



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

**ÇOKLU İYON SALINIMI YAPAN BİYOAKTİF YÜZEY ÖN
REAKSİYONLU CAM-İYONOMER (S-PRG) DOLDURUCU
İÇEREN KENDİNDEN BAĞLANABİLEN AKIŞKAN REZİN
KOMPOZİTLERİN ANTİBAKTERİYEL, MEKANİK VE
BAĞLANMA ÖZELLİKLERİNİN
İN VİTRO İNCELENMESİ**

TUBA ÇETİN

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

PROF. DR. MAHMUT KUŞDEMİR

İSTANBUL- 2025

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi

Programın Seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)

Anabilim Dalı : Restoratif Diş Tedavisi

Tez Sahibi : Tuba ÇETİN

Tez Başlığı : Çoklu İyon Salınımı Yapan Biyoaktif Yüzey Ön Reaksiyonlu Cam-lonomer (SPRG) Doldurucu İçeren Kendinden Bağlanabilen Akışkan Rezin Kompozitlerin Antibakteriyel, Mekanik ve Bağlanma Özelliklerinin *İn Vitro* İncelenmesi

Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Kavacık Güney Yerleşkesi

Sınav Tarihi : 08.01.2025

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Kurumu

İmza

Prof. Dr. Mahmut KUŞDEMİR

İstanbul Medipol Üniversitesi

Sınav Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Funda ÖZTÜRK BOZKURT İstanbul Medipol Üniversitesi

Doç.Dr. Tan Fırat EYÜBOĞLU

İstanbul Medipol Üniversitesi

Prof. Dr. Dilek TAĞTEKİN

Marmara Üniversitesi

Doç.Dr. Ali Kağan GÖKÇE

Yeditepe Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof. Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

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

Tuba Çetin

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman bilgi ve deneyimiyle bana destek olan, akademik yolculuğumda yeni bir dünya ile tanıştıran, yol gösterici yaklaşımı, sabrı ve anlayışıyla keyifli bir çalışma ortamı sağlayan ve öğrencisi olduğum için kendimi çok şanslı hissettiğim kıymetli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Mahmut Kuşdemir’e gönülden teşekkür ederim.

Çalışmam süresince bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, katkılarıyla çalışmamı zenginleştiren, birlikte eşsiz bir çalışma deneyimi sunan ve beni her zaman ekiplerinin bir parçası olarak gören Prof. Dr. Satoshi Imazato, Dr. Satoshi Yamaguchi ve Dr. Haruaki Kitagawa’ya sonsuz teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak katkıda bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. Funda Öztürk Bozkurt ve Doç. Dr. Tan Fırat Eyüboğlu’na içtenlikle teşekkür ederim.

Doktora eğitimim süresince bilgi ve desteklerini esirgemeyen tüm anabilim dalı öğretim üyelerine, her zaman yanımda olan, beni destekleyen kardeşim ve F. Betül Çetin ve can dostum Elifnur Aydemir’e; Japonya’da bulduğum süre boyunca sıcak dostluklarıyla beni evimde hissettiren Yeşim Deniz ve Sena Usta’ya; her zaman yardıma hazır olan Imazato Lab. ekibindeki çalışma arkadaşlarıma ve birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım sevgili doktora arkadaşlarıma yürekten teşekkür ederim.

Bu çalışmanın başarılı bir şekilde tamamlanmasında büyük katkıları olan TÜBİTAK Bilim İnsanı Destek Programları Başkanlığı’na ve Osaka Üniversitesi Dental Biyomateryal Departmanı’na sundukları kaynaklar ve destekler için minnettarlığımı ifade etmek isterim.

Ve son olarak, bu zorlu süreci benimle sabırla ve sevgiyle aşan, her daim yanımda olan canım aileme ve dostlarıma en içten teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
KISALTMALAR LİSTESİ.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT.....	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER.....	6
4.1.Adezyon.....	6
4.1.1. Diş hekimliğinde adezyon.....	6
4.1.2. Minenin histolojik yapısı ve mineye adezyon.....	7
4.1.3. Dentinin histolojik yapısı ve dentine adezyon.....	8
4.1.4. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması.....	9
4.1.4.1. Etch&rinse adeziv sistemler.....	10
4.1.4.2. Self-etch adeziv sistemler.....	11
4.1.4.3. Universal adeziv sistemler.....	12
4.2.Dental Rezin Kompozitler.....	14
4.2.1. Tarihsel gelişim.....	14
4.2.2. Rezin kompozitlerin yapısı.....	15
4.2.3. Rezin kompozitlerin sınıflandırılması.....	16
4.2.4. Özelleştirilmiş yeni nesil rezin kompozitler.....	19
4.2.4.1. Ormoserler.....	19
4.2.4.2. Siloranlar.....	20
4.2.4.3. Giomerler.....	20
4.2.4.4. Antibakteriyel özellikli rezin kompozitler.....	21
4.2.4.5. Kendinden bağlanabilen rezin kompozitler.....	22
4.3.Rezin Kompozitlerde Kullanılan Biyoaktif Bileşenler.....	24
4.3.1. Çoklu iyon salınımı yapan biyoaktif yüzey ön reaksiyonlu cam-iyonomer (S-PRG) doldurucu.....	24

4.3.2. İyon salınımı yapan biyoaktif cam doldurucular.....	26
4.3.3. Kuaterner amonyum bileşikleri (QAC)	27
4.4.Rezin Kompozitlerin İn Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi.....	28
4.4.1. Resin kompozitlerin antibakteriyel özelliklerinin değerlendirilmesi....	28
4.4.1.1. Disk üzeri kültür testi.....	29
4.4.1.2. Agar disk difüzyon testi.....	29
4.4.1.3. Minimum inhibitör (MIC) ve bakterisidal (MBC) konsantrasyonlar.....	30
4.4.1.4. Direkt temas testi.....	30
4.4.2. Resin kompozitlerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi.....	32
4.4.2.1. Üç nokta eğme testi.....	32
4.4.2.2. Dört nokta eğme testi.....	33
4.4.2.3. Biaksiyal eğme testi.....	33
4.4.3. Resin kompozitlerin diş sert dokularına bağlanma özelliklerinin değerlendirilmesi.....	35
4.4.3.1. Makaslama (shear) bağlanma dayanımı testi.....	35
4.4.3.2. Gerilim (tensile) bağlanma dayanımı testi.....	36
4.4.3.3. Mikromakaslama (microshear) bağlanma dayanımı testi.....	37
4.4.3.4. Mikrogerilim (microtensile) bağlanma dayanımı testi.....	38
5. MATERYAL VE METOT.....	39
5.1.Rezin Kompozitlerin Antibakteriyel Aktivitelerinin Değerlendirilmesi.....	41
5.1.1. Örneklerin hazırlanması.....	41
5.1.2. Disk üzerinde kültür testi.....	42
5.2.Rezin Kompozitlerin Eğilme Dayanımının Değerlendirilmesi.....	47
5.2.1. Örneklerin hazırlanması.....	47
5.2.2. Üç nokta eğme testi.....	47
5.3.Rezin Kompozitlerin Dentine Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi.....	50
5.3.1. Örneklerin hazırlanması.....	50
5.3.2. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi.....	51
5.3.3. Kopma tiplerinin değerlendirilmesi.....	52
5.4.İstatistiksel Analiz.....	54
6. BULGULAR.....	55

6.1.Rezin Kompozitlerin Antibakteriyel Etkinliği.....	55
6.2.Rezin Kompozitlerin Eğilme Dayanımı.....	56
6.3.Rezin Kompozitlerin Bağlanma Dayanımı.....	58
7. TARTIŞMA.....	63
8. SONUÇ.....	79
9. KAYNAKLAR.....	80
10. ETİK KURUL ONAYI	96
11. ÖZGEÇMİŞ.....	100



KISALTMALAR LİSTESİ

S-PRG: Çoklu İyon Salınımı Yapan Biyoaktif Yüzey Ön Reaksiyonlu Cam İyonomer

ISO: Uluslararası Standart Organizasyonu

SARC: Self Adhesive Flowable Resin Composite, Kendinden Bağlanabilen Akışkan Rezin Kompozit

Bis-GMA: Bisfenol A Diglisidil Metakrilat

TEGDMA: Trietilenglikol-Dimetakrilat

HEMA: Hidroksietilmetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

CQ: Kamforokinon

10-MDP: 10-Metakriloksiloksidodihidrojen Fosfat

MDPB: 12-Metakriloksidodasilpiridinyum Bromür

GPDM: Glisero Fosfat Dimetakrilat

HEMA: Hidroksietil Metakrilat

µm: Mikrometre

nm: Nanometre

µl: Mikrolitre

S. Mutans: Streptococcus Mutans

MMP: Matriks Metalloproteinazları

QAC: Kuaterner Amonyum Bileşiği

ACP: Amorf Kalsiyum Fosfat

MIK: Minimum İnhibitör Konsantrasyonları

MBC: Minimum Bakterisidal Konsantrasyon

BHI: Beyin Kalp İnfüzyonu

CSLM: Konfokal Lazer Taramalı Mikroskopi

PBS: Fosfat Tamponlu Salin

µTBS, MTBS: Mikrogerilim (Microtensile) Bağlanma Dayanımı Testi

µSBS: Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi

mW: Megawatt

CFU: Koloni Oluşturan Birim

Σf: Eğilme Dayanımı

MPa: Megapaskal

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4.2.3 Partikül boyutlarına göre rezin kompozit sınıflandırması.....	16
Tablo 4.4.1. Dental materyallerin antimikrobiyal aktivitesi açısından değerlendirilen mikroorganizmalar.....	28
Tablo 5.1.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.....	40
Tablo 6.1. Restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, S. mutans sayısı ve standart sapma değerleri.....	55
Tablo 6.2. Restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, eğilme dayanımı ve standart sapma değerleri.....	57
Tablo 6.3. Restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri.....	59

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1.4. Adeziv Sistemler.....	10
Şekil 4.3.1. S-PRG doldurucusunun yapısı ve salınan iyonlar.....	24
Şekil 4.4.1.1. Disk üzeri kültür testi.....	29
Şekil 4.4.1.2. Agar disk difüzyon testi.....	30
Şekil 4.4.2.1. Üç nokta eğme testi.....	32
Şekil 4.4.2.2. Dört nokta eğme testi.....	33
Şekil 4.4.2.3. Biaksiyal eğme testi.....	34
Şekil 4.4.3.1. Makaslama bağlanma dayanımı testi.....	36
Şekil 4.4.3.2. Gerilim bağlanma dayanımı testi.....	37
Şekil 4.4.3.3. Mikromakaslama bağlanma dayanımı testi.....	37
Şekil 4.4.3.4. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi.....	38
Şekil 5.1.1.1. Teflon kalıba yerleştirilen rezin kompozit örnekleri.....	41
Şekil 5.1.1.2. Işık aktivasyon ünitesi (Alpha Light V, Morita, Kyoto, Japonya).....	41
Şekil 5.1.1.3. Sterilize edilen örnekler.....	42
Şekil 5.1.2.1. S.mutans NCTC10449 stok bakteri suşu	42
Şekil 5.1.2.2. Bio clean bench.....	43
Şekil 5.1.2.3. İnkübatöre yerleştirilen S. mutans NCTC10449 süspansiyonu.....	43
Şekil 5.1.2.4. S.mutans solüsyonları.....	44
Şekil 5.1.2.6. EDDY JET.....	45
Şekil 5.1.2.7. FS grubuna ait plakalarda S. Mutans kolonilerinin sayımı	45
Şekil 5.1. Antibakteriyel aktivitenin değerlendirilmesi	46
Şekil 5.2.1. Paslanmaz çelik kalıp.....	47
Şekil 5.2. Eğilme Dayanımının Değerlendirilmesi.....	49
Şekil 5.3.1. Su soğutmalı elmas testere.....	50
Şekil 5.3.2.1 MTBS için örnekler.....	51
Şekil 5.3.2.2. Başlıkları MTBS testi için ayarlanmış universal test makinesi.....	52
Şekil 5.3. Dentine Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi.....	53
Şekil 6.1. 24 saatlik inkübasyon sonrası S.mutans sayısı.....	56
Şekil 6.2. Resin kompozitlerin eğilme dayanımı.....	58
Şekil 6.3.1. Resin kompozitlerin dentine bağlanma dayanımı.....	60
Şekil 6.3.2. Resin kompozitlerin MTBS sonrası kopma modları.....	61

