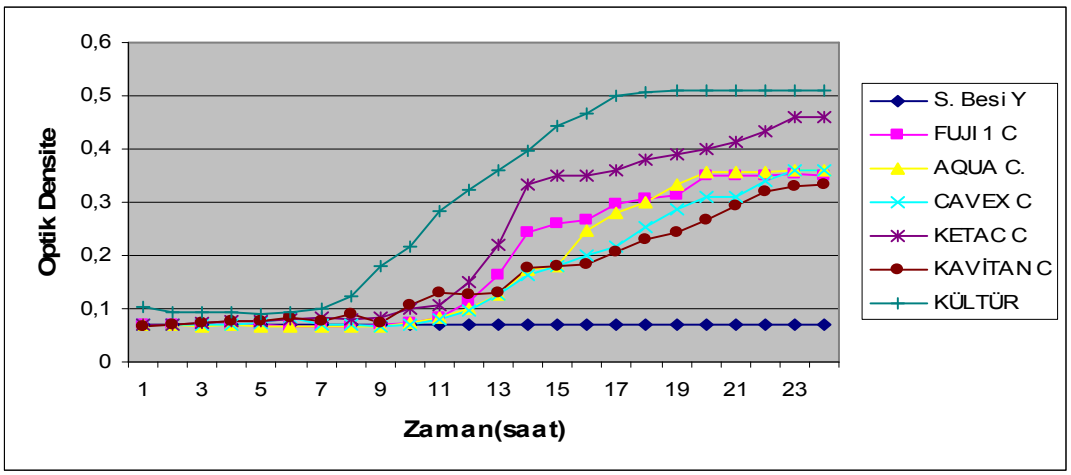
Cam iyonomer simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *S. mutans* için Kavitan-cam siman daha fazla bakteriyostatik etkinlik göstermiştir.

Şekil 3.21. Cam İyonomer Simanların geç dönem *S. salivarius* üreme eğrisi üzerine etkisi



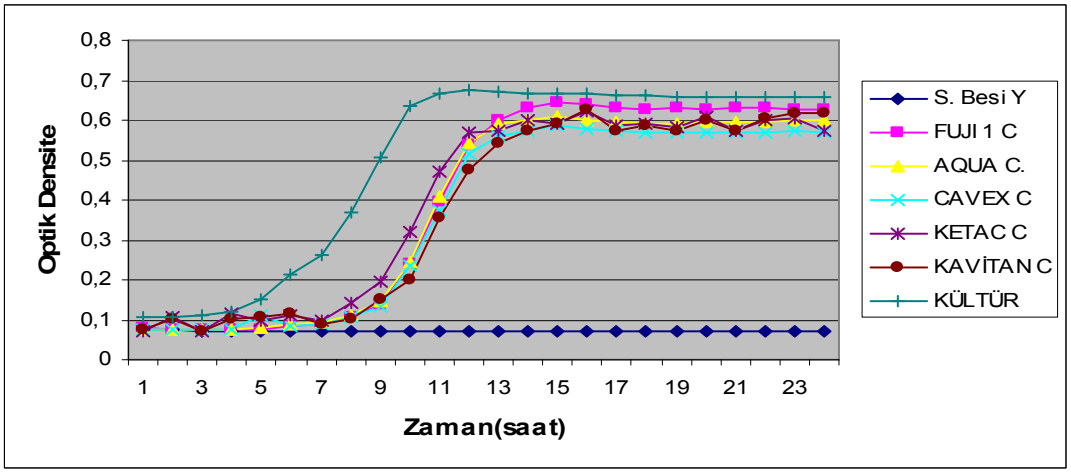
Cam iyonomer simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde geç dönem antibakteriyel etkinlik grafiklerine benzer şekilde tüm rezin siman grupları *S. salivarius* için benzer bakteriyostatik etkiye sahiptir.

Şekil 3.22. Cam İyonomer Simanların erken dönem *S. salivarius* üreme eğrisi üzerine etkisi



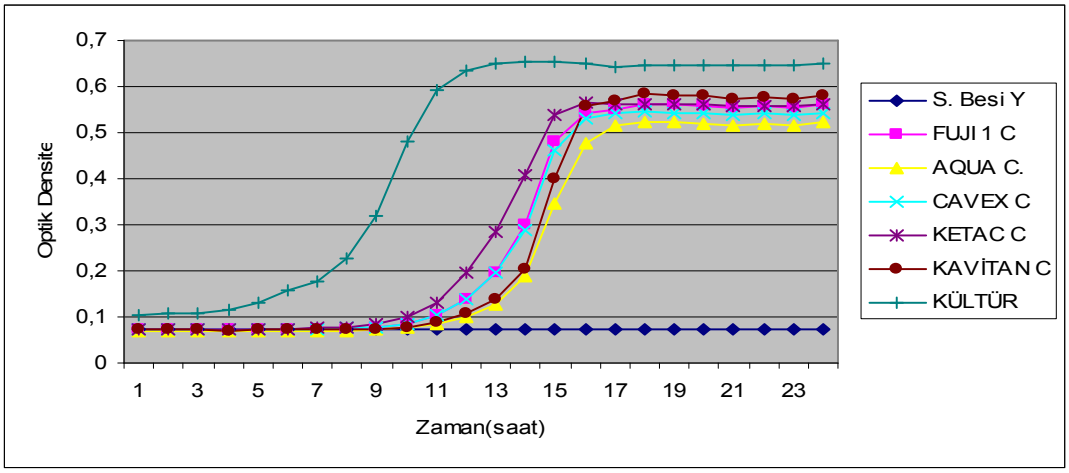
Cam iyonomer simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde Kavitan-cem cam iyonomer simanın diğer cam iyonomer simanlara göre daha yüksek bakteriostatik etkiye sahip olduğu gözlenmektedir.

Şekil 3.23. Cam İyonomer Simanların geç dönem *C. albicans* için üreme eğrisi üzerine etkisi



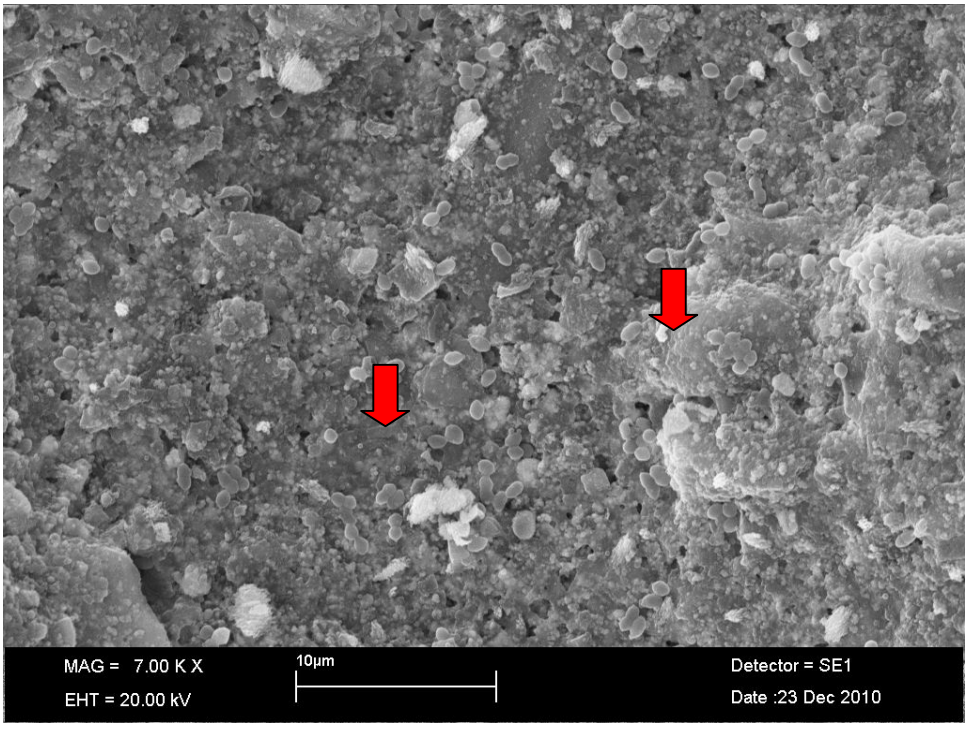
Cam iyonomer simanların geç dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde tüm resin siman grupları *C. albicans* için benzer bakteriyostatik etkiye sahiptir.

Şekil 3.24. Cam İyonomer Simanların erken dönem *C. albicans* üreme eğrisi üzerine etkisi

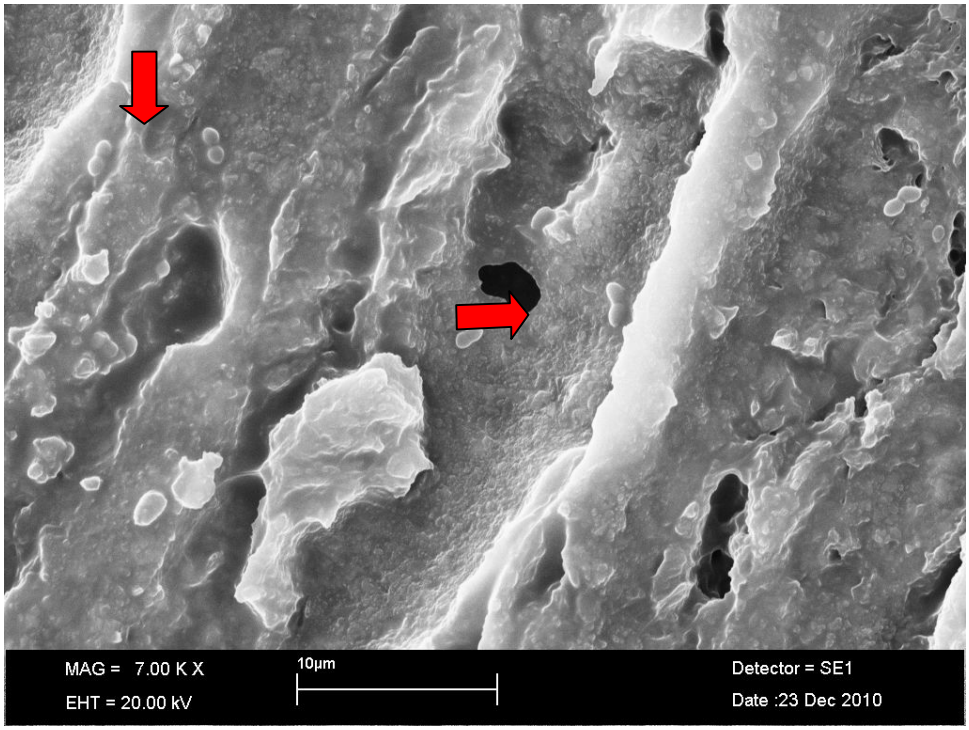


Cam iyonomer simanların erken dönemde antibakteriyel etkinlik grafikleri değerlendirildiğinde *C. albicans* için üreme saati tüm cam iyonomer siman grupları arasında, Aqua cem cam iyonomer simanın biraz daha yüksek bakteriostatik etkiye sahip olduğu gözlenmiştir.

