



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**GÜMÜŞ EKLENMİŞ ÇEŞİTLİ SİMANLARIN ANTİBAKTERİYEL  
ETKİNLİKLERİNİN VE MATERYAL BAĞLANMA DAYANIMININ  
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**  
**Zeynep Beyza YILDIRIM**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**DANIŞMAN: Dr. Öğretim Üyesi Berza YILMAZ**

**NİSAN 2018**

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GÜMÜŞ EKLENMİŞ ÇEŞİTLİ SİMANLARIN ANTİBAKTERİYEL  
ETKİNLİKLERİNİN VE MATERYAL BAĞLANMA DAYANIMININ  
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Zeynep Beyza YILDIRIM**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**DANIŞMAN: Dr. Öğretim Üyesi Berza YILMAZ**

**NİSAN-2018**

Kurum: Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Programın seviyesi: Yüksek Lisans ( ) Uzmanlık (✓) Doktora ( )  
Anabilim Dalı: Ortodonti Anabilim Dalı  
Tez Sahibi: Zeynep Beyza Yıldırım  
Tez Başlığı: GÜMÜŞ EKLENMİŞ ÇEŞİTLİ SİMANLARIN ANTİBAKTERİYEL  
ETKİNLİKLERİNİN VE MATERYAL BAĞLANMA DAYANIMININ İNVİTRO  
OLARAK İNCELENMESİ

**İmza**

<b>Jüri Bşk. (Danışman)</b>	Dr. Öğretim Üyesi. Berza YILMAZ Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A. D.	.....
<b>Üye</b>	Prof. Dr.Hülya KILIÇOĞLU Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A. D.	.....
<b>Üye</b>	Dr. Öğretim Üyesi Meltem BAKKAL Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti A. D.	.....
<b>Üye (Yedek)</b>	Prof. Dr. Gökmen KURT Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A. D.	.....
<b>Üye (Yedek)</b>	Dr. Öğretim Üyesi Hanife Nuray YILMAZ Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A. D.	.....

Bu tez, 26.04.2014 tarihli 28983 sayılı T.C. SAĞLIK BAKANLIĞI, TIPTA VE DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK EĞİTİMİ YÖNETMELİĞİ ilgili maddeleri uyarınca yukarda belirtilen jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve ...../...../.....tarih ve ...../..... sayılı kararla kabul edilmiştir.

## **BEYAN**

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

İmza:

Zeynep Beyza YILDIRIM

Tarih: 10/05/2018

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmam boyunca büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan ve yol gösteren; her konuda anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini hissettiğim danışman hocam sayın Dr. Öğretim Üyesi Berza YILMAZ'a,

Gerek mesleki eğitimime katkıda bulunarak, gerekse hayat tecrübelerini paylaşarak bana her zaman destek olan ve uzmanlık tezimin hazırlanmasında büyük emeği geçen çok değerli hocam sayın Dr. Öğretim Üyesi Sertaç AKSAKALLI'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren ve kendilerinden çok şey öğrendiğim sayın hocalarım, Dr. Muhammet BİRLİK, Dr. Hilal YILANCI, Uzm. Dt. Ezgi ÇAKIR ve Uzm. Dt. Merve SUCU ve Uzm. Dt. Muhammet Çağrı ŞİBAL'e

Uzmanlık tezi laboratuvar çalışmalarım sırasında materyallerin hazırlanmasında yardımlarını esirgemeyen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi öğretim üyelerinden Dr. Öğretim Üyesi Burak ÇELİK'e

Uzmanlık tezi laboratuvar çalışmalarım sırasında materyallerin hazırlanmasında yardımlarını esirgemeyen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Arş. Gör. Dr. Ayşenur CEYLAN'a

Tez çalışmama verdiği desteklerden dolayı eşim Hüseyin YILDIRIM, kardeşim Muhammet Furkan ÖZDEN, Bilal YILDIRIM ve klinik çalışma arkadaşım Berra ÇALIK KÖSELER'e ve Meltem GELGİN'e

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam sırasında desteklerini esirgemeyen, bir arada çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca her konuda ilgi, destek ve sevgilerini hissettiğim, her zaman yanımda olan, beni en iyi koşullarda büyütüp yetiştiren, teşekkürlerin yetersiz kalacağı başta sevgili babam İbrahim ÖZDEN, annem Saniye ÖZDEN ve ablalarım, ikizim olmak üzere canım aileme

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Zeynep Beyza YILDIRIM

## İÇİNDEKİLER

<b>BEYAN</b> .....	ii
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	iii
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	iv
<b>SEMBOL ve KISALTMALAR</b> .....	vii
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	viii
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	ix
<b>ÖZET</b> .....	xi
<b>SUMMARY</b> .....	xiii
<b>1.GİRİŞ ve AMAÇ</b> .....	1
<b>2.GENEL BİLGİLER</b> .....	3
2.1. Diş Çürüğü ve Etiyolojisi.....	3
2.2. Diş Çürüğüne Neden Olan Bireysel Faktörler .....	5
2.2.1. Dişe ait faktörler.....	5
2.2.2. Tükürük ile ilgili faktörler.....	6
2.2.3. Bakteri plağı .....	6
2.2.4. Çürük oluşumuna neden olan mikroorganizmalar .....	7
2.2.4.1. Mutans streptokok grubu.....	7
2.2.4.2. Laktobasil grubu.....	8
2.2.4.3. Aktinomiçes grubu.....	9
2.3. Diş Çürüğüne Neden Olan Çevresel Faktörler.....	9
2.3.1. Karyojenik beslenme.....	9
2.3.2. Zaman.....	10
2.4. Ortodontik Tedavinin Çürük Oluşumu Üzerine Etkisi .....	10
2.5. Ortodontik Tedavi Sırasında Diş Çürüğü Oluşumunu Engellemeye Yönelik Uygulamalar.....	11
2.5.1. Mekanik plak kontrolü .....	11
2.5.2. Antimikrobiyal ajanların kullanımı.....	11
2.5.2.1. Ksilitol.....	11
2.5.2.2. Klorheksidin kullanımı.....	12

2.5.2.3. Triklosan kullanımı.....	13
2.6. Ortodontik Bant Yapıştırılmasında Kullanılan Simanlar Ve Bunların Antibakteriyel Özellikleri.....	13
2.6.1. Simanlar .....	13
2.6.2. İdeal bant simanının sahip olması gereken özellikler .....	16
2.6.3. Cam iyonomer siman .....	17
2.6.4. Rezin modifiye cam iyonomer siman .....	19
2.6.5. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomer).....	20
2.6.6. Rezin simanlar.....	21
2.6.6.1. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar.....	22
2.6.6.2. Işıkla ile polimerize olan rezin simanlar.....	22
2.6.6.3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar .....	22
2.7. Siman Dayanımı Ve Simanların Dayanımının Ölçümünde Kullanılan Testler ..	22
2.7.1. Çekme testi;(push-out).....	24
2.7.2. Makaslama (kesme) testi (shear).....	24
2.8. Termal Siklus .....	25
2.9. Disk Difüzyon Testi.....	26
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>27</b>
3.1. Simantasyon Materyalinin Hazırlanması .....	27
3.1.1. Ag nanopartiküllerin hazırlanması.....	27
3.1.2. Nanopartiküllerin karakterizasyonu .....	28
3.1.3. Nanopartiküllerin kurutulması ve simanlara ilavesi.....	29
3.2. Çekme Dayanımı Ölçümü İçin Örneklerin Hazırlanması.....	29
3.2.1. Dış Örneklerinin hazırlanması .....	29
3.2.2. Dış örneklerinin simantasyonu.....	30
3.2.3. Örneklerin çekme testi öncesinde saklanması ve termal döngü.....	35
3.3. Bantların Desimantasyonu.....	36
3.4. Bant Yüzey Alanının ve Birim Alana Uygulanan Kuvvetin Hesaplanması.....	37
3.5. Antibakteriyel Etkinliğin Değerlendirilmesi İçin Disklerin Hazırlanması.....	38
3.6. Disk Difüzyon Testi.....	39
3.7. Biofilm Oluşumu ve Antibakteriyel Etkinin Sıvı Besiyerinde İncelenmesi.....	40

3.8. İstatistiksel Değerlendirme.....	42
<b>4. BULGULAR</b> .....	43
4.1. Çekme Dayanımı İle İlgili Bulgular.....	43
4.1.1. ARI skoru ile ilgili bulgular.....	46
4.2. Disk Difüzyon Testine Ait Bulgular .....	47
4.3. Sıvı Besiyerinde Antibakteriyel Atkinin ve Biyofilm Oluşumunun incelenmesiyle İlgili Bulgular.....	48
<b>5. TARTIŞMA</b> .....	52
5.1. Amacın Değerlendirilmesi .....	52
5.2. Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi.....	53
5.3. Dayanım İle İlgili Bulguların Değerlendirilmesi .....	56
5.4. Arı Skoru İle İlgili Bulguların Değerlendirilmesi.....	58
5.5. Mikrobiyolojik Bulguların Değerlendirilmesi .....	59
5.5.1. Disk difüzyon yöntemi bulgularının değerlendirilmesi .....	59
5.5.2. Sıvı besiyerinde antibakteriyel etkinin oluşumunun incelenmesine ait bulgularının değerlendirilmesi.....	61
5.5.3. Biyofilm oluşumunun incelenmesine ait bulgularının değerlendirilmesi.....	63
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER</b> .....	66
<b>KAYNAKÇA</b> .....	68
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	81



## SEMBOLLER ve KISALTMALAR

<b>CİS</b>	: Cam iyonmer siman
<b>PMKR</b>	: Poliasit modifiye kompozit rezin
<b>RMCİS</b>	: Resin modifiye cam iyonmer siman
<b>PMKR</b>	: Poliasit modifiye kompozit rezin
<b>Mg</b>	: Magnezyum
<b>Ag NP</b>	: Gümüş nanopartikül
<b>ASPA</b>	: Aluminosilicatepolyacrylic asit
<b>HEMA</b>	: Hidroksietil metakrilat
<b>PoliHEMA</b>	: Poli Hidroksietil metakrilat
<b>UDMA</b>	: Üretan dimetakrilat
<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol aglisidil metakrilat
<b>MHA</b>	: Mueller-Hinton Agar
<b>N Ag</b>	: Gümüş nanopartikül
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>Ag</b>	: Gümüş
<b>Ag NP</b>	: Gümüş nanopartikülü
<b>mg</b>	: Miligram
<b>mM</b>	: Millimolar
<b>k Da MW cut-off</b>	: Kilodalton moleküler weight
<b>a/a</b>	: Ağırlık/ağırlık
<b>TiO<sub>2</sub></b>	: Titanyum oksit
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Silisyum oksit
<b>RMCİS</b>	: Resin modifiye cam iyonmer siman
<b>ARI</b>	: Adhesive remnant index
<b>Na</b>	: Sodyum
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbondioksit
<b>Fe</b>	: Demir
<b>Mn</b>	: Mangan

## TABLO LİSTESİ

<b>Tablo 3.1:</b> Çalışmada kullanılan bant simanlarının özellikleri.....	34
<b>Tablo 4.1:</b> Simanların çekme dayanımı değerlerinin karşılaştırılması.....	44
<b>Tablo 4.2:</b> Ag nanopartikül içeren ve içermeyen simanların grup içi karşılaştırması .....	44
<b>Tablo 4.3:</b> Artık Adeziv İndeksi (ARI) İle İlgili Bulgular. ....	45
<b>Tablo 4.4:</b> Bağlanma dayanımı ve ARI skoru arası ilişkiye ait bulgular.....	46
<b>Tablo 4.5:</b> 550 nm dalga boyunda okunan absorbans değerleri.....	50
<b>Tablo 4.6:</b> 550 nm dalga boyundaki absorbans sonuçları.....	51

## ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: Çürük oluşum bileşenleri .....	5
Şekil 2.2: Disk difüzyon testi .....	26
Şekil 3.1: Ag nanopartikül (HRTEM) .....	29
Şekil 3.2: Bant şeridin küçük azı dişine adaptasyonu .....	30
Şekil 3.3: Bant şeridinin butonlanması ve dişe adaptasyonu.....	31
Şekil 3.4: Ketac Cem radioopaque cam iyonomer yapıştırma simanı (3M Espe, Gmbh, Seefeld, Almanya). .....	31
Şekil 3.5: Multi-Cure cam iyonomer ortodontik bant simanı (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD). .....	32
Şekil 3.6: Transbond Plus bant adezivi (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD .	33
Şekil 3.7: Kablosuz yüksek yoğunluklu LED ışık kaynağı(VALO, Ultradent, South Jordan, ABD) .....	35
Şekil 3.8: Termal siklus işleminin yapıldığı cihaz. (SD Mechatronik Thermocyclers, Feldkirchen-Westerham Almanya) .....	36
Şekil 3.9: Kalıp içinde akriliğe gömülmüş diş örneği.. .....	36
Şekil 3.10: Shimadzu universal test cihazı (Shimadzu Co.,Tokyo Japonya). .....	37
Şekil 3.11: Ölçümde kullanılan dijital kumpas. .....	38
Şekil 3.12: Bant şerit .....	38
Şekil 3.13: Teflon disk kalıbı .....	39
Şekil 3.14: Ag nanopartikülü eklenmemiş siman materyalinden hazırlanan diskler.	39
Şekil 3.15: Ag nanopartikülü eklenmiş siman materyalinden hazırlanan diskler .....	39
Şekil 3.16: 3 tekrarlı 24 kuyucuklu plaklara yapılan inkübasyon.....	40
Şekil 3.17: Disklerin kristal violet içerisinde bekletilmesi.....	41
Şekil 3.18: Kristal viole ile boyanmış disklerin görüntüsü.....	41
Şekil 4.1: Gümüş eklenmemiş simanlar ile hazırlanan disklerin disk difüzyon testi sonrası görüntüsü. ....	47
Şekil 4.2: Gümüş eklenmemiş simanlar ile hazırlanan disklerin disk difüzyon testi sonrası görüntüsü .....	47
Şekil 4.3: RMCİS'in 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu	48
Şekil 4.4: RMCİS+gümüş nanopartikülü eklenmiş simanın 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu .....	48

<b>Şekil 4.5:</b> Geleneksel cam iyonomer simanın 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyon.....	49
<b>Şekil 4.6:</b> Geleneksel cam iyonomer siman + gümüş nanopartikülü eklenmiş simanın 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu.....	49
<b>Şekil 4.7:</b> Kompomerin 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyon.....	49
<b>Şekil 4.8:</b> Kompomer+Ag nanopartikül eklenmiş simanın 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu .....	50



# GÜMÜŞ EKLENMİŞ ÇEŞİTLİ SİMANLARIN ANTİBAKTERİYEL ETKİNLİKLERİNİN VE MATERYAL BAĞLANMA DAYANIMININ İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı, ortodontide bantların simantasyonu için kullanılan geleneksel cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer yapıştırıcı siman ve poliasit modifiye kompozit rezin materyallerine liyofilize edilmiş Ag (gümüş) nanopartikül ilave edilerek fiziksel ve antibakteriyel özelliklerinin *in vitro* koşullarda incelenmesidir.

Çalışmamızda, ortodontik bantlar geleneksel cam iyonomer (Ketac Cem), rezin modifiye cam iyonomer (Multi-Cure) ve poliasit modifiye cam iyonomer (Transbond Plus) bant simanları ve bunların %0,1 oranında liyofilize edilmiş Ag nanopartikül ilavesi yapılmış şekli ile toplam 138 dişe simante edilmiştir. Mekanik teste tabi tutulacak örnekler altı aylık yaşlandırma prosedürü uygulanmıştır. ‘Shimadzu Universal test cihazı (Shimadzu Co.,Tokyo Japonya) ile bantların desimantasyonu, çekme kuvveti uygulayarak gerçekleştirilmiştir. Kopma gerçekleştiği anda ortaya çıkan maksimum kuvvet aletin üst parçasına bağlı sabit bir kuvvet ölçer yardımı ile ölçülmüş ve cihaza bağlı bilgisayar ile N (Newton) cinsinden kayıt edilmiştir. Newton cinsinden elde edilen değerler daha sonra  $Mpa = N/mm^2$  denklemi kullanılarak megapaskala çevrilmiş, istatistiksel analizler MPa (megapaskal) cinsinden olarak değerlendirilmiştir.

En yüksek çekme dayanımı değerlerini Ag nanopartikül içermeyen Multi Cure siman göstermiştir; Ag nanopartikül içeren Multi Cure siman hariç diğer tüm gruplar ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Ag nanopartikül içeren Ketac Cem siman; Transbond Plus grupları ve Ag nanopartikül içermeyen Ketac Cem grubundan daha yüksek çekme dayanımı gösterse de istatistiksel olarak anlamlı tek fark Ag nanopartikül içeren Transbond Plus siman ile arasında görülmüştür ( $p<0,05$ ).

Ag nanopartikül içeren Ketac Cem simanı, sırasıyla Ag nanopartikül içermeyen Ketac Cem ve Ag nanopartikül içermeyen Transbond Plus grupları takip etmektedir. Her iki siman için de istatistiksel olarak anlamlı fark Multi Cure grupları ile elde edilmiştir ( $p<0,05$ ).

En düşük çekme dayanımı değerleri Ag nanopartikül içeren Transbond Plus siman için kaydedilmiştir. Aynı zamanda Multi Cure grupları ve Ag nanopartikül içeren Ketac Cem grupları ile arasında, istatistiksel olarak anlamlı fark gösterilmiştir ( $p<0,05$ ).

Grup içi çekme dayanım değerleri incelendiğinde siman materyallerine Ag nanopartikülü ilavesi yapılmasının grup içi çekme dayanım değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilemediği görülmüştür.

Desimantasyon sonucu diş yüzeyinde kalan siman artığı vizüel olarak incelenmiş, Artun ve Bergland'ın çalışmasında kullandığı artık adeziv indeksine (ARI) göre skorlandırılmıştır.

ARI skoru değerlendirmesi sonuçlarına göre bant siman arası kopma en çok Ag nanopartikülü içeren ve içermeyen Ketac Cem grubunda gözlenmiştir. Ag nanopartikülü içeren ve içermeyen Multi Cure cam iyonomer gruplarında da bant siman arası kırılmanın yüksek olduğu görülmüştür.

En yüksek çekme dayanımı kuvvetleri adezivin dişin üzerinde %50'sinden fazla bölgesinde kaldığı, en düşük çekme dayanım kuvvetleri ise diş üzerinde hiç adeziv kalmadığı örneklerde ölçülmüştür.

Antibakteriyel değerlendirme için disk difüzyon yöntemi, sıvı besiyerine ekim ve biyofilm oluşum yöntemleri kullanılmıştır. Diskler 2 mm kalınlığında 9 mm çapında teflon diskler yardımı ile üretilmiştir.

Disk difüzyon yöntemi ile tüm materyallerin antibakteriyel özellikleri Ag nanopartikülü eklenmiş ve eklenmemiş olarak incelenmiş ve inhibisyon zonu gözlenmemiştir.

Sıvı besi yerinde yapılan ekim sonucu Ag nanopartikülü eklenmiş RMCİS'in ve PMKR'in eklenmemiş haline göre *S.mutans* kolonizasyonunu azalttığı görülürken CİS'da hiçbir fark gözlenmemiştir.

ELISA okuyucusunda 550 nm dalga boyunda yapılan ölçüm sonucunda okunan absorbans değerlerine göre en fazla biofilm oluşumu geleneksel cam iyonomer, Ag nanopartikülü eklenmiş geleneksel cam iyonomer ve komponent simanda görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Cam iyonomer siman, Rezin modifiye cam iyonomer, Poloasit modifiye kompozit rezin, Ortodontik bant, Bağlanma dayanımı, Antibakteriyel etkinlik, Ag nanopartikül

# EVALUATION OF THE ANTIBACTERIAL EFFECTIVENESS AND THE BONDING STRENGTH OF VARIOUS SILVER- ADDED CEMENT MATERIALS IN VITRO

## SUMMARY

The aim of this *in vitro* study is to examine the physical and antibacterial properties of lyophilized-Ag (silver) nanoparticles-added orthodontic band adhesive cements by adding to the conventional glass ionomer, resin-modified glass ionomer adhesive cement and polyacid modified composite resin materials.

In our study, the orthodontic bands were cemented to a total of 138 teeth, with the conventional glass ionomer (Ketac Cem), resin modified glass ionomer (Multi-Cure) and polyacid modified composite resin (Transbond Plus) cements and with the same cements containing additional 0.1% lyophilized Ag nanoparticles. The six-month aging procedure was applied to the specimens to be subjected to the mechanical test. The decementation of the bands was performed with the Shimadzu Universal Testing Machine (Shimadzu Co., Tokyo, Japan) by applying tensile force. The maximum force exerted on the break was measured with the aid of a fixed force gauge attached to the upper part of the instrument and the force was recorded in N (Newton) with the computer connected to the instrument. The values obtained in Newtonian terms were then converted to megapascal unit using the equation  $\text{Mpa} = \text{N} / \text{mm}^2$ .

The highest tensile strength values were shown by the Multi Cure cement without Ag nanoparticles, the difference was found statistically significant compared to all other groups except the Multi Cure cement containing Ag nanoparticles ( $p < 0.05$ ).

Although Ketac Cem cement containing Ag nanoparticle has a higher tensile strength than the Transbond Plus groups and Ag nanoparticle-free Ketac Cem group, the only statistically significant difference was found with the Transbond Plus cement containing Ag nanoparticles ( $p < 0.05$ ).

The Ketac Cem cement containing Ag nanoparticles is followed by the Ag nanoparticle-free Transbond Plus and Ketac Cem groups respectively. Statistically significant difference for both cements was reported with Multi Cure groups ( $p < 0.05$ ).

The lowest tensile strength values were recorded for the Transbond Plus cement containing Ag nanoparticles. At the same time, statistically significant difference was found between the Multi Cure groups and the Ketac Cem groups containing Ag nanoparticles ( $p < 0.05$ ).

It was seen that the addition of Ag nanoparticle to cement materials did not significantly affect the intra-group tensile strength values in a statistically significant level.

The cement residues remaining on the surface of the tooth following the decementation was visually inspected and scored according to the residual adhesive index (ARI) used by Artun and Bergland.

According to the results of the ARI score evaluation, the breakage between the band-cement interface was observed mostly in the Ketac Cem group with and without Ag nanoparticles. The amount of breakage between the band-cement interface was also high in the glass ionomer groups with and without Ag nanoparticles.

The highest tensile strengths were found in the adhesive region over 50% of the area of the tooth, and the lowest tensile strengths are measured in samples which do not have any adhesive on the tooth.

Disc diffusion method, liquid medium culture and biofilm formation methods were used for antibacterial evaluation. Discs were produced with the help of teflon discs with a diameter of 2 mm and a diameter of 9 mm.

Antimicrobial properties of all materials (Ag nanoparticles-added and Ag nanoparticles-free) were examined by disk diffusion method and none of the materials showed inhibition zone.

It was observed that Ag nanoparticles added RMCIS and PMKR decreased *S. mutans* colonization compared to the free Ag nanoparticle RMCIS and PMKR in the liquid medium. No statistically significant difference was observed for the CIS.

According to the absorbance readings measured at 550 nm wavelength with ELISA reader, most of the biofilm formation was observed with conventional glass ionomer, Ag nanoparticle-added conventional glass ionomer and component cement.

**Keywords:** Glass ionomer cement, Resin-modified glass ionomer, Polyacid modified composite resin, Orthodontic band, Bonding strength, Antibacterial effectiveness, Ag nanoparticle.



## 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş hekimliğinin en önemli konularından biri olan diş çürüğü en yaygın görülen hastalıklardan biridir. Mine çürüğü klinik olarak erken dönemde beyaz, opak lezyon olarak kendini göstermektedir. Sabit ortodontik tedavi de uzun yıllardır beyaz lezyon oluşumu ile ilişkilendirilmekte ve bu konu ile ilgili yapılan çalışmalar eski yıllara kadar dayanmaktadır. Sabit ortodontik tedavide kullanılan materyallerin plağın mekanik tutuculuğunun ve buna bağlı olarak birikiminin artmasına neden olmaktadır. Plak birikiminin artması ile çürüğe neden olan bakteri sayısı ve çürük oluşum insidansı artmaktadır [1, 2]. Sabit tedavide kullanılan braket ve bantlar diş yüzeyine ulaşımı zorlaştırır. Bu da dental plağın diş yüzeyinde daha fazla kalmasına neden olarak, braket etrafında ve bantların altında daha fazla karyojenik bir çevre oluşmasına neden olur [3].