1. ÖZET

ÇOKLU İYON SALINIMI YAPAN BİYOAKTİF YÜZEY ÖN REAKSİYONLU CAM-İYONOMER (S-PRG) DOLDURUCU İÇEREN KENDİNDEN BAĞLANABİLEN AKIŞKAN REZİN KOMPOZİTLERİN ANTİ BAKTERİYEL, MEKANİK VE BAĞLANMA ÖZELLİKLERİNİN *İN VİTRO* İNCELENMESİ

S-PRG doldurucusu, çoklu iyon salma özelliği nedeniyle, asit nötralizasyonu, mineralizasyonun teşviki, bakteri inhibisyonu, matriks metalloproteinazların inhibisyonu ve hücre aktivitesinin artırılması gibi çeşitli biyoaktiviteler sergiler. S-PRG içeren kendinden bağlanabilen rezin kompozitlerin (Fit Sa, Shofu; FS) (SARK), geleneksel rezin kompozitlere kıyasla daha yüksek konsantrasyonda antibakteriyel iyonlar saldığı bildirilmiştir. Bu çalışmanın amacı, FS'nin ve diğer SARK'ların antibakteriyel, dentine bağlanabilme ve mekanik özelliklerinin araştırılmasıdır. Antibakteriyel etkinliği değerlendirmek için FS'nin, SARK'ların (Constic, DMG, CN; Vertise Flow, Kerr, VT; Fusio, Pentron, FU; Nova Compo SF, Imicryl, NC) ve geleneksel akışkan rezin kompozitlerin (Filtek Supreme Flowable, 3M ESPE, FT; Beautifil Flow Plus X, Shofu, BF) disk şeklinde örnekleri hazırlandı. Her bir örneğe *S. mutans* süspansiyonu eklendi ve bakteriler 24 saatlik inkübasyondan sonra sayıldı. Resin kompozitlerin eğilme dayanımı ISO4049:2019 standardına göre ölçüldü. Çekilmiş molar dişler kullanılarak, dentine olan mikrogerilim bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldı. Geleneksel rezin kompozitler ve adezivlerin kombinasyonları (FT+Single Bond Universal Adhesive, 3M; FT/SB ve BF+Beautibond Xtreme, Shofu; BF/BX) MTBS ölçümü için pozitif kontrol grubu olarak kullanıldı. FS'deki *S. mutans* sayısı, diğer gruplardan daha az bulundu ($p<0,05$, Tukey's HSD testi). FS'nin eğilme dayanımı, geleneksel akışkan rezin kompozitler ile benzer bulundu ($p>0,05$, Tukey's HSD testi). FS'nin bağlanma dayanımı değeri ile BF/BX grubunun bağlanma dayanımı değeri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0,05$, Dunnett T3 testi), FT/SB grubundan daha düşük değerler gözlemlendi ($p<0,05$). S-PRG içeren SARK'lar, yüzeylerinde antibakteriyel etki göstermiş olup ayrıca klinik kullanım için kabul edilebilir mekanik özellik ve bağlanma yeteneği göstermiştir.

Anahtar kelimeler: S-PRG, Kendinden bağlanabilen rezin kompozit, Antibakteriyel, Eğilme dayanımı, Bağlanma dayanımı

2. ABSTRACT

***IN VITRO* EVALUATION OF ANTIBACTERIAL, MECHANICAL AND BONDING PROPERTIES OF SELF-ADHESIVE FLOWABLE RESIN COMPOSITES CONTAINING MULTIPLE-ION RELEASING BIOACTIVE SURFACE PRE-REACTED GLASS-IONOMER (S-PRG) FILLER**

S-PRG filler exhibits various bioactivities due to its multi-ion release properties, such as neutralizing acids, promoting mineralization, inhibiting bacteria, inhibiting matrix metalloproteinases, and enhancing cell activity. It has been reported that self-adhesive resin composites containing S-PRG filler (Fit Sa, Shofu; FS) (SARC) release antibacterial ions at higher concentrations compared to conventional resin composites. The aim of this study is to investigate the antibacterial, bonding, and mechanical properties of FS and other SARCs. Disc-shaped cured samples of FS, SARCs (Constic, DMG, CN; Vertise Flow, Kerr, VT; Fusio, Pentron, FU; Nova Compo SF, Imicryl, NC), and conventional flowable resin composites (Filtek Supreme Flowable, 3M ESPE, FT; Beautifil Flow Plus X, Shofu, BF) were prepared. A suspension of *S. mutans* was added to each sample, and the bacterial count was measured after a 24-h incubation. The flexural strength of the resin composites was measured according to ISO4049:2019. Microtensile bond strength values to dentin were compared using extracted molars. The combinations of conventional flowable resin composites and adhesives (FT + Single Bond Universal Adhesive, 3M; FT/SB and BF + Beautibond Xtreme, Shofu; BF/BX) were used as positive control groups for MTBS measurement. The number of *S. mutans* on FS was significantly less than in the other groups ($p < 0.05$, Tukey's HSD test). The flexural strength of FS was found no significant difference between conventional flowable resin composites ($p > 0.05$, Tukey's HSD test). While no significant difference was found between the bond strength value of FS and BF/BX group ($p > 0.05$, Dunnett's T3 test), the bond strength value of FS showed lower values than FT/SB group ($p < 0.05$). SARCs containing S-PRG showed antibacterial effect on their surfaces and also showed acceptable mechanical properties and bonding ability for clinical use.

Keywords: S-PRG, Self-adhesive resin composite, Antibacterial, Flexural strength, Bond strength

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş dokularında çürük, travma, aşınma gibi çeşitli nedenlerle meydana gelen sert doku madde kayıplarının restorasyonu için, estetik, mekanik, fiziksel özellikleri ve diş dokularına mikromekanik ve kimyasal bağlanmaları nedeniyle günümüzde sıklıkla rezin kompozitler tercih edilmektedir (1). Ağız içerisindeki sıcaklık ve pH değişiklikleri, farklı miktarlarda ve yönlerde gelen ve tekrarlayan kuvvetler restorasyonların özelliklerini etkilemektedir. İdeal bir restoratif materyal, madde kayıplarını estetik, fonetik ve fonksiyonel olarak tedavi edebilmeli, çevre dokulara biyouyumlu olmalı, kimyasal, fiziksel ve mekanik olarak stabil kalmalı ve ağız ortamında uzun süre devamlılığını koruyabilmelidir (2). Resin esaslı kompozit materyaller 50 yıldan uzun bir süredir önemli gelişmeler katetmiştir. Güçlendirilen, cilalanabilirliği artırılmış, polimerizasyon büzülmesi azaltılmış, kendi kendini onarabilen, antibakteriyel veya diş dokusuna direkt olarak bağlanabilme gibi özelliklere sahip çeşitli resin kompozitler geliştirilmiştir ve geliştirilmeye devam etmektedir. Diş hekimliğinde kompozit materyaller, direkt veya indirekt restorasyon yapımında, kor yapımında, fissür örtücü uygulamalarında, ortodontik braketlerin simantasyonlarında geniş kullanım alanlarına sahiptir (3, 4).

Geleneksel resin kompozit uygulamalarında diş ve resin kompozit arasındaki bağlantıyı sağlayabilmek amacıyla adeziv sistemler geliştirilmiştir. Resin kompozit restorasyonu sırasında kabul edilebilir, başarılı bir sonuç elde edebilmek için teknik hassasiyet gerektiren aşamalar yer almaktadır (5). Günümüzde, adeziv sistemler arasında, smear tabakasının kaldırılıp, diş yüzey özelliklerinin değiştirilmesi, primer uygulaması ile dentinin ıslanabilirliğinin artırılıp ardından diş dokusu ile resin kompozit arasında bağlantıyı sağlayan bonding ajanının uygulanmasından oluşan 3 aşamalı sistemler altın standart olarak kabul edilmektedir (6). Resin kompozit materyallerin uygulanması sırasında teknik hassasiyet gereksinimi, klinikte geçen tedavi süresinin uzaması, her uygulamada standardizasyonun sağlanamaması ve sürecin hekimin deneyimine bağlı olması gibi dezavantajlar, çok aşamalı bu sistemlerin kullanımını sınırlamaktadır. Bu sınırlamaları gidermek amacıyla, daha az aşamalı ve uygulama kolaylığı sağlayan sistemler geliştirilmiştir (7). Bunun yanında, iki aşamalı, tek aşamalı veya universal adeziv sistemlerin yansıra adeziv sistemlere

gerek kalmadan rezin kompozit restorasyonunun direkt olarak diş dokusuna bağlanabildiği yeni materyaller de geliştirilmiştir (8, 9).

Akışkan rezin kompozit ile universal adeziv sistemin bir araya getirilmesiyle oluşturulan kendinden bağlanabilen akışkan rezin kompozit materyalleri (Self adhesive flowable resin composite, SARK) ek bir adeziv sistem uygulama basamağını ortadan kaldırarak diş dokularına doğrudan bağlanabilme özelliği sunmaktadır (10). Bu özellikteki akışkan rezin kompozitler, farklı firmalar tarafından geliştirilerek klinik kullanıma sunulmuştur (11,12). SARK materyalleri, diş sert dokularında bulunan hidroksiapatit ile kimyasal bağlanma sağlayan 10-Metakriloloksidosil dihidrojen fosfat (10-MDP) veya gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) gibi self-etch veya self-adeziv özellikli monomerler içermektedir (13).

Kendinden bağlanma mekanizması; asidik monomerlerin, demineralizasyon ve diş dokularına nüfuz etme yeteneği sayesinde, mikromekanik retansiyon ve fosfat grubu ile hidroksiapatit arasında kimyasal etkileşim sonucunda gerçekleşir. Self adeziv simanlar ile benzer bağlanma mekanizmasına sahiplerdir (14,15). SARK yeni bir materyal olup farklı firmalar tarafından geliştirilmeye ve piyasaya sunulmaya devam etmektedir. İlk çıkan materyallerin zayıf bağlanma kapasitesi ve yetersiz mekanik özellikleri nedeniyle klinik performanslarının sınırlı olduğu gözlemlenmiştir. Ancak, son yıllarda yapılan geliştirmeler ile bu materyallerin kavite linerlarına ve fissür örtücülere iyi bir alternatif olabileceği ortaya konulmuş; bulk-fill olarak üretilenlerin ise klinik olarak kabul edilebilir estetik ve mekanik özelliklere sahip olduğu belirlenmiştir (16,17)

Yüzey Ön Reaksiyonlu Cam İyonomer (S-PRG) doldurucusu, diş hekimliğinde kullanılan ve yüksek konsantrasyonlarda stronsiyum (Sr^{2+}), borat (BO_3^{3-}), florür (F^-), sodyum (Na^+), silikat (SiO_3^{2-}) ve alüminyum (Al^{3+}) iyonlarını serbest bırakan benzersiz bir cam doldurucudur. Çoklu iyon salma özellikleri nedeniyle S-PRG, diş yapısının güçlendirilmesi, asit nötralizasyonu, mineralizasyonun teşviki, bakteri ve mantarların inhibisyonu, matriks metalloproteinazlarının inhibisyonu ve hücre aktivitesinin artırılması gibi çeşitli biyoaktiviteler sergiler (18).

Çalışmalarda S-PRG içeren rezin kompozitlerden salınan Sr^{2+} , BO_3^{3-} , F^- , Na^+ , SiO_3^{2-} ve Al^{3+} varlığında *Streptococcus mutans* (*S. mutans*) büyümesi araştırılmış ve

BO_3^{3-} ile F^- 'nin *S. mutans* büyümesini önemli ölçüde engelleyerek S-PRG eluatının veya S-PRG doldurucu içeren dental restoratif materyallerin oral bakterilere karşı antibakteriyel etki gösterdiği bulunmuştur (18, 19). Bakteri büyümesinin etkilenmediği düşük BO_3^{3-} ve F^- konsantrasyonlarının bile *S. mutans* glikoz metabolizmasını ve asit üretimini engelleyebileceği bildirilmiştir (20).