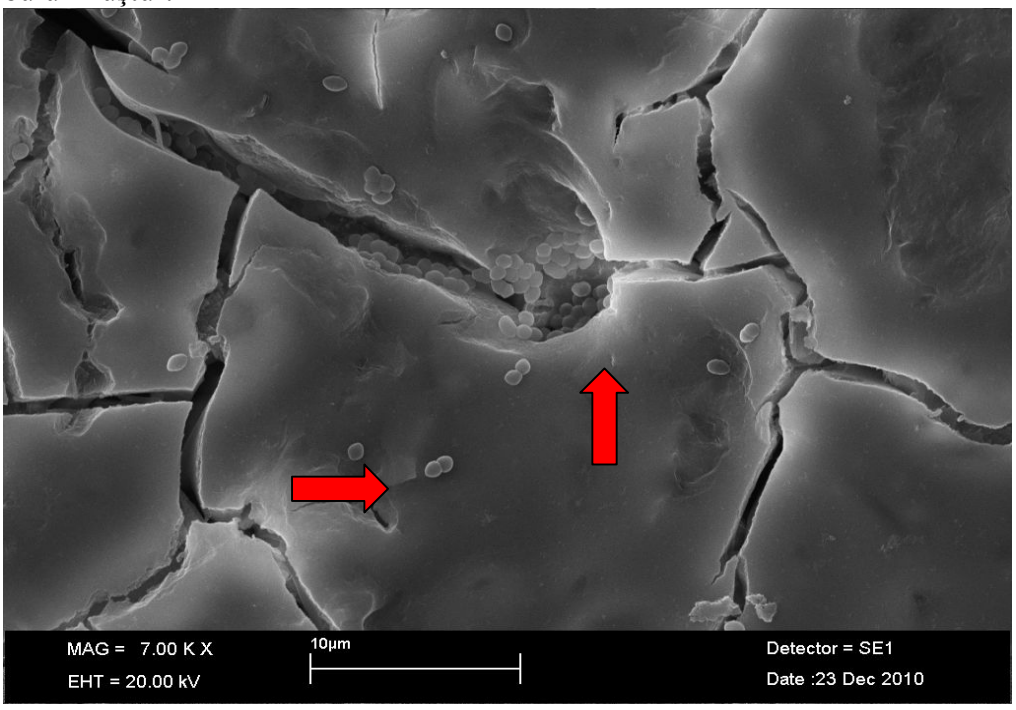
3.4. SEM Analizi Bulguları



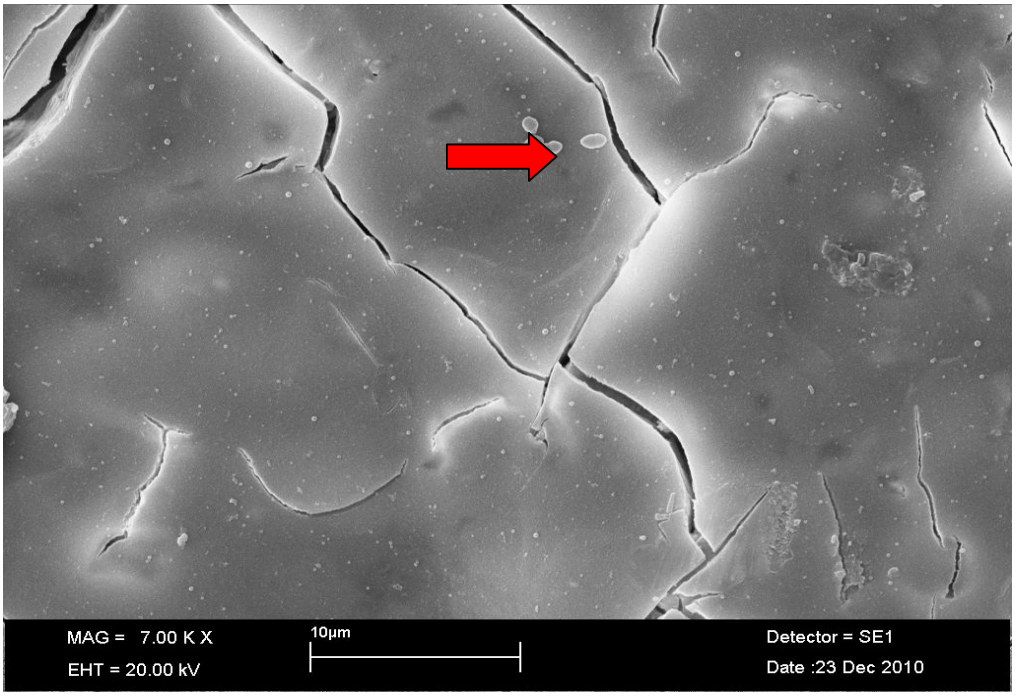
Resim 3.1: Speedcam grubuna ait bir örnekten alınan SEM resmi (X7000). Rezin siman grubunda speedcam en yüksek pürüzlülük değerine sahip bulunmuştur. SEM görüntüsünde de bu pürüzlü yüzeyler ve yüzeylere tutunmuş *S. Mutans* mikroorganizmaları gözlenmektedir.



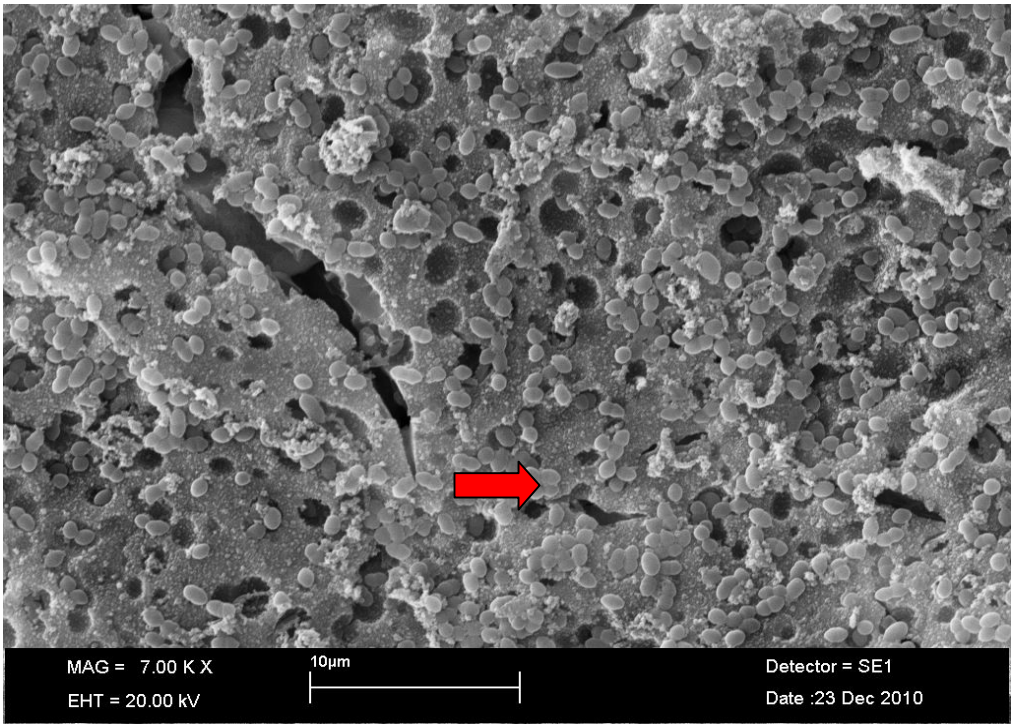
Resim 3.2. Rely-X grubuna ait bir örnekte *S. Mutans* mikroorganizmaların SEM görüntüsü (X7000). Rely-X siman grubunun SEM görüntüsünde büyük çukurcuklar izlenmektedir. Bu büyük çukurcukların varlığına rağmen Rely-X bakteri adezyon testinde en düşük değere sahip bulunmuştur.



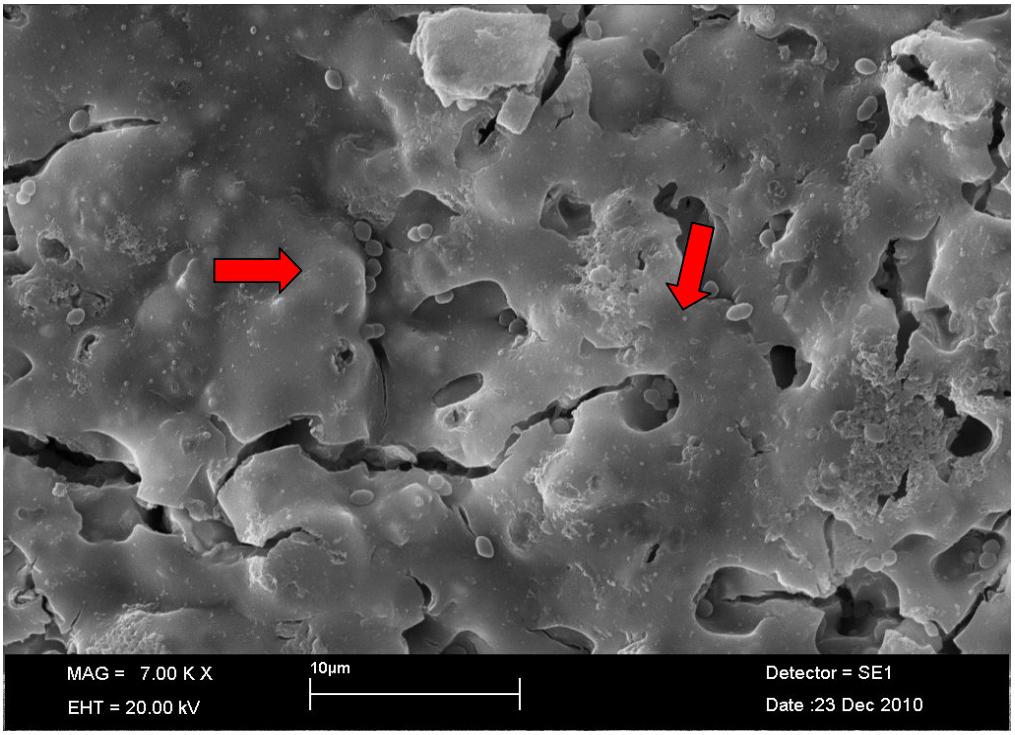
Resim 3.3. Hoffman's bakır ilaveli fosfat siman grubuna ait bir örnekten alınan SEM resminde *S. mutans* mikroorganizmaların görüntüsü (X7000). Bu örnekte çukurcuklara ilaveten çatlaklar da gözlenmektedir. Mikroorganizmalar özellikle bu bölgelerde yoğunlaşmıştır.



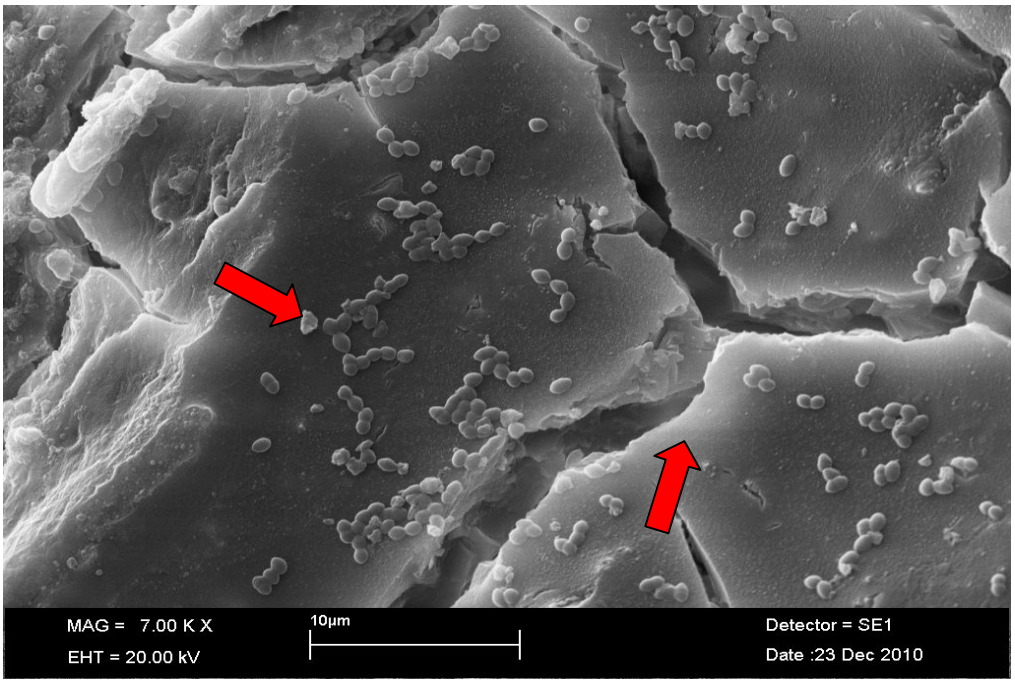
Resim 3.4. Drala fosfat siman grubuna ait bir örnekten alınan SEM resminde yer yer çatlaklara rağmen nispeten düz bir yüzey gözlenmektedir (X7000). Bu grupta adezyon testinde daha az sayıda mikroorganizma tutunduğu bulunmuştur. SEM görüntüsünde de adezyon testini destekler nitelikte mikroorganizma sayısının azlığı dikkati çekmektedir.