Araştırmacılar çürük oluşumunu engellemek amacıyla çeşitli yöntemlere başvurmuşlardır. Bunlardan birisi de kullanılan simantasyon materyalleri içerisinde çeşitli antibakteriyel ajanların ilavesidir [4]. Florun çürük oluşumunu engellediği bilinmekte ve diş hekimliğinde kullanılan çeşitli materyaller içerisinde rutin olarak bulunmaktadır. Bunun yanı sıra klorheksidin, kalay, florid, glutraldehit, kazein fosfopeptit, amorf kalsiyum fosfat gibi maddeler simanların içine ilave edilmiş ve çürük oluşumu üzerine olan etkisine bakılmıştır [5, 6].

Günümüzde nonopartikül teknolojisi hızla ilerlemekte ve her alanda kullanılmaktadır. Bunlardan biriside yapıştırıcı materyal içerisinde Ag nanopartikülü ilavesidir. Ag nanopartikül metalinin antibakteriyel etkinliği bilinmektedir. Toksik olmayan dozlar üzerinde çalışılmış ve araştırmacılar tarafından belirlenmiştir. Bu çalışmalar rehber alınarak çalışmamızda geleneksel cam iyonomer (Ketac Cem), rezin modifiye cam iyonomer (Multi Cure), poliasit modifiye kompozit rezin (Transbond Plus) olmak üzere 3 farklı materyale Ag nonopartikülü ilave edilmiş ve antibakteriyel özellikleri değerlendirilmiştir.

Ortodontinin diğer konularından biri ise kullanılan materyallerin diş yüzeyine bağlanmasıdır. Ağız ortamının bu materyallerin bağlanma dayanımı üzerine etkisi çeşitli çalışmalar ile araştırılmıştır. Bu materyallerin içerisine ilave edilen maddeler materyalin bağlanma özelliklerini etkilemektedir.

Tüm bu faktörler göz önüne alındığında çalışmamızda da ilave edilen materyalin bağlanma dayanımı üzerine etkisine bakılacaktır. Ayrıca ağız ortamındaki termal değişiklikler, termal siklus yöntemi kullanılarak taklit edilecektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Diş Çürüğü ve Etiyolojisi

Mine dokusu, insan bedeninin en sert yapısıdır ve hücrelidir. Beyaz ve saydamdır. Altında yer alan dentin dokusunu korumak ile görevlidir. Ameloblastlar tarafından sentezlenir ve su (%2), organik (%2) ve inorganik (%96) yapıdan meydana gelir [7]. İnorganik kısım kalsiyum hidroksiapatit kristallerinden oluşur ve Na, CO<sub>2</sub>, F iyonları bu reaksiyona katılır. Mine yapısı bunlar dışında %3 oranında karbonat, %1 oranında Na ve Mg ve az miktarda F, Fe ve Mn tuzları ihtiva eder [8].

Minenin en küçük yapı birimi mine prizması olarak adlandırılır ve ortalama 1000 adet hidroksiapatit kristalinden oluşur. 1 mm<sup>3</sup> minede 3000 ila 4000 adet bulunur. Mine prizmaları arasında organik madde ve sudan oluşan matriks tarafından doldurulan geniş boşluklar mevcuttur. Mine, poröz bir yapıya sahip olduğu için demineralizasyon ve remineralizasyon potansiyeli gösteren bir dokudur [9]. Demineralizasyon minenin çözülmesi olarak da tanımlanır ve diş minesinden düşük pH'ta minerallerin iyon formunda ayrılmaları ile sonuçlanır. Remineralizasyon ise uygun pH'de ayrılan iyonların minenin yapısına tekrar katılması olayıdır [10]. Tükürük ile çevre dokular arasında olduğu gibi tükürük ile diş minesini arasında da denge vardır ve bu doğal denge ortamında remineralizasyon ve demineralizasyon birbirini takip eder. Bu denge çevresel etkenlerle bozulabilir.

Diş çürüğü; diş yüzeyi ile plak sıvısı arasındaki remineralizasyon-demineralizasyon dengesinin demineralizasyon lehine bozulması sonucu diş yüzeyinden mineral kaybı ile sonuçlanan dinamik bir olaydır [11]. Tek bir faktöre bağlı değildir, konak biyolojisi ve mikroorganizma arasındaki dengenin bozulması sonucu ortaya çıkan enfeksiyöz bir hastalıktır [12, 13].

Featherstone demineralizasyonu ağız ortamında pH'ın düşmesi ile beraber diş dokusunda bulunan kalsiyum ve fosfat minerallerinin çözünmesi olarak tanımlar. Bu çözünme devam ettiği takdirde demineralizasyon klinik olarak görünür hale gelir ve 'beyaz nokta lezyonu' olarak adlandırılır.

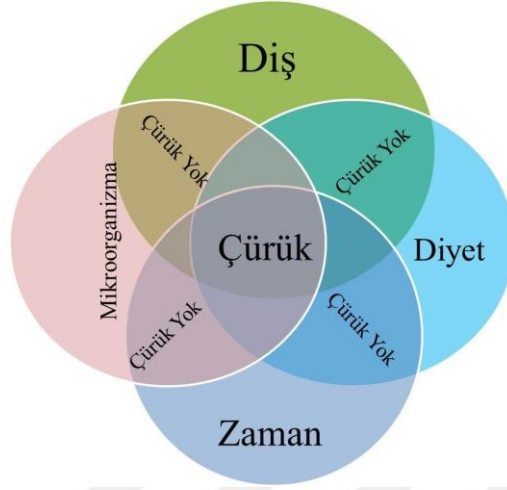
Beyaz nokta lezyonları mine çürüğünün erken klinik belirtisidir. Lezyonun rengi sağlam mineden farklıdır [13-16].

Mine yüzeyinde mineral kaybı sonucu renk değişimleri gözlenmektedir. Etkilenen bölgenin rengi daha opak beyaz olarak görünür. Bundan dolayı bu mine demineralizasyonu beyaz nokta lezyonu olarak tanımlanır [13, 15, 16].

Dişlerde gözlemlenen renklenmeler birçok faktöre bağlı olabilir. Teşhisin kesinliği değişkenlik göstermektedir. Renklenmeler; dental florosis, opasite ve white spot lezyon olarak sınıflandırılmaktadır. Russel, florosis ile opasite arasında bazı kıstaslar ortaya koymuştur. Russel'in kıstaslarına göre florosis kaynaklı beyaz lezyonlar; beyaz ile sarımsı renk arasında tam olarak ayırt edilemeyen, normal mine ile kaynaşarak ona uyum sağlayan ve simetrik dağılımlar gösteren lezyonlardır.

Flora bağlı olmayan opasiteler daha belirgin şekillere sahiptirler, zemindeki mineden farklıdırlar, genelde rastgele dağılım gösterirler. Ortodonti hastalarında çürük oluşumunun başlangıç evresi olan beyaz nokta lezyonları sıklıkla kopmuş bantların altında, braket tabanın çevresinde ve fırçalamanın zor olduğu bölgelerde oluşmaktadır [14, 17, 18].

Diş çürüğü multifaktöriyel bir durumdur. Oluşumunda 4 önemli faktör rol oynar; bunlardan herhangi biri eksik olduğunda diş çürüğü oluşmaz. Bunlar konağa faktörler, karyojenik mikrobiyal flora, diyet ve zamandır [13, 19].



Şekil 2.1: Çürük oluşum bileşenleri.

## 2.2. Diş Çürüğüne Neden Olan Bireysel Faktörler

1)Dişe ait faktörler

2)Tükürük ile ilgili faktörler

- Tükürük akış hızı
- Tükürük pH'sı
- Tükürük tamponlama kapasitesi

3)Bakteri plağı

4)Çürük oluşumuna neden olan mikroorganizmalar

- *Mutans streptokok* grubu
- *Laktobasil* grubu
- *Aktinomiçes* grubu

### 2.2.1. Dişe ait faktörler

Dişin kimyasal elemanlarının aside dirençli olmaması, dişlerde çapraşıklık olması, diş morfolojisinin plak retansiyonuna elverişli olması ve diş dizisindeki düzensizlikler dişe ait faktörlerdendir [19, 20].

Oklüzal pitler ve fissürler, kontak noktasının altındaki servikal diş yüzeyi, diş restorasyon ara yüzleri gibi dişlerde çürüğe karşı duyarlı olan bölgeler vardır. Klinik gözlemler göstermektedir ki posterior dişlerde var olan pit ve fissürler yiyecek retansiyonunun arttırması ve mikroorganizmaların yerleşim yeri olmaları nedeni ile çürüğe çok daha yatkındır. Bu bölgeler, diş yapısı açısından farklılık göstermemesine rağmen, diş plağının birikmesine ve uzun süre orada kalmasına elverişli olduğundan diş çürüğüne duyarlı bölgelerdir. Bu durum bölgelerde biyofilmin varlığını arttırır, bu da çürük oluşumunun başlangıcı olan demineralizasyon ve remineralizasyon için ön koşuldur [19-21].

### **2.2.2. Tükürük ile ilgili faktörler**

Tükürük, çürük oluşumunun engellenmesinde en önemli faktörlerden birisidir. İçerik olarak organik kısım, inorganik kısım ve sudan oluşur. Eser miktarda lipit ve karbonhidrat içermektedir. İnorganik yapısında elektrolit halinde bulunan moleküller bulunur. Çözünür halde bulunan kalsiyum, alfa amilaz gibi bazı enzimlerin aktivatörüdür. İnorganik fosfat çözünür halde bulunur ve tampon işlevi görerek pH dengelenmesinde etkilidir. İçerisinde bulunan bikarbonat iyonu da tampon sistemi olarak çalışır. Tükürük antibakteriyel etkisini ise içerisinde bulunan üre ve ürik asidi amonyağa parçalayarak gösterir [22, 23].

### **2.2.3. Bakteri plağı**

Dişler ve/veya ağız içindeki tüm katı yüzeyler üzerine biriken bakteri topluluğu diş plağı (bakteri plağı) olarak adlandırılmaktadır. Diş plağı, diş eti kenarında ve diş eti altında birikir. Bakterilerilerden oluşan amorf, yapışkan ve jelatinöz bir kitledir. Plak oluşumu doğal bir süreçtir ve bu süreçte bakterilerin büyük bir kısmı birbiriyle ilişki halindedir. Diş plağı, yapışkan bir yapıdır ve bu nedenle hava-su spreyi ile diş üzerinden uzaklaştırılmaz [24].

Supragingival plağın oluşumu üç aşamada meydana gelmektedir: ilk evre 0-2.gün içerisinde gerçekleşir. Diş fırçalamanın hemen ardından diş yüzeyini tükürük glikoproteinlerinden oluşan ve pelikül olarak adlandırılan ince film tabakası kaplar ve üzerine streptokoklardır ilk olarak tutunan mikroorganizmalardır.

Diş yüzeyine yatay ve dikey konumda yerleşmektedirler. İkinci evre 3.- 4. günlerdir. Streptokoklar üzerine gram negatif türler ve gram pozitif çomaklar yerleşirler. Bu görüntüye mısır koçanı ya da test tüp fırçasına benzer görüntü denir. Üçüncü evre 4.- 9. günlerdir. Gram negatif çomak ve spiroketlerin sayısı artar. Bakteriler diş eti oluşuna ilerler ve diş eti kenarına polimorf çekirdekli lökositler yığılır. Dişetinde kanama görülür ve gingivitis gelişir. Olgun plak bulunduğu bölgeye ve içerdiği bakterilere göre çürük ya da periodontitise neden olabilir [24].

#### **2.2.4. Çürük oluşumuna neden olan mikroorganizmalar**

Yapılan mikrobiyolojik çalışmalarda çürüğün oluşumunda en çok rol oynayan mikroorganizma gruplarının oral streptokoklar, laktobasiller ve aktinomiçesler olduğu gösterilmiştir [25, 26].

##### **2.2.4.1. Mutans streptokok grubu**

*S. mutans*, fermente edilebilen karbonhidratlardan hızlı bir şekilde asit üretebilme kabiliyeti gösteren, streptokokların mutasyona uğramış formudur. Yüksek asit toleransı gösterdiği için çürüğün başlamasında ve ilerlemesinde güçlü etkisi olan bir bakteridir [26-28]. İlk kez Clarke tarafından yüzeysel ve derin çürük lezyonlarından izole edilmiş *S.mutans*'ın diş çürüğü oluşumunda iki önemli özelliğe sahip olduğu bildirilmiştir. Bunlardan biri, diş yüzeyine yapışabilmesi, diğeri ise asit üretebilme yeteneğidir [29-31]. *S.mutans* suda çözünmeyen ekstraselüler dekstranlar üretir ve böylece bakterilerin diş yüzeyine yapışmasını sağlar. Beslenme ile alınan sakkarozu laktik asitte fermente edebilir ve mine matrisinin çözünmesine yol açar [32]. *S.mutans* popülasyonunun özellikle yüksek sükrözlu diyet alımıyla artacağı kabul edilmiştir [33, 34].

Laktik asit *S.mutans* 'ın bir karbonhidratı sentez etmesiyle meydana gelir ve *S. Mutans* sakkarozun glikoziltransferaz enzimi yardımıyla glikoz ve früktoza parçalanmasını sağlar. Glikoz zincirleri gluklan (dekstran), früktoz zincirleri ise fruktan (levan) olarak adlandırılır. Glukanlar yapışkan yapıda olduklarından diş yüzeyine ve birbirlerine rahatlıkla yapışabilirler.

Ayrıca tükürüğün tamponlayıcı ve koruyucu özelliğini de değiştirir [35]. *S.mutans* 'ın diyetle uygun karbonhidratların bulunmadığı dönemlerde de karbonhidrat rezervi olarak görev yapan intrasellüler polisakkarit sentezi yaptıkları bildirilmiştir [36].

#### **2.2.4.2. Laktobasil grubu**

Laktobasiller; gram pozitif, katalaz negatif, spor oluşturmeyen çubuklardır. Ağız florasının %1'ini oluştururlar. Ağız boşluğunda ve çürük lezyonunda rastlanılan laktobasil türleri; *Lactobacillus salivarius*, *Lactobacillus casei*, *Lactobacillus fermentum*, *Lactobacillus acidophilus* ve *Lactobacillus viridescens*' dir. Bunlardan *L. acidophilus* ve *L. casei* karyojenik özellik gösterir ve diş çürüğü açısından önem taşır [37]. İnsanlarda laktobasil türleri, diş yüzeylerinden, sert damaktan, tükürükten, dil sırtı ve bukkal mukozadan izole edilebilir. Aktif çürük lezyonu içerisinde ve plak pH'sının düşük olduğu yerlerde çoğalabilirler. Glikozdan laktik asit ve asetik asit üretebilen türleri mevcuttur [36].

Laktobasiller asidojenik olmalarına rağmen diş yüzeyine afiniteleri bulunmaz. Bu nedenle çürüğün başlangıç aşamasında değil ileri evrelerinde etkilidirler ve çürüksüz ağızlarda kolonize olmazlar. Yaygın çürük lezyonları, protez, ortodontik aparey gibi ağızda retansiyon alanlarının ve karbonhidrat tüketiminin artması sayılarının artmasına neden olur [38].

Tükürükteki laktobasil miktarının artışı ile diş çürüğü görülme sıklığı arasındaki ilişki kanıtlanmıştır [39].



### 2.2.4.3. Aktinomiçes grubu

Aktinomiçesler; gram pozitif, katalaz negatif spor oluşturmeyen filamentöz bakterilerdir. Çürük oluşumunda etkili türleri *A. viscosus* ve *A. naeslundii*'dir. Glikozu fermente ederek laktik asit, az miktarlarda asetik, süksinik ve formik asit üretirler. Kök çürüğü ve periodontal yıkımdan sorumludurlar [38].

## 2.3. Diş Çürüğüne Neden Olan Çevresel Faktörler

### 2.3.1. Karyojenik beslenme

Karbonhidratlar, çürük oluşumunda etkili olan en önemli besin maddeleridir. Bakteriler tarafından kolayca fermente edilirler. Böylece organik asitlerin oluşumuna yol açarak diş çürüğünün başlamasına neden olurlar. Karbonhidratlar; monosakkaritler, disakkaritler ve polisakkaritler olmak üzere başlıca üç başlıkta incelenmektedirler. Monosakkaritler; glikoz, fruktoz, galaktoz, disakkaritler; laktoz, sakkaroz, maltoz, polisakkaritler ise glukoz, fruktan, mutan ve nişastadır [38].

Fermente edilebilen karbonhidratların, özellikle sakkarozun, çürük başlaması ve ilerlemesi ile ilişkili olduğu belirlenmiştir [40]. Sakkaroz, karyojen bakteriler tarafından ekstraselüler polisakkarit ve çözünmeyen matriks polisakkaritlerine dönüştürülür. Plak yapışkanlığı artar, böylece bakterinin diş yüzeyine tutunmasını kolaylaştırır ve çürük oluşumuna neden olur [38]. Bakteri metabolizması, beslenme faktörlerinin değişmesi ile büyük oranda değişkenlik gösterir. Ortamda fermente edilebilir karbonhidratların varlığında plak pH'sı düşer. PH'daki herhangi bir değişim, biyofilmdeki kimyasal kompozisyonu değiştirerek bakteriyel florayı etkiler [41].

Ağızdaki mikrobiyal ekolojiyi en çok etkileyen faktörlerden biri fermente edilebilen karbonhidratların varlığıdır. Fermente olan karbonhidratlar aside dönüştürülür ve dental biyofilmin asidojenitesi artar [42]. Uzun süreli asidik ortam devam ederse, *S.mutans* ve laktobasil gibi asit üreten bakteriler seçici olarak büyüyüp çoğalarak çürük oluşumunun başlamasına neden olur [43, 44].

### 2.3.2. Zaman

Bireye ait uygun ortam, uygun besin maddesi ve bu besin maddesini fermente edebilen mikroorganizmaların varlığında demineralizasyonlar meydana gelse de diş çürüğünün oluşması için gerekli tüm bu faktörlerin belli bir süre boyunca, bir arada bulunması gerekmektedir. Bu sebeple zaman, çürük oluşumunda etkili olan faktörlerden biridir [38].

### 2.4. Ortodontik Tedavinin Çürük Oluşumu Üzerine Etkisi

Sabit ortodontik apareylerin oral kaviteye yerleştirilmesi ile oral hijyen sağlanması zorlaşır ve buna bağlı olarak ortodontik tedavinin yan etkileri oluşmaktadır [45]. Yapılan araştırmalara göre ölçülebilir demineralizasyonun, sabit ortodontik apareyler yerleştirildikten 1 ay sonra gözlemlendiğini belirtilmiştir [27, 46]. Ortodontik ataşmanların yüzey özellikleri ve kompozitlerin kimyasal yapısı plak retansiyonunu etkileyebilmektedir. Braketlerin ve bantların çevresindeki düzensiz siman yüzeyi oral mikroorganizmaların yerleşmesi için uygun ortam sağlamaktadır [9, 47]. Böylece dental plak miktarındaki artışın yanı sıra plağın her miligramındaki karbonhidrat konsantrasyonu ve bakteri sayısı artar. Karbonhidrat konsantrasyonunda ki artış, dental plağın yapışkanlığında artışa, tükürüğün yıkama işlevinde azalmaya [25, 45] ve *S. mutans* ve *Lactobacillus* gibi asidojenik bakterilerin sayısında önemli miktarda artışa neden olmaktadır [17]. Özellikle ataşmanlar etrafında kalan siman kalıntıları plak birikimini arttırmaktadır [9, 47-49]. En çok plak birikimi gözlenen alanlar, dişlerin servikal marjinleri, bantların altında kalan simanın bulunduğu orta bölgesi, yapıştırılan apareylerin rezin yüzeyi ve bond ile asitlenmiş mine yüzeyi birleşim alanlarıdır [50].

Ortodontik braketlerin, adeziv materyallerinin yüzeysel ve kimyasal özellikleri gıda ve bakteri retansiyonunu etkileyen faktörler olarak görülmektedir [51]. Bazı araştırmacılar sabit tedavi gören hastalarda her zaman çürük görülme sıklığının yükselmediğini düşünmektedir [52].

Ancak tedavi gören ve görmeyen hastalar arasında çürük lezyonlarının dağılımı yönünden farklılık olduğu ve özellikle yüksek riskli bireylerde yeni çürük oluşumunun gözlemlendiği bildirilmiştir [53].

## **2.5. Ortodontik Tedavi Sırasında Diş Çürüğü Oluşumunu Engellemeye Yönelik Uygulamalar**

### **2.5.1. Mekanik plak kontrolü**

Ortodontik apareyler, özellikle bant ve braket uygulamalarını takiben dental plak birikiminin hızla artmasına neden olurlar. Plak birikimine bağlı olarak pH seviyesi ortodontik tedavi öncesi seviyenin altına iner, bakteriler için uygun ortam oluşmuş olur [54, 55].

Çürük başlangıcına neden olan demineralizasyonun ana sebebi dişler üzerindeki plak birikimidir. Bu nedenle mekanik plak kontrolünün çürük oluşumunu önlemede büyük önemi bulunmaktadır. Birkaç hafta içinde gelişen başlangıç halindeki yumuşak yüzeyle lezyonlar ve daha uzun sürede oluşan yüzey altındaki lezyonlar, plak etkeni ortadan kaldırıldığında, yeniden mineralize olabilmektedir [56].

Günümüzde, dental plağın etkin şekilde uzaklaştırabilmesi için çok farklı tipte tasarlanmış manuel diş fırçaları mevcuttur [57]. Ortodontik tedavi sırasında motivasyon sorunu olan hastalarda dental plağı uzaklaştırmak için ultrasonik veya elektrikli diş fırçalarından yararlanılabilmektedir [58].

### **2.5.2. Antimikrobiyal ajanların kullanımı**

#### **2.5.2.1. Ksilitol**

Ksilitolün çürük önleyici mekanizmasının çürük lezyonunu hapsetmek olduğu bilinmektedir. Bu da fermente edilemeyen bir şeker olması ve *S.mutans*'ların çoğalması ve büyümesini inhibe etmesi ile ilişkilendirilmektedir [59].

Ksilitol fermente edilemeyen bir karbonhidrat olduğu için, ağız ortamının pH'ını stabil tutmak amacı ile sakızların içerisine ilave edilmektedir. Makinen ve ark [60], ksilitol içeren sakız ile sorbitol ve sükroz içeren sakızların çürük oluşumuna etkisini karşılaştıran bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada ksilitollü sakızın çürük riskini önemli derecede düşürdüğü görülmüştür.

Günde üç defa beş dakika boyunca ksilitollü sakızın çiğnenmesinin ağız ortamında asit ataklarının önlenmesinde etkili olduğu tespit edilmiştir [61].

Ortodontik tedavi gören hastalarda sakız çiğnenmesi istenmez. Bu nedenle ksitolü pastil kullanılması önerilmektedir. Ksitolün sindirim sistemini etkilediği unutulmamalı ve doz ayarlamasına dikkat edilmelidir [51].

#### **2.5.2.2. Klorheksidin kullanımı**

Klorheksidin glukonat, katyonik geniş spektrumlu antimikrobiyal ajandır. Gram-pozitif mikroorganizmalar üzerinde, gram-negatif mikroorganizmalara göre daha fazla etki gösterir. Bu etkiyi dental plakta bulunan mikroorganizmaların metabolik aktivitesini bozarak gerçekleştirdiği düşünülmektedir [62].

*S.mutans*'a karşı en fazla kullanılan ajandır. Gargara, jel ve vernik formlarında kullanılabilmekte ve ortodontik tedavi hastalarında, yüksek konsantrasyonda klorheksidin içeren vernik kullanımının, *S.mutans* düzeyini istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalttığı görülmüştür [63]. Yapılan başka bir çalışmaya göre ise vernik uygulamasının ortodontik tedavi görmekte olan hastalarda *S.mutans* düzeyini azalttığı, ancak bu etkinin en fazla 6 hafta boyunca devam ettiğini tespit etmiştir [64].

Ortodontik tedavi görmekte olan hastalarda % 0,2 klorheksidin glukonat içeren gargara kullanımının *S.mutans* düzeyini baskıladığını, *Lactobacillus* düzeyine ise etki etmediği görülmüştür [65].

### **2.5.2.3. Triklosan kullanımı**

Triklosan, geniş spektrumlu antibakteriyel ajandır. Birçok deterjan, sabun ve yüzey temizleyici triklosan içermektedir. Triklosan plak oluşumunu engelleyici özelliğe sahiptir. Bu nedenle triklosan içeren diş macunları ve gargaralar ortodontik tedavi gören hastalarda kullanılmaktadır. Florla birlikte kullanıldığında çürüğe karşı etkili olduğu bilinmektedir [66].