Son zamanlarda, Shofu Inc. (Kyoto, Japonya) tarafından S-PRG doldurucu içeren SARK (Fit Sa; FS) geliştirilmiştir. FS'nin geleneksel S-PRG doldurucu içeren rezin kompozitlere kıyasla daha yüksek konsantrasyonda BO_3^{3-} saldığı bildirilmiştir (21). Ancak, FS'nin antibakteriyel, mekanik ve bağlanma özellikleri şimdiye kadar ayrıntılı olarak araştırılmamıştır.

Bu doktora tezinin amacı, klinik tedavilerde diş dokuları ile doğrudan temas eden SARK'ın *S. mutans* üzerindeki etkilerini ve antibakteriyel potansiyelini belirlemek; SARK'a uygulanan kuvvet ile deformasyon ve kırılmaya karşı dirençlerini ölçmek; diş dokusu ile SARK arasında oluşan bağlanma dayanımını değerlendirmek; bağlanma dayanımını ölçmek için uygulanan kuvvet sonucunda meydana gelen kırılma veya kopmaların, diş dokusu ve materyallerin hangi bölgelerinde oluştuğunu tespit etmektir.

Bu bilgiler ışığında yapılan bu doktora tez çalışmasında; dentin yüzeylerine uygulanan farklı SARK 'ların antibakteriyel etkilerinin, eğilme dayanımlarının ve dentine bağlanma dayanımlarının *in vitro* olarak incelenmesiyle aşağıdaki hipotezlerin geçerliliklerinin araştırılması hedeflenmiştir.

Bu çalışmanın null (H_0) hipotezleri;

1. S-PRG içeren SARK'ların oral bakteri inhibisyonu ile geleneksel akışkan rezin kompozitler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.
2. S-PRG içeren SARK'ların eğilme dayanımı ile geleneksel akışkan rezin kompozitlerin eğilme dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.
3. S-PRG içeren SARK'ların dentine bağlanma dayanımı değerleri ile universal adeziv ile kullanılan geleneksel akışkan rezin kompozitlerin dentine bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Adezyon

Adezyon, iki farklı materyalin molekülleri arasındaki karşılıklı temas sonucunda oluşan çekim kuvvetleriyle gerçekleşen bağlanmayı ifade eder. Bu bağlanma, adeziv (yapıştırıcı) ile adherent (bağlanan yüzey, substrat) arasında meydana gelen bir arayüzde gerçekleşir (22).

Adezyon, farklı yüzeylerin birbirine bağlanmasında dört farklı mekanizma ile gerçekleşebilir (23):

1. Mekanik adezyon: Adezivin, adherent yüzeyindeki düzensizliklere fiziksel olarak kilitlenmesiyle oluşur.
2. Adsorpsiyon adezyonu: Adeziv ile adherent arasında birincil kuvvetler (iyonik ve kovalent bağlar) veya ikincil kuvvetler (hidrojen bağları, dipol etkileşimleri, van der Waals kuvvetleri) ile kimyasal bağların oluşmasıdır.
3. Difüzyon adezyonu: Hareketli moleküllerin ara yüzey boyunca birbirine kilitlenmesiyle meydana gelir. Örneğin, iki polimerin, polimer zincir uçlarının difüzyonu yoluyla bağlanması bu tür bir adezyon mekanizmasıdır.
4. Elektrostatik adezyon: Bir metal ile bir polimer arasında, ara yüzeyde bir elektriksel çift tabaka oluşmasıyla meydana gelir ve bağlanma mekanizmasının bir parçasını oluşturur.

4.1.1. Diş hekimliğinde adezyon

Çoğu diş hekimliği uygulamasında, iki farklı adherent bir adeziv ile bağlanır. Adeziv, diş dokusu ile restoratif materyal arasındaki arayüzü kapatmalı, böylece sızıntı, işlem sonrası hassasiyet, marjinal renklenme ve sekonder çürük riskini azaltmalıdır. Diş hekimliğinde adezyonun iki yönü vardır, dişe adezyon ve restoratif materyale adezyon (24).

Diş Hekimliğinde rezin esaslı malzemelerin diş dokularına bağlanması genellikle dört temel mekanizma ile açıklanmaktadır (23):

1. Mekanik: Rezinin diş yüzeyine nüfuz ederek rezin taglar oluşturur.
2. Adsorpsiyon: Diş yapısının inorganik bileşeni (hidroksiapatit) veya organik bileşenleri (özellikle tip I kollajen) ile kimyasal bağlar oluşturur.

3. Difüzyon: Rezin monomerleri mekanik veya kimyasal olarak bağlanabileceği diş yüzeylerine penetre olur.
4. Kombinasyon: Yukarıdaki üç mekanizmanın bir arada çalışmasıdır.

Adezyon kalitesi diş dokusu ve materyal özelliklerine bağlı olarak değişir. İyi bir adezyon sağlanabilmesi için etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Güçlü bir adezyon, adeziv ve diş dokusu arasında iki yüzeyin mümkün olduğunca en yakın temasta olmasıdır. Yüzey ıslatma davranışı genellikle ideal olarak sıfıra yaklaşan temas açısı ölçümleriyle belirlenir. Yeterli yüzey ıslatma, adeziv materyal ile diş dokusu arasında iyi bir arayüz teması elde etmek için birincil gerekliliktir. Bir adezivin diş yüzey boyunca düzgün bir şekilde yayılması için, adezivin yüzey gerilimi, mine ve dentinin serbest yüzey enerjisinden daha az olmalıdır. Yüzey temiz ve dolayısıyla yüksek enerjili bir durumda olmalıdır. Su, organik kalıntı veya biyofilm varlığı yüzey enerjisini düşürür ve ıslatmayı ve yayılmayı engeller. Yüzeyin asitle aşındırılması yüzey enerjisini artırır ve mikro mekanik kenetlenme için yüzey pürüzlülüğü oluşturur (25).

4.1.2. Minenin histolojik yapısı ve mineye adezyon

Mine, insan vücudundaki en sert doku olup %96 (hacimce %86) inorganik hidroksiapatit kristallerinden $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ oluşmaktadır. Mine matriksinin geri kalan kısmında ise su (%4, hacimce %12) ve organik matriksi oluşturan protein ve kolajenler (%1, hacimce %2) yer almaktadır. Minenin yapısal formu, tekrarlayan bir düzende organize edilmiş milyonlarca mine prizması, prizma kılıfı ve bu yapıların arasındaki interprizmatik matriksten meydana gelmektedir. Mine prizmasını oluşturan yapısal elemanlar, boyut ve şekil açısından çeşitlilik gösteren sayısız hidroksiapatit kristalinden oluşurken, prizmalar arasındaki boşluklar su ve organik maddelerle doludur. Mine prizmaları, düzgün şekil ve boyuttaki altıgen geometrik desenlerden oluşmakta olup 2–10 µm çapa sahiptir ve mine-dentin sınırından minenin dış yüzeyine doğru ilerledikçe çapları artmaktadır (23).

Hidrofobik özellikteki geleneksel rezinlerin hidrofilik bir yapı olan diş yüzeylerine yapışma yeteneği yoktur. Bu yüzeyleri bağlamanın çözümü, rezin penetrasyonu için uygun yüzey topografisi oluşturmaktır. Mine dokusuna bağlanma,

mikro mekanik olarak, asit işlemleri uygulanmış mine yüzeyinde rezin taglarının oluşumu ile karakterize edilir ve mineye bağlanmanın temel mekanizmasını oluşturur (23). Minenin fosforik asitle aşındırılması, mine prizmalarını seçici olarak çözer ve mikro mekanik adezyon için rezinin nüfuz edebileceği bir pürüzlülük (50 mikrona kadar) meydana getirir. Ayrıca, mine yüzeyini temizler, substratın yüzey enerjisini iyileştirir ve adezivın ıslatabilirliğini destekler (26). Yüzeyde oluşan gözenekli yapıya adeziv rezinin penetrasyonu ile birlikte makrotaglar, mine prizmalarının çevresindeki alanları doldurur, mikrotaglar ise aşındırılmış mine prizmalarının çekirdeklerindeki küçük porlara nüfuz eder. Özellikle mikrotagların mineye tutunmada en önemli katkıyı sağladığı düşünülmektedir (27). Pürüzlü yüzeylerde rezin tagların mikro mekanik tutunması hala mine üzerindeki en iyi bağlama mekanizması olsa da aynı zamanda kalsiyum iyonları, fosfat veya hidroksil gruplarıyla şelasyon reaksiyonu yoluyla hidroksiapatite kimyasal bağlanma da gerçekleşebilmektedir (24).

4.1.3. Dentinin histolojik yapısı ve dentine adezyon

Dentinin yapısı, hacimce yaklaşık %50 oranında hidroksiapatit kristali, %30 organik madde (organik kısmın %90'ı tip I kollajen, %10'u kollajen olmayan proteinler) ve geri kalanı sudan oluşur. Dentin mineyle kıyaslandığında daha az mineralize inorganik yapıya, su ve organik maddeler bakımından daha zengin bir yapıya sahiptir (23).

Dentin, pulpayı mine-dentin sınırına bağlayan yoğun bir tübül ağı içerir. Bu tübüller, peritübüler dentin adı verilen hipermineralize bir tabakayla çevrilidir. Daha az mineralize olan intertübüler dentin ise kollajen fibriller ve karakteristik kollajen bantlarına sahiptir. İntertübüler dentin, tübüler sıvı ve fibrillerin geçişine olanak tanıyan, submikron boyutlarında kanallar içerir. Bu yapılar, dentini sıvı dolu tübüllerden oluşan ve özünde nemli bir doku haline getirir. Dentin tübülleri, odontoblast hücrelerinin uzantılarını çevreler ve pulpayla doğrudan iletişim halindedir. Dentin tübüllerinin yoğunluğu ve çapı pulpaya yakın bölgelerde daha büyüktür. Pulpaya yakın bölgede tübül sayısı yaklaşık 45.000/mm² iken, mine-dentin sınırına yaklaştıkça bu sayı 20.000/mm²'ye düşer. Tübül çapı, mine-dentin sınırında ortalama 0,63 µm iken pulpaya yakın bölgelerde 2,37 µm'ye kadar ulaşabilir. Bu değişken tübül yapısı, dentinin mekanik ve biyolojik özelliklerinde önemli bir rol oynar (23).

Mine yapı ve içerik olarak neredeyse homojen olarak kabul edilebilir. Dentine göre minenin yüksek kristal yapısı, mineye yüksek yüzey enerjisi kazandırırken, düşük su içeriği de bağlanmayı kolaylaştırır. Bu özellikler, mine yüzeyinin yüksek enerjiye sahip olmasını ve bu nedenle dentine göre daha başarılı bir adezyon sağlamasını mümkün kılar (28).

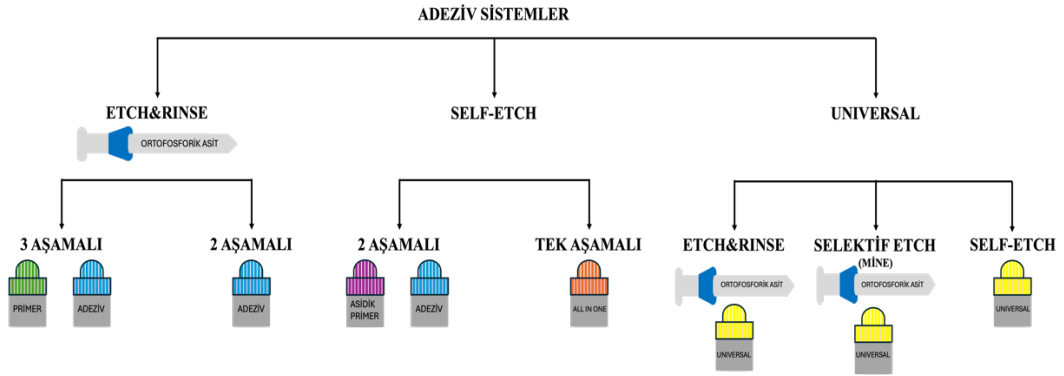
Dentinin karmaşık tübül yapısı, hidrofilik doğası, smear tabakası oluşumu ve dentin sıvısı içermesi gibi pek çok özellik, adezyon sürecini doğrudan etkileyen faktörlerdir. Dentinde meydana gelen değişiklikler, yaşlanmaya bağlı fizyolojik skleroz ya da çürük lezyonları ve diğer agresif uyarılara yanıt olarak gelişen tersiyer dentin oluşumu gibi süreçlerle mineralizasyonun artmasına yol açar. Artan mineralizasyon, dentinin geçirgenliğini azaltarak adezyon sürecini olumsuz etkiler. Azalan geçirgenlik, dentine olan bağlanma dayanımını doğrudan etkileyebilmektedir (29).