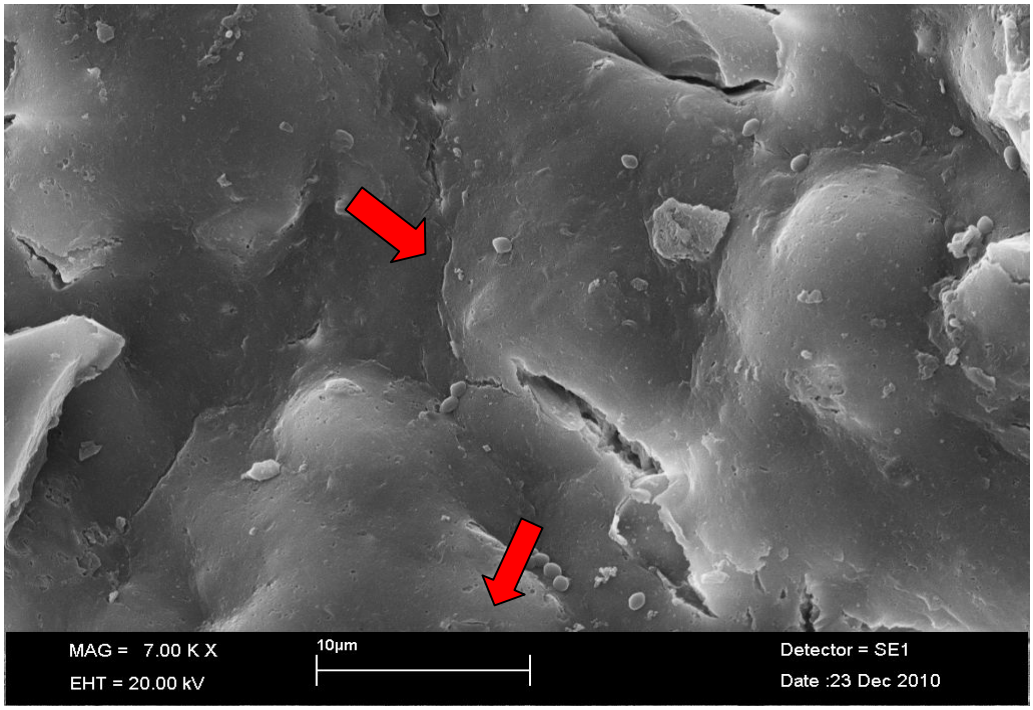
Resim 3.5. Durelon polikarboksilat siman grubuna ait bir örnekten alınan SEM resminde çukurcuklar ve yüzeyde tutunabilen *S. Mutans* mikroorganizmaların sayısının oldukça yoğun olduğu gözlenmektedir (X7000). Bakteri adezyon testi sonuçlarında da bu grup tüm siman grupları arasında en yüksek değere sahip bulunmuştur.



Resim 3.6. Poly-F polikarboksilat siman grubuna ait bir örnekten alınan SEM resminde *S. mutans* mikroorganizmaların görüntüsü (X7000). Bu grupta da çatlaklar ve çukurcuklar izlenmekte ve mikroorganizmaların özellikle bu bölgelerde yüzeye tutunabildikleri görülmektedir.

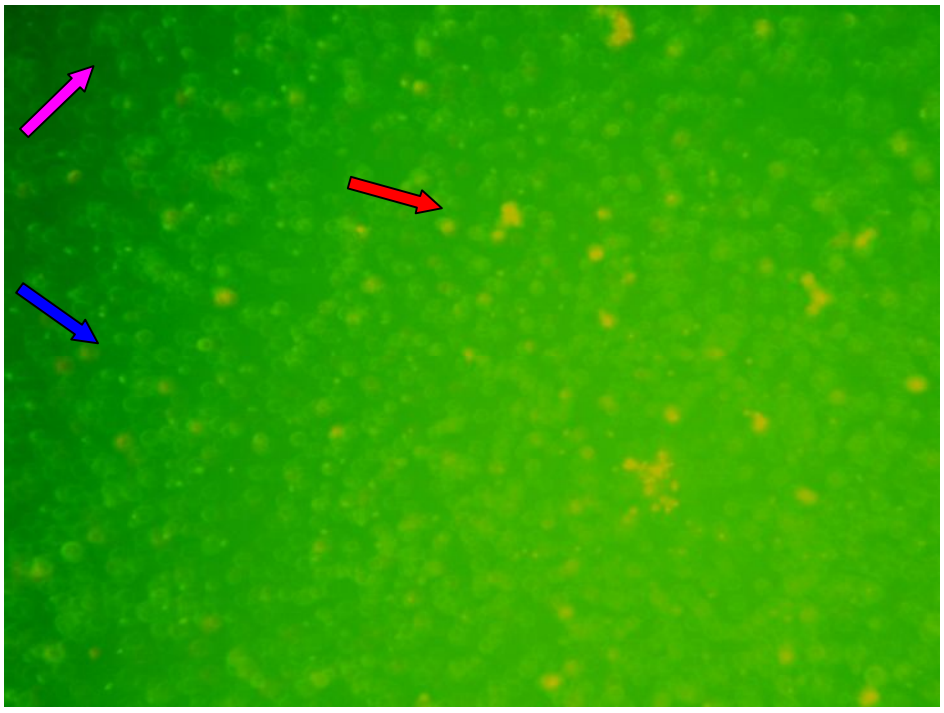


Resim 3.7. GC Fuji I cam iyonomer siman grubuna ait bir örnekten alınan SEM resminde *S. mutans* mikroorganizmaların görüntüsü (X7000). Bu grupta SEM incelemelerinde çukurcuk izlenmezken oldukça derin çatlaklar gözlenmiştir. Mikroorganizmaların çatlak bölgelere tutunabilmesi diğer gruplara benzemekle birlikte, düz yüzeylerde mikroorganizmaların yoğun bir şekilde tutunmuş olması farklı bir görünüm vermiştir.



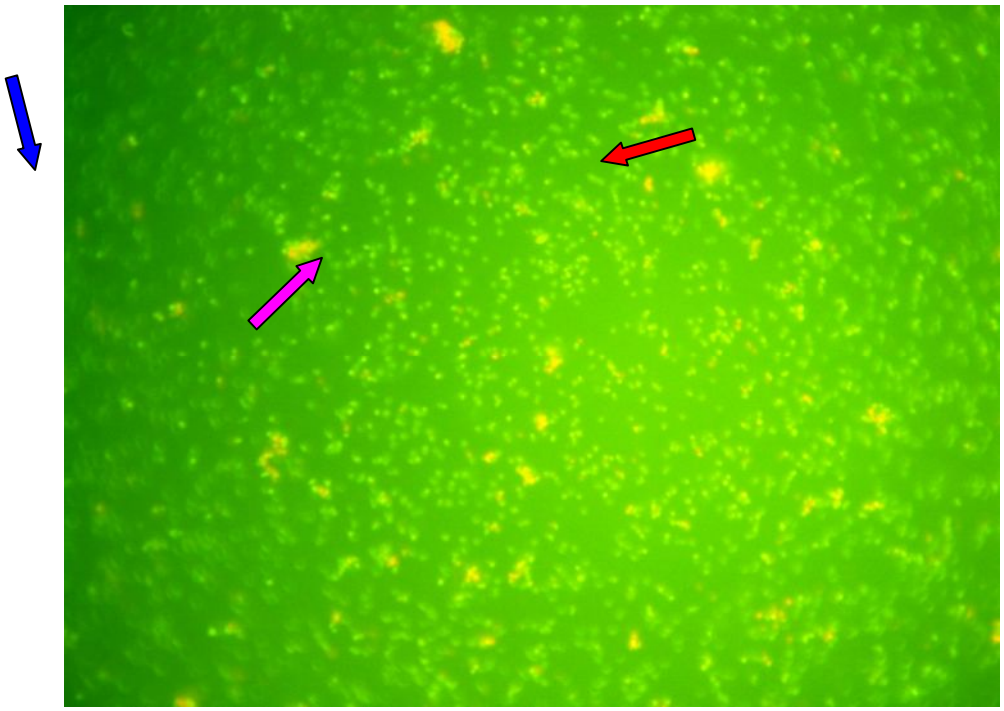
Resim 3.8. Aqua Cem cam iyonomer siman grubuna ait bir örnekten alınan SEM resminde *S. mutans* mikroorganizmaların görüntüsü (X7000). Bu grupta çukur ya da çatlaktan çok tepeciklerin belirgin olduğu ve mikroorganizmaların özellikle bu yükseltilerin eğimlerinde seyrek koloniler halinde tutunmuş olduğu gözlenmektedir.

3.5. Floresan Mikroskobu Analizi Bulguları

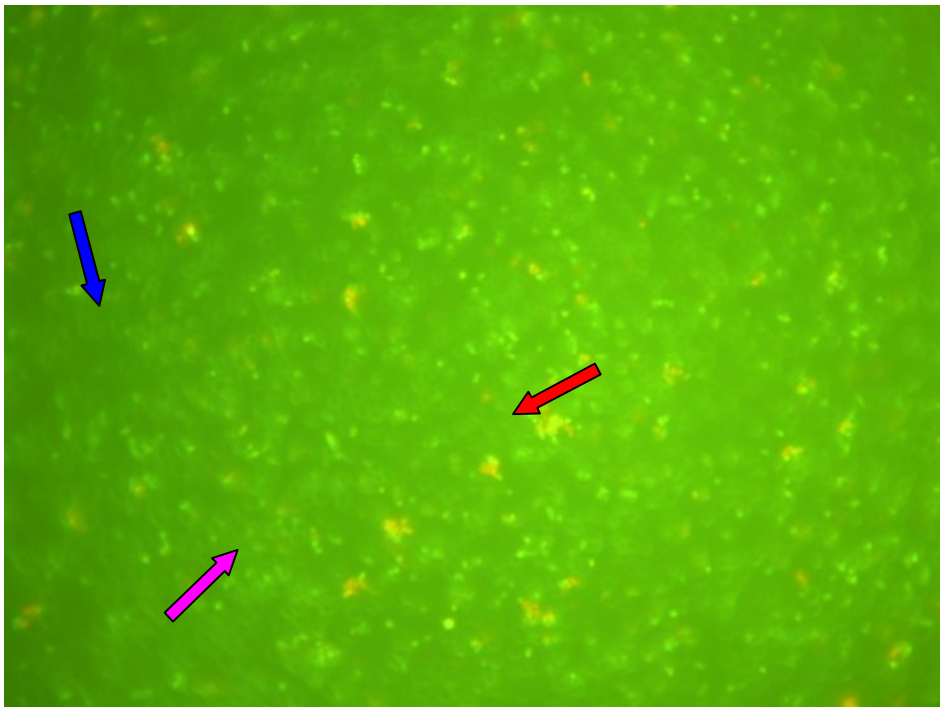


Resim 3.9. G-C Fuji cam iyonomer siman örneğine ait floresan mikroskop görüntüsü. Pembe okun işaret ettiği yeşil renkte ölü mikroorganizmalar, kırmızı okun işaret ettiği açık kırmızı

renkli canlı mikroorganizmalar, mavi ok ile örnek materyalin yapısında meydana gelen hava boşluğu görülmektedir.