## **2.6. Ortodontik Bant Yapıştırılmasında Kullanılan Simanlar ve Bunların Antibakteriyel Özellikleri**

### **2.6.1. Simanlar**

Dental simanların tarihçesi 1878 yılında Fletcher tarafından silikat simanların alümina-silika cam ve fosforik asit likitinden hazırlanması ile başlamıştır. Diş hekimliğinde simanlar, restorasyonların simantasyonunda, ortodontik bantların ve apareylerin yapıştırılmasında, kaide materyali, endodontik dolgu patı ve restoratif materyal olarak kullanılabilir. Silikat içerikli simanların en büyük avantajı cam fazda yavaşça flor salınımı yapmasıdır. Silikat simanların bu avantajına rağmen bozunma ve translüensite kaybı göstermesi, renkleşmesi, yeterli mekanik özelliklerinin olmaması yeni siman arayışlarına neden olmuştur [67-70].

Silikat, çinko fosfat ve çinko oksit öjenol içerikli simanlar 1970'lere kadar yaygın olarak kullanılsa da bu materyaller patolojilere neden olmaktadır. Ayrıca bakterilerin dentine ve restorasyon ara yüzeyine penetre olması, marjinal mikrosızıntı ve restorasyonların tutuculuğundaki zayıflık gibi problemler göstermesi mine ve dentine daha fazla bağlanabilen, iyi ıslatma özelliğine sahip yeni materyaller arayışına neden olmuştur. Poliakrilik asit esaslı simanların gelişimiyle önce çinko polikarboksilat, sonra cam iyonomer simanlar ve son olarakta rezin ve hibrit iyonomer simanlar geliştirilmiştir [69].

Kimyasal olarak polimerize olan, doldurucu içermeyen akrilik restoratif rezinler 1950'li yıllarda geliştirilmiş, daha az çözünen ve renk stabilitesine sahip olan materyallerdir. Ancak bu maddenin polimerizasyon büzülmesinin ve ısısız genişlemesinin fazla olması elastisite modülünün ve aşınmaya karşı direncinin düşük olmasına neden olmuştur.

1962 yılında Ray Bowen tarafından tanıtılmış olan kompozit rezinler, 1962 yılından sonra kullanılmaya başlanmıştır [67, 70].

Dental simanlar asit ve alkali bileşenler içerir. Genellikle toz ve likitten oluşur. Toz ve likit uygun oranlarda karıştırıldığında belirli bir süre içinde nötralizasyon reaksiyonu ile sertleşir. Uygun fiziksel özellikleri elde edebilmek ve ağız içi dokulara minimum etki etmek için toz ve likit uygun oranda karıştırılmalıdır. Bağlanma direnci toz/likit oranına bağlıdır; bu oranın azalması belirgin olarak daha zayıf bir siman karışımının oluşmasına neden olur [71].

Bazı simanların sertleşme reaksiyonu ise değişik ışık kaynakları kullanımı ile gerçekleşir. Simanların bir kısmı kırılma yapısına sahip iken basma kuvvetlerine karşı dirençlidirler, ancak çekme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır [72].

Ortodontik amaçla kullanılan aygıtlar, hastanın görünüşünü ve oral fonksiyonunu minimal düzeyde etkilemeyi hedeflemektedir. Diş çeşitli simanlar ve rezin içerikli adezivler ile yapıştırılmaktadır. Bu amaçla kullanılan dental simanların diş bağlanma gücü artması ile diş uygulanan ortodontik aygıtların boyutları küçülür, bu durum da hasta memnuniyetini arttırmaktadır.

Yapıştırma simanları diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmakla birlikte klinik endikasyonları ve kontraendikasyonları arasında önemli farklılıklar bulunan materyallerdir. Bu nedenle vakaya göre materyal seçimi yapılmalı, hekimlerin, kullanacakları materyalin özelliklerini, avantajlarını ve dezavantajlarını göz önünde bulundurmaları önem arz etmektedir [71, 72].

Bu özellikler göz önüne alındığında yapıştırma simanları şu şekilde sıralanabilir.

- 1- Çinko fosfat siman
- 2- Polikarboksilat siman
- 3- Cam iyonomer siman
- 4- Rezin modifiye cam iyonomer siman
- 5- Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomer)
- 6- Rezin siman

Çinko fosfat ve polikarboksilat esaslı simanlar ortodonti pratiğinde rutinde kullanılmamakta, öncelikli olarak protetik tedavide geniş kullanım alanı bulurken diğer diş hekimliği alanlarında da kullanılmaktadır. Ortodontik uygulamalarda önemli bir yer tutan braketlerin mine dokusuna bağlanma kuvvetleri ve dental simanların ortodontik tedavi sahasında kullanımı ile ilgili olarak literatürde birçok çalışma yer almaktadır [27, 72-80].

Farklı maddelere bağlanma yeteneği, yüksek dayanıklılık, ağız ortamında çözünmezlik ve renk potansiyeli, rezin kompozit simanların estetik tip restorasyonlar için kullanımlarını sağlamıştır [81].

1990'lı yılların başına kadar ortodontik bantların yapıştırılması için kullanılan başlıca simanlar, çinko fosfat, çinko silikofosfat ve çinko polikarboksilat simanlardır ve bu simanlar sertleşmesi kimyasal yollar ile gerçekleşir [82-84]. Çinko fosfat simanlar son yüzyılda ortodontik bantların simantasyonu için sıklıkla kullanılmış ancak intraoral sıvılarda çözünürlüğünün fazla olması, dişe sadece mekanik olarak bağlanması, kırılma olma ve çekme kuvvetlerine karşı direncinin düşük olması nedeniyle kullanımları giderek azalmış yerini farklı simanlara bırakmıştır [85-87]. Polikarboksilat simanlar, mine ve paslanmaz çelik ile kimyasal bağlantı kurabilse de viskozitesinin yüksek olması, sertleşme zamanının kısa olması ve intraoral sıvılarda çözünürlüğünün fazla olmasından dolayı popülaritesini kaybetmiştir [85].

Bu simanların bazıları ortodontistlerin küçük bir kesimi tarafından hala kullanılsa da günümüzde bantların simantasyonu amacıyla çoğu ortodontist cam iyonomer siman, cam iyonomer bazlı siman ve rezin bazlı simanları kullanmaktadır [88].

### **2.6.2. İdeal bant simanının sahip olması gereken özellikler**

Ortodontik bantlar ağızda buldukları konum itibariyle yüksek kuvvetlere maruz kalırlar. Bu kuvvetler simanın kendi içerisinde, simanın mine ve bantla olan bağlantı bölgelerinde strese neden olmaktadır [89, 90].

Simanın ideal bağlanma kuvveti;

Tedavi boyunca bantı dişin üzerinde tutmaya yetecek kadar yüksek, desimantasyon esnasında diş yüzeyine zarar vermeyecek kadar düşük olmalıdır.

İdeal bir adeziv siman;

Klinik kullanımı kolay olmalı [91]

Yeterli çalışma süresi olmalı [91]

Antikaryojenik olmalı [91]

Ucuz olmalı [91]

Ağız ortamında çözünürlüğü düşük olmalı [92-95]

Vizikozitesi düşük olmalı [93]

Çekme kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeli ve yeterli kırılma direncine sahip olmalı [93-95]

Mine yüzeyi ve metal ile kimyasal ve mekanik bağlantı kurabilmeli [93]

Pulpa ve çevre dokularda irritasyon oluşturmamalı [92-95].



### 2.6.3. Cam iyonomer siman

Cam iyonomer simanlar ilk defa 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından geliştirilerek ASPA (Aluminosilicatepolyacrylic asit) adı ile tanıtılmış ve diş hekimliğinde kavite tabanına uygulanması, yapıştırıcı siman, sealant ve restoratif materyal olarak geniş kullanım alanı bulmuştur [96]. Polikarboksilat simanların silikat siman hibriti şeklinde tanımlanarak tozun ve likitin karıştırılması ile hazırlanır [95]. Cam iyonomer simanın tozu bazik; floro-alumino silikat taneciklerinden, likiti ise poliakrilik asitten oluşur. Toz aynı zamanda büyük miktarlarda kalsiyum ve florür, küçük miktarlarda sodyum ve fosfat içermektedir. Toz ve likitin karıştırılması ile toz şeklindeki asit çözülür ve tekrar likit asit şekline geçer, bu işlemi asit-baz reaksiyonu takip eder. Poliasitlerin geniş bir aralığı alkenoik asitlerin homo veya kopolimerlerinin temeli olarak bulunmaktadır [71, 97, 98].

Bu simanlar şu şekilde sınıflandırılmaktadır [99]:

Tip I: Yapıştırma simanı

Tip II: Restoratif materyal

a) Estetik

b) Güçlendirilmiş

Tip III: Hızlı sertleşen kaide materyali ve fissür örtücü olarak kullanılanlar.

Cam iyonomer siman diş dokusuna 2 şekilde bağlanma gösterir. Bunlardan ilki mikromekanik bağlanmadır. Alkenoik asit diş yüzeyini temizler ve yüzeysel demineralizasyonu oluşturur. Böylece hidroksiapatit ile kaplı kollajen fibrillerin yüzeysel hibridizasyonu gerçekleşir. İkinci bağlanma tipinde ise kimyasal bağlanma söz konusudur. Polialkenoik asidin karboksil grubu ile açığa çıkan kollajen etrafında kalan hidroksiapatitin kalsiyum iyonu arasında iyonik bağın oluşmasıyla meydana gelir [95].

Bu simanların avantajları çinko fosfat siman ile karşılaştırıldığında ağız sıvılarında çözünürlüğünün az olması, dayanıklılığının daha yüksek olması, diş dokusu ile şelasyon yapması ve paslanmaz çelik materyali ile iyonik bağ oluşturması olarak sayılabilir [82, 84, 89, 100, 101].

Bu özellikler bantların desimantasyon problemlerini azaltır, yüksek klinik performans göstermesini sağlar. Ayrıca, bantlar genellikle siman-bant ara yüzünden ayrıldığı için mikro sızıntıdan daha iyi korunmaya olanak tanır [74].

Cam iyonomer simanlar dişteki kalsiyum ve metal iyonları ile çapraz bağlantı yapabilme kapasitesine sahiptir. Bu durum simanın dişe ve metallere direkt adezyonunu sağlar. Florür salınımı ile antikaryojenik özellik gösterir. Dişe benzer termal ekspansiyon katsayısına sahiptir. Böylece mine ve dentinine termal uyumluluk gösterir. Mine yüzeyinde düşük büzülme göstermesi ile mikro sızıntının minimize edilmesini sağlar. Monomer içermemesi ya da düşük oranda içermesine bağlı olarak düşük sitotoksikite göstermesi gibi çeşitli avantajları nedeniyle günümüzde diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanı bulmuştur [102-105]. Bu simanların en büyük avantajı flor salabilmesi ve flor rezervuarı özelliği gösterebilmesidir. Böylece antikaryojenik özellik gösterir ve bant etrafında dekalsifikasyon ihtimalini azaltır.

Flor plak metabolizmasını değiştirir. Mine yüzeyinde daha az çözünebilen flor apatit kristalleri oluşumuna olanak tanması ile mine çözünürlüğü azalır. Bu özellikler florun antikaryojenik özellik göstermesine neden olur. Simanın karıştırılması ve uygulanmasının takiben iyon salımının başladığı ve belirli bir seviyede yaklaşık olarak 12 ay sürdüğü tespit edilmiştir [86, 87, 106-108].

Bu simanların dezavantajları ise aşınma direncinin düşük, çalışma zamanının kısa, sertleşme süresinin uzun ve sertleşme sırasında nem kontaminasyonuna duyarlı olması, kırılmaya karşı direncinin düşük olması ve yüksek oranda mikrosızıntı göstermesidir [109]. Kullanımın hemen öncesi materyal şişesinden çıkarılmalıdır. Öncesinde çıkarılması likit içerisindeki su- asit oranının değişmesine neden olabilir. Buda materyalin fiziksel özelliklerinin zayıflatarak, zayıf mine bağlantısına ve bağlanma dayanımının azalmasına yol açar [71, 82, 110, 111].

#### 2.6.4. Rezin modifiye cam iyonomer siman

Rezin modifiye cam iyonomer siman; rezin ile güçlendirilmiş cam iyonomer veya rezinomer olarak da adlandırılır. Cam iyonomer simanların neme duyarlılığı ve fiziksel bazı özelliklerinin zayıf olması nedeni ile sertleşme sırasındaki asit baz reaksiyonuna ikincil bir ışık ile polimerizasyon reaksiyonunun ilave edilmiş şeklidir [90, 112, 113].

Simanın tozu, floro alüminat silikat cam partiküllerinden meydana gelirken, likidi ise metakrilat rezin, poliasit, HEMA (hidroksietil metakrilat) ve su içerir. İlâveten az miktarda başlatıcı ve stabilizatör ihtiva eder. Sertleşme reaksiyonu metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlar ve asit-baz reaksiyonu ile devam eder [71, 114]. Asit-baz reaksiyonu ise, toz ve likidin karıştırılması ile yavaş bir hızla ilerler ve sertleşme 24 saatte tamamlanır. Karıştırılmış simana ışık uygulandığında HEMA'nın serbest radikallerinin polimerizasyonu ile ilk sertleşme başlar ve poliHEMA matriksi oluşur. Bu polimerizasyonun hızlı başlamasını sağlayarak erken dönemde neme karşı hassasiyetin azalmasını ve bağlantının daha hızlı gelişmesini sağlar [115-117].

Sertleşme sonrası iki tip matriks oluşur. Bunlardan biri metal poliakrilat tuzlarının oluşturduğu matris, diğeri ise polimer matristir. Bu nedenle bu simanlar hibrit cam iyonomer simanlar olarak da adlandırılmaktadır [116].

Bu simanların en büyük avantajları klinik işlemlerinin basit olması, rezin simanlardaki çok aşamalı yapıştırma işlemlerini elemine etmesidir [81, 118]. Rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar mükemmel sertlik, mine ve metale daha iyi bağlanma, nemi daha iyi tolere etme, daha az çözünme gibi geliştirilmiş fiziksel özellikleri sayesinde geleneksel CİS'lere çok iyi bir alternatif olabilir [119-121]. Bu nedenle ortodontide RMCİS'ların kullanımı büyük ölçüde artmıştır [72]. Ayrıca, bu simanlar dayanıklılığını kaybetmeden florid alıp salabilir [90, 113]. Florid salınım/alım özellikleri ve çürük önlemedeki etkinliği geleneksel CİS'lere benzerdir [114]. Yapılan başka bir karşılaştırılmalı çalışmaya göre florid içerikli RMCİS'in çinko fosfat siman ve kontrol grubuna göre daha az demineralizasyona yol açtığı gösterilmiştir [122]. Baskı ve gerilim dayanımları çinkofosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlardan yüksek, rezin simanlardan düşüktür [114].

Yapıda bulunan ve yüksek hidrofilik özellik gösteren HEMA su absorpsiyonuna neden olur. Su emilimine bağlı meydana gelen genleşme yapıda kırılmalara neden olabilir [81].

#### **2.6.5. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomer)**

Cam iyonomer simanların flor iyonu salınımı, diş dokularına adezyon gibi avantajları ile dental kompozitlerin gelişmiş fiziksel özelliklerini birleştirebilmek amacıyla, 1990 yıllarında diş hekimliğinde kullanıma sunulmuştur [71, 123]. Kompozit kelimesinden *kompo*, iyonomer kelimesinden *mer* bölümleri alınarak kısaca bu tür simanlar *kompomer* olarak isimlendirilmiştir. Rezinlere çürük önleme ve karboksil şelasyonu özelliklerini kazandırmak amacı ile geliştirilmiştir [71]. Yapısal ve fiziksel özellikleri cam iyonomer simanlardan çok rezin simanlara oldukça benzemekle beraber flor salma ve absorbe etme özelliğine de sahiptir [124, 125].

Kompomerler iyonlarına ayrılabilen aluminosilikat cam ve ışıkla aktive olan konvansiyonel rezin monomerler (UDMA, HEMA ve bütan tetrakarboksilik asit) içeren tek basamaklı bir sistemdir. Aynı zamanda yapılarında florosilikat cam, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler de bulunur [67, 126]. Sertleşme reaksiyonu metakrilat gruplarının polimerizasyonu ile başlayarak, asidik monomer matrisi içerisindeki diğer monomerlerle birleşir ve asidik polimerleri meydana getirir. Su içermez. Bu nedenle sertleşme reaksiyonu daha sonra ağız ortamında su emilimi ve asit baz reaksiyonu ile devam eder. Asidin cama etkisi ile metal iyonları salınır ve bu iyonlar ile asit grupları arasında çapraz bağlar meydana gelir [125, 127, 128]. Kompomerler rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha az flor salar, ancak mekanik olarak rezin modifiye cam iyonomerlerden daha dirençlidir [93].

Kompomerler herhangi bir asit içermez ve bu nedenle için yüzeylere kimyasal olarak bağlanmaz. Tutuculukları rezin adezivlerdeki gibi kuru yüzeylerle fiziksel bağlanma yolu ile gerçekleşir [129]. Yapılmış olan *in vitro* testlerde bu simanlar çinko fosfat veya geleneksel CİS'lere oranla belirgin olarak daha yüksek bağlanma direnci gösterdiği, bandın iç yüzeyine kumlama yapılmasının (microetching) bağlanma direncini daha da arttırdığı görülmüştür [73, 120, 130].

Kompomer kullanımı esnasında nem kontrolünün çok önemli olduğu da rapor edilmiştir [73]. Yapılan bir klinik çalışmaya göre ise geleneksel CİS, RMCİS ve PMKR (poliasit modifiye kompozit rezin) arasında bantların kopma oranları açısından belirgin bir fark olmadığı görülmüştür. Bant kopma tipi değerlendirildiğinde, CİS'lerin aksine kopma, siman-mine ara yüzeyinde meydana gelir. Bu durumun mikro-sızıntıya ve bant altında demineralizasyona yol açabileceği tespit edilmiştir [129, 131].

#### **2.6.6. Rezin simanlar**

Kompozit rezinler ilk kez 1962 yılında Bowen tarafından Bis-GMA'nın (bisfenol Aglisidil metakrilat) bulunması ve 1963'de ilk büyük dolduruculu dolgu materyallerinin kullanılmasıyla geliştirilmiştir [127, 128, 132].

Rezin simanların diş hekimliğine kullanımı (doldurulmuş Bis-GMA rezin ve diğer metakrilat varyasyonları) 1973 yılında Rochette tarafından önerilmiştir [81].

İlk bulunduğu yıllarda pulpa hasarı oluşturabileceği düşüncesi, aşınma direncine düşük dayanımları, radyolüsent olmalarına bağlı radyolojik kontrollerdeki yetersizlikleri, dişe bağlanmalarındaki zayıflık sonucu kenar uyumsuzlukları diş hekimliğindeki kullanımlarını oldukça sınırlandırmıştır. Ancak adeziv teknolojisindeki gelişmeler ile dentine bağlantı kuvveti artırılmış, materyalin doldurucu oranının değiştirilmesi ve özelliklerinin geliştirilmesiyle kullanımları yaygınlaşmıştır [132-134].

Rezin adezivler, rezin monomer ve dolduruculardan oluşmuştur. Polimerizasyon tipine göre 3 başlık altında toplanmıştır [71].

- 1- Kimyasal olarak polimerize olan (Chemical- cure, selfcure)
- 2- Işıkla ile polimerize olan (Light-cure)
- 3- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (Dual-cure)

### **2.6.6.1. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar**

Çift pat sistemiyle ya da toz-likit şeklinde üretilmiştir. Toz-likit sisteminde, toz iyi dövülmüş borosilikat (veya silika cam), polimer toz ve organik peroksit başlatıcıdan, likit ise amin hızlandırıcı içeren BisGMA ve/veya diğer metakrilat monomerlerinden oluşur. Pat sisteminde ise, patlardan her biri yarı yarıya organik monomer ve doldurucu ihtiva eder.

### **2.6.6.2. Işıkla ile polimerize olan rezin simanlar**

Tek pat halindeki bu simanlarda ışık absorpsiyonu kamforokinon ile sağlanır. Hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Işık uygulanma süresi en az 40 saniye olmalıdır.

### **2.6.6.3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar**

İki pat ya da toz-likit şeklinde bulunurlar. Baz ve katalizörden oluşmaktadır. Baz kısmı, diketon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmı ise, kimyasal polimerizasyon sistemlerinden oluşur. Çift yönlü sertleşen simanlarda başlatıcı olan kamforokinon ve kimyasal aktivatör olan peroksit bulunur [109].

## **2.7. Siman Dayanımı ve Simanların Dayanımının Ölçümünde Kullanılan Testler**

Ortodontik bantların retansiyonun etkilendiği faktörler aşağıdaki gibi gruplanabilir [83, 135-138];

1. Simanın mekanik özellikleri
2. Siman/mine ve siman/bant arasındaki adezyon
3. Tekrarlayan mekanik streslerin varlığı
4. Toz/likit oranının doğru ayarlanması.

Düşük toz/likit oranı simanın bağlanma dayanımında azaltır. Bu klinik olarak desimantasyon oranının artmasına neden olur. Cam iyonomer simanların el ile karıştırılması esnasındaki en büyük problem, uygun toz/likit oranı sağlanması esnasında tozun ölçülmesinde değil, likitin doğru olarak ölçülmesindedir. Likitin ölçülmesi ve karıştırılması esnasında üretici firmanın talimatlarına uygun olarak hareket edilmesi, ölçülü bir şırınganın kullanılması ya da kapsül formunda üretilen simanların kullanılması hata oranını azaltacaktır. Bu simanların 2 pat, 1 pat ya da kapsül formunda piyasaya sürülmesi daha tutarlı ve tekrarlanabilir bir karıştırma işlemi sağlar [120]. Ancak, kapsül formundaki simanlar el ile karıştırılan simanlara göre daha pahalıdır. Bant simantasyonu için kullanımı fazla materyal kullanımına neden olur. Çünkü genellikle karıştırılan siman miktarı restoratif amaçlı kullanım için ayarlanmıştır [138].

Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar metal ve pürüzlendirilmemiş mineyle kimyasal olarak bağlantı yapabilen materyallerdir ve ortodontik bantların yapıştırılması amacıyla sıkça kullanılmaktadır [139]. Yapılan çalışmalar kompomer ile simante edilen molar bantlarının ortalama retatif kuvvetlerinin, rezin modifiye ve geleneksel cam iyonomer simanlarla simante edilen bantlara göre belirgin şekilde düşük olduğunu gösterirken bazı çalışmalarda kompomerlerin geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği rapor edilmiştir [73, 140].

Rezin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezinlerin bağlanma dayanımının benzer olduğunu rapor eden çalışmalar da mevcuttur. Aynı zamanda bazı çalışmalarda farklı marka poliasit modifiye kompozit rezinlerin farklı bağlanma dayanımları gösterdiği rapor edilmiştir [73].

PMKR'ler daha çok kompozit rezinlere benzerlik gösterdiğinden dolayı klinik kullanım sırasında ortamın kuru olması önem taşımaktadır. RMCİS'ler ise daha çok cam iyonomer simanlar ile benzerlik göstermekte ve adezyonları tükürüğün mine yüzeyini uygun şekilde ıslatmasıyla artmaktadır [73].

Yapıştırma amacıyla kullanılan RMCİS'lerin su ile temas sonrası, makaslama ve sıyırma kuvvetlerine karşı direnci geleneksel CİS'lere göre daha yüksek bulunmuştur [141].

Adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmek için çeşitli bağlanma dayanımı test yöntemleri kullanılmaktadır. Bu testlerden elde edilen sonuçlara göre adeziv sistemlerin ağız ortamındaki performansları hakkında çeşitli yorumlar yapılabilir. Materyal ve diş arasındaki adezyonun güçlü olması, rezin polimerizasyonu ve oral fonksiyon sırasında oluşan streslere o oranda dayanıklı olmasını sağlar [142].

*In vitro* koşullarda dental malzemelerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede en çok makaslama (shear) ve çekme (tensile) bağlantı kuvvetleri test yöntemleri kullanılmaktadır [143]. Temel olarak, siman ve materyal arasında oluşan gerilimin paralel ya da dik olmasına göre makaslama veya çekme gerilimi olarak adlandırılmaktadır.

### **2.7.1. Çekme testi(push-out)**

Birçok materyalin çekme kuvvetine karşı direnci basma kuvvetlerine göre olan direncinden daha azdır. Çekme direnci hesaplanır iken 7-12 mm<sup>2</sup>'lik bağlantı yüzeyi kullanılır ve diş yüzeyine 90° açıyla dik olarak hareket eden bir kuvvet uygulanır. Ayrılmanın gerçekleştiği andaki kuvvetin, yüzey alanına bölünmesi ile 'çekme bağlanma dayanım değeri' hesaplanır [144-147].