Dentin dokusuna bağlanma mekanizması hibrit tabakanın oluşumuyla gerçekleşmektedir. Hibrit tabaka, Nakabayashi ve ark. tarafından demineralize olmuş dentin bileşikleri ile polimerize edilmiş adeziv rezinin moleküler düzeydeki karışımı olarak tanımlanmıştır (30). Bu tabaka, asitleme işlemi sonrası demineralize dentin yapısında açığa çıkan kollajen fibrilleri ve onu saran ve bu bölgede hidroksiapatit kristallerinin oluşturduğu boşluğa penetre olmuş polimerize resin materyalinin mikromekanik olarak bağlanmasıyla gerçekleşir (29).

4.1.4. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

Adeziv sistemler güncel olarak klinik uygulama tiplerine göre sınıflandırılmaktadır (29) (Şekil 4.1.4):

- Etch&rinse adeziv sistemler
- Self-etch adeziv sistemler
- Universal adeziv sistemler



Şekil 4.1.4. Adeziv Sistemler

4.1.4.1. Etch&rinse adeziv sistemler

Etch&rinse adeziv sistemleri, en az iki aşama içermekte olup, en geleneksel formunda üç aşamalı gerçekleştirilir. İlk olarak, mine ve dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi amacıyla asitle pürüzlendirme yapılır; ardından adezyonu güçlendirmek amacıyla primer uygulanır ve son olarak bonding ajan uygulanır. Basitleştirilmiş iki aşamalı versiyonunda ise primer ve bonding uygulama adımları birleştirilmiş olup, yine de ayrı bir "asitle aşındırma ve durulama" aşamasını içerir (29).

Etch&rinse tekniği, mineye etkili ve stabil bağlanma sağlamak için en başarılı yaklaşımdır. Hidroksiapatit kristallerinin asitle (genellikle %30-40 ortofosforik asit jeli ile) seçici çözünmesi sağlanır, ardından rezin oluşturulan porlara kılcal çekim yoluyla nüfuz eder ve polimerize olarak rezin tagları oluşturur. Böylece açığa çıkan hidroksiapatit kristalleri kaplanır (27).

Dentin üzerinde, fosforik asit uygulaması, neredeyse tamamen hidroksiapatitten yoksun mikroporöz bir kollajen ağı oluşturur. Etch&rinse adeziv sistemlerinin dentine birincil bağlanma mekanizması difüzyona dayalıdır ve rezinin açığa çıkan kollajen fibril iskeletine nüfuz etmesi veya hibridizasyonuna bağlıdır. Bu infiltrasyonun mümkün olduğunca eksiksiz olması gereklidir. Gerçek kimyasal bağlanma olasılığı düşüktür; çünkü monomerlerin fonksiyonel gruplarının, "hidroksiapatitten yoksun" kollajene olan afinitesi zayıf olabilir. Bu tür zorlu monomer-kollajen etkileşimleri, "nano-sızıntı" fenomeni olarak tanımlanan durumun temel nedeni olabilir (27).

Etch&rinse tekniğinde en kritik adım, primer uygulama aşamasıdır. Aseton bazlı bir adeziv kullanıldığında, oldukça teknik duyarlılık gerektiren "nemli bağlanma"

tekniki uygulanması zorunludur. Bununla birlikte, su/etanol bazlı bir adeziv kullanıldığında, asitle aşındırılmış dentin (ve mine) üzerinde nazik bir şekilde hava ile kurutma işlemi yapılan "kuru bağlanma" tekniği etkili bağlanmayı garanti eder (27).

4.1.4.2. Self-etch adeziv sistemler

Asidik primer ve bonding ajanının ayrı olarak uygulandığı iki aşamalı yöntem veya tüm bileşenlerin tek bir şişede bir araya getirildiği all-in-one self-etch yöntemi, asitle aşındırma ve durulama aşamalarını gerektirmemektedir. Self-etch etkisi, yapısında bir veya daha fazla karboksilik ya da fosfat asit grubu içeren monomerlere dayanmaktadır. Bu sistemler uygulama süresini kısaltırken, uygulama ve manipülasyon sırasında hata yapma riskini önemli ölçüde azaltır. Self-etch yönteminin bir diğer önemli avantajı, rezin infiltrasyonunun kendi kendine aşındırma işlemiyle eşzamanlı olarak gerçekleşmesidir. Ancak, fazla solvent varlığı, bağlanmayı doğrudan zayıflatabilir, nano sızıntı kanallarına yol açabilir veya penetre olan monomerlerin polimerizasyonunu etkileyebilir. Bunun sonucunda ara yüzey yapısı daha hidrofilik hale gelir ve böylece hidrolitik bozulmaya karşı daha hassas olur (29).

Aşındırma agresifliğine bağlı olarak, self-etch adezivler “güçlü”, “orta” ve “hafif” olmak üzere üç gruba ayrılır. “Güçlü” self-etch adezivler genellikle 1 veya daha düşük pH’a sahiptir. Bu yüksek asidite, oldukça derin demineralizasyon etkilerine neden olur. Minede, ortaya çıkan asit aşındırma paterni, “asitle aşındırma ve durulama” yaklaşımını takiben oluşan fosforik asit tedavisine benzer. Dentinde ise kollajen açığa çıkar ve hidroksiapatit neredeyse tamamen çözünür. Bu nedenle, “güçlü” self-etch adezivlerin temel bağlanma mekanizması, etch&rinse yaklaşımına benzer şekilde esas olarak difüzyona dayanır. Ancak bu düşük pH değerine sahip adezivler, özellikle dentinde düşük bağlanma dayanımı ve yüksek ön test kopma oranlarıyla ilişkilendirilmiştir. Bu yüksek başlangıç asiditesinin bağlanma performansını zayıflatmasının yanı sıra, adeziv ara yüzeyinde kalan artık solvent (su) de uzun vadeli kararlılığı olumsuz etkileyebilir (27).

“Hafif” self-etch sistemlerin genellikle pH değerleri 2’ ye yakındır ve dentinde sadece 1 µm derinliğe kadar demineralizasyon oluştururlar. Bu yüzeysel demineralizasyon yalnızca kısmen gerçekleşir ve kollajene hala bağlı durumda kalan hidroksiapatit ile sonuçlanır. Ancak, yeterli yüzey gözenekliliği, hibridizasyon yoluyla

mikromekanik bağlanma için elde edilir. Hibrit tabakanın kalınlığı “güçlü” self-etch veya etch&rinse yöntemleriyle oluşturulanlara kıyasla çok daha küçüktür, ancak bağlanma etkinliği açısından önemsiz olduğu kanıtlanmıştır. Hibrit tabaka içerisinde kalan hidroksiapatit kimyasal bağlanma için bir reseptör görevi görmektedir (27).

Bazı yeni adezivlerin self-etch primerlerinin pH’ı yaklaşık 1.5’tir ve dentinle etkileşimlerine dayanarak orta güçlü bir bağlanma mekanizması oluşturmaları nedeniyle “orta güçlü” self-etch adezivler olarak adlandırılmaktadır. Orta güçlü self-etch yöntemleri ile oluşturulan hibrit tabakanın en derin bölgesinde hidroksiapatit kalıntıları bulunur, bu da hibrit tabakanın dentine geçişinin daha kademeli olmasını sağlar. Bu ara güçlü yapılar, mine ve dentinde daha iyi mikromekanik bağlanma sağlar (27).

4.1.4.3. Universal adeziv sistemler

Universal adeziv sistemler, etch&rinse, self-etch veya yalnızca minenin selektif olarak asitlendirildiği teknikle kullanılabilmesi nedeniyle multi-mode veya çok amaçlı adezivler olarak da adlandırılmaktadır. Hem önceki jenerasyon olan tek aşamalı self-etch adezivlerin zayıf özelliklerini iyileştirmek hem de mine dokusunda dayanıklı bir bağlanma elde etmek amacıyla, total-etch veya selektif-etch yaklaşımlarının uygulanmasına imkân sağlayan bu sistemler geliştirilmiştir (29).

Universal self-etch bağlanma modu, asidik fonksiyonel gruplar (fosfat, karboksilat) içeren monomerlerin kullanılmasını içerir. Bu monomerler, prensipte dentini yaklaşık 1 µm derinliğe kadar eşzamanlı olarak demineralize eder (asit ile aşındırır) ve infiltre eder. Genel olarak, self-etch bağlanma modu, mine üzerinde etch-and-rinse bağlanma moduna kıyasla daha düşük performans göstermektedir. Mine, genellikle fosforik asit ile selektif olarak aşındırılmaktadır. Bununla birlikte, self-etch bağlanma modu, dayanıklı bir bağlanma elde etmek için kimyasal bağlanma potansiyeli gibi ek bir avantaj sunar. Bu kimyasal bağlanma kapasitesi, kullanılan fonksiyonel monomere bağlıdır (29).

Bu adeziv sistemlerinin yapısına, mine ve dentin dokusunda bulunan hidroksiapatit ile kimyasal bağlanma sağlayan metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP), silan ve poliakrilik asit gibi monomerler dahil edilmiştir. Ayrıca, hidrofilik

HEMA, hidrofobik UDMA ve Bis-GMA gibi monomerler de matriks yapısında yer almakta olup, bu bileşenlerin kombinasyonu, universal adezivlerin hidrofilik dış dokusu ile hidrofobik rezin kompozit arasında güçlü bir bağlantı oluşturmasını sağlamaktadır (31). Günümüzde, 10-MDP en etkili monomer olarak kabul edilmektedir. 10-MDP, her iki ucunda kimyasal bağlanma ve polimerizasyon sağlayan fonksiyonel gruplar bulunan, bu grupları uzun bir hidrofobik aralayıcı ile birbirinden ayıran bifonksiyonel bir yapıya sahiptir. Bu yapı sayesinde 10-MDP; dentini aşındırır ve dentinden kalsiyum salınımını sağlar, hidroksiapatitin kalsiyumu (Ca) ile iyonik bağ oluşturur ve adeziv ara yüzeyde üç boyutlu olarak yayılan stabil nano tabakalı kalsiyum tuzları oluşturur (29).

Universal adezivler, tek aşamalı self-etch adezivlerin "all-in-one" konsepti temel alınarak geliştirilmiş modern adeziv sistemlerdir. Bu sistemlerin formülasyonunda, hidrofilik asidik monomerlerin iyonize olabilmesi için suya ihtiyaç duyulmaktadır. Güncel universal adezivlerin pH değerleri 2,2 ile 3,2 arasında değişiklik göstermekte olup, içerik bakımından tek aşamalı self-etch adezivlere benzerlik göstermektedir. Formülasyonlarında, hidroksiapatit içerisindeki kalsiyum ile bağ yapabilen karboksilat veya fosfat monomerleri yer almaktadır (31).

Universal adeziv sistemlerin yapısında bir diğer fonksiyonel monomer olan HEMA yer almaktadır. Düşük molekül ağırlığına sahip küçük bir molekül olan HEMA, iyi bir difüzyon ajanıdır ve ayrıca diğer daha az suda çözünen monomerler için bir yardımcı çözücü görevi görür. HEMA ayrıca hidrofilik ve hidrofobik yapıştırıcı bileşenler arasındaki faz ayrımını önlemeye yardımcı olur. Ancak, HEMA'nın doğası gereği yüksek hidrofilitesi, alttaki dentinden adeziv arayüzüne doğru ozmoz yoluyla su alımını da destekler. HEMA ayrıca etkili bir şekilde polimerize olmaz ve bu nedenle polimer ağına yalnızca zayıf bir şekilde yerleştirilir. Universal adezivlerin en önemli dezavantajı, içeriklerinde su bulunmasıdır. Su varlığı, zamanla hidrolitik yıkım oluşumuna neden olarak bağlanma dayanımını olumsuz etkileyebilir (29).

Universal adezivlerin içeriğinde yer alan silan, cam seramikler ile rezin kompozitlerin bağlanma sürecinde silanizasyon işlemi ihtiyacını ortadan kaldırmaktadır. Geniş bir uygulama alanına sahip olan bu adeziv sistemler, farklı yüzey koşullarında etkin bağlanma sağlayabilmektedir (31).