Resim 3.10. Speedcam örneğine ait floresan mikroskop görüntüsü. Pembe ok ölü mikroorganizmaları, kırmızı ok canlı mikroorganizmları, mavi ok ise örnek materyalin yapsında meydana gelen hava boşluğunu göstermektedir. Siman yüzeyindeki hava boşluklarının çokluğu dikkat çekmektedir.



Resim 3.11. Durelon polikarboksilat siman örneğine ait floresan mikroskop görüntüsünde canlı ve ölü mikroorganizmalar görülmektedir.

4. TARTIŞMA

Bakteriler; marjinal sızıntı veya diş preparasyonu esnasında çürüğün tamamen uzaklaştırılamaması nedeniyle diş dokuları içinde bulunabilirler (Sevimay ve ark 2008). Çoğu çalışmada, pulpal enflamasyonun esas nedeninin bakteriyel mikrosızıntı olduğu belirtilmiştir (Cox ve ark 1998, Hebling ve ark 1999, Murray ve ark 2003). Genellikle diş-restorasyon ara yüzeyinde bakteri varlığı, bakterilerin pulpaya ulaşması neticesinde pulpa nekrozuna neden olmaktadır (Cox ve ark 1998). Başarılı bir tedavi ve ağız sağlığı için prepare edilmiş diş dokusunda kalan invaziv bakterilerin zararlı etkilerinden korunmak önemlidir (Imazato ve ark 1997). Bu nedenle yapısal olarak üstün özelliklere sahip siman materyalleri çürük oluşumunu önlemede önemli bir role sahiptirler. Diş hekimliğinde kullanılan simanların tekrarlayan çürük oluşumunu engelleme özelliğine sahip olması istenen önemli bir özelliktir. Çünkü lokal ve sistemik hastalıklarla oral ve oral olmayan patojenik organizmalara, kontamine protezlerde rastlanılmıştır (Sevimay ve ark 2008).

Cox (1992), sekonder çürük oluşumunu, postoperatif hassasiyeti, marjinal renklenmeyi, pulpa nekrozunu, periodontal hastalığı mikrosızıntının komplikasyonları arasında saymıştır. Byine Fıjitani ve ark (1992) pulpa inflamasyonu ve bakteriyel mikro

sızıntı arasında bir ilişki olduğunu bulmuşlardır. Tüm bunlar diş hekimliğinde kullanılan materyallerin antibakteriyel etkisinin büyük önem taşıdığını göstermektedir.

Bu çalışmada, dental simanların antibakteriyel etkinlikleri *in vitro* şartlarda değerlendirilmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan maddelerin, hayvan modelleri üzerinde gerçekleştirilen *in vivo* testleri biyolojik risklerinin değerlendirilmesinde önemli rol oynamakla birlikte, farklı biyolojik özelliklerinin değerlendirilmesinde, hızlı sonuçlar verebilen, maliyeti düşük, planlı *in vitro* test yöntemlerinin seçilmesi uygundur (Schalmaz 1997).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin *in vitro* olarak antimikrobiyal etkinliklerinin incelenmesinde birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Bu çalışmada bakteri adezyon testi ve DKT yöntemleri kullanıldı.

Çalışmanın bakteri adezyon testinde canlı mikroorganizma kolonilerinin sayımı gerçekleştirildi. Bunun için Elektronik Koloni Sayaçları, Thoma Lamı ve Mikroskobik Sayım gibi teknikler kullanılabilir. Ancak bu yöntemlerle yapılan sayım sonucu elde edilen veri toplam hücre sayısını veya hücre kütlesini belirler. Elde edilen sonuçlar sadece canlı hücre sayısını belirlemez, sayım içinde ölü hücrelerde bulunabilir. Gerçek anlamda canlı hücreler katı besi yerlerine yapılan ekim sonucunda gözlenen kolonilerdir (Ausubel ve ark 1993, Özçelik 1998). Bu nedenle bakteri adezyon testinde yüzeye yayma metodu kullanılmıştır.

Dental materyallerin antimikrobiyal özelliklerinin *in vitro* koşullarda belirlenebilmesi için çalışılacak materyallerin standart kalıplarda hazırlanmasının gerektiği bildirilmiştir(Li ve White 1999, Lee ve ark 2000). Bu amaçla yapılan çalışmalarda farklı boyut ve şekillerde teflon, plastik veya metal kalıplar kullanılmıştır. Yapılan diğer çalışmalarda antimikrobiyal özelliğin belirlenmesinde herhangi bir ISO standardı bulunmadığından örnekler farklı boyutlarda hazırlanmıştır (Yap ve ark 1999, Kozai ve ark 2000, Lewinstein ve ark 2005, Eldeniz ve ark 2006). Bu çalışmada, yapılan bakteriyel adezyon testinde dental yapıştırma simanların antimikrobiyal özelliklerini belirlemek amacıyla 3 mm yüksekliğinde 5 mm çapında teflondan hazırlanan tek bir kalıp kullanılarak her bir simandan 10'ar tane olmak üzere 220 tane örnek hazırlanmıştır.

Ağız boşluğu içinde 500'den fazla sayıda bakteri grubu yer aldığı fakat bu türlerin çok azının çürük ya da pulpa iltihabı ile ilişkili olduğu bildirilmiştir. *S. mutans* ve laktobasiller en temel diş patajoni olarak kabul edilmiştir (Tanner 2003). *S. mutans* asidik ortamı iyi tolere

eder ve bu yüzden asidojenik ve asitüriktir. *S. mutanslar'ın* koloni oluşturmaları için, dişlere ve onarım maddeleri gibi hücresel döküntü üretemeyen yüzeylere bağlanmaya gereksinim duyar (Tanner 2003, Berkowitz 2006). Ayrıca *S. mutans* dental plak oluşumunda dental plağa ilk yerleşen bakteri kolonisidir (Liljemark ve Bloomquist 1996, Buergers ve ark 2007, Ikeda ve ark 2007, Aykent ve ark 2010). Cabezas ve ark'ları (1999) *S. mutans'*ın restorasyon materyali altında sekonder çürüklerde fazla oranda bulunduğunu ve bu çürüklerin oluşumunda önemli role sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada ise bakteri adezyon testi için kullanılmıştır.

Yapılan *in vitro* çalışmalarda birbirinden farklı pek çok yapay tükürük formülü kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda yapay tükrük bazılarında ise doğal tükrük kullanılmıştır. Yaygın olarak yapay tükürük, formüle müsin ilavesi ile hazırlanmıştır. Fakat doğal tükürük kullanılan çalışmaların çoğunda doğal tükürüğe müsin ilavesi yapılmamıştır. Doğal tükürüğü hiçbir yapay tükürük formülü tam olarak taklit edememiştir. Çünkü doğal tükürük, oral kavitedeki birçok tükürük bezlerinin salgılarından oluşan faklı hacim ve içeriğe sahiptir (Imazato ve ark 2003, Osinaga ve ark 2003, Hengtrakool ve ark 2006, Buergers ve ark 2009B, Nakajo ve ark 2009). Bu nedenle bu çalışmada yapay tükürük yerine müsin ilave edilmeksizin doğal tükürük kullanıldı.

Protetik restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin pürüzlülüğü, mikroorganizmaları oral hijyen işlemlerinden koruyan çukurcuklara neden olurak mikrobiyal hücrelere yüzeye tutunmaları için zaman sağlamaktadır. Yüzeydeki hareketsiz mikrobiyal sayının artışı, plak olgunlaşmasındaki gelişmeyi gösterir bu da materyale komşu ağız dokularında çürüğün ve periodontal hastalıkların artışına neden olabilir (Verran va Maryan 1997, Taylor ve ark 1998).

Buergers ve ark'nın (2009A), mikroorganizma tutulumunda materyalin yüzey özelliğinin, yapısından daha önemli olduğunu vurgulamışlardır. Ayrıca, materyallerin düzgün bir yüzeye sahip olmalarının mikroorganizma tutulumu açısından antibakteriyel madde salgılamalarından daha önemli olduğunu savunmuşlardır. Bu sonuçla bizim çalışmamızda kullanılan simanlardan Hoffman's bakır ilaveli fosfat simanın test sonuçlarındaki farklılığı açıklayabilmektedir. Hoffman's bakır ilaveli simanın adezyon testi sonucunda kendi grubunda en yüksek değere sahip iken DKT sonucunda diğer simanlarla aynı düzeyde ilerlemektedir. Bu durum antibakteriyel etki için simanın yüzey özelliğinin, içeriğinden daha etkili olduğunu göstermektedir.

Pürüzlü yüzeylerin düz yüzeylerden daha çok bakteri tutmaya elverişli olduğu gösterilmiştir (Gürgan ve Alaçam 1986). Pürüzlü yüzeylerde plak formasyonu ve olgunlaşmasının arttığı ve yüksek enerjili yüzeylerde daha çok plak toplandığı bilinmektedir. Ağızda bulunan yüzeylerin pürüzlülüğü mikroorganizma tutulumunu etkilemektedir. Bazı *in vivo* çalışmalar yüzey pürüzlülüğü için bir eşik değeri (Ra=0,2 μm) önermişlerdir, bu değerin altında plak birikiminde daha fazla bir düşüş beklenmemektedir (Kuhar ve Fundak 2005). Bu çalışmada, kullanılan siman örneklerin hiç birinin, yüzey pürüzlülüğü için önerilen eşik değerine sahip olmadığı gözlendi. C&B Metabond'ta tüm simanlara arasında en düşük yüzey pürüzlülük değeri (Ra=0,53 μm) bulunmuştur.

Plak birikimi üzerine serbest yüzey enerjisindeki farklılıkların önemli etkilerine ek olarak, diş ve materyal yüzeylerinde plak birikiminin oluşumunda diğer önemli faktör yüzey yapısıdır. Hem yüzey enerjisinde hem de yüzey pürüzlülüğünde farklılıklar olan materyaller üzerine 3 ve 6 günlük plak birikiminden sonra; pürüzlü yüzeylerde, düz yüzeylere göre daha fazla plak tutunduğu gösterilmiştir (Nassar va ark 1995).

Birçok araştırmacı pürüzlü yüzeylerin mikroorganizma tutulumunu arttırdığını belirtmiştir. Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılacak dental materyal seçimine karar verilirken fonksiyon, estetik ve ekonomik oluşunun yanında plak tutulumu açısından da en uygun materyali seçerek optimum düzeyde yüzey düzgünlüğünü de sağlamaya çalışmalıdır.

Yüzey pürüzlülüğü, materyal yüzeyinin 2 boyutlu parametrisidir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için çeşitli yöntemler vardır. Bu çalışmada ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri üç boyutlu görüntü analizine imkan veren Leica Stereo Explorer yazılımı ve Leica MZ 16A Stereo mikroskoptan oluşan ölçüm sistemi kullanılarak değerlendirildi. Ölçüm sisteminin ölçme hassasiyeti 1 μm'den daha küçüktür.

Bu çalışmada kullanılan diğer bir mikrobiyolojik test yöntemi ise Weiss ve ark'nın (2005) tanımladığı DKT yöntemidir. Bu yöntemin en büyük avantajı; test materyali ile test mikroorganizmasının direk ve tam teması sağlanarak mikroorganizmanın yaşamını sürdürüp sürdüremediğinin test edilebilmesidir (Lewinstein ve ark 2005).

Lewinstein ve ark (2005), çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlarının *S. mutans* üzerindeki antibakteriyel aktivitelerini DKT ve agar difüzyon testi kullanarak karşılaştırmışlardır. Agar difüzyon testi ile bakılan simanlarda hiçbir antibakteriyal etki gözlenmemiştir. DKT ile agar difüzyon test yöntemi arasında hiçbir korelasyon

bulunamamıştır. DKT, test mikroorganizmalarının ve test materyallerinin direk temasta olması açısından, agar difüzyon test yöntemine göre antibakteriyal özellikleri saptamada daha etkili olduğu belirtilmiştir.