Bu testte dikkate dılması gereken en önemli nokta, örneklerin birbirine yapıştırılması sırasında düzgün olamayan ara yüz geometrisine bağlı olarak yanlış yüzey açılanmasından kaynaklanan artefakt sonuçlarının oluşmasının engellenmesidir [144]. Artefaktların oluşumunu önleyebilmek için test aparatının hizası korunmalıdır [148].

### **2.7.2. Makaslama (kesme) testi (shear)**

Makine içerisine özel bir parça yardımı ile yerleştirilen örnekler yapışma bölgesi diş yüzeyine ve diş yüzeyine paralel olarak belli bir hızla hareket eden makaslama kafası yardımı ile kırılır [144].



Bazı araştırmacılara göre çekme dayanım testlerinde kuvvet uygulanması esnasında stres meydana gelir ve bu stres sonucu meydana gelen değişiklikler sonuçları olumsuz etkiler [149, 150].

Makaslama dayanım testinde elde edilen bağlantı değerleri gerilim testinde elde edilenden değerlerden daha büyüktür. Bu durum makaslama kuvvetlerinin ağız ortamını daha iyi taklit ettiğini düşündürerek, araştırmacıların bu testi daha çok tercih etmesine neden olmuştur [151]. Ancak bu test metodunda çok fazla koheziv kırılmaların meydana geldiği görülmüştür [152].

## **2.8. Termal Siklus**

Yeme, içme ve solunum yapma gibi fizyolojik fonksiyonlar ağız içinde termal değişikliklere ve ortamın pH'nın değişimi ile sonuçlanır. Bu nedenle ağız içinde bulunan dental materyaller ısı ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadır [153, 154].

Dondurmanın ısısı 0°C ye yakınken, sıcak çorbanın ısısı 60°C ye ulaşabilmektedir. Aynı zamanda yeme, içme bireyler arası farklılık gösteren alışkanlıklar olup ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine sebep olmayabilir [155]. Burun solunumu yapıldığında ağzın normal sıcaklığı  $35,2 \pm 2,1^\circ\text{C}$  olarak ölçülmüştür [156].

2003 yılında bildirilen ISO TR 11450 standardına göre, sıcaklığı 5°C ve 55°C olan su banyoları içerisine örneklerin 500 kez daldırılarak yapılan termal siklus işlemi uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemidir. 10.000 termal siklusun yaklaşık 1 yıllık *in vivo* fonksiyona karşılık geldiği yayınlanan bir derlemede belirtilmiştir [154].

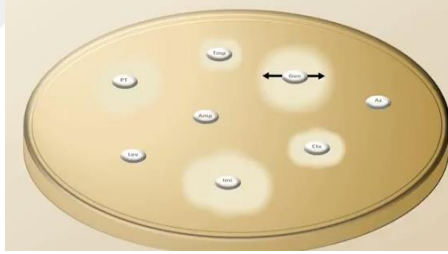
Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi iki şekilde gerçekleşebilir:

- 1- Sıcak su, kollajenlerin hidrolizini abuklaştırarak yetersiz polimerize olmuş resin oligomerlerin ortamdaki uzaklaşmasına sebep olabilir [157].
- 2- Restoratif materyallerin termal genleşme katsayısı mine ve dentine göre yüksektir. Bu da diş ile biyomateryel ara yüzünde tekrarlanan genleşme ve büzülme streslerinin oluşmasına, marjinal boşluk ve mikrosızıntının artmasına neden olabilmektedir [154, 158, 159].

## 2.9. Disk Difüzyon Testi

Antimikrobiyal duyarlılık testleri, bir antimikrobiyal ajanın belli bir bakteri türüne karşı *in vitro* etkinliğini saptamak amacıyla uygulanan testlerdir. Antibiyotik duyarlılık testlerinde 'difüzyon' ve 'dilüsyon' olmak üzere başlıca iki metod kullanılır.

Mueller-Hinton Agar (MHA) kullanılır. Denenecek bakterinin 24 saatlik saf kültürü yapılır. 0.5 Mc Farland Standardına göre hazırlanmış bakteri süspansiyonu MHA besiyerine yayılır. Belirli antimikrobiyal ajan ile doyurulmuş olan filtre kâğıdından diskler 90 mm çapındaki petriye yerleştirilir. Her disk birbirinden 2,5-3 cm, plak kenarından 1,5 cm uzakta olmalıdır. 37°C'de 18-24 saat bekletildikten sonra disk etrafındaki üreme bölgeleri değerlendirilir. Disk etrafında bakterinin üremediği bölgeye zon adı verilir. Zon çapı mm olarak ölçülür ve sonuçlar duyarlı, orta duyarlı ve dirençli olarak belirlenir [160].



**Şekil 2.2:** Disk difüzyon testi.

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, ortodontide bantların simantasyonu için kullanılan geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezin materyallerine liyofilize edilmiş Ag nanopartikülü ilave edilerek materyallerin fiziksel ve antibakteriyel özelliklerinin *in vitro* koşullarda incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamız için Bezmialem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Farmasötik ve Teknoloji ve Biyoteknoloji Laboratuvarı'nda liyofilize edilmiş Ag nanopartikülü hazırlanmış, ortodontide bantların simantasyonu için kullanılan geleneksel cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezin materyallerine % 0.1 oranında karıştırılmıştır.

Çalışmamızda simanların mekanik özelliklerini değerlendiren testler Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Ortodontik bantlar dişlere Ag nanopartikülü ilave edilmiş ve edilmemiş siman materyali ile simante edilerek materyalin çekme dayanımına karşı olan direnci ölçülmüştür.

Simanların antibakteriyel özellikleri ise Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı'nda değerlendirilmiştir. Antibakteriyel etkinlik, disk difüzyon yöntemi ve antibakteriyel etkinin sıvı besiyerinde incelenmesi yöntemleri ile değerlendirilmiştir. Aynı zamanda materyallerin biofilm tutma özellikleri değerlendirilmiştir.

#### 3.1. Gümüş İçeren Siman Materyallerinin Hazırlanması

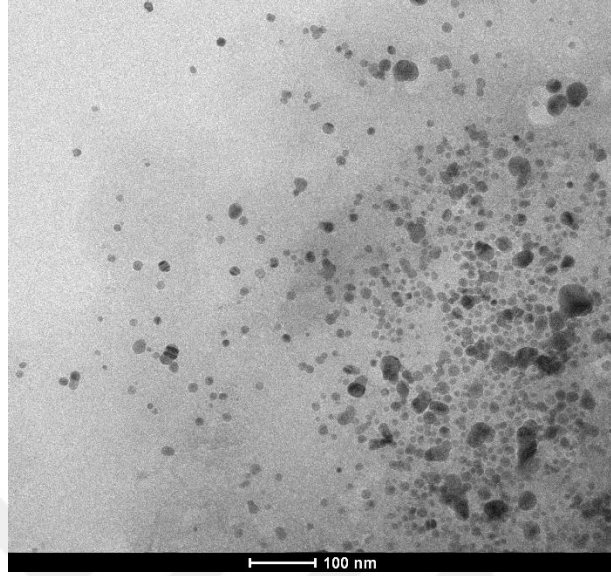
##### 3.1.1. Ag nanopartiküllerin hazırlanması

Ag nanopartiküllerinin (AgNP) sentezinde sodyum borohidrat ( $\text{NaBH}_4$ ) primer redüksiyon ajanı olarak, trisodyum sitrat dihidrat (TSC) sekonder redüksiyon ajanı ve stabilizör olarak kullanılmış, 3,78 mg (2 mM)  $\text{NaBH}_4$  ve 44,12 mg (3 mM) TSC tartılarak distile su ile çözündürülmüştür.

Mezür kullanılarak distile su ile 48 ml'ye tamamlanan çözelti 100 ml hacimli yuvarlak dipli balona aktarılmıştır. Manyetik karıştırıcıda yağ banyosu ile ısıtılan çözelti 60°C sıcaklığa getirilmiş ve 30 dakika boyunca karıştırılmıştır. Süre sonunda çözeltiliye 2 ml distile suda çözündürülmüş 8,49 mg (1 mM) gümüş nitrat ( $\text{AgNO}_3$ ) eklenmiş ve sıcaklık 90° C'ye yükseltilmiştir. Karışımın pH'sı, 1 M NaOH çözeltisi ile 10'a ayarlanarak ve 20 dakika boyunca karıştırılmaya devam edilmiş, renk değişimi görüldükten sonra balon yağ banyosundan alınarak soğumaya bırakılmıştır. Hazırlanan nanopartiküller diyaliz membran (3,5 kDa MW cut-off) kullanılarak reaksiyona girmemiş maddelerden arındırılmış ve 3 gün içerisinde kullanılmak üzere 4°C'de ışık görmeyecek şekilde saklanmıştır [161].

### **3.1.2. Nanopartiküllerin karakterizasyonu**

Ag NP'ler 1'e 10 oranında seyreltikten sonra partikül büyüklüğü dinamik ışık saçılımı (Malvern Zetasizer Nano ZS) cihazı ile ölçülmüştür. Ayrıca Ag NP'lerin UV spektrumları 200-800 nm aralığında taranarak maksimum absorbans verdiği dalga boyu belirlenmiştir. Farklı araştırmacıların yaptığı çalışmalarda Ag nanopartikül'lerin boyutları azaldıkça, daha düşük dalga boylarında absorbans verdiği gösterilmiştir. Farklı boyuta sahip nanopartikülleri bu yolla hızlı ve güvenilir bir şekilde karşılaştırmak mümkün olmaktadır [162, 163]. Hazırlanan optimum formülasyonun kesin boyut analizi ve partikül şeklinin görüntülenmesi amacıyla yüksek çözünürlüklü geçirimli elektron mikroskopu (HRTEM) kullanılmış, bu amaçla hazırlanan numuneler uygun ızgaralar üzerine damlatılarak kurutulmuştur. Cihaz yardımıyla nanopartiküllerin fotoğrafları çekilmiş, elde edilen veriler sonucunda ortalama partikül büyüklükleri belirlenmiştir.



**Şekil 3.1:** Ag nanopartikül (HRTEM).

### **3.1.3. Nanopartiküllerin kurutulması ve simanlara ilavesi**

Hazırlanan Ag NP'ler simanlarla karıştırılmadan önce liyofilizatör kullanılarak kurutulmuştur. Bu amaçla ilk olarak liyoprotektan ve kriyoprotektan seçimi yapılarak, mannitol, sorbitol, glikoz, trehaloz ve sakkaroz %2 ve %5 oranlarında denenmiş, dondurma ve liyofilizasyon sonrası nanopartikül yapısındaki bozulmalar ve renk değişimleri gözlenmiştir [164]. En iyi sonuç %5'lik sorbitol çözeltisi kullanıldığında alınmış, bu nedenle liyofilizasyona sorbitol kullanılarak devam edilmiştir. İşlem sonucu kuruyan nanopartiküller tartılarak %0,1 (a/a) Ag içerecek şekilde simanlara karıştırılmıştır [165].

## **3.2. Çekme Dayanımı Ölçümü İçin Örneklerin Hazırlanması**

### **3.2.1. Diş örneklerinin hazırlanması**

Çalışmamızda kullanılacak gerekli olan toplan diş sayısı, %80 güç analizine göre %95'lik güven aralığında 1 birimlik fark ve 1 birimlik SD'li olmak üzere her gruba n=23 örnek gerektiği şeklinde hesaplanmış ve toplamda 138 adet premolar diş kullanılmıştır. Çekim sonrası dişler distile su içerisinde saklanmıştır.

Çalışmada kullanılacak dişlerin seçiminde aşağıdaki kriterler göz önünde bulundurulmuştur:

- Dişin periodontal, protetik veya ortodontik amaçla çekilmiş olması.
- Çürük bulunmaması.
- Dolgu veya restorasyon içermemesi.
- Mine üzerinde kırık, çatlak veya davye izi olmaması.
- Florozisli olmaması.
- Dişlerin vestibül yüzeyinde malformasyon bulunmaması.

Ortodontik tedavi planlaması sonucunda çekim endikasyonu konulan 138 küçük azı, çekimlerini takiben debrislardan bir kretuar yardımı ile temizlendikten sonra deney zamanına kadar distile su içerisinde muhafaza edilmiştir. İçerisinde distile su bulunan kaplarda karanlıkta ve oda sıcaklığında saklanmış, bakteri üremesini önlemek amacıyla distile su haftada bir değiştirilmiştir.

### 3.2.2. Bantların simantasyonu

138 premolar dişi her bir siman materyali için iki grup oluşturmak üzere 6 gruba (n=23) ayrılmıştır. Dişler florid içermeyen pat ile 15 sn boyunca temizlenmiş, 10 sn basınçlı su ile yıkanmış ve 10 sn kurutulmuştur. Dişlere bant adaptasyonunun tam sağlanabilmesi amacı ile bant şeritler Tofflemire matris yardımı ile dişlere adapte edilerek her bir diş için premolar bandı üretilmiş, çekme kuvvetlerinin uygulanabilmesi amacı ile birbirine paralel olacak şekilde dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerine birer buton puntolanmıştır.



**Şekil 3.2:** Bant şeridin küçük azı dişine adaptasyonu.



**Şekil 3.3:** Bant şeridinin butonlanması ve dişe adaptasyonu.

Hazırlanan örnekler her siman için üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda simante edilmiştir (Tablo 3.1). Simantasyon öncesi diş yüzeyine asit vs. uygulaması yapılmamıştır.

Grup 1 (n=23): Ketac Cem (3M Espe, GmbH, Seefeld, Almanya) siman toz ve likidi ½ oranında karıştırılarak uygulanmıştır ve kimyasal olarak sertleşmesi için 3,5 dakika beklenmiştir.

Grup 2 (n=23): Ketac Cem (3M Espe, GmbH, Seefeld, Almanya) siman toz (Ag nanopartikül) ve likidi ½ oranında karıştırılarak uygulanmış kimyasal olarak sertleşmesi için 3,5 dakika beklenmiştir.



**Şekil 3.4:** Ketac Cem radioopaque cam iyonomer yapıştırma simanı (3M Espe, GmbH, Seefeld, Almanya).

Grup 3 (n=23): Multi-Cure (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) siman toz ve likidi 1/1 oranında karıştırılmış ve polimerizasyonu kablosuz yüksek yoğunluklu LED ışık ile sağlanmıştır.

Grup 4 (n=23): Multi-Cure (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) siman toz (Ag nanopartikül) ve likidi 1/1 oranında oranında karıştırılmış ve polimerizasyonu kablosuz yüksek yoğunluklu LED ışık ile sağlanmıştır.



**Şekil 3.5:** Multi-Cure cam iyonomer ortodontik bant simanı (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD).

Grup 5 (n=23): Transbond Plus (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) bantların iç yüzeyine uygulanmış ve polimerizasyonu kablosuz yüksek yoğunluklu LED ışık ile sağlanmıştır.

Grup 6 (n=23): Transbond Plus + Ag nanopartikül (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) bantların iç yüzeyine uygulanmış ve polimerizasyonu kablosuz yüksek yoğunluklu LED ışık ile sağlanmıştır.





**Şekil 3.6:** Transbond Plus bant adezivi (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD).

**Tablo 3.1:** Çalışmada kullanılan bant simanlarının özellikleri.

<b>Ticari Adı</b>	Transbond Plus	Multi-Cure	Ketac Cem
<b>Üretici Firma</b>	3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD	3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD	3M Espe, Gmbh, Seefeld, Almanya
<b>Siman Tipi</b>	Poliasit modifiye kompozit rezin	Rezin modifiye cam iyonomer siman	Geleneksel cam iyonomer siman
<b>Kullanımı</b>	Tek pat	Toz-likit (1/1)	Toz-likit (1/2)
<b>Sertleşme Mekanizması</b>	Işıklı sertleşme	Işıklı sertleşme ya da Kimyasal sertleşme	Kimyasal sertleşme
<b>Adezyon</b>	Mekanik adezyon	Mekanik adezyon Kimyasal adezyon	Kimyasal adezyon
<b>İçerik</b>	2-hidroksi-1,3- dimetakriloksipropan Sitrik asit dimetakrilat oligomer Silan ile işlenmiş cam Silan ile işlenmiş silika	Polikarboksilik asit kopolimeri 2-hidroksietil metakrilat Su Silan ile işlenmiş cam Potasyum persülfat	Cam tozu Polikarboksilik asit Pigmentler Tartarik asit Su Koruyucu maddeler
<b>Doldurucu Miktarı (%)</b>	77,5	65	-



**Şekil 3.7:** Kablosuz yüksek yoğunluklu LED ışık kaynağı (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD).

Her grupta bantların oklüzal yüzeyleri flaster ile kapatılmıştır. Böylece simanın servikal bölgeye daha rahat ulaşması hedeflenmiştir. Bantların iç yüzeyinin tamamı siman ile kaplandıktan sonra bantlar dişlere bant itici yardımıyla yerleştirilmiş ve siman artıkları pamuk rulo ile temizlenmiştir. Işıkla sertleşen bant simanlarının polimerizasyonu amacıyla kablosuz yüksek yoğunluklu LED (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD) ışık, dişlerin oklüzal yüzeylerinden üretici firmanın talimatına uyarak 'Xtra power' ( $3200 \text{ mW/cm}^2$ ) modunda her bir tüberkül için 3 sn olacak şekilde toplam 6 sn uygulanmıştır.

### **3.2.3. Örneklerin çekme testi öncesinde saklanması ve termal döngü**

Tüm örnekler sertleşmenin tamamen sağlanması amacı ile 24 saat distile suda bekletilmiş ve sonrasında termal siklus işlemine tabi tutulmuştur.

Çalışmamızda termal siklus işlemi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazı ile yapılmıştır (SD Mechatronik Thermocycler, Feldkirchen-Westerham, Almanya). Bu cihaz, biri sıcak diğeri soğuk olmak üzere iki ayrı su tankından oluşmaktadır. Örnekleri su tanklarının içine batıracak mekanik bir düzeneğe sahiptir. Termal siklus işleminin sayısını kontrol eden elektronik kumanda bölümü bulunmaktadır. Toplam 5000 siklus 30 sn  $5^\circ\text{C}$ 'de ve 30 sn  $55^\circ\text{C}$ 'de bekletilecek şekilde uygulanmıştır. Örneklerin banyolar arasındaki transfer süresi 10 sn. olacak şekilde ayarlanmıştır.



**Şekil 3.8:** Termal siklus işleminin yapıldığı cihaz (SD Mechatronik Thermocycler, Feldkirchen-Westerham Almanya).

### 3.3. Bantların Desimantasyonu

Hazırlanan örnek dişlerin kök yüzeyine test esnasında akrilik bloktan ayrılmayı önlemek amacı ile çentikler açılmıştır. Kullanılacak test cihazının aparatına uygun boyutlarda hazırlanan kalıpların içerisine soğuk akrilik dökülmüş, dişler mine-sement sınırına kadar dik olacak şekilde konumlandırılmıştır. Akriliğin polimerize olması sırasında açığa çıkan ısı nedeniyle örneklerin dehidratasyona uğramaması için bloklar suyun içerisinde bekletilmiştir.



**Şekil 3.9:** Kalıp içinde akriliğe gömülmüş diş örneği.

Örnekler çekme dayanımını ölçmek için 'Shimadzu universal test cihazı (Shimadzu Co.,Tokyo Japonya)'na yerleştirilmiş ve başlık hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Çekme kuvveti 0,9 inç kesitli çelik tel yardımı ile dişin uzun aksına paralel olacak şekilde bukkal ve lingual yüzeyden bant dişten ayrılana kadar uygulanmıştır. Ölçülen kuvvet değerleri N (Newton) cinsinden kayıt edilmiştir.



**Şekil 3.10:** Shimadzu universal test cihazı (Shimadzu Co.,Tokyo Japonya).

Desimantasyon sonucu diş yüzeyinde kalan siman artığı Artun ve Bergland'ın çalışmasında kullandığı artık adeziv indeksine (Adhesive remnant index (ARI)) göre skorlanmıştır. Değerlendirme, metod hatasını minimize etmek amacı ile tek bir kişi tarafından yapılmıştır [166].

Bu indekse göre skorelama aşağıdaki gibi yapılmaktadır:

- 0: Diş yüzeyinde artık adeziv yoktur.
- 1: %50'den az miktarda adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.
- 2: %50'den fazla miktarda adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.
- 3: Tüm adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.

#### **3.4. Bant Yüzey Alanının ve Birim Alana Uygulanan Kuvvetin Hesaplanması**

Desimantasyon sonucu elde edilen 138 adet bant örneğinin yüzey alanı , dikdörtgen şekilli bantın eni ve boyu dijital kumpas ile ölçülerek hesaplanmıştır.



**Şekil 3.11:** Ölçümde kullanılan dijital kumpas.



**Şekil 3.12:** Bant şerit.

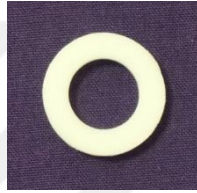
Hareketli kolun uyguladığı kopma gerçekleştiği anda ortaya çıkan maksimum kuvvet, üst parçaya bağlı sabit bir kuvvet ölçer yardımı ile N (Newton) cinsinden ölçülmüş, test cihazının bağlı bulunduğu bilgisayarda bulunan Trapezium X bilgisayar programı kullanılarak kaydedilmiştir. Newton cinsinden elde edilen değerler daha sonra “N/mm<sup>2</sup>=Mpa” denklemi kullanılarak megapaskala çevrilerek, istatistiksel analizler MPa (megapaskal) cinsinden yapılmıştır.

$$\text{Kuvvet (Newton)/Bant yüzey alanı(mm}^2\text{)} = \text{MPa (megapaskal)}$$

### **3.5. Antibakteriyel Etkinliğin Değerlendirilmesi İçin Disklerin Hazırlanması**

Disk şeklindeki örneklerin hazırlanması için teflon materyalinden 9 mm çapında ve 2 mm kalınlığında kalıplar hazırlanmıştır. Teflon kalıplar 1 mm kalınlığındaki düzgün yüzeyli bir cam üzerine yerleştirilmiştir. Simanlar üretici firmanın talimatı doğrultusunda karıştırılmış hava kabarcığı oluşumunu önlemek için kalıpların içine dikkatlice yüzeyi düzeltilerek yerleştirilmiştir. Simanın sertleşmesi esnasında cama yapışmasını önlemek ve oksijen ile temasını en aza indirebilmek amacı ile cam ve teflon kalıp arasına kalıbın her iki yüzeyine de şeffaf polietilen film yerleştirilmiştir. Fazla materyalin taşmasını sağlamak ve yüzeyde porozite oluşmasını önlemek amacıyla örneklerin üst yüzeyine 1 mm kalınlığında bir cam örtülmüş ve parmak basıncı uygulanmıştır.

Firmanın direktifi doğrultusunda ışıkla sertleşen CİS materyaline ve PMKR simana her iki yüzeyden yüksek yoğunluklu LED (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD) ‘Xtra power’(3200 mW/cm<sup>2</sup>) modunda uygulanmıştır. Geleneksel CİS materyalinin polimerize olması için firmanın önerileri doğrultusunda 3,5 dakika kalıp içerisinde sertleşmesi beklenmiştir. Tüm bu işlemler Ag nanopartikülü içeren ve içermeyen siman grupları için ayrı ayrı uygulanmıştır. Hazırlanmış olan diskler hidrojen peroksit ile sterilize edilmiştir.



Şekil 3.13: Teflon disk kalıbı.



Şekil 3.14: Ag nanopartikülü eklenmemiş siman materyalinden hazırlanan diskler.



Şekil 3.15: Ag nanopartikülü eklenmiş siman materyalinden hazırlanan diskler.

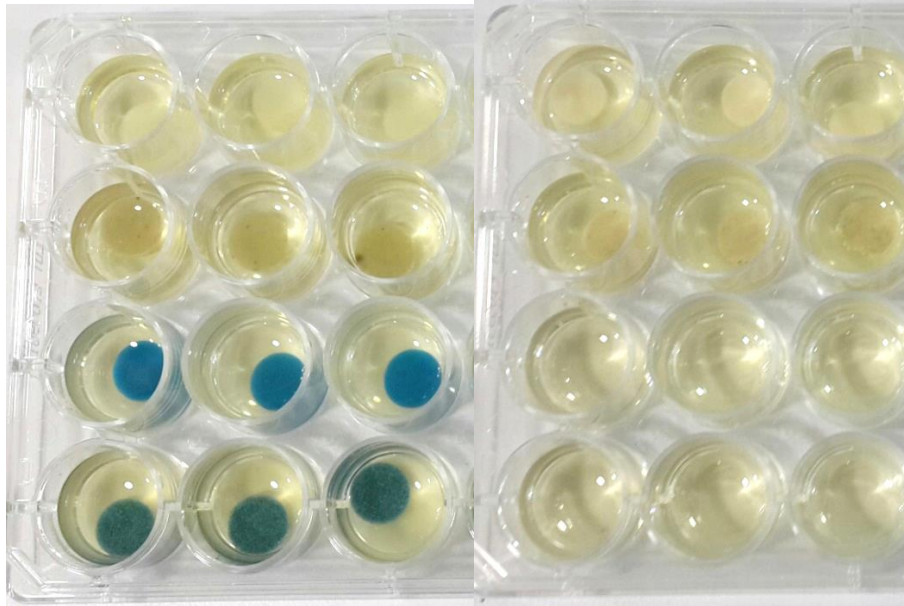
### 3.6. Disk Difüzyon Testi

Stoklanmış olarak -80°C’de bulunan ATCC 25175 numaralı *S.mutans* suşları alınarak %5’lik koyun kanlı agara ekilip 35°C CO<sub>2</sub>’li ortamda inkübe edilmiştir.