4.2. Dental Rezin Kompozitler

4.2.1. Tarihsel gelişim

Diş hekimliğinde, rezin kompozitler estetik özellikleri, uygun maliyetleri ve kabul edilebilir klinik performansları sayesinde yaygın bir kullanım alanı bulmuştur. Tarihte estetik restorasyon materyalleri olarak kullanılan diş rengi materyallerin gelişimi, silikat siman ve polimetil metakrilatların (PMMA) kullanımıyla başlamıştır (32). Ancak PMMA'lar anterior dişlerle sınırlı endikasyona sahip olması, yüksek seviyede polimerizasyon büzülmesi, dişe zayıf bağlanması, termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu ve toksisiteye bağlı pulpal reaksiyonlar gibi birçok dezavantaja sahipti (33). Bu dezavantajları elimine etmek için daha iyi bir materyale ihtiyaç duyulmuş ve Dr. Rafael Bowen tarafından 1962'de dimetakrilatların (epoksi rezin ve metakrilik asit) silanize edilmiş kuvars tozuyla birleştirilmesiyle Bis-GMA monomeri (bisfenol A glisidil metakrilat) ya da diğer ismiyle Bowen rezini geliştirilmiştir (34,35,36). Dr. Michael Buonocore tarafından fosforik asitle yapılan asitle pürüzlendirme tekniğiyle sert dokulara adezyonun geliştirilmesi ve Bisfenol A diglisidil metakrilat (Bis-GMA) monomerinin dahil edilmesiyle, fiziksel özellikleri, renk stabilitesi ve klinik performansı iyileştirilmiş ilk rezin kompozit materyalleri ortaya çıkmıştır (37). Bu gelişme, estetik ve işlevsel diş restorasyonları için önemli bir dönüm noktası olmuştur. 1980'lere kadar mikro ve makro dolduruculu rezin kompozitler, genellikle fonksiyonel yüklere fazla maruz kalmayan anterior dişlerde tercih edilmiştir. Bu dönemde Bowen ve Buonocore'un çalışmaları, rezin kompozitlerin doldurucu partikül boyutlarını azaltarak ve inorganik doldurucu miktarını artırarak malzemelerin mekanik, fiziksel, kimyasal ve estetik özelliklerini önemli ölçüde iyileştirmiştir (3,23,37,38,39).

Klinik uzun ömürlülüğünün idealden uzak olması nedeniyle rezin kompozitler yıllar içinde geliştirilmeye devam edilmiştir ve hâlâ da iyileştirmeye ihtiyaç duyulmaktadır (40). Günümüzde, estetik ve fonksiyonel beklentileri karşılamak ve rezin kompozitlerin dayanıklılığını, estetik performansını ve biyouyumluluğunu artırarak geliştirmek amacıyla nanofil, nanohibrit dolduruculu, fiberle güçlendirilmiş veya antibakteriyel özellik gösteren rezin kompozitler üzerine araştırmalar devam etmektedir (3,41).

4.2.2. Rezin kompozitlerin yapısı

Rezin kompozitler en az iki farklı kimyasal bileşenden oluşan üç boyutlu bileşiklerdir. Tüm resin kompozit materyalleri resin matriks (organik faz), doldurucular (inorganik faz) ve bağlayıcı ajanlar (ara faz) olmak üzere üç ana bileşenden oluşmaktadır (42).

Rezin matriks veya organik faz, genellikle Bis-GMA monomerinden oluşur. Bis-GMA tek başına oldukça viskoz olduğundan, TEGDMA (triethylenglikol-dimetakrilat), HEMA (hidroksietilmetakrilat) veya UDMA (üretan dimetakrilat) gibi kısa zincirli monomerlerle farklı kombinasyonlarda karıştırılır (42). Bis-GMA içeriği azaldıkça ve TEGDMA oranı arttıkça, polimerizasyon büzülmesi artış göstermektedir (41). UDMA daha az visküz bir yapıdadır ve Bis-GMA'dan daha yüksek çift bağ konsantrasyonuna sahip olması nedeniyle yüksek derecede dönüşüm ve çapraz bağlanma sağlar. TEGDMA en yüksek çift bağ konsantrasyonuna sahiptir. Bis-GMA yerine TEGDMA kullanılması, malzemenin gerilim dayanımını artırır ancak polimerizasyon büzülmesini artırır ve eğilme dayanımını azaltır (43).

Rezin matriksteki monomerler polimerizasyon sonucu polimerlere dönüşür. Bu polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleşebilmesi için en yaygın fotopolimerizasyon başlatıcı olarak kamforokinon (CQ) kullanılır. Bazı ticari formülasyonlar, PPD (1-fenil-1,2-propandion), Lucirin TPO (monoasilfosfin oksit) ve Irgacure 819 (bisasilfosfin oksit) gibi diğer fotopolimerizasyon başlatıcıları da kullanılabilir; bunlar CQ'dan daha az sarıdır ve bu nedenle potansiyel olarak materyalin rengi daha karardır. Bu fazda ayrıca kendiliğinden polimerizasyonu önlemek için inhibitörler, aktivatörler, renk pigmentleri ve ultraviyole stabilizatörleri de yer almaktadır (3).

İnorganik fazda yer alan doldurucular genellikle kolloidal silika, kuvars, baryum, stronsiyum ve zirkonyum içeren silika camı, seramik tozu gibi maddelerden oluşmaktadır. Doldurucular arasında alkali camlar, metal oksitler ve hidroksiapatit bulunur (44). Doldurucu miktarı arttıkça, polimerizasyon büzülmesi, doğrusal genişleme katsayısı ve su emilimi gibi istenmeyen fiziksel özellikler azalırken; basma dayanımı, çekme dayanımı, elastikiyet modülü ve aşınma direnci gibi mekanik özellikler ise genellikle artmaktadır (45). Doldurucu yapısı da resin kompozitlerin

mekanik performansını etkilemektedir. Önceden polimerize edilmiş doldurucu partiküllerine sahip malzemelerin en düşük doldurucu oranına sahip olduğu ve bunun da daha düşük eğilme dayanımı ve sertlikle sonuçlandığı tespit edilmiştir. Buna karşın, yuvarlak doldurucu partiküllerine sahip rezin kompozitlerin en yüksek doldurucu oranına sahip olduğu ve bu durumun daha yüksek sertlik ve eğilme dayanımı ile ilişkilendirildiği gözlemlenmiştir (46). Ayrıca doldurucu hacmi de mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkisinin olduğu bildirilmiştir. Özellikle doldurucunun içeriği, eğilme dayanımı ve elastikiyet modülü arasındaki ilişki en belirgin olan özelliklerden biri olarak rapor edilmiştir (47).

Ara fazda bağlayıcı ajan olarak 3-metakriloksipropiltrimetoksi silan ve 10-metakriloksiloksidesildihidrojen fosfat (10-MDP) gibi organik silanlar kullanılır ve inorganik doldurucuları kaplayarak rezin matriksle birleşmesini sağlar. Resin matriks ve doldurucular arasındaki kararlı bağ, malzeme özelliklerini de etkiler. Bağı kalitesi, restoratif malzemenin aşınma direncini etkiler (48). Bağlayıcı ara faz molekülleri bir uçta silan grubu ve diğer uçta metakrilat grubu içerir ve hem doldurucu hem de resin matriksi ile bağlanabilir. İnorganik doldurucuların silanizasyonu, malzeme dayanımı için önemlidir. Yoğun stres altında yükün dolduruculara aktarılmasını sağlar, böylece iki fazın ayrılması önlenir (49).

4.2.3. Resin kompozitlerin sınıflandırılması

Resin kompozitler, polimerizasyon şekillerine, partikül boyutlarının büyüklüklerine ve vizkozitelerine göre sınıflandırılabilir (38). Günümüzde hala popüler olan resin kompozitlerin doldurucu partikül boyutlarına göre sıralandığı Lutz & Philips (1983) sınıflandırması kullanılmaktadır (50). Bu sınıflandırmaya göre makrofil, mikrofil, hibrit ve nanofil olarak sınıflandırılabilirler (Tablo 4.2.3).

Tablo 4.2.3 Partikül boyutlarına göre resin kompozit sınıflandırması

Sınıflama	Partikül Boyutu
Makrofil	10- 50 μm
Mikrofil	0.01–0.1 μm
Hibrit	10-50 μm + 10-50 nm

Nanofil	10-100 nm
Nanohibrit	Minifil + Nanofil

Makrofil rezin kompozitler, yaklaşık 10 ila 50 µm boyutlarında dolduruculara sahip olup mekanik olarak güçlü olmalarına rağmen, cilalama ve renk uyumunu koruma açısından zorluklar yaşatmıştır. Bu tür kompozitlerde cilalandıktan sonra yüzey pürüzsüzlüğünün sağlanması zor olduğu için estetik beklentiler tam olarak karşılanamamıştır (51).

Daha sonraki dönemde, yaklaşık 0.01–0.1 µm boyutlarındaki amorf küresel silika partiküllerinin dahil edilmesiyle "mikrofil" kompozitler geliştirilmiştir (52). Bu kompozitler, daha yüksek estetik özellikler sunmuş olsa da kırılma ve aşınma nedeniyle uzun vadede anatomik şekil kaybı yaşanmış ve bu malzemeler dayanıklılık açısından yetersiz kalmıştır. Bu sorunların üstesinden gelmek ve hem estetik hem de mekanik özellikleri iyileştirmek amacıyla, doldurucu partikül boyutları küçültülerek hibrit kompozitler geliştirilmiştir. Hibrit kompozitler, birkaç mikrometre veya daha küçük cam doldurucu ve az miktarda kolloidal silika (10-50 µm ve 10-50 nm) içerir. Bu yapı, daha düşük polimerizasyon büzülmesi, iyileştirilmiş cilalama performansı ve daha iyi estetik sonuçlar sunar. Bu nedenle, hibrit kompozitler posterior restorasyonlarda en iyi seçenekler arasında kabul edilmiştir (51).

Makrofil ve mikrofil kompozitler sınırlı bir renk yelpazesi sunarken, modern hibrit kompozitler (0,5-1,0 µm ve 10-50 nm) çeşitli opaklık ve yarı saydamlık düzeylerine sahip geniş renk tonlarıyla estetik açıdan daha avantajlı hale gelmiştir. Bu da özellikle ön diş restorasyonlarında doğal görünümlü sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır (53).

Nanoteknolojinin gelişimiyle birlikte, doldurucu partikül boyutları 10-100 nm arasında değişen nanodolduruculu kompozitler ortaya çıkmıştır. Nanofil kompozitler hem nanomerleri (5 nm ila 75 nm) hem de nanokümeleri (nanocluster) içerir. Nanokümeler, kümelenmiş nanomerlerden oluşur ve kompozitin işlenmesini artırmak

için silika oksitli ve zirkonyum karışımı eklenir, bu da onu hem ön hem de arka bölge restorasyonlar için uygun hale getirir (54,55).

Nanohibrit kompozitler, önceden polimerize edilmiş rezin içerisinde dağılmış nanofillerden oluşan hibrit kompozitlerdir. Nanopartiküllerin (<100 nm) ve alt mikron partiküllerin ($\leq 1 \mu\text{m}$, ortalama 0,5-1,0 μm) bir kısmını içeren kompozitleri ifade eder (56). Bu kompozitler, artırılmış doldurucu miktarı ve azaltılmış rezin matriksi miktarı sayesinde hem yüksek estetik özellikler hem de mekanik dayanıklılık sağlar. İyi işlenebilirlik ve aşınmaya karşı direnç ile karakterize edilirler ve ayrıca üstün estetik ve yüksek cilalama özelliklerine sahiptirler Aynı zamanda, polimerizasyon büzülmesinin azalmasına katkıda bulunur, böylece uzun vadeli klinik performansları iyileştirilmiştir (55,57,58).

Rezin kompozitler viskozitelerine göre kondanse edilebilir ve akışkan rezin kompozitler olarak sınıflandırılır.