Eick ve ark (2004), restoratif materyallerdeki plak oluşumunu *in vitro* olarak değerlendirilen bir çalışmada statik bakteriyel besi yerlerinin maksimum 24 saat süre ile kullanımının uygun olduğunu belirtmişlerdir. Bunun nedeni 24 saat sonunda bakteri enzim ve artıklarının bakterilerin canlılığını engellemesidir. Bu nedenle DKT ile yapılan bu çalışmada test 24 saat sonunda sona erdirilmiştir.

Simanların antimikrobiyal özelliklerinin araştırıldığı bazı çalışmalarda örnekler taze hazırlanarak veya 24, 48, 72 saat veya 1 hafta gibi sürelerle bekletilerek simanların erken ve geç dönem antimikrobiyal özellikleri incelenmiştir (Lewinstein ve ark 2005). Bunun nedeni bazı simanların erken ve geç dönmedeki pH seviyeleri ve yapılarından salınan bazı iyonların miktarındaki değişikliklerdir (Daugela ve ark 2008, Sevimay ve ark 2008). Bu çalışmada bakteri adezyon testinde hazırlanan örnekler 72 saat bekletilmiştir. DKT'de ise taze ve 72 saat bekletilmiş örnekler kullanılmıştır.

S. mutans ve laktobasiller en temel diş patojeni olarak kabul edilmesine rağmen daha pek çok bakteri türüde çürük lezyonları ile ilişkilendirilmiştir. *S. salivarius*'un, izole edilen tüm fakültatif streptokokların %21'ini, tükürükteki fakültatif streptokokların %47'sini ve yanaktaki fakültatif streptokokların %10'unu oluşturduğu görülür. *S. salivarius*, *S. mutans*, *S. sanguis* ve *S. mitis*, çürük sürecinde dikkat çeken bakterilerdir. Ortodontik apareyleri kullananlarda retansiyon bölgelerinin çoğalmasıyla *S. salivarius*, *S. mitis* sayısının arttığı saptanmıştır. *S. salivarius in vitro* olarak, çürüğe benzer lezyonlar yapabilir ve bu bakterinin bulunuş sıklığı ile diş çürüğü arasında ilişki olduğu kanıtlanmıştır (Anğ 1990, Bilgehan 2000, Erganiş ve Öztürk 2003).

Hem ağızda çok sayıda bulunmaları, hem de yüzeyel ve derin enfeksiyonlar yapabilen fırsatçı patojenler olmaları nedeniyle insan ağzında bulunan çeşitli mantar türleri arasında en çok incelenen *C. albicans'tır* (Waters ve ark 1997).

Nikawa ve ark (1997) *C. albicans'ın* farklı protetik materyallere yapışmasının kolonizasyon ve plak oluşumunda ilk basamak olduğunu, ikinci basamağın ise yapışan hücrelerin büyümesi ve farklı mikroorganizmaların mevcut mikrooganizmalara yapışıp

gelişmesi olduğunu bidirmişlerdir. *C. albicans* ile kron-kök çürüğü arasındaki ilişki pek çok araştırmacı tarafından gösterilmiştir.

Nikawa ve ark'nın (2003) *C. albicans'ın* hidroksiapatit yapıya elektrostatik etkileşimle yapıştığı ve *C. albicans'ın* hidroksiapatit yapıyı *S. mutans'a* oranla yaklaşık 20 kat daha fazla çözebildiğini tespit etmişlerdir. Russel ve ark'ları (1991) yetişkinlerde çürük artışı ile *C. albicans, laktobasil* ve *S. mutans* ilişkisini göstermişlerdir.

Çalışmada kullanılan simanların antimikrobiyal etkinliğinin değerlendirilmesinde tek bir yöntem kullanılmasının dezavantajları olabilir. Kullanılan materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinden dolayı test sağlıklı sonuçlar vermeyebilir ve bu nedenlerle de farklı yöntemler kullanmanın daha objektif sonuçlar verdiği düşünülmektedir. Çalışmada kullanılan yöntemlerden bakteri adezyonu testi ile test edilen simanların üzerinde ne kadar mikroorganizmanın tutunabildiğini gözlemlemek için seçilirken, simanların içeriğindeki kimyasalların mikroorganizmaların canlılıklarını etkisini incelemek için ise DKT kullanıldı. Böylece siman yüzeylerine ne kadar mikroorganizmanın yerleşebileceği ve yerleşen bu mikrooganizmaların canlılıkları üzerine simanları etkisi araştırıldı.

NaF içerikli preparatların diğer florit bileşiklerinden farklı etkisi bulunmaktadır. NaF etki mekanizması ve antibakteriyel özelliği nedeniyle *S. mutans* sayısını azalmakta diş üzerinde plak oluşumunu güçleştirir (Oktay 1998). Ancak, De Witte ve ark'ları (2003), geleneksel cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve poliasit modifiye kompozit rezin materyallerine nötral NaF solüsyonu uygulamasının, yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Sonuçta NaF uygulanmasının poliasit modifiye kompozit rezinler haricinde özellikle cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülüğünde büyük bir artışa neden olduğu görülmüştür (Weintraub ve ark 2006).

Gillgrass ve ark (1999), geleneksel cam iyonomer siman ve asit modifiye kompozit materyalerinin *in vitro* olarak florit salınımı, mikrobiyal inhibisyonu ve mikrosızıntı durumlarını karşılaştırmışlardır. Geleneksel cam iyonomer siman, asit modifiye kompozit simana göre belirgin bir şekilde daha fazla florit salınımı ve antimikrobiyal aktivite göstermiştir. Ortodontik amaçlı dişlerin bantlamasında dekalsifikasyonun önlenmesi için, kullanılan simanın etkili bir şekilde florid salınımı yapması, *S. mutans* gibi antikaryojenik bakterilerin inhibisyonu için antimikrobiyal aktivite göstermesi ve siman ile diş arasındaki mikrosızıntıyı önlemesi gerektiği bildirilmiştir.

Cassanho ve ark (2005), cam iyonomer ve çinko oksit ojenol simanların, *C. albicans* üzerindeki antibakteriyel aktivitesinin etkili olduğunu bildirmişlerdir (Varenne ve ark 2006).

Dahl (1997) agar difüzyon testini kullanarak polikarboksilat ve çinko fosfat simanın antibakteriyel etkiye sahip olduğunu, polikarboksilat simanın ise *S. mutans'a* karşı en güçlü etkiyi gösterdiğini bulmuştur (Dahl 1978, Sevimay ve ark 2008).

Ohmori ve ark (1999), Clearfil Liner Bond, Clearfil Liner Bond II ve Panavia 21'in primerlerinin antibakteriyel aktivitelerini incelemişlerdir. Her üç sistemde antibakteriyel özellik taşıyan 5-NMSA içermektedir. Sonuçta Panavia 21'in en fazla antibakteriyel etki gösterdiğini bulmuşlardır. Bunun nedeninin 5-NMSA'nın dilüe edildiği zaman *S. mutans'a* karşı olan antibakteriyel etkilerinin azalması olarak düşünülmüştür (Oneo ve ark 1993, Sevimay ve ark 2008).

Sevimay ve ark'nın (2008) agar difüzyon testi kullanarak farklı yapıştırma simanlarının *S. salivarius'a* karşı antibakteriyel özelliklerini inceledikleri bir çalışmada Variolink II ve CB Metabond' da inhibisyon alanı oluşmazken; Panavia F, Poly F, Adhesor, Ketac Cem ve Chemiace II, *S. salivarius'a* karşı değişen oranlarda antibakteriyel aktivite göstermişlerdir. En büyük inhibisyon alanı Adhesor'de gözlenmiştir. Bunun nedeninin çinko fosfat simanın asit-baz reaksiyonu ile sertleşiyor olması ve yüksek pH değerinin olabileceği belirtilmiştir. Bu çalışmada fosfat simanlarla yapılan DKT'nin erken ve geç dönem arasındaki farkı destekler niteliktedir.

Svanberg ve ark'nın (1990), kompozit ve cam iyonomer siman onarımların kenarlarındaki biyofilm içindeki *S. mutans* seviyelerini değerlendirdikleri bir çalışmada kompozit içerisinde cam iyonomer simandan daha fazla tespit etmişlerdir. Bunun nedeni olarakta kompozitlerin temel bileşenleri olan Bis- GMA, TEGDMA ya da sıklıkla kullanılan UDMA'nın ağız bakterilerine karşı çok az bakteriyostatik/bakterisit etki gösterdiği veya hiç etki göstermediği bildirilmiştir (Imazato 2003).

Kawai ve ark (2000), kompozit reçine ürünlerinin ve bazı reçine monomerlerinin *S. sobrinu'un* büyümesini hızlandırdığını ayrıca, dimetakrilat monomerlerden Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA'nın streptokok türlerinin büyümesini stimüle ettiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada yapılan erken ve geç dönem *S. salivarius* ve *S. mutans* ile yapılan DKT sonuçlarında ki Clearfill rezin simanın 24 saat sonunda enfekte besi yerinden daha yüksek OD değerine ulaşmasının nedenini açıklamaktadır.

Francci ve ark (1999), restoratif bir materyalden ve/veya dentin bağlayıcı sistemden flor salınımının dentinin direncini arttırdığını ve *S. mutansın* asit üretimini inhibe ettiğini bildirmişlerdir. Imazato ve ark (1999), flor içeren materyallerden salınan flor iyonunun bakteriyel inhibasyondan sorumlu olabileceğini tespit etmişlerdir. Ancak bunun aksine Donly ve ark (1999), florun remineralize edici etkisinden yararlanmak amacıyla yapısına flourid ilave edien rezin materyallerden salınan florun, oldukça az miktarlarda olduğu ve bu miktarın bakteri inhibisyonu için yeterli olmadığını bildirmişlerdir. Gür ve ark (2002), flor içeren kompozitlerin çalışmada kullanılan beş faklı bakterinin hiçbirine karşı antibakteriyel etki göstermediğini bildirmişler ve bu materyallerin florit salınımı ile antibakteriyel etkileri arasında bir ilişki kuramamışlardır.

Hengtrakool ve ark (2006), florit içeren ve içermeyen cam iyonomer simaların *S. sanguis* üzerindeki antimikrobiyal özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, florit içeren cam iyonomer simanda belirgin olarak daha fazla antimikrobiyal aktivite olduğu bildirilmiştir. Bizim cam iyonomer grubundaki sonuçlarımız bu çalışmanın sonuçları ile paralellik göstermemiştir.

Cam iyonomer simanların antibakteriyel etkinliklerinin flor içerikleri yanında, sertleşme reaksiyonları tamamlanana kadar sahip oldukları asidik pH'a bağlanmaktadır (Ribeiro ve ark 2004). Bakterilerin çok düşük pH derecelerinde yaşayamadıkları ve materyallerin asidik pH'larından etkilendikleri bildirilmiştir (Marsh ve Martin 1992, Imazato ve ark 1998,). Bu çalışmada DKT'de kullanılan materyallerin polimerizasyonunun asit-baz reaksiyonu ile gerçekleştiği fosfat simanlar, polikarboksilat simanlar ve cam iyonmer simanların erken ve geç dönem 24 saatlik OD değerleri arasında ki farkın nedeni olarak düşünülebilir.

Meryon ve Johnson (1989), cam iyonomer, polikarboksilat, çinko fosfat, rezinle güçlendirilmiş çinko oksit ojenol ve amalgam materyallerin antibakteriyal aktivitelerini ve çinko ile florit salınımlarını incelemişlerdir. Artan çinko salınımı ile antibakteriyal etkinin de arttığını fakat florit salınımının mikoorganizmalar üzerinde herhangi bir antibakteriyal etkiye sahip olmadığı belirtilmiştir. Bu sonuç yaptığımız çalışmanın bakteri adezyon testinde en düşük değerin fosfat siman grubuna ait olmasını açıklamaktadır.