24 saatlik inkübasyondan sonra üreyen bakterilerden izotonik su ile 0,5 McFarland bulanıklık ayarında bakteri solüsyonu hazırlanarak %5'lik koyun kanlı Mueller Hinton agara CLSI M100 S25 standartlarına uygun olarak ekim yapılmış ve ekim yapıldıktan sonra besiyerinin ortasına gelecek şekilde diskler yerleştirilmiştir. 35°C CO<sub>2</sub>'li ortamda inkübe edilen besiyerlerinde inhibisyon zonu oluşup oluşmadığı 24 saatin sonunda gözlemlenmiş ve bütün diskler için iki tekrarlı çalışılmıştır.

### 3.7. Biofilm Oluşumu ve Antibakteriyel Etkinin Sıvı Besiyerinde İncelenmesi

% 5'lik koyun kanlı agara ekilip 35 C° CO<sub>2</sub>'li ortamda 24 saatlik inkübasyondan sonra üreyen bakteriler kullanılarak %1 oranında glukoz eklenen Brain Heart Infusion(BHI) Broth içerisinde 0,5 McFarland bulanıklık ayarında bakteri solüsyonu hazırlanmıştır. Test edilecek 6 çeşit disk 24 kuyulu kültür plakasının kuyularına her kuyuya bir disk gelecek şekilde yerleştirilmiş ve üstlerine 1 ml bakterili sıvı besiyerinden eklenmiştir. Hazırlanan plakalar 35°C CO<sub>2</sub>'li ortamda inkübe edilmiştir. Her disk üç tekrarlı olarak çalışılmıştır.



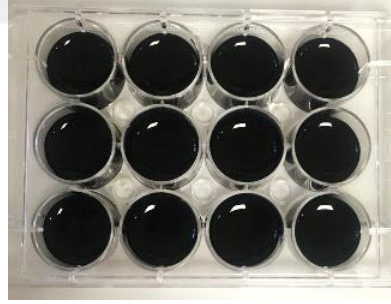
Şekil 3.16: 3 tekrarlı 24 kuyucuklu plaklara yapılan inkübasyon.



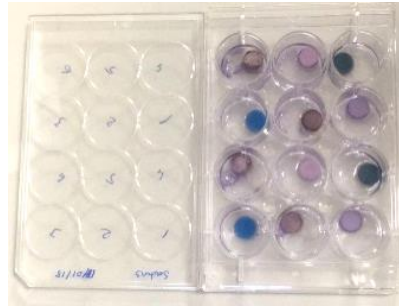
24 saatin sonunda her kuyudan 1 µl sıvı pipetle alınarak %5'lik koyun kanlı agar aktarılıp 35°C CO<sub>2</sub>'li ortamda inkübe edilerek 24 saatin sonunda bakteri üreme farklılıklarının olup olmadığı vizüel olarak değerlendirilmiştir. 24 kuyulu plakaların inkübasyonunun 48. saatinde kuyulardaki besiyerlerinin tamamı pipetle alınarak spektrofotometre cihazında 550 nm'de bulanıklık ölçümü yapılmıştır.

İçlerindeki besiyeri alınmış olan diskli kuyulara birer ml bakterisiz %1 oranında glukozlu Brain Heart Infusion (BHI) Broth eklenerek inkübasyonu 5 güne tamamlanmıştır.

Beş günün sonunda besiyerlerindeki diskler alınmış 3 kez distile su ile yıkanmıştır. Sonrasında her disk 1 ml % 0,1'lik kristal viyolet çözeltisi içerisine yerleştirilerek oluşan biofilmlerin boyanması amaçlanmıştır. 10 dakika kristal viyolet içinde bekletilen diskler 3 kez distile su ile yıkanmış, 1 ml %30'luk asetik asit çözeltisi içerisine yerleştirilmiştir.



**Şekil 3.17:** Disklerin kristal viyolet içerisinde bekletilmesi.



**Şekil 3.18:** Kristal viyole ile boyanmış disklerin görüntüsü.

Diskler asetik asit içerisinde 15 dakika bekletilmiş, oluşmuş olan biofilmlerin çözünerek sıvı içerisine geçmesi sağlanmıştır. Diskler asetik asit içerisinden çıkarıldıktan sonra her bir çözeltiden 125 µl alınarak 96 kuyulu plakaya koyulmuş ve ELISA tarayıcısında 550 nm dalga boyunda okutulmuştur.

### **3.8. İstatistiksel Değerlendirme**

Verilerin analizi SPSS (SPSS/PC Version 22.0; SPSS Inc., Chicago, ABD) programı ile yapılmış ve %95 güven düzeyi ile çalışılmıştır.

Çalışmada ANOVA testi, Tukey testi, Ki kare testi kullanılmıştır. Tek yönlü ANOVA testi; bağımsız k grupların ( $k > 2$ ) nicel bir değişken açısından karşılaştırılmasında kullanılan test tekniğidir. Tukey testi; gruplar arasında ölçüm bakımından fark bulunduğu hangi gruplar arasında farkın olduğunun karşılaştırılmasında kullanılan test tekniğidir. Ki kare testi; bağımsız iki kategorik grup arasındaki ilişkinin belirlenmesinde kullanılan test tekniğidir.

Çalışmada bağlanma dayanımlarının grup içi farklılık göstermesi ANOVA testi ile, bağlanma dayanımları bakımından gruplar arası farklılık Tukey testi ile ve grupların dış üzerindeki yapıştırıcı miktarı arasındaki ilişki Ki kare testi ile analiz edilmiştir. ARI skoru ile bağlanma dayanımı arasındaki ilişki ANOVA testi ile değerlendirilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Çekme Testi ile İlgili Bulgular

Tablo 4.1’de tüm simanların Ag nanopartikül içeren ve içermeyen formlarının bağlanma dayanımı değerlerinin MPa cinsinden karşılaştırılması görülmektedir. Farklı gruplar için yapılan tek yönlü Anova testi sonuçlarına göre gruplar arasında bağlanma dayanımı bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmektedir ( $p<0,05$ ).

Gruplar için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre;

En yüksek bağlanma dayanımı değerlerini Ag nanopartikül içermeyen Multi Cure siman göstermiştir; Ag nanopartikül içeren Multi Cure siman hariç diğer tüm gruplar ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Bunu Ag nanopartikül içeren Multi Cure siman takip etmektedir. Ag nanopartikül içermeyen Multi Cure siman hariç diğer tüm gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Ag nanopartikül içeren Ketac Cem siman; Transbond Plus grupları ve Ag nanopartikül içermeyen Ketac Cem grubundan daha yüksek çekme dayanımı gösterse de istatistiksel olarak anlamlı tek fark Ag nanopartikül içeren Transbond Plus siman ile arasında görülmüştür ( $p<0,05$ ).

Ag nanopartikül içeren Ketac Cem simanı, sırasıyla Ag nanopartikül içermeyen Ketac Cem ve Ag nanopartikül içermeyen Transbond Plus grupları takip etmektedir. Her iki siman için de istatistiksel olarak anlamlı fark Multi Cure grupları ile elde edilmiştir ( $p<0,05$ ).

En düşük bağlanma dayanımı değerleri Ag nanopartikül içeren Transbond Plus siman için kaydedilmiştir. Bu simanın, Multi Cure grupları ve Ag nanopartikül içeren Ketac Cem grupları ile arasında, istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gösterilmiştir ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.1:** Simanların çekme dayanımı değerlerinin karşılaştırılması.

	Siman İçeriği	N	Ort	ss	F	p
Ketac Cem	Ag nanopartikül (-)	23	0,69	0,24	19,319	<b>0,001*</b>
	Ag nanopartikül (+)	23	0,78	0,32		
Multi-Cure	Ag nanopartikül (-)	23	1,17	0,32		
	Ag nanopartikül (+)	23	1,01	0,30		
Transbond Plus	Ag nanopartikül (-)	23	0,63	0,23		
	Ag nanopartikül (+)	23	0,51	0,18		

\*Tek yönlü Anova testi, \* $p < 0,05$  \*\* $p < 0,001$

Ketac Cem siman grubunda Ag nanopartikül ilavesi bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir artışa neden olurken ( $p > 0,05$ ); Multi-Cure ve Transbond Plus simanlarda Ag nanopartikül ilavesi bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir azalmaya neden olmuştur ( $p > 0,05$ ).

**Tablo 4.2:** Ag nanopartikül içeren ve içermeyen simanların grup içi karşılaştırması.

	Siman İçeriği	N	Ort	ss	p
Ketac Cem	Ag nanopartikül (-)	23	0,690	0,24	0,264
	Ag nanopartikül (+)	23	0,782	0,32	
Multi-Cure	Ag nanopartikül (-)	23	1,167	0,32	0,075
	Ag nanopartikül (+)	23	1,015	0,30	
Transbond Plus	Ag nanopartikül (-)	23	0,631	0,23	0,067
	Ag nanopartikül (+)	23	0,507	0,18	

\*Student t-testi \* $p < 0,05$  \*\* $p < 0,001$

**Tablo 4.3:** Artık Adeziv İndeksi (ARI) ile ilgili bulgular.

	Siman İçeriği		Diş Üzerinde Hiç Yapıştırıcı Yok (0)	%50'liden Az Bölgede Yapıştırıcı Var (1)	%50'den Fazla Bölgede Yapıştırıcı Var (2)	Tüm Yapıştırıcı Diş Üzerinde (3)	Toplam	F	p değeri
Ketac Cem	Ag nanopartikül (-)	n	0	0	5	18	23	<b>87,491</b>	<b>0,001*</b>
		%	0,00	0,00	21,70	78,30	100,00		
	Ag nanopartikül (-)	n	0	1	5	17	23		
		%	0,00	4,30	21,70	73,90	100,00		
Multi-Cure	Ag nanopartikül (-)	n	0	3	12	8	23		
		%	0,00	13,00	52,20	34,80	100,00		
	Ag nanopartikül (-)	n	0	1	9	13	23		
		%	0,00	4,30	%3	56,50	100,00		
Transbond Plus	Ag nanopartikül (-)	n	7	9	7	0	23		
		%	30,40	39,10	30,40	0,00	100,0		
	Ag nanopartikül (-)	n	2	10	10	1	23		
		%	8,70	43,50	43,50	4,30	100,00		

\*Ki-Kare testi \*p<0,05 \*\*p<0,001

#### 4.1.1. ARI skoru ile ilgili bulgular

Yapılan çekme testi analizi sonrası diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı skorları Tablo 4.3'te belirtilmiştir. ARI Skoru ile gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ( $p<0,05$ ).

Ag nanopartikül içeren ve içermeyen Ketac Cem gruplarında örneklerin sırasıyla %78,30 ve %73,90'ünde adezivin diş yüzeyinde kaldığı gözlenmiştir. Ag nanopartikül içeren ve içermeyen Ketac Cem grubunda yapıştırıcının diş üzerinde hiç kalmadığı bir örneğe rastlanmamıştır. Ag nanopartikül içeren Multi Cure grubunun %52,20'sinde %50'den fazla bölgede yapıştırıcı mevcutken, %34,80'sinde adezivin tamamına yakınının diş üzerinde kaldığı gözlenmiştir. Ag nanopartikül içeren Multi-Cure grubunun %56,50'sinde tüm adezivin diş üzerinde kaldığı, %39,10'unda ise %50'den fazla bölgede yapıştırıcı mevcut olduğu görülmektedir. Ag nanopartikül içeren ve içermeyen Multi Cure grubunda yapıştırıcının diş üzerinde hiç kalmadığı bir örneğe rastlanmamıştır.

Ag nanopartikülü içermeyen Transbond Plus grubunda skorlar 0, 1 ve 2 arasında, Ag nanopartikülü içeren Transbond Plus grubunda ise skorlar 1 ve 2 arasında dengeli olarak dağılım göstermektedir.

**Tablo 4.4:** Bağlanma dayanımı ve ARI skoru arası ilişkiye ait bulgular

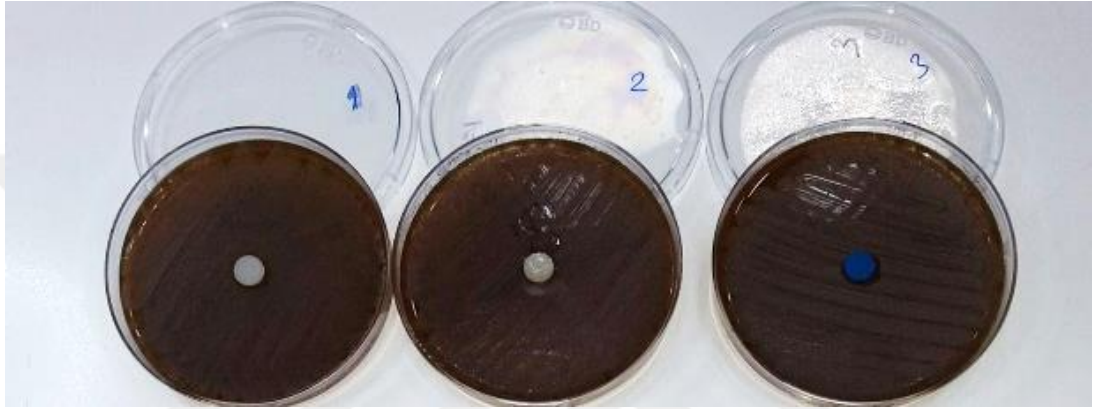
	n	Ort.	ss	F	p
Diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok	9	0,51	0,21	<b>5,005</b>	<b>0,003</b>
%50'liden az bölgede yapıştırıcı var	24	0,65	0,30		
%50'den fazla bölgede yapıştırıcı var	48	0,87	0,38		
Tüm yapıştırıcı diş üzerinde	57	0,84	0,33		

Anova testi \* $p<0,05$

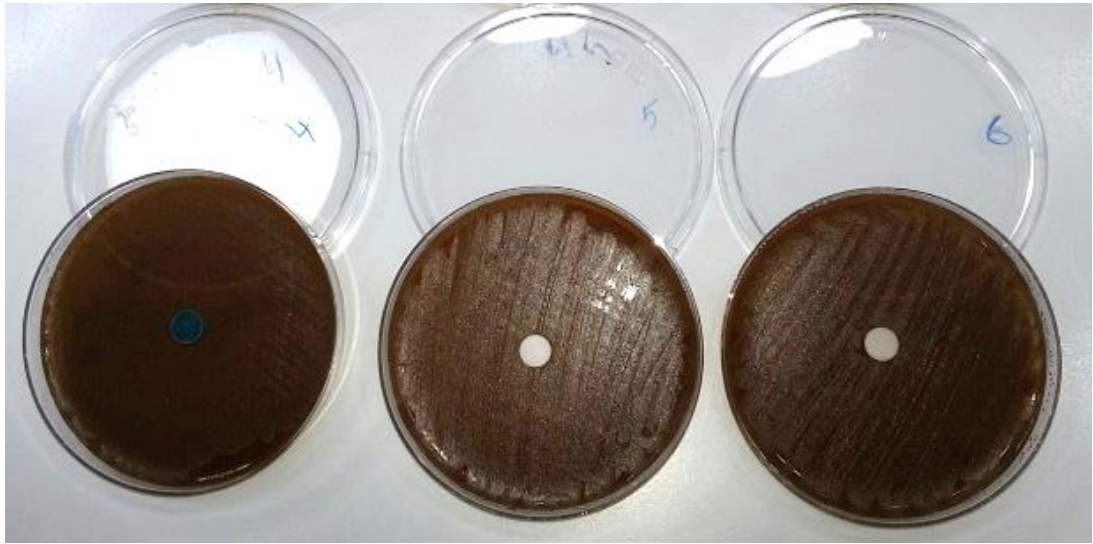
Yapılan Anova analizi sonuçlarına göre ARI skoru grupları arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ( $p<0,05$ ). En yüksek bağlanma dayanımı kuvvetleri adezivin dişin %50'sinden fazla bölgesinde kaldığı, en düşük bağlanma dayanımı ise diş üzerinde hiç adeziv kalmayan örneklerde ölçülmüştür.

#### 4.2. Disk Difüzyon Testi ile İlgili Bulgular

35°C CO<sub>2</sub>'li ortamda yapılan üç tekrarlı 24 saatlik inkübasyonun sonucunda, hiçbir besiyerlerinde gümüş içeren ve içermeyen simanlardan üretilmiş disklerin etrafında inhibisyon zonu oluşmamıştır (Şekil 4.1, Şekil 4.2).



**Şekil 4.1:** Gümüş eklenmemiş simanlar ile hazırlanan disklerin disk difüzyon testi sonrası görüntüsü; Geleneksel cam iyonomer siman (1), RMCİS (2), Kompomer (3).



**Şekil 4.2:** Gümüş eklenmemiş simanlar ile hazırlanan disklerin disk difüzyon testi sonrası görüntüsü; Geleneksel cam iyonomer siman (6), RMCİS (5), Kompomer (4).

### 4.3. Sıvı Besiyerinde Antibakteriyel Etkinin ve Biyofilm Oluşumunun İncelenmesiyle İlgili Bulgular

24 kuyulu kültür plakalarının 24 saatlik inkübasyonunun sonunda her kuyudan 1 µl sıvı pipetle alınarak %5'lik koyun kanlı agara aktarılmış, 35°C CO<sub>2</sub>'li ortamda inkübe edilerek 24 saatin sonunda üreme farklılıkları vizüel olarak incelenmiştir. Her bir grup için üç tekrar yapılmıştır.



Şekil 4.3: RMCİS'in 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu.



Şekil 4.4: RMCİS+gümüş nanopartikülü eklenmiş simanın 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu.

Şekil 4.4 incelendiğinde Ag nanopartikülü eklenmiş RMCİS'in eklenmemiş haline göre (Şekil 4.3). *S.mutans* kolonizasyonunun daha az oluştuğu görülmüştür.





**Şekil 4.5:** Geleneksel cam iyonomer simanın 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu.



**Şekil 4.6:** Geleneksel cam iyonomer siman + gümüş nanopartikülü eklenmiş simanın 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu.

Şekil 4.6 ve şekil 4.5 incelendiğinde geleneksel cam iyonomer simanların Ag nanopartikülü eklenmiş ve eklenmemiş hallerinin *S.mutans* kolonizasyonu üzerindeki etkisinin farklı olmadığı görülmüştür.



**Şekil 4.7:** Kompomerin 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu



**Şekil 4.8:** Kompomer+Ag nanopartikül eklenmiş simanın 24 saatlik inkübasyonu sonucu oluşan bakteri kolonizasyonu.

Şekil 4.8 incelendiğinde Ag nanopartikülü eklenmiş kompomer simanların eklenmemiş haline göre (şekil 4.7) *S.mutans* kolonizasyonunu azalttığı görülmüştür.

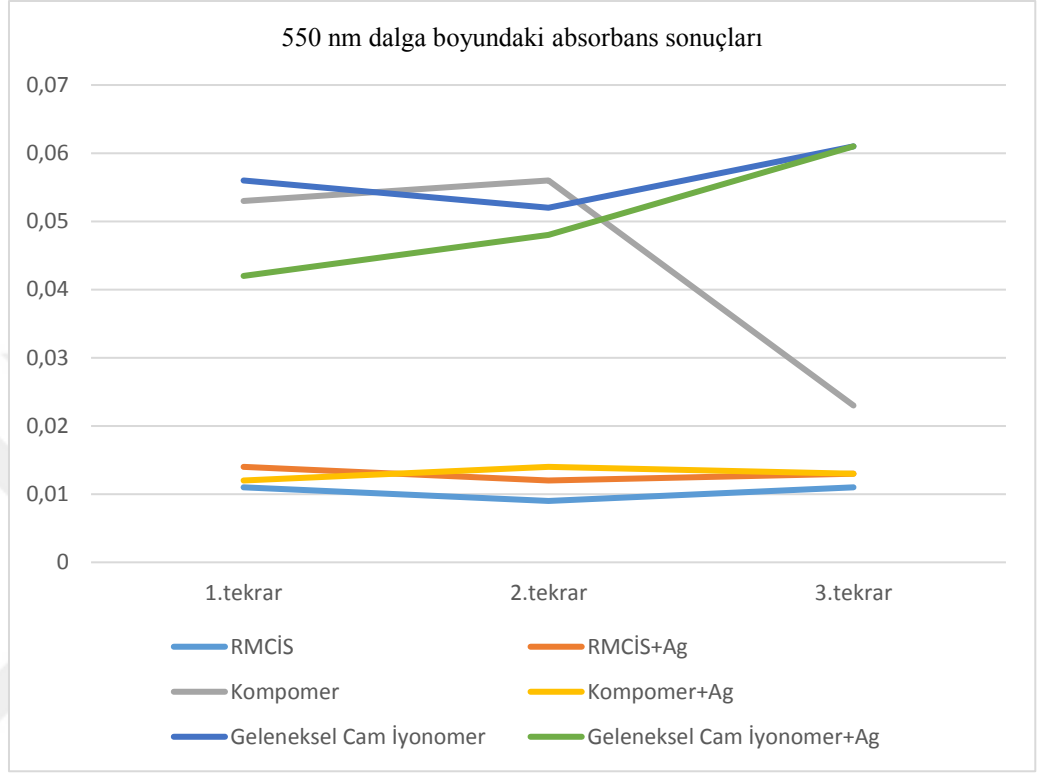
24 kuyulu kültür plakalarının 48 saatlik inkübasyonunun sonunda her kuyudaki besiyeri bakteri içermeyen yeni besiyerlerine aktararak inkübasyon süresi 5 güne tamamlanmıştır. Beşinci günün sonunda yapılan biofilm incelemeleri ELISA okuyucusunda 550 nm dalga boyunda ölçümü yapılmıştır. Okunan absorbans değerlerine göre en fazla biofilm oluşumu geleneksel cam iyonomer, Ag nanopartikülü eklenmiş geleneksel cam iyonomer ve komponer simanda görülmüştür.

Negatif kontrol olarak asetik asit kullanılmış ve optik dansitesi 0,035 olarak ölçülmüştür. Bu değer bütün değerlerden çıkartılarak düzeltilmiş, sonuçlar tablo 4.4’de ve tablo 4.5’de verilmiştir.

**Tablo 4.5:** 550 nm dalga boyunda okunan absorbans değerleri

	RMCiS	RMCiS+Ag	Kompomer	Kompomer+Ag	Geleneksel Cam İyonomer	Geleneksel Cam İyonomer +Ag
1.tekrar	0,011	0,014	0,053	0,012	0,056	0,042
2.tekrar	0,009	0,012	0,056	0,014	0,052	0,048
3.tekrar	0,011	0,013	0,023	0,013	0,061	0,061

**Tablo 4.6:** 550 nm dalga boyundaki absorbans sonuçları



## 5. TARTIŞMA

### 5.1. Amacın Değerlendirilmesi

Ortodontik tedavinin en önemli unsurlarından biri ortodontik bant uygulamalarıdır.

Günümüzde tüm dişlere bant uygulanması kabul gören bir uygulama değildir. Ancak bukkale yapıştırılan bir ataşman yerine bant uygulanmasını gerektiren birkaç durum söz konusudur:

- 1) Ataşmanlara ağır ve aralıklı kuvvetlerin uygulanacağı durumlar,
- 2) Aparente bağlı olmayan lingual ataşmanların gevşemesi durumunda aspirasyon riski, hem labial hem linguale ataşman yapıştırma ihtiyacı olması,
- 3) Klinik kron boyu kısa olan dişlerde izolasyon sağlamanın zor olduğu vakalar,
- 4) Büyük restorasyonlu dişlerde sağlam minenin yüzey alanı yetersiz olduğu durumlar,
- 5) Porselen, altın ya da amalgam restorasyona sahip dişlerin tedaviye dahil edildiği vakalar [167],
- 6) Ayrıca pedodontide süt dişlerinin düşme zamanlarından önce kaybedildiği durumlarda çekim boşluğunun korunması için sabit yer tutucu aparente gerektiği durumlarda (Band-loop, Distal- shoe, Lingual ark, Nance, Transpalatal ark) bant uygulaması gereklidir [168, 169].