Kondanse olabilen rezin kompozitler, yüksek viskozite ve düşük yüzey ıslatma özellikleriyle öne çıkar. Bu kompozitlerde inorganik doldurucu oranı %80'e kadar artırılarak polimerizasyon büzülmesi riski azaltılmıştır. Ayrıca, bu tür kompozitler yüksek aşınma direncine ve radyoopasiteye sahiptir. Ancak, inorganik doldurucu miktarının artması yüzey pürüzlülüğü riskini de beraberinde getirebilir. Uygulama esnasında kaviteye basınç uygulanarak istenilen şeklin daha kolay verilebilmesi, kontakt alanlarının ideal bir şekilde oluşturabilmesi gibi avantajlara sahiptir (28,59).

Geleneksel akışkan rezin kompozitler ise daha düşük viskoziteye sahip, doldurucu oranı azaltılmış ve daha yüksek yüzey ıslatma özellikleri gösteren rezin kompozitlerdir. Daha iyi adaptasyon ve daha dar alanlara ulaşabilme gibi avantajlara sahiptir. Kondanse edilebilir rezin kompozitlere kıyasla daha düşük oranlarda inorganik doldurucu içermeleri nedeniyle yüksek polimerizasyon büzülmesi ve düşük aşınma direncine sahiptirler, bu nedenle kullanım alanları sınırlıdır. Sınıf III ve sınıf V kaviterlerde, pit ve fissür örtücü olarak, küçük ve okluzal stres taşımayan sınıf I kaviterlerde, derin kaviterlerde liner olarak kullanılabilirler (38,50).

Geleneksel rezin kompozitler, tüm tabakalarda polimerizasyonu sağlamak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanarak polimerize edilir (60). Inkremental tabakalama yöntemi olarak da bilinen bu yöntemin zorluklarını ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilen bulk-fill kompozitler ise yüksek ışık geçirgenliği ve artan polimerizasyon derinliği sayesinde 6 mm kalınlığa kadar uygulanabilmektedir (61). Restorasyonun derinliklerine kadar ışık geçirgenliğini artırmak amacıyla bulk-fill rezin kompozitler geliştirilirken dolgu parçacıklarının kırılma indeksini matris reziniyle eşleştirildiği, kompozitteki ışık saçılımı azaltıldığı ya da düşük ışık enerjisiyle polimerizasyonu başlatan fotobaşlatıcı içeren yöntemler kullanılmıştır (3). Derin kompozit restorasyonlarda bu materyaller, istenen mikromekanik özellikleri korurken uygulama kolaylığı ve işlem süresini kısaltma avantajı sağlar. Ayrıca, daha iyi servikal arayüz adaptasyonu ve marjinal performans sunarken hacimsel polimerizasyon büzülme stresini azaltma potansiyeline sahiptir. Genel olarak, laboratuvar ve klinik değerlendirmeler, bulk-fill kompozitlerinin, aşamalı olarak yerleştirilen geleneksel kompozitler kadar iyi performans gösterdiğini ortaya koymuştur (62,63,64).

elastikiyet, yüzey özellikleri ve işlenebilirlik gibi özelliklere katkıda bulunur. İnorganik bileşenler olan cam, seramik ve silika, çok işlevli silan molekülleri aracılığıyla organik polimerlere bağlanmakta ve polimerizasyon sonrasında metakrilat gruplarının oluşturduğu üç boyutlu bir ağ yapısı meydana gelmektedir (52).

Ormocerlerin en önemli avantajları arasında biyouyumluluk, yüksek aşınma direnci ve düşük polimerizasyon büzülmesi yer almaktadır. Ayrıca, alerjik reaksiyon riskini azaltır ve çürük oluşumuna karşı koruyucu özellik gösterirler. Ancak klinik çalışmalar ormocerlerin formülasyonlarda kullanılan dimetakrilat seyrelticilerin varlığı nedeniyle, diş hassasiyetinin ve kenar bozulmasının daha fazla olması nedeniyle posterior restorasyonlarda geleneksel kompozitlerden biraz daha az başarılı olduğunu göstermiştir (66,67).

4.2.4.2. Siloranlar

Siloksan ve oksiran bileşenlerinden oluşan siloran bazlı rezin kompozit malzemeler, diş hekimliği alanında metakrilat bazlı kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi gibi olumsuz özelliklerini azaltmak ve daha düşük su emilimi, daha iyi renk stabilitesi ve dış faktörlere karşı daha yüksek direnç gibi olumlu özelliklerini arttırmak amacıyla geliştirilmiştir (54). Siloksanlar, materyale hidrofobik özellik sağlarken, oksiran halkaları ise fiziksel özelliklerden ve düşük polimerizasyon büzülmesinden sorumludur (68). Siloranlar, radikaller aracılığıyla çapraz bağlanan metakrilatların aksine katyonik bir reaksiyon sonucu halka açılımı ile polimerize olarak polimerizasyon büzülmesini telafi eder ve hidrofobik bir özellik kazanır (69,70,71). Siloranlar aynı zamanda düşük su emilimi ve suda çözünürlük, yüzeylerine bakteri tutulumunun az olması, yüzey parlaklığı ve renk stabilitesi gibi özelliklere sahiptir (72,73). Ancak sınırlı renk seçeneği ve buna bağlı olarak posterior dişlerle sınırlı endikasyonları ve zayıf radyoopasiteye sahip olması gibi dezavantajları mevcuttur (54).

4.2.4.3. Giomerler

2000'li yılların başında Shofu Inc. (Kyoto, Japonya) tarafından geliştirilen "Giomer" (cam iyonomer + polimer), rezin kompozitler ile cam iyonomer simanlarının

birleştirilmesiyle kontrollü flor salınımı sağlayan yeni bir hibrit malzeme sınıfı olarak tanımlanmaktadır (74).

Giomerlerin flor iyonu salma mekanizması, Roberts ve arkadaşları tarafından cam iyonomer simanın asit-baz reaksiyon fazına dayandırılarak açıklanmış olup, yeni PRG dolgu teknolojisi ile desteklenmektedir (75). Bu materyaller, önceden poliakrilik asitle reaksiyona girmiş floroalüminosilikat cam parçacıklarının rezin matrisi içerisinde dağılması esasına dayanan Ön Reaksiyona Girmiş Cam (Pre-Reacted Glass, PRG) teknolojisini temel alır. PRG teknolojisi sayesinde flor salınımı, asit-baz reaksiyonu sonucu oluşan polisalt hidrojel matrisi aracılığıyla, flor rezervuarı tükenene kadar devam etmekte olup sonrasında giomerler, flor içeren diş macunları veya ağız gargaraları gibi ürünlerle yeniden şarj edilerek flor salınım süreci sürdürülebilir hale getirilmektedir (76).

Giomerler, rezin kompozitlerin fiziksel özelliklerini korurken geleneksel cam iyonomer simanların biyoaktif flor salınımı ve yeniden şarj edilebilirlik özelliklerini taşımakta, bu hibrit yapı sayesinde diğer kompomerlerden ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan ayrılmaktadır (77). Çalışmalar, giomer restorasyonlarının morfolojik, fonksiyonel ve mekanik özelliklerinin mevcut rezin kompozit restorasyonlarla benzer olduğunu ortaya koymuştur (78,79,80,81).

4.2.4.4. Antibakteriyel özellikli rezin kompozitler

Antibakteriyel özelliklere sahip rezin kompozitler, temas yoluyla aktif hale gelerek monomer salınımı olmadan bakterileri doğrudan etkisiz hale getirebilmeyi amaçlayan materyallerdir (55). Bu tür bir aktif temas yüzeyi, antibakteriyel ve remineralize edici ajanların rezin kompozit matrisine kopolimerizasyonu veya antimikrobiyal polimerlerin kimyasal olarak yüzeye bağlanması yoluyla elde edilmektedir (82).

Bakterileri öldürmek veya biyofilm oluşumunu engellemek amacıyla rezin kompozitlere florür, klorheksidin, çinko oksit nanopartikülleri, kuaterner amonyum polietilenimin nanopartikülleri ve MDPB monomeri gibi bileşikler eklenmiştir. Ayrıca, gümüş iyonları, antibakteriyel etkisi ve biyouyumluluğu nedeniyle rezin kompozit

matriksine dahil edilerek *S. mutans*'ın enzimatik aktivitelerini bozmakta ve bu bakterinin çoğalmasını engelleyebilmektedir (82). Biyofilm oluşumunu kontrol edebilen ve bakterilere karşı uzun süreli koruma sağlayabilen bu "akıllı" malzemelerin, gelecekteki restoratif tedavi yaklaşımlarında geniş bir kullanım potansiyeline sahip olduğu düşünülmektedir (55).

4.2.4.5. Kendinden bağlanabilen rezin kompozitler

Adeziv sistemlerin evrimi, etch&rinse adeziv sistemlerle uygulanan rezin kompozitlerden self-etch adeziv sistemlerine ve son olarak SARK gibi gelişmiş sistemlere doğru ilerlemiştir (29). Kliniklerde adeziv sistemlerle kullanılan rezin kompozitler yaygın olarak tercih edilmekle birlikte, bu sistemler teknik hassasiyet ve klinik uygulama süresinin uzaması gibi bazı problemlere yol açabilmektedir (5). Bu bağlamda, adeziv sistemlerin basitleştirilmesi ve klinik açıdan daha verimli hale getirilmesi gereklidir. Adım sayısını azaltmak, uygulama hatalarını en aza indirmek ve böylece daha az klinik uygulama süresi sağlamak amacıyla ekstra adeziv kullanmadan diş minesine ve dentine bağlanabilen SARK'lar ortaya çıkmıştır (14).

Adezyon mekanizması, adeziv tabakanın diş yüzeyiyle etkileşime girmesi ve bu tabakanın restoratif materyalin ömrünü etkilemesi açısından, rezin esaslı restoratif materyallerde kritik bir öneme sahiptir. Mikromekanik kilitlenme olarak adlandırılan bu bağlanma mekanizması, iki faz arasında mikron veya nanometre ölçeğinde bir infiltrasyon yoluyla yapısal bir bağ oluşmasını sağlamaktadır (29). Kendiliğinden bağlanabilme mekanizması, asidik monomerlerin diş dokularını demineralize etme ve nüfuz etme yeteneği ile sağlanır; fonksiyonel monomerlerin fosfat asidik gruplarının hidroksiapatit kristalinin kalsiyum iyonları ile kimyasal etkileşimi sonucunda mikromekanik bağlanma sağlanır. Dişin sert dokuları ile olan bu etkileşim, yalnızca sınırlı bir demineralizasyon yoluyla gerçekleşir (83). Poliasit matriks yapısına ihtiyaç duyulması nedeniyle, özellikle metakrilat gibi asidik fonksiyonel monomerler adezyon sürecinde önemli bir rol oynamaktadır. SARK, hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanabilen ve dolayısıyla ayrı bir adeziv adımı gerektirmeyen 10-MDP veya mine ve dentin dokularını pürüzlendiren fonksiyonel monomer GPDM (glisero fosfat dimetakrilat) ya da bir diğer fonksiyonel monomer olan ve dentinin ıslanabilirliğini ve

rezin penetrasyonunu arttıran HEMA (hidroksietil metakrilat) gibi monomerler içerebilmektedir (84).

Kendinden bağlanabilen malzemelerin en önemli avantajı, basit ve hızlı uygulama prosedürleridir. Bununla birlikte, yüksek viskoziteleri ve sert dokuya uygun düşük demineralizasyon ve diş substratına infiltrasyon için düşük ıslatma kapasiteleri, adeziv performanslarını olumsuz etkileyebilir (83).