Bu tür materyallerin antibakteriyel etkisi düşük pH, flor salınımı veya içeriklerindeki diğer kimyasal komponentler olabilir (Amerogen 1996, Silva ve ark 2007). Bazı

araştırmacılar, antibakteriyel etkinliğin düşük pH değeri ve çinko, bakır, gümüş gibi metal iyonlarının salınımının flor salınımından daha çok arttırdığını bildirmişlerdir (Silva ve ark 2007). Dört farklı firmaya ait fosfat simanla yapılan adezyon test sonuçlarına göre en düşük antibakteriyel etki Hoffman's bakır ilaveli fosfat simanda bulunmuştur. Bakır içeriğinden dolayı en yüksek antibakteriyel etki beklenirken en düşük çıkması yüksek yüzey pürüzlülük değeri ile ilgili olabilir. Hoffman's bakır ilaveli fosfat simanın yüzey pürüzlülük değeri diğer fosfat simanlardan anlamlı olarak farklı bulunmuştur. Rezin simanların ve cam iyonomer simanların bakteri adezyon testi sonuçları ile yüzey pürüzlülük değerleri arasında bir korelasyon gözlenmişken polikarboksilat simanlarda aynı durum gözlenememiştir.

Polikarboksilat simanların yüzey pürüzlülükleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken bakteri adezyon testinde Durelon marka polikarboksilat simanda bu simanlar içerisinde en yüksek değer bulunmuştur. Durelon içeriğinde diğer dört polikarboksilat simanın içeriğinde bulunan magnezyum oksit yoktur. Bunun yerine diğer dört simanın içeriğinde olduğu belirtilmeyen kalay oksit ve stannous florur vardır. Bu durumun polikarboksilat simanlar arasındaki içerik farkı nedeniyle olabileceği düşünülmektedir.

Buergers ve ark'nın (2009A) simanların toz-likit oranlarını değiştirerek yüzey pürüzlülüğündeki değişikliği ve daha sonrasında buna bağlı bakteri adezyonu ile ilişkisini incelediği bir çalışmada, simanların yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında orta dereceli bir ilişki bulduğunu bildirmiştir. Bu sonuç, yapılan çalışmanın pürüzlülük ve bakteri adezyon sonuçlarını destekler niteliktedir.

Klinik şartlarda, siman sistemlerin antibakteriyel etkinlikleri değişik faktörlerden etkilenebilir. Sistemlerin düşük pH değerleri dentin ile temas ettikten sonra, dentinin tampon etkisi ile yükseldiği için, planktonik bakteri kültürlerinden gözlenenden daha düşük düzeyde bir antibakteriyel etkinlik elde edilebileceği iddia edilmiştir (Imizato ve ark 1994, Türkün ve ark 2003). Bu çalışmada kullanılan yapıştırma simanlarının antibakteriyel etkinliğinin klinik olarak değerlendirilmesi neticesinde konunun daha iyi aydınlatılabileceği düşünülmektedir.

Pek çok *in vitro* çalışma gibi bu çalışmada ağız ortamı tam olarak taklit edilememiştir. Çalışmada kullanılan yapıştırma simanları sadece tükrük ile kaplanmıştır. Yapıştırma simanların salyaya maruz kaldığında bakteriyel etkinliğini değerlendirebilmek için bu çalışmanın sonuçlarının, klinik bir çalışma veya ağız ortamını daha iyi taklit eden bir çalışma ile desteklenmesinde fayda vardır. Ayrıca sonraki çalışmalarda ilaveten farklı

mikrobiyoloji test teknikleri kullanılması, test materyallerinin daha uzun dönemde ki antibakteriyel etkinliğinin karşılaştırılması, ve başka mikroorganizmaların da kullanılması bize bu konuda daha geniş ve kapsamlı bilgi verecektir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Farklı firmalara ait 22 dental yapıştırma simanının, antimikrobiyal etkisi ve yüzey pürüzlülüğü araştırılmış; çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Teflon kalıplarla elde edilen örneklerden ölçülen yüzey pürüzlülük değeri istatistiksel olarak en fazla cam iyonomer simanlarda, en az ise polikarboksilat simanlarda bulunmuştur. Rezin simanlar ile fosfat simanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

2. Rezin simanlarda yüzey pürüzlülük sonuçlarında, gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Rezin simanlardan oluşan grup içinde en yüksek değere Speedcam'de, en az ise C&B Metabond'da bulunmuştur.

3. Teflon kalıplarla elde edilen örnek yüzeylerine tutunan *S. mutans* koloni sayım sonuçlarına göre cam iyonomer simanlar, polikarboksilat simanlar ve rezin simanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamışken fosfat simanlar istatistiksel olarak diğer üç gruptan daha düşük değere sahip bulunmuştur.

4. Rezin siman grubunda, örnek yüzeylerine tutunan *S. mutans* koloni sayım sonuçlarına göre grup içinde en yüksek değer sırasıyla; Speedcam, Clearfill, Maxcem, GC Automix, Biscem, Multilink Automix, Rely-X ve C&B Metabond bulunmuştur.

5. Fosfat siman grubunda, Drala'da en düşük *S. mutans* koloni miktarı bulunmuşken diğer üç fosfat siman grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

6. Polikarboksilat siman grubunda, en yüksek *S. mutans* koloni miktarı Durelon' da bulunmuşken, en düşük canlı *S. mutans* koloni miktarı Adhesor polikarboksilat, Drala polikarboksilat ve Poly- F'de bulunmuştur.

7. Cam iyonomer simanlar arasında en düşük *S. mutans* koloni miktarı Aqua Cem' de bulunmuştur diğer dört cam iyonomer simanlar arasında istatistiksel olarak anlamalı bir fark bulunmamıştır.

8. Çalışmada kullanılan tüm simanlar arasında en düşük *S. mutans* koloni miktarı Drala fosfat, Rely-X, C&B Metabond ve Poly-F simanlarda bulunmuştur.

9. Tüm gruplarda erken DKT sonuçları, geç dönem DKT sonuçlarından daha iyi gözlenmekteyken özellikle Fosfat siman grubunun *S. mutans* ile yapılan deney sonucunda erken dönem çok daha iyi bulunmuştur.

10. DKT ile Bakteri Adezyon Testi sonuçları arasında orta düzeyde bir korelasyon gözlenmesine rağmen Hoffman's bakır ilaveli fosfat simanda böyle bir ilişki gözlenmemiştir.

11. Yüzey pürüzlülük ölçüm sonuçları ile Bakteri Adezyon Testi sonuçları arasında orta dereceli bir ilişki gözlenmiştir. Pürüzülülük değeri en düşük polikarboksilat simanlarda bulunmuşken, Bakteri Adezyon Testinde en düşük değer fosfat simanlarda bulunmuştur.

12. Rezin siman, polikarboksilat siman ve cam iyonomer siman grupları arasında Bakteri Adezyon Testi sonuçların da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken; cam iyonomer siman grubu, rezin siman ve polikarboksilat siman yüzey gruplarına göre pürüzlülük sonuçlarında istatistiksel olarak en yüksek pürüzlülük değeri göstermiştir.

Kullandığımız test yöntemlerinde en az antibakteriyel etki cam iyonomer simanlarda görüldü. Klinikte simanın antibakteriyel öneminin arttığı durumlarda fosfat siman tercih edilebilir.

6. ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Dental Yapıştırma Simanların Antimikrobiyal Özellikleri

Müge Kamacı

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA 2011

Diş Hekimliğinde kullanılan yapıştırma simanlarının antibakteriyel özellikleri de önemlidir. Bu çalışmanın amacı farklı üretici firmalara ait rezin, fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanların antibakteriyel özelliklerinin DKT ve Bakteri Adezyon Test yöntemleri kullanılarak incelenmesidir.

DKT yönteminde *Streptococcus mutans, Streptococcus salivarius, C.andida albicans* mikroorganizmaları yeni hazırlanmış (erken dönem) ve 3 gün bekletilmiş (geç dönem) 4 farklı siman çeşidinde test edilmiştir. Hazırlanan siman örneklerin 1 saat bakteri solusyonu ile direk teması sağlanmıştır. Spektrofotometre kullanılarak 1'er saat aralıklarla, 24 saat süreyle bakteri solusyonun 550 nanometrede optik yoğunluğu ölçülmüş ve bakteri süspansiyonu içeren kontrol grubu ile kıyaslanmıştır.

Bakteri Adezyon Testi *S. Mutans ve* aynı simanlar kullanılarak gerçekleştirildi. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü stereo mikroskop yardımıyla ölçüldü. Kontamine edilen örneklerin PBS ile seri dilüsyonları yapıldı. Her konsantrasyondaki PBS solusyonların, Brain Heart Agar platelere ekimi yapıldı. 24 saat sonunda her bölgedeki gözle görünen canlı koloni miktarları sayılarak logaritmik değerlere çevrildi. Elde edilen değerlere SPSS verisyon 16.0 kullanılarak Çok Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testleri uygulandı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p< 0,05$ olarak belirlendi.

Cam iyonomer simanların yüzey pürüzlülük değerleri en fazla polikarboksilat simanların en az bulundu. Fosfat simanlar Bakteri Adezyon testinde en yüksek antibakteriyel etkiye sahip bulundu. Fosfat simanların erken dönem DKT sonuçlarıyla geç dönem DKT sonuçları arasındaki fark en fazla çıkmıştır. Kullandığımız test yöntemlerinde en az antibakteriyel etki cam iyonomer simanlarda görüldü. Klinikte simanın antibakteriyel öneminin arttığı durumlarda fosfat siman tercih edilebilir.

Anahtar Sözcükler: Siman; antibmikrobiyal; DKT; bakteri adezyonu; yüzey pürüzlülüğü

7.SUMMARY

Antimicrobial Properties of Dental Luting Cements

Luting cements used in dentistry to physical and chemical properties, antibacyerial properties are also important. The aim of this In vitro study is different manufacturers resin, phosphate, polycarboxylate and glass ionomer cements to examine the antibacterial properties using the DCT and Bacterial Adhesion Test methods.

DCT method, *S. mutans, S. salivarius, C. albicans* micro-organisms prepared for the 4 different cements. The materials were tested immediately after application to the microtiter wells (fresh samples) and after setting for 3 days (set samples), a total of 24 groups. Luting cements 96- well cell culture dish to be 2 mm in height. Cement samples prepared with a solution of 1 hour direct contact with bacteria is provided. Using a spectrophotometer at intervals of 1 hour, 24 hour for the solution of bacteria was measured 550 nm optical density.

Bacterial Adhesion Test samples used in the 5 mm diameter, 3mm in height were prepareed. Surface roughness of the samples was measured using a stereo microscope. The prepared samples werw sterilized under UV two dats after waiting 24 hours. Examples 2,5 hours ago 2 hoursand then kept in sterile saliva *S. mutans* have been contaminated with. Each concentration by serial dilutions of samples were contaminated with PBS, the PBS solutions transplantation was platen with Brain Heart Agar. Visible to the end of 24 hours in each region by counting the amount of live colony has been translated into logarithmic values. Values obtained using SPSS version 16.0 Multi-way analysis of varience (ANOVA) and Tukey HSD tests were applied. The statistical meaningful level was accepted as $p < 0.05$.

Surface roughness values of dental cements, resin cements and phosphate cements were similar and the highest glass ionomer cements, polycarboxylate cements while the lowest were found. Bacterial adhesion test between all groups, phosphate cements were found to have the highest antibacterial effect and the other cements groups has a similar antibacterial effect. Examples of resin cements according to the results of clearfil between DCT positive control goup reached a higher optical density. DCT in the optical density difference between fresh and set goups were observed at most phosphate cements.

Keywords: Cements; antimicrobial; DCT; bacteial adhesion; surface roughness.