Ancak bu uygulamalar birçok sorunu beraberinde getirmektedir. Bu sorunlardan bazıları tedavi esnasında meydana gelen desimantasyon ve besin retansiyonun artması ile meydana gelen çürük lezyonlarıdır [46, 73, 170]. Bu sorunların giderilebilmesi amacı ile birçok siman materyali kullanılmış, materyallerin bağlanma dayanımı ve antibakteriyel özellikleri değerlendirilmiştir.

Ortodontik tedavi sırasında meydana gelen çürükler genel ağız sağlığı açısından büyük bir sorun oluşturmaktadır. Tedavi esnasında oral hijyen idamesinin zorlaşması araştırmacıları ek önlemler almaya sevk etmiştir. Bunlardan biri, kullanılan materyallerin içine çürük önleyici ajan ilavesidir.

Bu amaçla ilk kullanılan materyallerden biri geleneksel cam iyonomer simanlardır. Flor salınımı özellikleriyle antimikrobiyal etkinlik gösterirler ve aynı zamanda tekrar flor depolayabilirler [136, 171]. Antibakteriyel etkinliği arttırabilmek amacı ile cam iyonomer simanlara çeşitli antibakteriyel ajan ilavesi yapılmıştır. Türkün ve ark. tarafından CİS'lara klorheksidin dihidrokloride ve klorheksidin diasetat eklenmesinin, simanın fiziksel özelliklerinden taviz vermeden, simanın antibakteriyel etkinliğini arttırdığı öne sürülmüştür [172].

Shin-Hye Chung ve ark.'ları primer ajanına klorheksidin ilave ederek yaptıkları çalışmada CHX'in ilavesinin, simanın fiziksel özelliklerinden ödün vermeksizin mine demineralizasyonunu önlemeye yardımcı olduğu görülmüştür [173].

Literatürde ortodontide beyaz lezyon oluşumunu engellemek amacıyla ortodontik adezivlere çürük önleyici çeşitli nanopartiküller ilave edilmiştir. Bunlar Ag, TiO<sub>2</sub>, SiO<sub>2</sub>, hidroksiapatit, florapatit, florhidraksiapatittir [4, 174-178]. Ortodontide nanopartiküllerin kullanımı yeni olanaklar sunsa da, rapor edilen çalışmalar antimikrobiyal etkinliği veya fiziksel karakteristiği çok kısa bir süre zarfında, yani 24 saat ile birkaç hafta arasında incelemişlerdir. Aynı zamanda bu çalışmaların çoğu *in vitro* koşullarda yapılmıştır bu çalışmaların bir takım sınırlamaları mevcuttur [179].

## **5.2. Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi**

Ortodontik tedavi sonunda istenen hedeflere ulaşılabilmesi, kullanılan tutucu unsurların diş yüzeylerinde tutunabilmeleri ve tedavi boyunca, çeşitli yön ve şiddetteki kuvvetlere dayanabilmelerine bağlıdır. Ataşman tutuculuklarının arttırılması için kullanılan yapıştırıcıların ve mine pürüzlendirme tekniklerinin iyileştirilmesi gereklidir. Yapılan çalışmalardaki ilk hedef, ataşmanların sıyırma ve çekme testlerinde gösterdikleri tutuculuk değerlerini ölçmektir. Araştırmacılar bu amaçla, farklı marka ve modeldeki test cihazlarını kullanmışlardır. Bu cihazlar genel olarak, test örneklerinin yerleştirileceği bir tutucu parçadan, kuvvetin uygulandığı hareketli bir koldan ve uygulanan kuvvetin kâğıda veya bilgisayara aktarıldığı yazıcı ve kaydedici bir cihazdan oluşmaktadır.

Hareketli kol, bir kuvvet ünitesi vasıtası ile ataşmana uygulanan kuvveti ölçmektedir. Bantların tutuculuk kuvvetlerinin ölçülmesi amacıyla genellikle çekme testleri yapılmıştır. Sıyırma ve çekme testlerinde araştırmacıların büyük çoğunluğu, çalışmamızdaki gibi Shimadzu marka test cihazını kullanmayı tercih etmişlerdir [180-183].

Literatür incelemesi sonucunda, araştırmacıların, test cihazlarının kuvvet kollarının hangi hızda kullanılması gerektiği hakkında fikir birliğinde olmadıkları, bazı araştırmacıların başlık hızını 0,5 mm/min olarak ayarladıkları, bazılarının ise 1mm/dk olarak ayarladığı görülmüştür. Bu çalışmalarda kuvvet birimi olarak Newton kullanılmıştır. Çalışmamızda bu makaleler referans alınarak başlık hızı 1mm/min olarak ayarlanmış, kuvvet birimi olarak Newton kullanılmıştır [73, 140, 167, 184, 185].

Yapılan çalışmalar, sabit ortodontik tedavi gören hastalarda dental plak hacminin, ortodontik tedavi görmeyen hastalara kıyasla daha hızlı arttığını ve plağın daha düşük pH değerine sahip olduğunu göstermektedir. Sabit apareylerin plak tutuculuğunu artırması, hastalarda çürük oluşma riskini artırmaktadır [2]. Literatürde beyaz lezyon oluşumu ile ilgili birçok araştırma bulunmaktadır. Bazı araştırmacılara göre beyaz lezyonlar en çok maksiller kesicilerde ve mandibular 1. Molar dişlerde oluşmaktadır [186].

Bazı çalışmalara göre ise beyaz lezyon oluşumundan en çok etkilenen dişler birinci büyük azı, üst yan kesici ve alt köpek dişleridir [2]. Ortodontide bant uygulamasının önem arz etmesi ve premolar dişlerin ortodontik amaçlı olarak sıkça çekiliyor olması çalışmamızda bu dişlerin kullanımına bizi yönlendirmiştir. Çalışmamızda kullanılan dişlerin kökleri, çekimlerinin ardından keskin bir el aleti yardımıyla temizlenmiş karanlık ve oda sıcaklığında distile su içerisinde saklanmıştır. Distile su haftada bir değiştirilerek ve bakteri kolonizasyonu önlenmeye çalışılmıştır.

Kullanılan dişlerin dezenfektan solüsyonları içinde saklanmasının, ağız ortamının taklit edilmesini güçleştireceği düşündürmüştü ve antibakteriyel solüsyonların kullanılmasına gerek görülmemiştir. Bu solüsyonların mine yapısına olası etkilerinin önüne geçilmesi hedeflenmiştir [187-189].

Dişlerin simantasyonu firmaların önerisi doğrultusunda toz/likit oranına uygun karıştırılarak yapılmıştır. Simantasyon esnasında simanın bant ve diş ara yüzünden kaçışını engellemek ve yeterli siman kalınlığını sağlayabilmek amacı ile tüm bantlar flasterlenerek simantasyon işlemi tek bir kişi tarafından yapılmıştır.

Çalışmamızda Ag nanopartikülü liyofilize edilmiş olarak toz halinde siman materyalleri içerisine karıştırılmıştır. Literatürde Ag nanopartikülün antibakteriyel ajan olarak geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlarının likiti içerisine çözüldürüldüğü çalışmalar mevcuttur [165, 190]. Resin modifiye cam iyonomer ve geleneksel cam iyonomer simanları hidrofilik özellik, kompomer ise hidrofobik özellik gösteren simanlardır [191]. Bu nedenle kompomer materyaline Ag nanopartikülünün sıvı içerisinde çözülmüş olarak ilave edilmesinin kompomerin sertleşme mekanizmasını bozduğu görülmüş ve Ag nanopartikülü toz olarak simana ilave edilmiştir. İlave edilen Ag nanopartikülüne bağlı, kompomer materyalinin akışkanlığında bir miktar azalma gözlemlenmiştir.

Geleneksel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanlarının toplam kütle hesabı yapılmış ve Ag nanopartikülü %0,1 oranına denk gelecek şekilde toz içerisine karıştırılmış ve firmanın önerdiği toz/likit oranı doğrultusunda siman materyali karıştırılmıştır. Bu oran yapılan çalışmalar doğrultusunda belirlenmiş ve materyalin iddia edilen olası antibakteriyel etkinliği ve dayanımını gözlemek amacı ile tercih edilmiştir [165].

Çalışmamızda deney materyaline 6 aylık yaşlandırma prosedürü uygulanmıştır. Uzun ortodontik tedavi süreleri göz önünde bulundurulduğunda, bantların genellikle dişlere yerleştirildikten sonra 2 yıla varan süre zarfında ağız içerisinde kaldığı düşünülebilir. Bu esnada kullanılan materyalin ağız ortamında kalma süresi ve bu süre zarfında simanda meydana gelen değişimler oldukça önemlidir.

Simanların ağızdaki kalış süresi; oral sıvılarda çözünmesini, simanın eğilme dayanımını, Vickers sertlik derecesini ve mekanik stabilite gibi fiziksel özelliklerini etkileyerek ortodontik bantların desimantasyona neden olabilmektedir [73].

Disk difüzyon testi, direk kontak testi, minimum inhibisyon konsantrasyon testleri, materyallerin antibakteriyel özelliklerini değerlendirmede kullanılan testlerdir [192]. Disk difüzyon yöntemi ortodontik simanların antibakteriyel özelliğini incelemeye kullanılan bir yöntemdir [193-195]. Çalışmamızda antibakteriyel etkinlik kontrolü disk difüzyon yöntemi ile yapılmıştır. Bu yöntemin tercih edilmesinin nedeni, materyallerin sertleştikten sonra sıvı içerisinde zor çözünüyor olması ve birçok materyalin aynı anda antimikrobiyal etkinliklerinin kontrolüne izin vermesidir. Bununla beraber materyaller üzerinde biyofilm oluşumuna bakılmıştır. Yapılan çalışmalarda ortodontik tedavi gören ya da ağızda sabit yer tutucu bulunduran çocuklarda plak birikiminin arttığı belirtilmiş, bu durum bizi materyalin biyofilm oluşumuna etkisini incelemeye sevk etmiştir.

### **5.3. Dayanım ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi**

Aggaarwal ve ark. 5 farklı simanın makaslama kuvvetlerine karşı direncini inceledikleri çalışmada hem rezin modifiye cam iyonomer simanların (RMCİS) hem de poliasit modifiye kompozit rezin simanların (PMKR) çinko fosfat simanından önemli derecede daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir [73].

Cantekin ve ark.'nın yaptıkları çalışmada farklı markalı geleneksel cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, kompomer, rezin bazlı simantasyon materyalleri kullanılmıştır. Ketac Cem (CİS) ve R&D series Nova Resin (dual-cure siman) diğer gruplara göre önemli derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir. R&D series Nova Resin Glass-LC siman (RMCİS) ve Transbond Plus (kompomer) simana göre yüksek bağlanma dayanımı göstermiş, Ketec Cem ve R&D series Nova Resin simana göre düşük bağlanma dayanımı gösterse de bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.



Çalışmamızda ise en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Ag nanopartikül eklenmemiş rezin modifiye cam iyonomer simanda görülmüş, bunu ise Ag nanopartikül eklenmiş rezin modifiye cam iyonomer siman izlemiştir. Ag nanopartikül eklenmiş rezin modifiye cam iyonomer ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken diğer tüm gruplar ile arasında anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ )

Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar metal ve pürüzlendirilmemiş mineyle kimyasal olarak bağlantı yapabilmektedir. Bu da ortodontik bantların yapıştırılması amacıyla kullanımlarını cazip kılmaktadır [113]. Yapılan çalışmalar kompomer ile simante edilen molar bantlarının ortalama retantif kuvvetlerinin, rezin modifiye ve geleneksel cam iyonomer simanlarla simante edilen bantlara göre belirgin şekilde düşük olduğunu gösterse de [140], bazı çalışmalarda kompomerlerin geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği rapor edilmiştir [130].

Çalışmamızda Ag nanopartikül içeren geleneksel cam iyonomerin bağlanma dayanımı Ag nanopartikül içermeyen geleneksel cam iyonomer ve kompomer gruplarından daha yüksektir. Ancak istatistiksel olarak anlamlı fark sadece Ag nanopartikül içeren kompomer grubunda görülmüştür. Elde ettiğimiz verilere göre geleneksel cam iyonomer siman, kompomerden daha yüksek bağlanma dayanımı gösterse de bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ( $p>0,05$ ).

Rezin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit iyonomer simanların bağlanma dayanımının benzer olduğunu rapor eden çalışmalar mevcut olsa da, farklı marka poliasit modifiye kompozit rezinlerin farklı bağlanma dayanımları gösterdiğini rapor eden çalışmalar mevcuttur [73]. Çalışmamızda en düşük bağlanma dayanım değeri kompomer simanda gözlenmiş ve rezin modifiye cam iyonomer ile kıyaslandığında Ag nanopartikül içeren ve içermeyen tüm gruplar arasında anlamlı fark görülmüştür. Araştırmalara göre el ile karıştırma işleminin elimine edilmesi, daha visköz ve ışık ile polimerize olması nedeniyle geleneksel cam iyonomer simanlarda meydana gelen nem hassasiyeti probleminin olmaması kompomerlerin bağlanma dayanımının daha yüksek olmasını açıklayabilir [130].

Bu nedenle ortodontik bantların simantasyonu amacıyla kullanılan simanları genel olarak değerlendirmek yerine farklı materyalleri ve markaları ayrı ayrı değerlendirmek daha doğru olacaktır [73, 196]. Ancak literatürde bant materyallerine antibakteryal ajan ilavesi yapılan az sayıda çalışma bulunmaktadır. Ayrıca literatürde kompomer simanlara Ag nanopartikül ilavesinin bu simanların bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

Ketac Cem grubunda, Ag nanopartikülü ilavesinin bağlanma dayanımını arttırdığı, ancak farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ( $p>0,05$ ). Buna benzer olarak Hatunoğlu ve ark.'nın yaptıkları çalışmada geleneksel cam iyonomer simanın likiti içerisine propolis ilave edilmiş ve çalışmamıza benzer şekilde çekme dayanım testi uygulanmıştır. Propolis eklenen geleneksel cam iyonomer simanın bağlanma dayanım değerleri eklenmeyen gruptan yüksek bulunmuş olsa da fark istatistiksel olarak anlamlı değildir [185].

Literatürde braket simantasyon materyallerine (RMCİS) Ag nanopartikül ilave edilen çalışmalar bulunmaktadır. Rezin modifiye cam iyonomer materyaline Ag nanopartikül ilavesinin yapıldığı çalışmalara göre %0,1 oranında NAg ilavesinin bağlanma dayanımını etkilemediği rapor edilmiştir [165, 190]. Çalışmamızda siman materyallerine %0,1 oranında liyofilize edilmiş Ag nanopartikülü ilavesi yapılmış ve grup içi çekme dayanım değerleri arasında anlamlı fark olmadığı görülmüştür ( $p>0,05$ ).

#### **5.4. ARI Skoru ile İlgili Bulguların Değerlendirilmesi**

ARI mine-adeziv-braket arası kopmanın tipini belirlemeye yardımcı olan indekstir. Literatürde bantların desimantasyonu sonrası ARI skorlaması yapılan sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Cantekin ve ark. tarafından yer tutucu simantasyonu için kullanılan simanlar üzerinde bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada geleneksel cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer, kompomer ve dual cure rezin siman kullanılmış ve en yüksek ARI skorlaması rezin modifiye cam iyonomer esaslı simanda gözlemlenmiş ve simanlar aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur [184].

Millett ve ark.'nın geleneksel cam iyonomer simanları konu alarak gerçekleştirdikleri çalışmalara göre daha fazla kopma bant ve siman aralığında meydana gelmiştir [130, 197]. Kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanların incelendiği çalışmalarda ise kopmanın daha çok mine-siman arasında gerçekleştiği görülmüştür [73, 140, 197].

Çalışmamızda bant siman arası kopma en çok Ag nanopartikülü içeren ve içermeyen Ketac Cem grubunda gözlenmiş, bunu Ag nanopartikülü içeren ve içermeyen Multi Cure grupları takip etmiştir. Ag nanopartikülü içeren ve içermeyen Transbond plus gruplarında ise dağılım ARI skoru 0-1-2 arasında homojen dağılım göstermektedir. Bu veriler doğrultusunda mine siman arası kopma en çok kompomer simanda gözlenmiştir. Literatürde bu durum bazı çalışmalar ile paralellik gösterse de [184], söz konusu üç farklı materyal kullanıldığında mine siman arasında meydana gelen kopma açısından anlamlı fark olmadığını iddia eden bir çalışma da mevcuttur [140].

Yapılan çalışmalarda, mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarının artmasının yapıştırıcının temizlenmesi esnasında diş yüzeyine zarar verilebileceği, ayrıca hasta başında geçirilecek zamanı da artacağı vurgulanmıştır [198, 199].

ARI skoru ile bağlanma kuvveti arasında doğrudan bir ilişki olduğu gösterilmiş, ARI skorlarının yüksek olması daha yüksek bağlanma kuvvetleri ile ilişkilendirilmiştir [200]. Çalışmamızda en yüksek çekme dayanımı kuvvetleri, adezivin dişin %50'sinden fazla bölgesinde kaldığı, en düşük çekme dayanımı ise diş üzerinde hiç adeziv kalmayan örneklerde ölçülmüştür. Bu yönden elde ettiğimiz bulgular, bu çalışma ile paralellik göstermektedir [200].

## **5.5. Mikrobiyolojik Bulguların Değerlendirilmesi**

### **5.5.1. Disk difüzyon yöntemi bulgularının değerlendirilmesi**

Diş hekimliğinde kullanılan simanların çürük oluşumunu engelleme özelliğine sahip olması istenen önemli bir özelliktir. Çalışmamızda hızlı sonuçlar alınabilmesi, maliyetin düşük olması nedeni ile *in vitro* test yöntemleri tercih edilmiştir [201].

Bant simantasyonunda kullanılan simanların antibakteriyel etkinlikleri *in vitro* şartlarda değerlendirilmiştir. Çalışmanın *in vivo* koşullarda yapılabilmesi için materyalin toksik dozlarının değerlendirilmesi ayrıca gereklidir. Çalışmamızda eklenen gümüş nanopartikülü miktarı belirlenirken gümüş nanopartikülünün toksik olmayan dozlarını belirten makaleler referans alınsa da [202, 203], toksisite dozlarının hayvan deneyleri ile belirlenmesi, deneylerin zaman alıcı ve pahalı yöntemler olması çalışmamızda *in vitro* koşullarda yapılan test yöntemlerini tercih etmemize neden olmuştur.

Materyallerin iyon salımı için hazırlanan örneklerin standart boyutlarda olması gerekmektedir. Standardizasyonu sağlayabilmek amacıyla çalışmalarda çeşitli boyutlarda standart metal, teflon, plastik kalıplar kullanılmıştır [204-206]. Çalışmamızda standart boyutta diskler hazırlamak ve kullanılan siman materyallerinin sertleşme esnasında kalıp materyali ile reaksiyon göstermemesi için teflon kalıplar kullanılmıştır.

*S.mutans* ağızdaki tüm katı yüzeylere, diş dokusuna, restoratif materyaller üzerine yüksek adezyon kapasitesine sahip bir mikroorganizmadır [207, 208]. Ayrıca *S. mutans* asidojenik ve asidürik özelliklerinden dolayı virülan bakteriler arasında yer almaktadır [207]. *S.mutans*'ın oral floradaki en karyojenik ve asidojenik bakteri olması, aynı zamanda dental plakta çok fazla bulunması nedeniyle [209] Ag nanopartikülünün *S.mutans* üzerindeki antibakteriyel etkinliği incelenmiştir.

Literatür incelendiğinde dental materyallerin antibakteriyel etkinliğinin önem arz ettiği görülmektedir. Dental materyallere antibakteriyel ajan ilavesi ile çeşitli antibakteriyel ajanların beraber kullanımının antibakteriyel etkinlik üzerindeki etkisinin belirlenmesi ve antibakteriyel etkinlik gösteren yeni materyal elde etmek amacıyla birçok çalışma yapılmıştır [165, 210-214].

Disk difüzyon yöntemi ortodontik simanların antibakteriyel özelliğini incelemede kullanılan bir yöntemdir [193-195]. Literatürde simanların antibakteriyel özelliğinin disk difüzyon yöntemi ile tespit edilebildiği ve edilemediği çalışmalar bulunmaktadır.

Bazı araştırmacılar Disk Difüzyon Testi'nde simandan antibakteriyel komponentin difüze olamayacağını ve bu testin etkinliği ölçmekte yetersiz olduğunu düşünmektedirler [4, 215, 216]. Bunun aksine Disk Difüzyon Testi ile antibakteriyel etkinliğin tespit edilebildiği çalışmalar da bulunmaktadır [194, 217-219]. Çalışmamızda kullanılan materyallerin suda çözünürlüğü zordur ve eser miktarda materyel çok uzun zamanda çözünmektedir. Bu nedenle antibakteriyel etkinlik tespitinde sıvıda çözünürlük gerektiren yöntemlerin yerine bu yöntem tercih edilmiş, Ag nanopartikülü eklenen ve eklenmeyen hiçbir grupta antibakteriyel etki gözlenmemiştir.

#### **5.5.2. Sıvı besiyerinde antibakteriyel etkinin oluşumunun incelenmesine dair bulgularının değerlendirilmesi**

Yapılan literatür incelemesi ve disk difüzyon testinde antibakteriyel etkinlik saptanmaması bizi antibakteriyel etkinliği farklı yöntemler kullanarak değerlendirmeye sevk etmiştir.

Restoratif materyallerdeki plak oluşumunu *in vitro* koşullarda değerlendiren 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. Sıvı besiyerinde antibakteriyel etkinin incelendiği bu çalışmada inkübasyon süresi 24 saat sonunda sona erdirilmiştir [220].

Çalışmamızda vizüel incelemede besi yerinde yapılan ekim sonucu Ag nanopartikülü eklenmiş RMCİS'in eklenmemiş haline göre *S.mutans* kolonizasyonunu azalttığı görülmüştür.

Literatür incelendiğinde benzer şekilde bakteri büyümesinin sıvı ortamda incelendiği çalışmalara göre braket yapılandırılmasında kullanılan Ag nanopartikülü eklenmiş rezin modifiye cam iyonomer simanlarının antibakteriyel etkinlik sağladığı görülmüş, yine aynı çalışmada disk difüzyon testinde antibakteriyel etkinlik tespit edilememiştir [4].

Geleneksel cam iyonomer simanların Ag nanopartikülü eklenmiş ve eklenmemiş hallerinin *S.mutans* kolonizasyonu üzerindeki etkisinin farklı olmadığı görülmüştür.

Loyola-Rodriguez ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada çalışmamızda kullandığımız Ketac Cem adlı cam iyonomer siman kullanmış, simanların antibakteriyel aktivitesinin, florid bulunmasına bağlanmaması gerektiğini iddia etmişlerdir. Çünkü florid içeren bütün simanlar antibakteriyel etkiye sahip değildir. Araştırmacılar bu çalışmada *S.mutans* üzerinde antibakteriyel aktivitesi olan farklı CİS'leri araştırmış ve düşük miktarda flor salabilen Ketac-Cem'in düşük antibakteriyel özellikleri olduğunu rapor etmişlerdir. Bu durum ise simanın antibakteriyel özellik göstermesi için belirli bir konsantrasyonda flor iyonunu ortama salması gerekliliğiyle ilişkilendirilmiştir [221]. Bu sonuçlar çalışmamız ile paralellik göstermektedir.

Dental simanların antibakteriyel aktivitesiyle ilgili birçok çalışma yapılmıştır. CİS'lerin antibakteriyel aktivitesinin en etkili simanlardan olduğu bildirilse de bu veriler bulgularımız ile çelişmektedir [172, 222-224].

Literatürde geleneksel cam iyonomerin antibakteriyel etkinliğine sahip olduğu bilinmektedir [222, 225, 226]. Bu materyalin marka farklılığı nedeni ile flor ve Ag nanopartikülü salınımının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülebilir. Bu konuda farklı kimyasal yapıya sahip simanların farklı test yöntemleri ile değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

Ag nanopartikülü eklenmiş kompomer simanların eklenmemiş haline göre *S.mutans* kolonizasyonunu azalttığı görülmüştür. Kompomer simanların diğer simantasyon materyalleri ile kıyaslandığında flor salınımının az olması nedeni ile antibakteriyel etkinliğinin düşük olduğu bilinmektedir [227]. Aynı zamanda literatürde kompomer simanlara Ag nanopartikül ilavesinin, bu simanların antibakteriyel etkinliği üzerindeki etkisini inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

Tüm bu veriler incelendiğinde antibakteriyel etkinlik ile ilgili olarak literatür ile uyumlu olan ve olmayan veriler elde edilmiştir. Farklı ortodontik bant simanlarının antibakteriyel etkileri ve bu simanlara *S.mutans* adezyonu konusunda birçok çalışma yapılmış, kullanılan simanın tipinin yanı sıra üretici firmaya göre farklı sonuçlar elde edilmiştir [228-231].