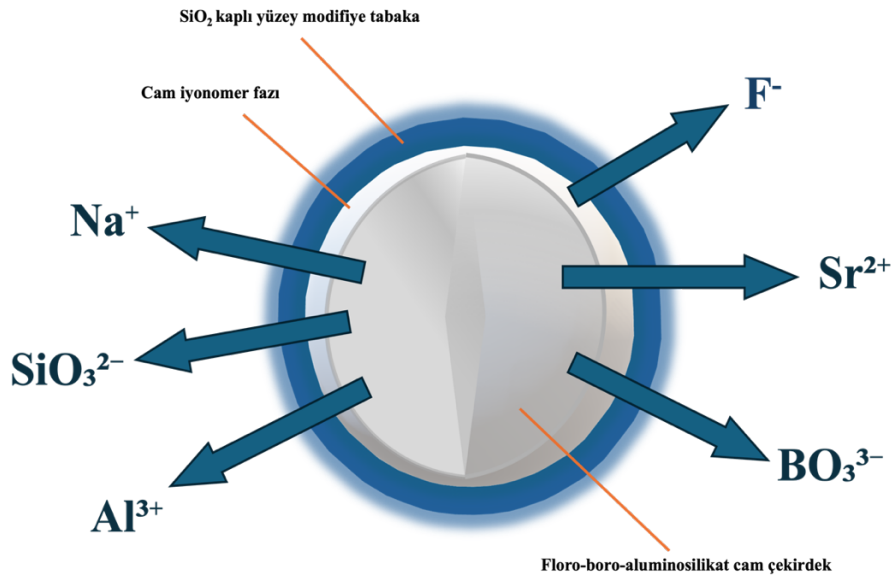
Tek basamaklı uygulama prosedürüne elverişli özelliklere sahip olduğu iddia edilen SARK'ların *in vitro* test sonuçları, bu malzemelerin tek başına uygulandığında daha düşük bağlanma dayanımı sergilediğini göstermektedir (85). Ayrıca, SARK'ların adeziv sistemlerle birlikte kullanılan akışkan rezin kompozitlere kıyasla daha yüksek mikro sızıntı oranına sahip olduğu belirlenmiştir (86). Bununla birlikte, randomize kontrollü çalışmalar SARK'ların klinik performansının geleneksel akışkan rezin kompozitlerle benzer olduğunu göstermektedir (87).

4.3. Rezin Kompozitlerde Kullanılan Biyoaktif Bileşenler

Restoratif materyallere temel mekanik, fiziksel, estetik ve adeziv özelliklerinin yanı sıra, bakteriyel enfeksiyonun kontrol altına alınması ve diş dokularının güçlendirilmesi gibi biyokoruyucu etkilerin de kazandırılması amaçlanmaktadır. Ayrıca, remineralizasyonun teşviki ve doku yenilenmesinin desteklenmesi gibi biyolojik özelliklerin geliştirilmesi de hedeflenmektedir. Bu doğrultuda, aktif bileşenleri kontrollü şekilde serbest bırakabilen doldurucu partiküllerinin eklenmesi, biyoaktif materyallerin geliştirilmesi için potansiyel bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (87).

4.3.1. Çoklu iyon salınımı yapan biyoaktif yüzey ön reaksiyonlu cam-iyonomer (S-PRG) doldurucu

S-PRG (Surface Pre-Reacted Glass) teknolojisi, 2000 yılında Shofu Inc. tarafından geliştirilmiş ve çeşitli dental materyallerin içeriklerine dahil edilmiştir. S-PRG doldurucusu, floroboroalüminosilikat cam çekirdek fazı, bu çekirdek ile asit-baz reaksiyonu oluşturan önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer fazı ve SiO_2 kaplamasından oluşur. Cam iyonomer fazı florür iyonlarının salınımını sağlarken, cam çekirdek fazı ise stronsiyum (Sr^{2+}), borat (BO_3^{3-}), sodyum (Na^+), silikat (SiO_3^{2-}) ve alüminyum (Al^{3+}) iyonlarının salınmasından sorumludur. Bu iyonlar, tek başına salınır ve tuz oluşturmazlar (88).



Şekil 4.3.1. S-PRG doldurucusunun yapısı ve salınan iyonlar

S-PRG doldurucusunun apatit ve sert doku oluşumunu desteklediği, hücre dışı matriksin mineralizasyonunu teşvik ettiği, pulpa kök hücrelerinin çoğalmasını desteklediği ve alkali fosfataz aktivitelerini artırdığını bildirilmiştir. S-PRG doldurucusundan salınan iyonlar, florapatit ve stronsiyum-apatit oluşumunu teşvik ederek mine ve dentin yapısının güçlenmesine katkı sağlar. Sr^{2+} ve Na^+ iyonları, ortamın pH seviyesini nötr veya hafif alkali değerlere kaydırarak asit tamponlanmasını destekler ve remineralizasyonu destekleyen borat iyonları sayesinde asit saldırılarına karşı direnç oluşumunu artırır (89).

S-PRG anti-plak ve remineralizasyon etkilerinin yanı sıra, tersiyer dentin oluşumunu teşvik etme yeteneğine de sahip olduğu bulunmuştur. S-PRG doldurucularının, akrilik asit ve trikarboksilik asit kopolimerleri ile karıştırılmasıyla pulpa kuafaj materyalleri olarak kullanılan deneysel simanlar hazırlanmıştır ve serbest bırakılan Sr^{2+} , BO_3^{3-} , F^- veya SiO_3^{2-} iyonları sayesinde 2 ve 4 hafta içinde tamamen tersiyer dentin oluşumu sergilemiştir (90).

Borat ve florür iyonlarının, doz bağımlı bir mekanizma ile *S.mutans*'in büyümesini inhibe edebildiği ve düşük konsantrasyonlarda dahi bu patojenin glikoz metabolizmasını ve asit üretimini baskılayabildiği gösterilmiştir. Ayrıca, periodontal hastalıklarla ilişkilendirilen *Porphyromonas gingivalis*, *Fusobacterium nucleatum* ve *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* gibi mikroorganizmaların büyümesini engelleyerek, bu patojenlerin virülans faktörlerini baskılama potansiyeline sahiptir. Bunun yanı sıra, *Candida albicans*'in büyümesini ve biyofilm oluşumunu önleme kapasitesine de sahiptir (19, 91).

S-PRG doldurucusu ise, dentin matriks metalloproteinazlarının (MMP) inhibitörü olarak, %2 klorheksidin diglukonata benzer şekilde, kolajene bağlı MMP aktivitelerini ve dentin matriksinin bozulmasını etkin bir şekilde engelleyebilmektedir (92).

S-PRG doldurucusu, silanize edilerek rezin esaslı materyallere entegre edildiğinde dahi yüksek konsantrasyonda çeşitli iyonları (Sr^{2+} , BO_3^{3-} , F^- , Na^+ , SiO_3^{2-} ve Al^{3+}) salma kapasitesine sahiptir. Bu iyonların salınımı, restoratif tedavi, çürük önleme ve yönetimi, vital pulpa tedavisi, endodontik tedavi, periodontal hastalıkların

önlenmesi ve tedavisi, protez stomatitin önlenmesi ve perforasyon onarımı/kök ucu dolgusu gibi birçok işlemde terapötik etki sağlamaktadır. Bu materyaller, yalnızca remineralizasyonu destekleyen iyon salan cam iyonomer simanlar veya florür salan rezin kompozitler gibi geleneksel malzemelerden farklıdır (88).

4.3.2. İyon salınımı yapan biyoaktif cam doldurucular

Hench ve ark., sert doku rejenerasyonun teşvik eden ve iyon salınımı yaparak antimikrobiyal etkilere sahip olan, SiO_2 , Na_2O , CaO ve P_2O_5 'ten oluşan biyoglass 45S5 olarak adlandırılan biyoaktif bir cam geliştirmiştir. Bu cam hem sert hem de yumuşak dokularla doğrudan kimyasal bağlar oluşturabilme yeteneğine sahiptir (93). Kalsiyum ve fosfat iyonlarının salınımına dayanan biyoaktif camlar potansiyel remineralize edici etkiye sahiptir. Bioglass 45S5, sert dokulara bağlanabilir ve doku mineralizasyonunu uyarabilir, bu da mine ve dentinin remineralizasyonunu sağlar (94). Khvostenko ve ark., biyoaktif cam içeren deneysel rezin kompozitlerin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında sonuçların başarılı ticari kompozitlerinki kadar yeterli ve kararlı olduğunu bildirmiştir. Antimikrobiyal etkileri, pH artışına yol açarak asit nötralizasyonuna neden olan iyonların, özellikle kalsiyum iyonlarının salınımından kaynaklanmaktadır (95).

BioUnion doldurucu, SiO_2 , ZnO , CaO ve F^- 'den oluşan ve biyofonksiyonel çoklu iyon salımlı doldurucu olarak sınıflandırılabilir bir cam tozudur. Bu cam partikülleri, silikon bazlı bir cam yapısına sahip olup, Zn^{2+} , Ca^{2+} ve F^- iyonlarını salma yeteneğine sahiptir (88). Bu iyonların antibakteriyel etkisi sayesinde BioUnion dolgularının asidik koşullar altında hızlandırılmış Zn^{2+} salınımı gösterdiğini ve oral bakterilere karşı güçlü bakterisit veya inhibitör etkiler sergilediğini bildirilmiştir (96). BioUnion doldurucusu, yalnızca antibakteriyel etkiler sergilemekle kalmaz, aynı zamanda salınan F^- ve Ca^{2+} iyonları sayesinde diş yapısında demineralizasyonu inhibe eder ve remineralizasyonu artırır (97). Salınan bir diğer iyon olan çinkonun da mine ve dentinin demineralizasyonunu inhibe eden bir etkisi olduğu ve matriks metalloproteinaz (MMP) aktivitesini inhibe ettiği bilinmektedir (98).

4.3.3. Kuaterner amonyum bileşikleri (QAC)

Kuaterner amonyum bileşikleri, nitrojene bağlı dört hidrojenin tümünün hidrokarbil gruplarıyla değiştirildiği amonyum bileşiklerinin türevleridir. Restorasyonlara antibakteriyel özellik kazandırması amacıyla Imazato ve ark. tarafından geliştirilen bakterisid özellikli olan kuaterner amonyum bileşiği (QAC) monomerlerinden biri olan 12-metakriloksidodasilpiridinyum bromür (MDPB) kullanılabilmektedir (99,100). Mevcut geniş kapsamlı çalışmalarda, metakriloksietil setil dimetil amonyum klorür, 2-metakriloksietil dodasil metil amonyum bromür, bis(2-metakriloksietil) dimetilamonyum bromür, dimetilaminoheksadesil metakrilat, [2-(metakriloksil)etil] trimetilamonyum klorür, üretan dimetakrilat kuaterner amonyum metakrilat ve kuaterner amonyum bisfenol A gliserolat dimetakrilat gibi birçok türde QAC monomerleri geliştirilmiştir. QAC'nin antibakteriyel etkileri bakterilerle doğrudan temasa bağlıdır (82).

4.4. Rezin Kompozitlerin *İn Vitro* Koşullarda Değerlendirilmesi

4.4.1. Rezin kompozitlerin antibakteriyel özelliklerinin değerlendirilmesi

Restoratif materyallerin antibakteriyel aktivitesini değerlendirmek için disk üzerinde kültür testi, agar disk difüzyon testleri, direkt temas testi, minimum inhibitör konsantrasyonları (MİK) ve/veya minimum bakterisidal konsantrasyon (MBC) gibi birçok yöntem kullanılmaktadır.

Dental materyallerin antimikrobiyal aktivitesini değerlendirmek için kullanılan birçok bakteri ve mantar türü vardır (Tablo 4.4.1)

Tablo 4.4.1. Dental materyallerin antimikrobiyal aktivitesi açısından değerlendirilen mikroorganizmalar

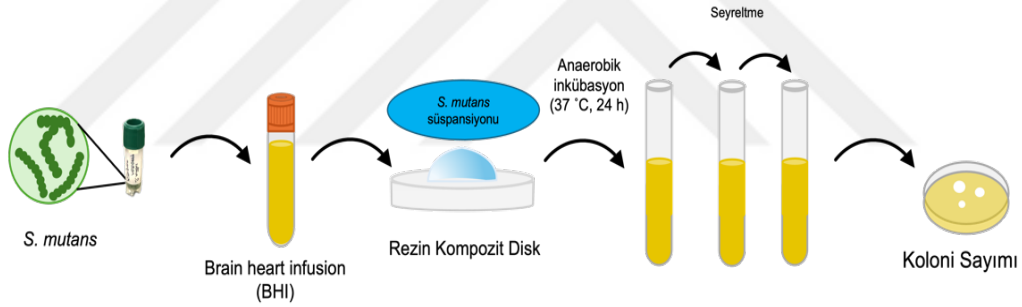
Mikroorganizma	Tür
Streptococcus mutans	Gram-pozitif
Streptococcus sobrinus	Gram-pozitif
Staphylococcus aureus	Gram-pozitif
Streptococcus sanguinis	Gram-pozitif
Actinomyces viscosus	Gram-pozitif
Lactobacillus casei	Gram-pozitif
Enterococcus faecalis	Gram-pozitif
Porphyromonas gingivalis	Gram-negatif
Pseudomonas aeruginosa	Gram-negatif
Escherichia coli	Gram-negatif
Candida albicans	Mantar

S.mutans diş hekimliğinde antimikrobiyal testler için en önemli mikroorganizmadır ve çeşitli oral enfeksiyonlarda önemli bir rol oynar. *S.mutans*, diş çürüğü oluşumunda önemli bir etiyolojik ajandır. Bu bakteri, mikrobiyal dental plaktan izole edilen en yaygın patojenlerden biridir ve yaygınlıkları epidemiyolojik çalışmalarda sıklıkla bildirilmiştir (101).