8. KAYNAKLAR

1. Akaltan F. Yapıştırma simanları. TDBD, 2002; 71: 58-63.
2. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri, Ankara, Polat yayınları, 1998, 199-340.
3. Altıntaş S. Farklı rezin simanların artık monomer salınımının in vitro şartlatda incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2007.
4. Amerogen WE. J Public Health Dent, 1996; 56.150–154.
5. An YH, Friedman RJ. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces. J. Biomedical Materials Research, 1997; 43(3): 338-348.
6. Anğ Ö. Ağız Mikrobiyolojisi, Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul, 1990, 75-92.
7. Anusavice KJ. Biocompatibility of dental materials, 10_{th} Ed, Philadelphia, Saunders Company, 1996, 75-110.
8. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials, 11th Edition, Elsevier Science, 2000, 49-74 (B).
9. Anusavice KJ. Informatics to assess and apply clinical research on dental restorative materials. Adv. Dent. Res, 2003; 17.43- 48 (A).
10. Arıkan S. Posterior kompozti restorasyonlar. Ç Ü Diş Hek Fak Dergisi, 2005; 8 (1):63-70.
11. Ataoğlu T, Gürsel M. Periodontoloji. Üçüncü baskı, Konya, Damla Ofset, 1997, 33-35.
12. Ateş G. 5 farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın değişik kompozit ve porselen kalınıkları altında polimerizasyon etkinliğinin karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2002.
13. Ateşoğlu A. Farklı dentin bağlayıcı sistemlerin antimikrobiyal özelliklerinin ve genotoksik potansiyellerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2007.
14. Auschill TM, Artweiller NB, Brecx M, Reich E, Sculean A, Netuschil L. The effect of dental restorative materials on dental biofilm. Eur. J. Oral Sci, 2002; 110: 48–53.
15. Ausubel FM, Brent R, Kingston RE, Moore DD, Seidman JG. Current Protocols in Molecular Biology, Appl Environ Microbial,1993; 59: 274-285.
16. Aydın M. Diş Hekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji. Ankara, Güneş kitabevi, 2004, 176-179.
17. Aykent F, Yöndem İ, Özyeşil AG, Günal SK, Avunduk MC, Özkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. J. Prosthet Dent.
18. Bala O. Poliasit modifiye kompozit rezinler. Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 1998; 1:(2): 1113-1128.
19. Bello A, Jarvis RH. A review of esthetic alternaties for restoration of anterior teeth, J Prosthet Dent, 1997; 78: 437-440.
20. Berkowitz RJ. Mutans streptococci: acqisition and transmission. Pediatr. Dent. 2006; 28: 106-109.

21. Bilgehan H. Klinik mikrobiyoloji, Dokuzuncu baskı, İzmir, Fakülteler Kitabevi Barıs Yayınlar, 2000, 198-327.

22. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent, 2003; 89: 268-274.

23. Bottini MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. Int J Prosthodont, 2005; 18: 60-65.

24. Bowden GHW, Li YH. Nutritional influences on biofilm development. Adv Dent Res, 1997; 11: 81-99.

25. Buergers R, Hahnel S, Resichl U, Mueller R, Rosentritt M, Handel G, Behr M. Streptococcal adhesion to various luting systems and the role of mixing errors. Acta Odont. Scandinavica, 2009; 67: 139-145.

26. Burne RA. Oral streptococci. Products of their environment. J Dent Res, 1998; 77: 445-452.

27. Cabazes GC, Gregory RL, Stookey GK. Distrubition of three cariogenic bacteria in secondary carious lesions around amalgam restorations. Cares Res, 1999; 33: 357-365.

28. Can A. Işık Mikroskobunu Tanıma ve Kullanma İlkeleri. Available from http://histemb.medicine.ankara.edu.tr/sunu ders notları.htm.2009.

29. Carlen A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K, Olsson J. Surface characteristics and in vitro biofilm formatiın on glass ionomer and composite resin. Biomaterials, 2001; 22: 481-487.

30. Cassanho ACA, Fernades AM, Oliveira LD, Carvalho CAT, Jorge AOC, Kogaito CY. In vitro activity of zinc oxide-eugenol and glass ionomer cements on Candida albicans. Braz Oral Res, 2005; 19(2): 134-138.

31. Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA. Curing potential of dual polimeriable resin cements in simulted clinical situations. J Prosthet Dent, 2001; 86: 101-110.

32. Cengiz AT. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Ankara, Güneş Kitabevi, 2004, 1245-1309.

33. Chang JC, Nguyen T, Düong JH. Tensile bond strengths of dual-cure cements between a glass-ceramic and enamel. J Prosthet Dent, 1998; 79: 503-507.

34. Charbeneau GT. Principles and practice of operative dentistry, Third edition, Philadephia, Lea&Febiger, 1988, 19-55.

35. Chritensen GJ. The state of art in esthetic restorative dentistry. J Am Dent Assoc, 1997; 128: 1315-1317.

36. Cox CF. Microleakage related to restorative procedures. Proceed Finnish Dent Soc, 1992; 88: 83-93.

37. Cox CF, Hafez AA, Akimoto N. Biocompatibility of primer, adhesive and resin composite systems on non-exposed and exposed pulps of non-human primate teeth. J Am Dent, 1998; 10: 55-63.

38. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental Materails: Properties and Manipulation, Eight Edition, St Louis, Mosby, 2004, 238-315.

39. Craig RG, Ward M. Restorative Dental Materials, Tenth Edition, St Louis, Mosby, 1999, 126–149.

40. Dahl BL. Antibacterial effect of two luting cements on prepared in vitro and in vivo. Acta Odontol Scand, 1978; 36: 363-369.

41. Daugela P, Oziunas R, Zekonis G. Antibacterial potential of contemporary dental luting cements.J Baltic Dental and Maxillofacial, 2008; 10: 16-21.

42. Dayangaç GB. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara, Güneş Kitabevi, 2000, 5-39

43. De Munck J,Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbek B. Bonding of an auto-adhesive luting materia to enamel and dentin. Dent. Mater, 2004; 20: 963–971.

44. De Witte MJC, De Maeyer EAP, Verbeeck RMH. Surface roughening of glass ionomer cements by neutral NaF solutions. Biomaterials, 2003; 24; 1995-2000.

45. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prothodontics. J Prothet Dent, 1999; 81: 135-141.

46. Donly KJ, Segure A, Wefel JS, Hogan MM. Evaluating the effects of fluoridereleasing dental materials of adjacent interproximal caries. J Am Dent Assoc, 1999; 130: 817–825.

47. Durkan M. Self-adeziv rezin simanlarla yapıştırılan seromerlerin dentin yüzeyine bağlantısının incelenmesi. Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2007.

48. Eick S, Glockmann E, Brandl B, Pfister W. Adherence of streptococcus mutans to various restorative materials in a continuous flow system. Oral Rehabil, 2004; 31: 278-285.

49. Eldeniz AU, Erdemir A, Hadimli HH, Belli S, Erganiş O. Assessment of antibacterial activity of EndoREZ. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2006; 102: 119-126.

50. Eldeniz AU, Hadimli HH, Ataoğlu H, Qrstavik D. Antibacterial effect of selected root - end filling materials. J Endo, 2006; 32(4): 345-349.

51. Erganiş O, Öztürk A. Oral Mikrobiyoloji&İmmünoloji. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2003.

52. Estrela C, Rorigues de Araujo Estrela C, Bammann LL., Pecora JD. Two methods to evaluate the antimicrobial action of calcium hydroxide paste. J End, 2001; 27: 720-723.

53. Francci C, Deaton TG, Arnold RR. Flouride release from restorative materails and its effects on dentin demineralization. J Dent Res, 1999; 78: 1647-1654.

54. Gillgrass T J, Millett DT, Creanor SL, MacKenzie D, Bagg J, Gilmour WH, Foye RH. Fluoride release, microbial inhibition and microleakage pattern of two orthodontic band cements. J Dent, 1999; 27: 455–461.

55. Gladwin M, Bagby M. Clinical aspects of dental materials. Pennsylvania USA, Lippincott, William&Williams, 2000, 41-91.

56. Gordan V, Boyer D, Söderholm KJ. Enamel and dentin shear bond stregth of two resin modified glass ionomers and two resin baased adhesives. J Dent, 1998; 26: 497–503.

57. Günyaktı N, Gür G, Mısırlıgil A. Amalgam ve kompozit restorasyonların üzerinde streptococcus mutans birikiminin in vivo araştırılması. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 1990; 17(1): 83-86.

58. Gür G, Aktürk H, Mısırlıgil A. Florid ieren kompozit rezinlerin antibakteriyal etkilerinin incelenmesi. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2002; 19(1): 35–39.

59. Gürgan S, Alaçam R. Üç farklı yapıdaki kompozit rezin yüzeylerinde bakteri tutunmasının in vitro olarak incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 1986; 13: 58-61.

60. Hebling J, Giro EMA, Costa CAS. Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. J Dent, 1999; 27: 557-564.

61. Hehgtrakool C, Pearson GJ, Wilson M. Interaction between GIC and S. sanguis biofilms: Antibacterial properties and changes of surface hardness. J Dent, 2006; 34: 588-597.

62. Hotta M, Nakajima H, Yakamoto K, Aono M. Antibacterial temporary filling materals: the effect of adding various ratios of Ag-Zn-Zeolite. J Oral Rehabil, 1998; 25: 485–489.

63. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin based dental cement. Dent Mater, 2007; 23: 218–225.

64. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems (review). Dent Mater, 2003; 19: 449–457.

65. Imazato S, Kinomoto H, Tarumi H, Russell RRB, Mccabe JF. Incorporation of antibacterial monomer MDPB into dentin primer. J Dent Res, 1997; 76(3): 768-772.

66. Imazato S, Imai T,Ebisu S. Antibacterial activity of proprietary self-etching primers. Am J Dent, 1998; 11: 106–108.

67. Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S. Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. J Dent, 1999; 27: 279-283.

68. Imazato S, Torii M, Tsuchitani Y, McCabe JF, Russell RRB. Incorporation of bacerial inhibitor into resin composite. J Dent Res, 1994; 73: 1437-1443.

69. İnan H. Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, yüzey ıslanabilirliği ve mikroorganizma tutunması yönünden incelenmesi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2007.

70. Jefferis SR. The art science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. Dental Clinics of North America, 1998; 42: 613–627.

71. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. J Dent, 1999; 27 (7): 523-530.

72. Karahanlı İA. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış alaşım gruplarına bakteri tutunmasının in vitro olarak değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2002.

73. Karaniko-Kouma A, Dionysopoulos P, Koliniotou-Koubia E. Antibacterial properties of dentin bonding systems, polyacid-modified composite resins and composite resins. J Oral Rehabil, 2001; 28: 157-160.

74. Kawahara K, Tsuruda K, Morishita M, Uchida M. Antibacterial effect of silverzeolite on oral bacteria under anaerobic conditions. Dent Mater, 2000; 16: 452-455.

75. Kawai K, Tsuchitani Y. Effects of resin composite components on glucosyltransferase of cariogenic bacterium. J Biomed Mater Res,2000; 51: 123–127.

76. Kawai K. Effect of evulate composite resin on Gtase an growth of Streptococcus mutans. Jpn J Conserv Dent, 1998; 31: 332–351.

77. Kılıçturgay K. Klinik Mikrobiyoloji. Bursa, Güneş ve Nobel Tıp Kitabevleri, 2004, 271-273.

78. Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nilaido T, Tagami J. Shear bond stregth of resin cements to dentine over 3 years in vitro. J Dent, 2001; 29(2): 139-144.

79. Koray F (1981), Diş çürükleri, Ankara, Altın matbaacılık, 1981, 29-58.

80. Kozai K, Suzuki J, Okada M, Nagasaka Nobuo. In vitro study of antibacterial and antiadhesive activities of flouride containing light-cured fissure sealants and a glass ionomer liner/base against oral bacteria. J Dent Child, 2000, 67(2): 117-122.

81. Kuhar M, Fundak N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. J Prosthet Dent, 2005; 93: 76-85.

82. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent, 2000; 13: 60-76.