Flor salınımı dışında simanın yüzey topografisi ve pürüzlülüğü de bakteriyel adezyonu etkilemektedir [230]. Bu nedenle yapıştırma simanlarının antibakteriyel özellikleri farklı materyaller ve ürünler için ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Aynı zamanda, simanın biyofilm formasyonuna katkısı belirsiz ve oldukça değişkendir. Çünkü bantlar gevşemediği sürece oral kavite ile ilişkide olan siman miktarı oldukça azdır [230].

### **5.5.3. Biyofilm oluşumunun incelenmesine dair bulgularının değerlendirilmesi**

Diş plağı, dişin sert ve yumuşak dokularında oluşan bakteriyel biyofilmdir. Diş plağı, çürükler ve periodontal hastalıkların başlıca nedeni olarak görülmektedir [19]. Diş plağı, tükürük proteinlerinin diş yüzeyine adsorpsiyonu ile oluşmaktadır. Plak, diş ile çevre arasında bağlantıyı ve bakterilerin diş yüzeyine tutunmalarını sağlar. Ayrıca mineral kaybı ve yenilenmesini düzenleyen seçici geçirgenlik özelliği vardır [232].

Beyaz nokta lezyonlarının oluşumu multifaktöriyel bir süreçtir. Düşük pH, *S.mutans* ve yiyecek artıklarının tutunması için uygun alanların mevcut olması, materyalin çözünürlüğü, bant altında kalan siman boşlukları ve simanın bağlanma kuvveti gibi birçok faktörden etkilenmektedir [233].

Çalışmamızda en fazla biyofilm oluşumu sırasıyla geleneksel cam iyonomer, Ag nanopartikülü eklenmiş geleneksel cam iyonomer ve kompomer simanda görülmüştür.

Birçok çalışmada restoratif materyaller üzerindeki bakteri adezyonuna; materyallerin kompozisyonunun, yüzey pürüzlülüğünün ve hidrofobitesinin etki ettiğini belirtmekle birlikte en önemli etkenin restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü olduğunu bildirmişlerdir [234-236].

Amalgam, geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, kompomer, kompozit ve seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonunun incelendiği bir çalışmada, en düşük yüzey pürüzlülüğünün seramik yüzeyde olduğu tespit edilmiş, bunu kompomerler ve kompozitlerin takip ettiği gözlemlenmiştir. En yüksek pürüzlülük değerleri ise cam iyonomer simanlarda saptamıştır. Bakteri adezyonunu incelediklerinde ise, kompozit ve seramik örneklerde en düşük bakteri adezyonu gözlenirken, en yüksek bakteri adezyonu kompomer ve cam iyonomer örneklerde görülmüştür [220].

Eick ve ark.'nın diş rengindeki dolgu malzemeleri üzerinde oluşan dental plak miktarıyla ilgili yaptıkları çalışmada plak miktarının dolgu materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ile doğrudan ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Aynı zamanda cam iyonomer simanda bulunan florürün ise, *S.mutans* tutunmasını ve yaşamasını engelleyemediğini rapor etmişlerdir [220]. Cam iyonomer simanların flor salınımlarına bağlı daha fazla antibakteriyel özellik gösterdiği düşünülse, yapılan çalışmalar göstermiştir ki, flor mine yüzeyinin yumuşamasını engelleyip plak pH'sını yükselterek *S.mutans* adezyonunu azaltmamaktadır [237, 238].

Carlen ve ark. gerçekleştirdikleri in vitro çalışmada cilalanmış ve cilalanmamış cam iyonomerler ve kompozit rezinlerin yüzey karakteristikleri ile biyofilm oluşumunu incelemişlerdir. Çalışmanın sonunda cam iyonomerlerin kompozitlerden daha pürüzlü yüzeye sahip olduğunu, cilalama sonrası kompozit rezinlerin yüzeyindeki inorganik komponentlerin belirgin derecede parçalandığını, farklı tipte tükürük inkübasyonu sonrası cilalanmamış kompozite göre cilalanmamış cam iyonomer üzerinde daha çok bakteri tutulumu olduğunu bildirmişlerdir [232].

Brambilla ve ark.'nın kompomerler, kompozitler ve cam iyonomer kullanarak gerçekleştirdikleri çalışmada *S.mutans* adezyonunun en düşük cam iyonomerlerde, sonrasında kompozitlerde ve en yüksek olarak da kompomerlerde meydana geldiği rapor edilmiştir [239].



Bu veriler bakteri adezyonunun ve yüzey pürüzlülüğünün biyofilm oluşumunu arttırdığını düşündürmekte ve verilerimizi desteklemektedir. Ancak literatürde bant simantasyonunda kullanılan materyallerin değerlendirildiği geniş çaplı bir araştırma bulunmamaktadır. Ayrıca bu materyallere antimikrobiyel ajan eklenerek yüzey özelliklerinin incelenmesi gerçekleştirilmemiştir. Bu nedenle materyallere Ag nanopartikül katılması ile yüzey pürüzlülüğü, bakteri tutulumu ve bunu takiben biyofilm oluşumu miktarının ayrıca değerlendirilmesi gerçekleştirilebilir.



## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmada, farklı simanlar ile yapıştırılan bantların antibakteriyel ajan ilave edilerek dayanımları ve antibakteriyel etkinlikleri *in vitro* koşullarda incelenmiştir. Bu çalışmanın yapıldığı deneysel şartlarda aşağıdaki veriler elde edilmiştir:

1. En yüksek bağlanma dayanımı değerleri Ag nanopartikülü eklenmemiş rezin modifiye cam iyonomer simanda görülmüş, bunu Ag nanopartikülü eklenmiş rezin modifiye cam iyonomer izlemiştir. Ag nanopartikülü eklenmiş ve eklenmemiş rezin modifiye cam iyonomer simanlar ile yapıştırılan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken, diğer tüm gruplar ile aralarında anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
2. Ag nanopartikülü içeren geleneksel cam iyonomerin bağlanma dayanımı Ag nanopartikülü içermeyen geleneksel cam iyonomer ve kompomer gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği gözlenmiş, ancak istatistiksel olarak anlamlı fark sadece Ag nanopartikülü içeren kompomer grubu ile görülmüştür.
3. En düşük bağlanma dayanım değerleri kompomer simanda gözlenmiş, ve rezin modifiye cam iyonomer ile kıyaslandığında Ag nanopartikülü içeren ve içermeyen tüm gruplar arasında anlamlı fark görülmüştür ( $p<0,05$ ).
4. Siman materyallerine Ag nanopartikül ilavesi yapılmasının grup içi çekme dayanım değerleri arasında anlamlı fark oluşturmadığı tespit edilmiştir ( $p>0,05$ ).
5. En yüksek ARI skoru cam iyonomer simanda gözlemlenmiş ve diğer siman arı skorları ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.
6. Bant-siman arasında kopma en çok Ag nanopartikülü içeren ve içermeyen Ketac Cem grubunda gözlenmiştir. Ag nanopartikülü içeren ve içermeyen Multi Cure cam iyonomer gruplarında da bant-siman arası kopma değerlerinin yüksek olduğu görülmüştür.
7. En yüksek çekme dayanımı kuvvetleri adezivin dışın %50'sinden fazla bölgesinde kaldığı, en düşük bağlanma dayanımı değerleri ise dış üzerinde hiç adeziv kalmadığı örneklerde ölçülmüştür.

8. Disk difüzyon testi sonuçlarına göre Ag nanopartikülü eklenmiş ve eklenmemiş hiçbir simanda antibakteriyel etkinlik gözlenmemiştir.
9. Sıvı besi yerine ekim yöntemiyle antibakteriyel etkinliğin değerlendirilmesi sonucunda, RMCİS ve kompomere Ag nanopartikülü ilavesinin *S.mutans* kolonizasyonunu azalttığı gözlenirken, geleneksel cam iyonomer simanlara Ag nanopartikülü ilavesinin *S. mutans* kolonizasyonu üzerinde etkisinin olmadığı görülmüştür.
10. ELISA okuyucusunda 550 nm dalga boyunda yapılan ölçüm sonucunda okunan absorbans değerlerine göre en fazla biofilm oluşumu geleneksel cam iyonomer, Ag nanopartikülü eklenmiş geleneksel cam iyonomer ve Ag nanopartikülü eklenmiş kompomere simanlarında meydana gelmiştir.

Sonuç olarak; bu çalışmada bağlanma dayanımı azaltılmadan simanların antibakteriyel etkinliğinin geliştirilmesi hedeflenmiştir. Ortodontide oldukça geniş bir endikasyon sahası olan siman materyallerinin antibakteriyel etkinliklerinin geliştirilmesi daha başarılı tedaviler yapılmasına hizmet edecektir. Ayrıca dental siman materyallerinin antibakteriyel etkinliği ölçmeyi hedefleyen test yöntemlerinin geliştirilmesi ve karşılaştırılarak doğruluklarının test edilmesi düşünülebilir.

## KAYNAKÇA

1. Uysal, T., M. Amasyali, and A.E. Koyuturk, *Ortodontide beyaz nokta lezyonları ve güncel teşhis, korunma ve Tedavi yaklaşımları*. Cumhuriyet Dental Journal, 2009. 12(2): p. 152-161.
2. Øgaard, B. *White spot lesions during orthodontic treatment: mechanisms and fluoride preventive aspects*. in *Seminars in orthodontics*. 2008. Elsevier.
3. Erbe, C., et al., *Quantity and distribution of plaque in orthodontic patients treated with molar bands*. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie, 2011. 72(1): p. 13-20.
4. Ahn, S.-J., et al., *Experimental antimicrobial orthodontic adhesives using nanofillers and silver nanoparticles*. Dental Materials, 2009. 25(2): p. 206-213.
5. Madlena, M., et al., *Effect of chlorhexidine varnish on bacterial levels in plaque and saliva during orthodontic treatment*. The Journal of clinical dentistry, 1999. 11(2): p. 42-46.
6. Iijima, Y., et al., *Acid resistance of enamel subsurface lesions remineralized by a sugar-free chewing gum containing casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate*. Caries research, 2004. 38(6): p. 551-556.
7. Gwinnett, A., *Structure and composition of enamel*. Operative dentistry, 1991: p. 10-17.
8. Elliot, J. *Structure, crystal chemistry and density of enamel apatites*. *Dental Enamel*. in Wiley, Chichester, Ciba Foundation Symposium. 1997.
9. Zachrisson, B.U. and B.O. Brobakken, *Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives*. American journal of orthodontics, 1978. 74(1): p. 62-78.
10. Willmot, D., *White lesions after orthodontic treatment: does low fluoride make a difference?* Journal of orthodontics, 2004. 31(3): p. 235-242.
11. Cole, A.S. and J.E. Eastoe, *Biochemistry and oral biology*. 2014: Butterworth-Heinemann.
12. Munanoğlu, D., *Down sendromlu çocuklarda çürük riskinin immunolojik, mikrobiyolojik ve moleküler biyolojik yöntemlerle incelenmesi*. 2004, Ege Üniversitesi.
13. Zero, D.T., *Dental caries process*. Dental Clinics of North America, 1999. 43(4): p. 635-664.
14. Russell, A., *The differential diagnosis of fluoride and nonfluoride enamel opacities*. Journal of Public Health Dentistry, 1961. 21(4): p. 143-146.
15. Diedrich, P., *Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope*. American journal of orthodontics, 1981. 79(5): p. 500-522.
16. Featherstone, J.D., *Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride*. Community dentistry and oral epidemiology, 1999. 27(1): p. 31-40.
17. Bishara, S.E. and A.W. Ostby. *White spot lesions: formation, prevention, and treatment*. in *Seminars in Orthodontics*. 2008. Elsevier.

18. Summitt, J.B., et al., *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. 2006: Quintessence Pub.
19. Bartoloni, J.A., et al., *Dental caries risk in the US Air Force*. The Journal of the American Dental Association, 2006. 137(11): p. 1582-1591.
20. Seymen, f., *Erken çocukluk çürükleri/early childhood caries*. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry, 2007. 41(1-2): p. 25-32.
21. Takahashi, N. and B. Nyvad, *The role of bacteria in the caries process: ecological perspectives*. Journal of dental research, 2011. 90(3): p. 294-303.
22. Lazzari, E.P., *Dental biochemistry*. 1968.
23. Paterson, R., *Modern concepts in the diagnosis and treatment of fissure caries: a review of clinical techniques and materials for the busy practitioner*. 1991: Quintessence Pub Co.
24. Külekçi, g., s. Çintan, and o. Dülger, *Diş hekimliğinde antimikrobiyal Agiz Gargaralarının Kullanılması*. Ankem Derg, 1999. 13(3): p. 208-213.
25. Lundström, F. and B. Krasse, *Streptococcus mutans and lactobacilli frequency in orthodontic patients; the effect of chlorhexidine treatments*. The European Journal of Orthodontics, 1987. 9(1): p. 109-116.
26. Sukontapatipark, W., et al., *Bacterial colonization associated with fixed orthodontic appliances. A scanning electron microscopy study*. The European Journal of Orthodontics, 2001. 23(5): p. 475-484.
27. O'reilly, M. and J. Featherstone, *Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1987. 92(1): p. 33-40.
28. Badawi, H., et al., *The effect of orthodontic bonding materials on dental plaque accumulation and composition in vitro*. Biomaterials, 2003. 24(19): p. 3345-3350.
29. Zachrisson, B.U., *Cause and prevention of injuries to teeth and supporting structures during orthodontic treatment*. American journal of orthodontics, 1976. 69(3): p. 285-300.
30. Hamada, S. and H.D. Slade, *Biology, immunology, and cariogenicity of Streptococcus mutans*. Microbiological reviews, 1980. 44(2): p. 331.
31. Loesche, W.J., *Role of Streptococcus mutans in human dental decay*. Microbiological reviews, 1986. 50(4): p. 353.
32. Usha, C. and R. Sathyanarayanan, *Dental caries-A complete changeover (Part I)*. Journal of conservative dentistry: JCD, 2009. 12(2): p. 46.
33. Rosen, S., et al., *Effect of cheese, with and without sucrose, on dental caries and recovery of Streptococcus mutans in rats*. Journal of Dental Research, 1984. 63(6): p. 894-896.
34. Bowden, G. and S. Edwardsson, *Oral ecology and dental caries*. Textbook of clinical cariology, 1994: p. 45-69.
35. Adair, S., *The dynamics of change: Epidemiology and mechanism of dental disease*. Pediatric Dentistry: Infancy through Adolescence. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders Publishers, 1988: p. 252-6.
36. Van Houte, J., *Role of micro-organisms in caries etiology*. Journal of dental research, 1994. 73(3): p. 672-681.

37. Erganiş, O. and A. Öztürk, *Oral Mikrobiyoloji & İmmünoloji*. Nobel Tıp Kitabevleri, 2003.
38. Güngör, K., et al., *Approximal carious lesion depth assessment with insight and ultraspeed films*. Operative dentistry, 2005. 30(1): p. 58-62.
39. Llena-Puy, M.C., C. Montañana-Llorens, and L. Forner-Navarro, *Cariogenic oral flora and its relation to dental caries*. ASDC journal of dentistry for children, 2000. 67(1): p. 42-6, 9.
40. Leme, A.P., et al., *The role of sucrose in cariogenic dental biofilm formation—new insight*. Journal of dental research, 2006. 85(10): p. 878-887.
41. Marsh, P.D., *The oral microflora and biofilms on teeth*. Dental caries: the disease and its clinical management, 2008: p. 163-187.
42. Anđ, Ö., *Ağız Mikrobiyolojisi*. Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul, 1990.
43. Burt, B.A. and S. Pai, *Sugar consumption and caries risk: a systematic review*. Journal of dental education, 2001. 65(10): p. 1017-1023.
44. Zero, D., *Sugars—the arch criminal?* Caries research, 2004. 38(3): p. 277-285.
45. Balenseifen, J.W. and J. Madonia, *Study of dental plaque in orthodontic patients*. Journal of Dental Research, 1970. 49(2): p. 320-324.
46. Øgaard, B., G. Rølla, and J. Arends, *Orthodontic appliances and enamel demineralization: Part 1. Lesion development*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1988. 94(1): p. 68-73.
47. Svanberg, M., S. Ljunglöf, and B. Thilander, *Streptococcus mutans and Streptococcus sanguis in plaque from orthodontic bands and brackets*. The European Journal of Orthodontics, 1984. 6(1): p. 132-136.
48. Weitman, R.T. and W.B. Eames, *Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures*. The Journal of the American Dental Association, 1975. 91(1): p. 101-106.
49. Rosenbloom, R.G. and N. Tinanoff, *Salivary Streptococcus mutans levels in patients before, during, and after orthodontic treatment*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1991. 100(1): p. 35-37.
50. ZACHRISSON, B.U. and S. ZACHRISSON, *Caries incidence and orthodontic treatment with fixed appliances*. European Journal of Oral Sciences, 1971. 79(2): p. 183-192.
51. Sengun, A., et al., *Evaluation of the dental plaque pH recovery effect of a xylitol lozenge on patients with fixed orthodontic appliances*. The Angle Orthodontist, 2004. 74(2): p. 240-244.
52. Hollender, L. and A. Rönnerman, *Proximal caries progression in connection with orthodontic treatment*. Swedish dental journal, 1977. 2(5): p. 153-160.
53. Lundström, F., S.-E. Hamp, and S. Nyman, *Systematic plaque control in children undergoing long-term orthodontic treatment*. The European Journal of Orthodontics, 1980. 2(1): p. 27-39.
54. Chatterjee, R. and I. Kleinberg, *Effect of orthodontic band placement on the chemical composition of human incisor tooth plaque*. Archives of Oral Biology, 1979. 24(2): p. 97-100.

55. Gwinnett, A.J. and R.F. Ceen, *Plaque distribution on bonded brackets: a scanning microscope study*. American journal of orthodontics, 1979. 75(6): p. 667-677.
56. Øgaard, B. and J.J. Ten Bosch, *Regression of white spot enamel lesions. A new optical method for quantitative longitudinal evaluation in vivo*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1994. 106(3): p. 238-242.
57. Bowen, D., *Mechanical plaque control: toothbrushes and toothbrushing*. Darby ML, Walsh MM. Dental Hygiene Theory and Practice 2nd Ed., Saunders, St. Louis, Missouri, 2003: p. 348-359.
58. Costa, M.R., et al., *Efficacy of ultrasonic, electric and manual toothbrushes in patients with fixed orthodontic appliances*. The Angle orthodontist, 2007. 77(2): p. 361-366.
59. Hanham, A. and M. Addy, *The effect of chewing sugar-free gum on plaque regrowth at smooth and occlusal surfaces*. Journal of clinical periodontology, 2001. 28(3): p. 255-257.
60. Makinen, K., et al., *Xylitol chewing gums and caries rates: a 40-month cohort study*. Journal of Dental Research, 1995. 74(12): p. 1904-1913.
61. Zimmer, S., F.J. Robke, and J.F. Roulet, *Caries prevention with fluoride varnish in a socially deprived community*. Community dentistry and oral epidemiology, 1999. 27(2): p. 103-108.
62. Walsh, T., et al., *The effect of irrigation with chlorhexidine or saline on plaque vitality*. Journal of clinical periodontology, 1995. 22(3): p. 262-264.
63. Attin, R., et al., *Antimicrobial effectiveness of a highly concentrated chlorhexidine varnish treatment in teenagers with fixed orthodontic appliances*. The Angle orthodontist, 2006. 76(6): p. 1022-1027.
64. Attin, R., et al., *Effect of chlorhexidine varnish application on 'Streptococcus mutans' colonisation in adolescents with fixed orthodontic appliances*. Australian orthodontic journal, 2013. 29(1): p. 52.
65. Sari, E. and I. Birinci, *Microbiological evaluation of 0.2% chlorhexidine gluconate mouth rinse in orthodontic patients*. The Angle Orthodontist, 2007. 77(5): p. 881-884.
66. Silva, M.F.d.A., et al., *The effect of a triclosan/copolymer/fluoride liquid dentifrice on interproximal enamel remineralization and fluoride uptake*. The Journal of the American Dental Association, 2004. 135(7): p. 1023-1029.
67. Kamacı, M., *Dental yapııştırma simanların antimikrobiyal özellikleri*. 2011, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
68. McLean, J.W., *Evolution of dental ceramics in the twentieth century*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2001. 85(1): p. 61-66.
69. Craig, R.G., et al., *Dental materials*. 2000: Wiley Online Library.
70. Blatz, M.B., A. Sadan, and M. Kern, *Resin-ceramic bonding: a review of the literature*. The Journal of prosthetic dentistry, 2003. 89(3): p. 268-274.
71. Anusavice, K.J., C. Shen, and H.R. Rawls, *Phillips' science of dental materials*. 2013: Elsevier Health Sciences.

72. Eliades, T., et al., *Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives*. The European Journal of Orthodontics, 2001. 23(1): p. 85-90.
73. Aggarwal, M., T.F. Foley, and D. Rix, *A comparison of shear-peel band strengths of 5 orthodontic cements*. The Angle Orthodontist, 2000. 70(4): p. 308-316.
74. Millett, D. and J. McCabe, *Orthodontic bonding with glass ionomer cement*. The European Journal of Orthodontics, 1996. 18(1): p. 385-399.
75. Millett, D., et al., *A comparative clinical trial of a compomer and a resin adhesive for orthodontic bonding*. The Angle orthodontist, 2000. 70(3): p. 233-240.
76. Ash, S. and N. Hay, *Adhesive pre-coated brackets, a comparative clinical study*. British journal of orthodontics, 1996. 23(4): p. 325-329.
77. Miller, R., *A light-cured hybrid compomer for bonding to impacted canines*. Journal of clinical orthodontics: JCO, 1996. 30(6): p. 331-333.
78. Millett, D. and P. Gordon, *A 5-year clinical review of bond failure with a no-mix adhesive (Right on®)*. The European Journal of Orthodontics, 1994. 16(3): p. 203-211.
79. Oesterle, L.J. and W.C. Shellhart, *Bracket bond strength with transillumination of a light-activated orthodontic adhesive*. The Angle Orthodontist, 2001. 71(4): p. 307-311.
80. Oesterle, L.J., S.M. Newman, and W.C. Shellhart, *Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2001. 119(6): p. 610-616.
81. Diaz-Arnold, A.M., M.A. Vargas, and D.R. Haselton, *Current status of luting agents for fixed prosthodontics*. The Journal of prosthetic dentistry, 1999. 81(2): p. 135-141.
82. Norris, D.S., et al., *Retention of orthodontic bands with new fluoride-releasing cements*. American Journal of Orthodontics, 1986. 89(3): p. 206-211.
83. Bills Jr, R., J. Yates, and J. McKnight, *Retention of stainless steel bands cemented with four dental cements*. The Journal of pedodontics, 1980. 4(4): p. 273.
84. Maijer, R. and D. Smith, *A comparison between zinc phosphate and glass ionomer cement in orthodontics*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1988. 93(4): p. 273-279.
85. O'Brien, W.J., *Dental materials and their selection*. 1997: Quintessence Publ. Chicago.
86. Swartz, M., et al., *Fluoride distribution in teeth using a silicate model*. Journal of dental research, 1980. 59(10): p. 1596-1603.
87. Swartz, M., R. Phillips, and H. Clark, *Long-term F release from glass ionomer cements*. Journal of Dental Research, 1984. 63(2): p. 158-160.
88. Keim, R.G., et al., *2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures*. J clin orthod, 2002. 36: p. 553-568.