83. Lee SY, Wang CC, Chen DC, Lai YL. Retentive and compressive strengths of modofoed zinc oxide-eugenol cements. J. Dent, 2000; 28: 69-75.

84. Lewinstein I, Matalon S, Slutzkey S, Weiss EI. Antibacterial properties of aged dental cements evaluated by direct- contact and agar diffusion. J Prothet Dent, 2005; 93: 364-371.

85. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent, 1999; 81: 597-609.

86. Marquis RE. Antimicrobial actions of fluorid for oral bacterai. J Microbial, 1995; 41: 955–964.

87. Marsh PD, Martin MV. Oral Microbiology. 3rd edition, London, Chapman&Hall, 1992, 16-17.

88. Marsh PD, Bradshaw DJ. Dental plaque as a biofilm. J Industrial Microbial, 1995; 15: 169-175.

89. Mc Cabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials, 8th edition, London, Blackwell Science Ltd, 1998; 154-238.

90. Mc Clean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the tewentieth century. J Prosthet Dent, 2001; 85: 61-65.

91. Meryon SD, Jhonson SG. The modified model cavity method for assessing antibacterial properties of dental restorative materials. J Dent Res, 1989; 68(5): 835-839.

92. Mickel AK, Wright ER. Growth inhibition of Streptococcus anginosus by three calcium hydroxide sealers an done zinc oxide-eugonel sealer. J Endod, 1999; 25: 34–37.

93. Millers S, Truong T, Heu R, Stranick M, Bouchard D, Gaffar A. Recent advances in stannous fluoride technology: antibacterial efficacy and mechanism of action towarda hypersensitivity. J Int Dent, 1994; 44: 83-98.

94. Mitchell CA, Orr FF, Kennedy JG. Factors influencing the failure of dental glass ionomer luting agent due to contraction. Biomaterials, 1995; 16: 11–6.

95. Mojon P, Kaltio R, Feduik D, Hawbolt EB, Mac Entee MI. Short-term contamination of luting cements by water and saliva. Dent Mater, 1996; 12: 83–87.

96. Momoi Y, McCabe JF. Fluoride release from light-actived glass-ionomer restorative cements. Dent Mater, 1993; 9: 151–154.

97. Mount GJ. Glass-ionomer cements: past, present and future. Oper Dent, 1994; 19: 82-90.

98. Murray PE, Hafez AA, Smith AJ, Cox CF. Bacterial microleakage and pulp inflamation associated with various restorative materials. Dent Mater, 2003; 18: 470-478.

99. Nassar U, Meyer AE, Ogle RE, Baier RE. The effect of restorative and prosthetic materials on dental plaque. Periodontology 2000, 1995; 8: 114-124.

100. Nayır E. Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. İstanbul ,1999.

101. Nikawa H, Hamada T, Yamamoto T. Denture plaque past and recent concerns. J Dent, 1998; 26(4):299-304.

102. Nikawa H, Yamamoto T, Hamada T, Rahardjo MB, Murata H. Antifungal effect of zeolite-incorpoated tissue conditioner against Candida albicans growth and/or acid production. J Oral Rehabil, 1997; 24: 350-357.

103. Nikawa H, Yamashiro H, Makihira S, Nishimura M, Egusa H, Furukawa M, Setijanto D, Hamada T. In vitro cariogenic potential of Candida albicans. Mycoses 2003; 46: 471-478.

104. O'Brein WJ. Dental Materials and Their Selection, 3rd Edition, Chicago, Quintessence Publishing, 2002, 210-221.

105. Ogimoto T, Ogawa T. Simple and sure protection of crown margins from moisture in cementation. J Prosthet Dent, 1997; 78: 225.

106. Ohmori K, Maeda N, Kohn A, Evaluation of antibavterial activity of three dentin primers using an in vitro tooth model. Oper Dent, 1999; 24: 279-285.

107. Oktay İ. Koruyucu Uygulamaların ve Tıbbi Yaklaşımın Diş Hekimliği Pratiğindeki Yeri. TDB Dergisi, 1998; 44: 4- 8.

108. Oneo N, Nakajima M, Fujitani M, Kaketa A, Inoque M, Hosoda H. Antibacterial activity of newly designed adhesive primers containing salicylic acid derivative. Jap J Conserv Dent, 1993; 36: 13–24.

109. Önal B. Restoratif Dishekimliginde Maddeler ve Uygulamaları. İzmir, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2003, 153-172.

110. Özçelik S. Genel Mikrobiyoloji Uygulama Kılavuzu, İkinci baskı, Isparta, Atabey Kitapları, 1998, 57-63.

111. Öztürk A, Erganiş O. Oral mikrobiyoloji ve immünoloji. Ankara, Nobel Tıp Kitabevleri, 2003,131.

112. Öztürk O, Uludağ GB. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği. TDB Dergisi, 2002; 66: 33–39.

113. Palanik CJ, Setcos JC. Antimicrobial abilities of various dentine bonding agents and restorative materials. J Dent, 1996; 24: 295-298.

114. Paravina RD, Powers JM. Esthetic color training in dentistry. First Edition, China, Elsevier-Mosby, 2004, 57-60.

115. Pekperdahçı T. Self adeziv modifiye dental siman ile konvansiyonel rezin bazlı simanların karşılaştırılması. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2009, 15-30.

116. Peters AD, Meiers JC. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. J Am Dent, 1996; 9: 264–268.

117. Philips RW. Skinner's Science of dental materials. 9_{th} Ed, Philadelphia, Saunders Company, 1991, 87-123.

118. Pratt LA, Kolter R. Gennetic analysis of Escherichia colibiofilm rormation: roles of flagelle, motility, chemotaxis and type I pili. Molecular Microbiology, 1998; 30(2): 285-293.

119. Redford DR, Challacombe SJ, Walter JD. Denture plaque and adherence of candida albicans to denture-base materials in vivo and in vitro. Critial Revieews in Oral Biology and Oral Biology and Medicine.1999; 10: 99-116.

120. Ribeiro DA, Marques MEA, Assia GF, Anzai A, Poleti ML, Salvadori DMF. No relation between subchronic flourid intake and DNA damage in Wistar rats. Careis Res, 2004; 38: 576-579.

121. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th Edition, Elsevier Health Sciences, 2006, 29-41.

122. Roselli M, Finamore A, Garaguso I, Britti MS, Menegheri E. Zinc oxide protects cultured enterocytes from the damage induced by Escherichia coli. J Nutr, 2003; 133(12): 4077–4082.

123. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: Arewiev of the current literature. J Prosthet Dent, 1998; 80: 280–301.

124. Rueggerberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual cure resin cement. Oper Dent, 1993; 18: 48-55.

125. Russel JJ, Macfallane TW Aitchison TC Stephen KW, Burchell CK. Prediction of caries increment in Scottish adolecents. Community Dent Oral Epidemiol, 1991; 19(2): 74-77.

126. Sano H, Shono T, Tkatsu H, Hosoda H. Mirropous dentin zone beneath resinimpregnated layer. Oper Dent, 1994;19: 59–64.

127. Schwartzman BB, Caputo AA, Schein B. Antimicrobial action of dental cements. J Prosthet Dent, 1980; 309-312.

128. Schmalz G. Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials. Clin Oral Invest, 1997; 1: 154-162.

129. Sevimay M, Yücel MT, Öztürk N, Sayın Z. Farklı yapıştırma ajanlarının antibakteriyal etkinliğinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2008; 17: 120-125.

130. Shahal Y, Steinberg D, Hırscfeld Z, Bronshtyne M, Kopolovic K. In itro bacterial adkerence onto pellicle-coated aesthetic restorative materials. J Oral Rehabil, 1998; 25: 52-58.

131. Shimura R, Nikaido T, Yamauti M, Ikeda M, Tagami J. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual cur resin cements. Dent Mater, 2005; 24: 70-75.

132. Silva RC, Zuanon ACC, Spolidorio DMP, Campos JAL. Antibacterial activity of four glass ionomer cements ussed in atraumatic retorastive treatment. J Mater Sci, 2007; 18: 1859–1862.

133. Siqueira JF, Rocas IN, Magalhaes FA, Uzeda M. Elimination of Candida albicans infection of the radicular dentin by intracanal medications. J Endod, 2003; 29: 501-504.

134. Sneath PHA, Mair NS, Sharpe ME, Holt JG. Berdey's Manual of Systematic Bacteriology, U S A,Williams&Wilkins, 1986, 23-31.

135. Sueo S, Tosaki T, Hirato K. Advances in glass-ionomer cements, Chapter I: Characteristics ol glass-ionomer cements. J Dent, 1999; 23: 219-227.

136. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. Fundamentalis of Operative Dentistry, 2nd Edition, Quintessence Books, 2001.

137. Svanberg M, Mjör IA, Qrstavik D. Mutans Streptococci in Plaque from Margins of Amalgam, Composite and Glass-ionomer Restoratiıns. J Dent Res, 1990; 69(3):861-864.

138. Tanner J. Adhesion of oral microbesto dental fiber reinforced composites. With emphasis on streptococcus mutans and candida albicans. Turku: Institute of Dentistry, University of Tuku, Department of Prosthetic Dentistry, Doktora Tezi, 2003.

139. Taşveren S. İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. Cukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005; 8(2): 94-97.

140. Taylor R, Maryan C, Verran J. Retention of oral microorganisms on Cobalt-Chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. J Prosthet Dent, 1998; 80: 592-597.

141. Tübay E. Temel ve Klinik Mikrobiyoloji. Ankara, Güneş Kitabevi, 1999, 58-60.

142. Türkün ŞL, Türkün M, Ateş M. "MDPB" içeren self-etching adeziv sistemin antibakteriyal aktivitesi. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2003; 20(3):41–46.

143. Varenne B, Peterson P, Quattara S. Oral health behaviour of children and adults in urban and rural areas of Burkin Faso. Int Dent J, 2006; 56(2): 61-70.

144. Vargas MA, Cobb DS, Armstrong SR. Resin- dentin shear bond stregth and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. Oper Dent, 1997; 22: 156–166.

145. Verran J, Maryan CJ. Retention of Candida albicans oc acrylic resin and silicone of different surface topography. J Prosthet Dent, 1997; 77: 535-539.

146. Vierrou AM, Manwell MA, Zarmek RL, Sachdeva RC, Tinanoff N. Control of Streptococcus mutans with topical flourides in patients undergoing orthpdpntic treatment. J. Am Dent Assoc, 1986; 113: 644-646

147. Wassell RW, Barker D, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: Try-in and cementations of crowns. Br Dent J, 2002; 193(1):17-28.

148. Waters MG, Williams JW, Jagger RG. Adherence of candida albicans to experimental denture soft lining materials. J Prosthet Dent, 1997; 77: 306-318.

149. Weintraub JA, Ramos –Gomez F, Jue B, Shain S, Hoover CI, Featherstone JDB, Gansky SA. Fluoride varnish efficacy in preventing early childhood caries. J Dent Res, 2006; 85(2): 172-176.

150. Weiss E, Shalhav M, Fuss Z. Assessment of antibacterial activity of endodontic sealers by a direct contact test. Endodontics Dental Traumatology, 1996; 12: 179-184.

151. White SN, Sorensen JA, Kang SK, Caputo AA. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. J Prosthet Dent, 1992; 67: 156-161.

152. Yap A, Khor E, Foo SH. Flouride release and antibacterial propertied of newgeneration tooth-colored restoratives. Oper Dent, 1999; 24: 297-305.

153. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004, Ankara, 38-49.

9. ÖZGEÇMİŞ

15/03/1979'da Hatay/Antakya'da doğmuştur. İlköğrenimini Vali Teoman İlköğretim okulunda, lise öğrenimini Antakya lisesinde tamamladıktan sonra Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde lisans eğitimine başlamıştır. 2004 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini bitirerek Diş Hekimi ünvanını almıştır. 2006 Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başlamıştır.