89. Durning, P., J. McCabe, and P. Gordon, *A laboratory investigation into cements used to retain orthodontic bands*. British Journal of Orthodontics, 1994. 21(1): p. 27-32.
90. Millett, D. and P. Gordon, *The performance of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement—a retrospective analysis*. British journal of orthodontics, 1992. 19(3): p. 215-220.
91. Millett, D.T., et al., *Adhesives for fixed orthodontic bands*. Cochrane Database Syst Rev, 2007. 2.
92. Rosenstiel, S.F., M.F. Land, and B.J. Crispin, *Dental luting agents: a review of the current literature*. The Journal of prosthetic dentistry, 1998. 80(3): p. 280-301.
93. Zaimoğlu, A. and G. Can, *Sabit Protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004. 24.
94. de la Macorra García, J.C. and G.P. Ramiro, *Conventional and adhesive luting cements*. 2002.
95. KÖROĞLU, A.G.D.A., D.O. EKREN, and C. KURTOĞLU, *Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2012. 2012(2).
96. Wilson, A.D. and B. Kent, *The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material*. Journal of Chemical Technology and Biotechnology, 1971. 21(11): p. 313-313.
97. McLean, J., *The clinical use of glass-ionomer cements*. Dental Clinics of North America, 1992. 36(3): p. 693-711.
98. Patil, P., et al., *Orthodontic Cements and Adhesives: A Review*. Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research| Vol, 2014. 2(3).
99. Lin, A., N. McIntyre, and R. Davidson, *Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin*. Journal of Dental Research, 1992. 71(11): p. 1836-1841.
100. Mizrahi, E., *Glass ionomer cements in orthodontics—an update*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1988. 93(6): p. 505-507.
101. Stirrups, D., *A comparative clinical trial of a glass ionomer and a zinc phosphate cement for securing orthodontic bands*. British Journal of Orthodontics, 1991. 18(1): p. 15-20.
102. Van de Voorde, A., G. Gerds, and D. Murchinson, *Clinical application area for glass ionomer cements: literature review*. Die Quintessenz, 1988. 39(11): p. 1903-1916.
103. Wiegand, A., W. Buchalla, and T. Attin, *Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation*. Dental materials, 2007. 23(3): p. 343-362.
104. Lacefield, W., M. Reindl, and D. Retief, *Tensile bond strength of a glass-ionomer cement*. The Journal of prosthetic dentistry, 1985. 53(2): p. 194-198.
105. Nicholson, J., *Glass-ionomers in medicine and dentistry*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 1998. 212(2): p. 121-126.

106. Scoville, R., F. Foreman, and J. Burgess, *In vitro fluoride uptake by enamel adjacent to a glass ionomer luting cement*. ASDC journal of dentistry for children, 1989. 57(5): p. 352-355.
107. Klockowski, R., et al., *Bond strength and durability of glass ionomer cements used as bonding agents in the placement orthodontic brackets*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1989. 96(1): p. 60-64.
108. Retief, D., et al., *Enamel and cementum fluoride uptake from a glass ionomer cement*. Caries Research, 1984. 18(3): p. 250-257.
109. McCabe, J.F. and A.W. Walls, *Applied dental materials*. 2013: John Wiley & Sons.
110. White, L.W., *Glass ionomer cement*. Journal of clinical orthodontics: JCO, 1986. 20(6): p. 387.
111. Voss, A., R. Hickel, and S. Mölkner, *In vivo bonding of orthodontic brackets with glass ionomer cement*. The Angle Orthodontist, 1993. 63(2): p. 149-153.
112. Hes, K., S. Leung, and S. Wei, *Resin-ionomer restorative materials for children: A review*. Australian dental journal, 1999. 44(1): p. 1-11.
113. Sidhu, S.K. and T.F. Watson, *Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry*. American Journal of Dentistry, 1995. 8(1): p. 59-67.
114. Kitasako, Y., et al., *Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro*. Journal of dentistry, 2001. 29(2): p. 139-144.
115. Davidson, C.L., *Advances in glass-ionomer cements*. Journal of Applied Oral Science, 2006. 14(SPE): p. 3-9.
116. DARENDELİLER, N. and Ç. ULUSOY, *Ortodontik Amaçla Kullanılan Yapıştırma Simanları*. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2006. 7(2).
117. Wilson, A.D. and J.W. McLean, *Glass-ionomer cement*. 1988: Quintessence Pub Co.
118. Gordan, V.V., D. Boyer, and K.-J. Söderholm, *Enamel and dentine shear bond strength of two resin modified glass ionomers and two resin based adhesives*. Journal of dentistry, 1998. 26(5-6): p. 497-503.
119. Komori, A. and I. Kojima, *Evaluation of a new 2-paste glass ionomer cement*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 2003. 123(6): p. 649-652.
120. Mennemeyer, V.A., P. Neuman, and J.M. Powers, *Bonding of hybrid ionomers and resin cements to modified orthodontic band materials*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 1999. 115(2): p. 143-147.
121. Wilson, A.D., *Resin-modified glass-ionomer cements*. International Journal of Prosthodontics, 1990. 3(5).
122. Foley, T., M. Aggarwal, and S. Hatibovic-Kofman, *A comparison of in vitro enamel demineralization potential of 3 orthodontic cements*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 2002. 121(5): p. 526-530.
123. Sakaguchi, R. and J. Powers, *Craig's restorative dental materials*. 2012.
124. KJE, A., *Phillips' science of dental materials*. Philadelphia: WB Saunders Company, 1996: p. 1-31.

125. Mount, G., *Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: past, present and future.* Operative Dentistry, 1994. 19(3): p. 82-90.
126. Ewoldsen, N. and R.S. Demke, *A review of orthodontic cements and adhesives.* American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2001. 120(1): p. 45-48.
127. Roberson, T.M., H. Heymann, and E. Swift Jr, *Introduction to operative dentistry.* Roberson TM, Sturdevant's art and science of operative dentistry, 5th edition, Missouri Mosby Elsevier Health Sciences, 2006: p. 67-134.
128. Summitt, J., J. Robbins, and R. Schwartz, *Fundamentals of operative dentistry. 2nd edi.* 8-22. 2001, Quintessence publishing co, Inc.
129. Fricker, J.P., *A 12-month clinical comparison of resin-modified light-activated adhesives for the cementation of orthodontic molar bands.* American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 1997. 112(3): p. 239-243.
130. Millett, D., K. Kamahli, and J. McColl, *Comparative laboratory investigation of dual-cured vs. conventional glass ionomer cements for band cementation.* The Angle Orthodontist, 1998. 68(4): p. 345-350.
131. Gillgrass, T., et al., *Modified composite or conventional glass ionomer for band cementation? A comparative clinical trial.* American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2001. 120(1): p. 49-53.
132. Dayangaç, B., *Kompozit rezin restorasyonlar.* 2000: Güneş Kitabevi.
133. Arıkan, S., *Posterior kompozit restorasyonlar.* Cumhuriyet Dent J, 2005. 8(1): p. 1-8.
134. Yavuzer, S., *Farklı rezin simanların porselen dentin arasındaki bağlantı dayanımına etkisinin değerlendirilmesi.* 2013, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
135. Williams, J.D., M.L. Swartz, and R.W. Phillips, *Retention of orthodontic bands as influenced by the cementing media.* The Angle Orthodontist, 1965. 35(4): p. 278-285.
136. Hotz, P., et al., *The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates.* British Dental Journal, 1977. 142(2): p. 41.
137. Kasim, N.A., D. Millett, and J. McCabe, *The ball mill as a means of investigating the mechanical failure of dental materials.* Journal of dentistry, 1996. 24(1-2): p. 117-124.
138. Hamula, W., D. Hamula, and K. Brower, *Glass ionomer update.* Journal of clinical orthodontics: JCO, 1993. 27(8): p. 420.
139. Sidhu, S. and T. Watson, *Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties.* Dental update, 1995. 22(10): p. 429-432.
140. Millett, D.T., et al., *In vitro comparison of orthodontic band cements.* American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 2003. 123(1): p. 15-20.
141. Yamazaki, A., et al., *Effect of water on shear strength of glass ionomer cements for luting.* Dental materials journal, 2007. 26(5): p. 708-712.
142. De Munck, J.d., et al., *A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results.* Journal of dental research, 2005. 84(2): p. 118-132.

143. Al-Salehi, S. and F. Burke, *Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength*. Quintessence International, 1997. 28(11).
144. AYAZ, D.F., D. TAĞTEKİN, and F. YANIKOĞLU, *Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011. 2011(4).
145. Cardoso, P.E., R.R. Braga, and M.R. Carrilho, *Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems*. Dental Materials, 1998. 14(6): p. 394-398.
146. Chang, J.C., et al., *Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel*. The Journal of prosthetic dentistry, 1998. 79(5): p. 503-507.
147. Nikaido, T., et al., *Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating*. American journal of dentistry, 2003. 16: p. 41A-46A.
148. Oilo, G., *Bond strength testing--what does it mean?* International dental journal, 1993. 43(5): p. 492-498.
149. Van Noort, R., et al., *The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin*. Journal of Dental Research, 1991. 70(5): p. 889-893.
150. Sano, H., et al., *Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test*. Dental Materials, 1994. 10(4): p. 236-240.
151. Finger, W. and U. Fritz, *Laboratory evaluation of one-component enamel/dentin bonding agents*. American journal of dentistry, 1996. 9(5): p. 206-210.
152. Perdigao, J., et al., *Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology*. American Journal of Dentistry, 1997. 10(3): p. 141-146.
153. Geis-Gerstorfer, J., *In vitro corrosion measurements of dental alloys*. Journal of Dentistry, 1994. 22(4): p. 247-251.
154. Gale, M. and B. Darvell, *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. Journal of dentistry, 1999. 27(2): p. 89-99.
155. Longman, C. and G. Pearson, *Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake*. Biomaterials, 1987. 8(5): p. 411-414.
156. Spierings, T.A., et al., *Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments*. Journal of dental research, 1987. 66(8): p. 1336-1339.
157. Hashimoto, M., et al., *In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years*. Journal of Dental Research, 2000. 79(6): p. 1385-1391.
158. McCabe, J. and A. Walls, *Adhesive restorative materials: bonding of resin-based materials*. Applied Dental Materials. Eds: WA. MJ. Cambridge: Blackwell Science, 1998: p. 189-201.
159. Versluis, A., W.H. Douglas, and R.L. Sakaguchi, *Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges*. Dental materials, 1996. 12(5-6): p. 290-294.

160. Leber, A.L., *Clinical microbiology procedures handbook*. 2004.
161. Agnihotri, S., S. Mukherji, and S. Mukherji, *Size-controlled silver nanoparticles synthesized over the range 5–100 nm using the same protocol and their antibacterial efficacy*. RSC Advances, 2014. 4(8): p. 3974-3983.
162. Wuithschick, M., et al., *Size-controlled synthesis of colloidal silver nanoparticles based on mechanistic understanding*. Chemistry of Materials, 2013. 25(23): p. 4679-4689.
163. Lu, Z., et al., *Size-dependent antibacterial activities of silver nanoparticles against oral anaerobic pathogenic bacteria*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2013. 24(6): p. 1465-1471.
164. Noh, H.J., et al., *Antibacterial activity and increased freeze-drying stability of sialyllactose-reduced silver nanoparticles using sucrose and trehalose*. Journal of nanoscience and nanotechnology, 2012. 12(5): p. 3884-3895.
165. Zhang, N., et al., *Antibacterial and protein-repellent orthodontic cement to combat biofilms and white spot lesions*. Journal of dentistry, 2015. 43(12): p. 1529-1538.
166. Årtun, J. and S. Bergland, *Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment*. American journal of orthodontics, 1984. 85(4): p. 333-340.
167. Herion, T., J.L. Ferracane, and D.A. Covell Jr, *Three cements used for orthodontic banding of porcelain molars*. The Angle Orthodontist, 2007. 77(1): p. 94-99.
168. Laing, E., et al., *Space maintenance*. International journal of paediatric dentistry, 2009. 19(3): p. 155-162.
169. Baroni, C., A. Franchini, and L. Rimondini, *Survival of different types of space maintainers*. Pediatric dentistry, 1994. 16: p. 360-360.
170. Øgaard, B., *Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: A study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1989. 96(5): p. 423-427.
171. Creanor, S., et al., *Fluoride Uptake and Release Characteristics of Glass Ionomer Cements*. Caries Research, 1994. 28(5): p. 322-328.
172. TÜRKÜN, L.S., M. TÜRKÜN, and S. BRUGGER, *Long-Term Antibacterial Effects and Physical Properties of a Chlorhexidine-Containing Glass Ionomer Cement*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2008. 20(1): p. 29-44.
173. Chung, S.-H., et al., *Antimicrobial and physical characteristics of orthodontic primers containing antimicrobial agents*. The Angle Orthodontist, 2016. 87(2): p. 307-312.
174. Bishara, S.E., et al., *Evaluation of a new nano-filled restorative material for bonding orthodontic brackets*. World Journal of Orthodontics, 2007. 8(1).
175. Lin, J., et al., *Effects of incorporation of nano-fluorapatite or nano-fluorohydroxyapatite on a resin-modified glass ionomer cement*. Acta biomaterialia, 2011. 7(3): p. 1346-1353.

176. Silva, C.F.L.M.d., et al., *Shear bond strength of nanofilled flowable resins used for indirect bracket bonding*. Brazilian Journal of Oral Sciences, 2012. 11(4): p. 458-462.
177. Poosti, M., et al., *Shear bond strength and antibacterial effects of orthodontic composite containing TiO<sub>2</sub> nanoparticles*. European journal of orthodontics, 2012. 35(5): p. 676-679.
178. Enan, E.T. and S.M. Hammad, *Microleakage under orthodontic bands cemented with nano-hydroxyapatite-modified glass ionomer: An in vivo study*. The Angle Orthodontist, 2013. 83(6): p. 981-986.
179. Borzabadi-Farahani, A., E. Borzabadi, and E. Lynch, *Nanoparticles in orthodontics, a review of antimicrobial and anti-caries applications*. Acta Odontologica Scandinavica, 2014. 72(6): p. 413-417.
180. Reddy, A.K., et al., *Comparative evaluation and influence on shear bond strength of incorporating silver, zinc oxide, and titanium dioxide nanoparticles in orthodontic adhesive*. Journal of orthodontic science, 2016. 5(4): p. 127.
181. Cal, E., et al., *Effect of an antibacterial adhesive on the bond strength of three different luting resin composites*. Journal of dentistry, 2006. 34(6): p. 372-380.
182. Ertugrul, F., et al., *Bond strength of different dentin bonding systems to fluorotic enamel*. J Adhes Dent, 2009. 11(4): p. 299-303.
183. Çelik, E.U., et al., *Tensile bond strength of an aged resin composite repaired with different protocols*. J Adhes Dent, 2011. 13(4): p. 359-66.
184. Cantekin, K., E. Delikan, and S. Cetin, *In vitro bond strength and fatigue stress test evaluation of different adhesive cements used for fixed space maintainer cementation*. European journal of dentistry, 2014. 8(3): p. 314.
185. Hatunoğlu, E., et al., *Antibacterial and mechanical properties of propolis added to glass ionomer cement*. The Angle Orthodontist, 2013. 84(2): p. 368-373.
186. Mizrahi, E., *Enamel demineralization following orthodontic treatment*. American journal of orthodontics, 1982. 82(1): p. 62-67.
187. Singh, M., et al., *Evaluation of Influence of Thermocycling on Shear Bond Strength of Two Different Zirconia Systems Bonded to Dentin Using Resin Cements-An In Vitro Study*.
188. Paradella, T.C. and M. Fava, *Bond strength of adhesive systems to human tooth enamel*. Brazilian oral research, 2007. 21(1): p. 4-9.
189. Henkin, F.d.S., et al., *In vitro analysis of shear bond strength and adhesive remnant index of different metal brackets*. Dental press journal of orthodontics, 2016. 21(6): p. 67-73.
190. Wang, X., B. Wang, and Y. Wang, *Antibacterial orthodontic cement to combat biofilm and white spot lesions*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2015. 148(6): p. 974-981.
191. Malacarne, J., et al., *Water sorption/solubility of dental adhesive resins*. Dental Materials, 2006. 22(10): p. 973-980.
192. Andrews, J.M., *Determination of minimum inhibitory concentrations*. Journal of antimicrobial Chemotherapy, 2001. 48(suppl 1): p. 5-16.

193. Duran, I., et al., *Evaluation of antibacterial effectiveness of desensitizers against oral bacteria*. European journal of dentistry, 2008. 2: p. 43.
194. Tiwari, S., et al., *Antibacterial Activity and Fluoride Release of Glass-Ionomer Cement, Compomer and Zirconia Reinforced Glass-Ionomer Cement*. Journal of clinical and diagnostic research: JCDR, 2016. 10(4): p. ZC90.
195. Yesilyurt, C., et al., *Antibacterial activity and physical properties of glass-ionomer cements containing antibiotics*. Operative dentistry, 2009. 34(1): p. 18-23.
196. Knox, J., K. Chye, and P. Durning, *An ex vivo evaluation of resin-modified glass polyalkenoates and polyacid-modified composite resins as orthodontic band cements*. Journal of orthodontics, 2004. 31(4): p. 323-328.
197. Millett, D., et al., *Resin-modified glass ionomer, modified composite or conventional glass ionomer for band cementation?—an in vitro evaluation*. The European Journal of Orthodontics, 2003. 25(6): p. 609-614.
198. Al Shamsi, A., et al., *Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding*. The Angle orthodontist, 2006. 76(4): p. 694-699.
199. Linn, B.J., et al., *A comparison of bond strength between direct-and indirect-bonding methods*. The Angle Orthodontist, 2006. 76(2): p. 289-294.
200. Faria-Júnior, É.M., et al., *In-vivo evaluation of the surface roughness and morphology of enamel after bracket removal and polishing by different techniques*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2015. 147(3): p. 324-329.
201. Schmalz, G., *Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials*. Clinical oral investigations, 1998. 1(4): p. 154-162.
202. Siqueira, P.-C., et al., *Cytotoxicity of glass ionomer cements containing silver nanoparticles*. Journal of clinical and experimental dentistry, 2015. 7(5): p. e622.
203. Melo, M.A., et al., *Nanotechnology-based restorative materials for dental caries management*. Trends in biotechnology, 2013. 31(8): p. 459-467.
204. Chan, W.D., et al., *Fluoride release from dental cements and composites: a mechanistic study*. Dental Materials, 2006. 22(4): p. 366-373.
205. Hattab, F. and W. Amin, *Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating*. Biomaterials, 2001. 22(12): p. 1449-1458.
206. Rao, A. and P. Sudha, *Fluoride rechargability of a non-resin auto-cured glass ionomer cement from a fluoridated dentifrice: An in vitro study*. Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry, 2011. 29(3): p. 202.
207. Kawai, K. and M. Urano, *Adherence of plaque components to different restorative materials*. Operative dentistry, 2001. 26(4): p. 396-400.
208. Konradsson, K., R. Claesson, and J. van Dijken, *Mutans streptococci and lactobacilli in plaque on a leucite-reinforced dental ceramic and on a calcium aluminate cement*. Clinical oral investigations, 2006. 10(3): p. 175-180.

209. Andrew, P. and T. Mitchell, *Preface-The biology of streptococci and enterococci*. 1997, BLACKWELL SCIENCE LTD PO BOX 88, OSNEY MEAD, OXFORD, OXON, ENGLAND OX2 0NE.
210. Cheng, L., et al., *Anti-biofilm dentin primer with quaternary ammonium and silver nanoparticles*. Journal of dental research, 2012. 91(6): p. 598-604.
211. Cheng, L., et al., *Antibacterial nanocomposite with calcium phosphate and quaternary ammonium*. Journal of dental research, 2012. 91(5): p. 460-466.
212. Beyth, N., et al., *Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against Streptococcus mutans*. Biomaterials, 2006. 27(21): p. 3995-4002.
213. Aydın Sevinç, B. and L. Hanley, *Antibacterial activity of dental composites containing zinc oxide nanoparticles*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2010. 94(1): p. 22-31.
214. Imazato, S., et al., *Antibacterial activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB*. Dental Materials, 2003. 19(4): p. 313-319.
215. Lewinstein, I., et al., *Antibacterial properties of aged dental cements evaluated by direct-contact and agar diffusion tests*. The Journal of prosthetic dentistry, 2005. 93(4): p. 364-371.
216. Topcuoglu, N., et al., *In vitro antibacterial effects of glass-ionomer cement containing ethanolic extract of propolis on Streptococcus mutans*. European journal of dentistry, 2012. 6(4): p. 428.
217. Vermeersch, G., et al., *Antibacterial activity of glass-ionomer cements, compomers and resin composites: relationship between acidity and material setting phase*. Journal of oral rehabilitation, 2005. 32(5): p. 368-374.
218. Botelho, M.G., *Inhibitory effects on selected oral bacteria of antibacterial agents incorporated in a glass ionomer cement*. Caries research, 2003. 37(2): p. 108-114.
219. Al-Sabri, F., *Glass Ionomer Cement Release of the Fluoride as Anti-Cariogenic Properties among Four Different Types. Comparative Evaluation*. EC Dental Science, 2017. 7: p. 185-192.
220. Eick, S., et al., *Adherence of Streptococcus mutans to various restorative materials in a continuous flow system*. Journal of Oral Rehabilitation, 2004. 31(3): p. 278-285.
221. Loyola-Rodriguez, J.P., F. Garcia-Godoy, and R. Lindquist, *Growth inhibition of glass ionomer cements on mutants streptococci*. Pediatric Dentistry, 1994. 16: p. 346-346.
222. Davidovich, E., et al., *Surface antibacterial properties of glass ionomer cements used in atraumatic restorative treatment*. The Journal of the American Dental Association, 2007. 138(10): p. 1347-1352.
223. Silva, R., et al., *In vitro microhardness of glass ionomer cements*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2007. 18(1): p. 139-142.
224. Marczuk-Kolada ABCDFG, G., et al., *Fluoride release and antibacterial activity of selected dental materials*. Postepy Hig Med Dosw.(online), 2006. 60: p. 416-420.



225. Donly, K.J., S. Istre, and T. Istre, *In vitro enamel remineralization at orthodontic band margins cemented with glass ionomer cement*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1995. 107(5): p. 461-464.
226. DeSchepper, E., R. White, and W. Von der Lehr, *Antibacterial effects of glass ionomers*. American journal of dentistry, 1989. 2(2): p. 51-56.
227. Gillgrass, T., et al., *Fluoride release, microbial inhibition and microleakage pattern of two orthodontic band cements*. Journal of dentistry, 1999. 27(6): p. 455-461.
228. Çatalbas, B., et al., *Antibacterial effects of several current orthodontic materials against Streptococcus mutans*. West Indian Medical Journal, 2012. 61(8): p. 821-825.
229. Dastjerdie, E.V., et al., *In-vitro comparison of the antimicrobial properties of glass ionomer cements with zinc phosphate cements*. Iranian journal of pharmaceutical research: IJPR, 2012. 11(1): p. 77.
230. Gonzalez-Perez, J., et al., *Adherence of Streptococcus mutans to orthodontic band cements*. Australian dental journal, 2012. 57(4): p. 464-469.
231. Matalon, S., H. Slutzky, and E.I. Weiss, *Antibacterial properties of 4 orthodontic cements*. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics, 2005. 127(1): p. 56-63.
232. Carlen, A., et al., *Composition of pellicles formed in vivo on tooth surfaces in different parts of the dentition, and in vitro on hydroxyapatite*. Caries research, 1998. 32(6): p. 447-455.
233. !!! INVALID CITATION !!! (Balenseifen and Madonia 1970, Mattingly, Sauer et al. 1983, SCHEIE, ARNEBERG et al. 1984, Gonzalez-Perez, Scougall-Vilchis et al. 2012).
234. Sardin, S., et al., *In vitro streptococcal adherence on prosthetic and implant materials. Interactions with physicochemical surface properties*. Journal of Oral Rehabilitation, 2004. 31(2): p. 140-148.
235. Bos, R., H.C. Van der Mei, and H.J. Busscher, *Physico-chemistry of initial microbial adhesive interactions—its mechanisms and methods for study*. FEMS microbiology reviews, 1999. 23(2): p. 179-230.
236. Quirynen, M., W. Papaioannou, and D. van Steenberghe, *Intraoral transmission and the colonization of oral hard surfaces*. Journal of Periodontology, 1996. 67(10): p. 986-993.
237. Shu, M., et al., *Development of multi-species consortia biofilms of oral bacteria as an enamel and root caries model system*. Archives of oral biology, 2000. 45(1): p. 27-40.
238. Seminario, A., Z. Broukal, and R. Ivancakova, *Mutans streptococci and the development of dental plaque*. Prague medical report, 2005. 106(4): p. 349-358.
239. Brambilla, E., et al., *Influence of different adhesive restorative materials on mutans streptococci colonization*. American journal of dentistry, 2005. 18(3): p. 173.

## ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında İstanbul'da doğdum. İlk öğrenimime Bilecik'in Pazaryeri ilçesinin Atatürk İlköğretim Okulu'nda başlayıp Ürgüp Mehmet Diker İlköğretim Okulu'nda tamamladım. Nevşehir Anadolu Öğretmen Lisesi'nde dört yıllık lise eğitimimin ardından 2007 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girmeye hak kazandım ve 2012 yılında aynı fakülteden mezun oldum. 2013 yılında Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Hala aynı anabilim dalında uzmanlık öğrencisi olarak görev yapmaktayım.