4.4.1.1. Disk üzeri kültür testi

Antimikrobiyal etkinliği ölçerken doğrudan örneklerle temas eden test edilecek bakteri konsantrasyonlarını kontrol edebilmek amacıyla kullanılan bir yöntemdir.

Örnekler teflon bir kalıpta disk olarak hazırlanır ve steril edilir. Test edilecek bakteri suşundan süspansiyon hazırlanır. Beyin Kalp İnfüzyonu (BHI, Difco, Detroit, MI) besiyerinde kültürlenmiş ve belirlenmiş konsantrasyonda bakteri süspansiyonu hazırlanan diskin üzerine yerleştirilir. Disk, statik koşullarda 37 °C'de anaerobik olarak 24 saat inkübe edilir. Her bir disk bakteri süspansiyonu ile birlikte BHI solüsyonuna daldırılır. Kuvvetlice çalkalandıktan sonra süspansiyon seri olarak seyreltilir ve BHI agar (Becton Dickinson) plakalarına inoküle edilir. Plakalar 37 °C'de 24 saat boyunca anaerobik olarak inkübe edilir ardından koloniler sayılır (Şekil 4.4.1.1.) (19,102,103).



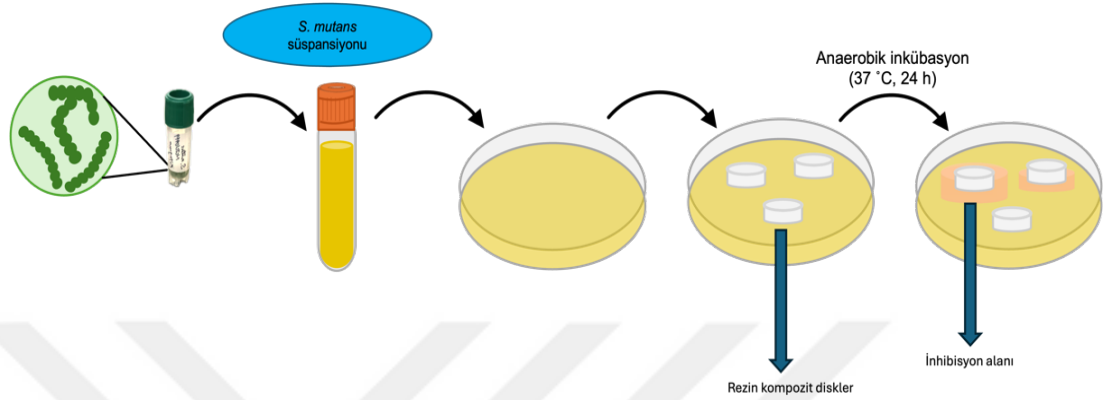
Şekil 4.4.1.1. Disk üzeri kültür testi

4.4.1.2. Agar disk difüzyon testi

Agar disk-difüzyon testi, incelenen mikroorganizmalar için büyüme inhibisyonunu gösterir. Agar disk-difüzyon yönteminde, disk şeklinde hazırlanan örnekler inoküle edilmiş agar plakalarının yüzeyine yerleştirilir. Eğer örneklerden çözünebilen herhangi bir antibakteriyel bileşen salınırsa, antimikrobiyal aktivite plakalar üzerinde oluşan inhibisyon bölgesinin çapı (mm) ölçülerek değerlendirilir (104).

Ancak, polimerize edilmiş kompozitlerin antibakteriyel bir bileşen salmadığı, dolayısıyla bakteriyel büyümeyi engelleyecek yeterli miktarda antibakteriyel bileşen

polimerize edilmiş kompozitlerden sızmadığı için inhibisyon bölgesi gözlenememektedir. Bu nedenle agar disk-difüzyon testi, polimerize edilmemiş bileşikler için uygulanabilir ve bu teknik mikrobisidal aktiviteyi göstermemektedir (Şekil 4.4.1.2.) (105).



Şekil 4.4.1.2. Agar disk difüzyon testi

4.4.1.3. *Minimum inhibitör (MIC) ve bakterisidal (MBC) konsantrasyonlar*

MIC ve MBC yöntemleri, antimikrobiyal monomerlerin veya ZnO nanoparçacıkları gibi inorganik partiküllerin aktivitesini ortaya çıkarmak için genellikle polimerize edilmemiş materyaller üzerinde kullanılır. Polimerize edilmemiş antimikrobiyal monomer, geleneksel antimikrobiyaller gibi serbest bir bakterisit olarak işlev görür. Bu yöntemlerde, antimikrobiyal monomerler veya nanoparçacıklar gibi antimikrobiyal bileşiklerin geniş bir konsantrasyon aralığı tüplere yerleştirilir ve ayarlanmış bir bakteri veya mantar kültürü konsantrasyonu ile inoküle edilir. MIC değeri, antimikrobiyal bir ajanın bakteriyel büyümeyi tamamen engellemesi için gerekli olan en düşük konsantrasyon olarak görsel incelemeler ve/veya spektrometre ile belirlenir. MBC ise plakada koloni oluşturmayan, bakterilerin %99,9'unu öldüren antimikrobiyal ajanın en düşük konsantrasyonudur (101).

4.4.1.4. *Direkt temas testi*

Doğrudan temas testi bakterisidal ve mikrobisidal aktiviteyi gösterir. Rezın diskler üzerinde büyüyen mikrobiyal biyofilm görüntüleri konfokal lazer taramalı mikroskop (CSLM) veya floresan mikroskop veya taramalı elektron mikroskop (SEM)

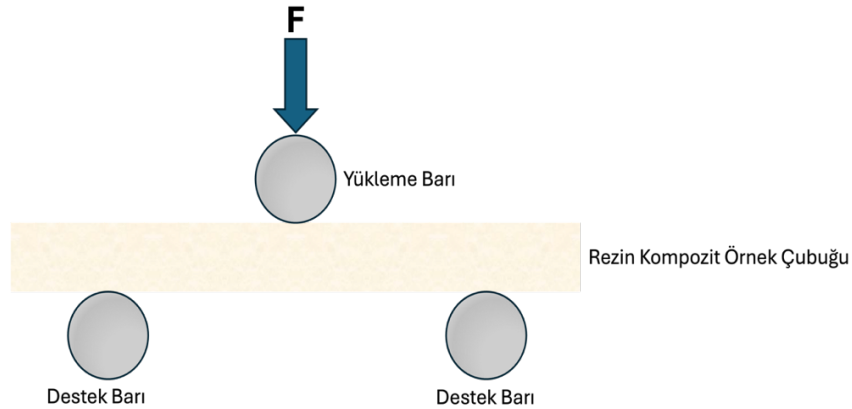
ile gözlemlenir. CSLM ile floresan görüntüler için, polimerize edilmiş diskler belirli bir mikroorganizma süspansiyonu içeren tüplere eklenir. Tüpler, belirlenmiş konsantrasyonda mikroorganizma süspansiyonu ile doldurulur. Disklerin üzerindeki biyofilmler, teste bağlı olarak 1 veya 3 gün sonra gevşek bakterileri temizlemek amacıyla fosfat tamponlu salin (PBS) ile üç kez yıkanır ve ardından ticari bir Live/Dead BacLight bakteriyel canlılık boyama kiti ile boyanır. Son olarak, diskler üzerindeki biyofilm büyümesi, görüntüleme için konfokal tarama ile değerlendirilir. Disklerin her yüzeyine bağlı bakteri tabakası, bütün membranlı bakteriler için yeşil kanal (örneğin 488 nm uyarma, yeşil yayılım) ve hasar görmüş membranlı bakteriler için kırmızı kanal (örneğin 543 nm uyarma, kırmızı yayılım) ile taranır. Bütün membranlara sahip canlı mikroorganizma hücreleri yeşil renkte, hasar görmüş membranlara sahip ölü hücreler kırmızı renkte boyanır. Sonrasında, her görüntüde canlı ve ölü bakteri ile kaplanan toplam yüzey alanı hesaplanarak analiz edilir (106).

4.4.2. Rezin kompozitlerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi

Bir dental restoratif materyalin hastanın yaşam süresince ağız boşluğunda ideal olarak uzun süre işlev görebilmesi için yeterli mekanik bütünlüğe ve dayanıklılığa sahip olması hedeflenir. Bu bağlamda, bu malzemelerin mekanik özelliklerinin incelenmesi klinik uygulamaların başarısı için oldukça önemlidir. Klinik olarak, rezin kompozit restorasyonlar, ağız ortamında önemli miktarda eğilme gerilmeleriyle birlikte karmaşık çığneme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bir malzemenin eğilme dayanımı, eğme yüküne maruz kaldığında kırılmadan dayanabileceği maksimum gerilmedir. Gereken eğilme özellikleri, klinik uygulamalara bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Yüksek çığneme streslerine maruz kalan restorasyonların yüksek eğilme dayanıma sahip olması istenir (107).

4.4.2.1. Üç nokta eğme testi

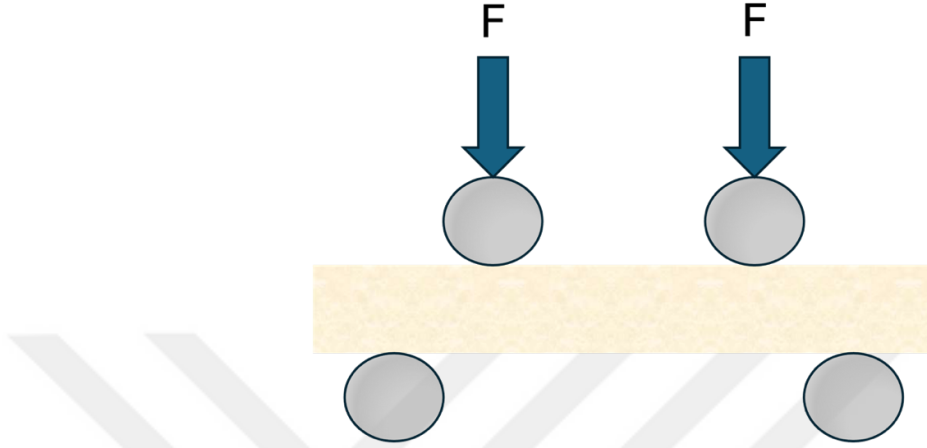
Üç nokta eğme testi rezin kompozitlerin eğilme dayanımını değerlendirmek amacıyla kullanılan transvers eğme yöntemidir. Bu test uygun boyutlarda hazırlanan çubuk şeklinde örneğin, belirli bir mesafede yerleştirilen iki silindir üzerinde desteklenmesi ve yükün çubuğun üst merkezine nokta kaynağından uygulanması anlamına gelir. Çubuk örnekler her iki uçta desteklerin ötesinde yaklaşık %10 ek malzeme olacak şekilde test desteklerine uygun boyutlarda üretilmelidir ve çok düşük esnekliğe sahip, tüm yük doğrudan örneğe aktarılabilen rijit bir test çerçevesi üzerinde test edilmelidir. Bu kriterlerden sapılmaması önemlidir, aksi takdirde test sonuçları geçersiz olabilir. Kuvvet, kırılma gerçekleşene kadar uygulanır ve örneğin minimum plastik deformasyona uğraması beklenir (Şekil 4.4.2.1.) (108,109,110).



Şekil 4.4.2.1. Üç nokta eğme testi

4.4.2.2. Dört nokta eğme testi

Eğilme dayanımı, dört nokta eğme yöntemi ile de test edilebilir. Bu yöntemde, yük uygulayıcı tek bir nokta kaynağı değil, belirli bir mesafeyle ayrılmış iki noktadan oluşur (111).



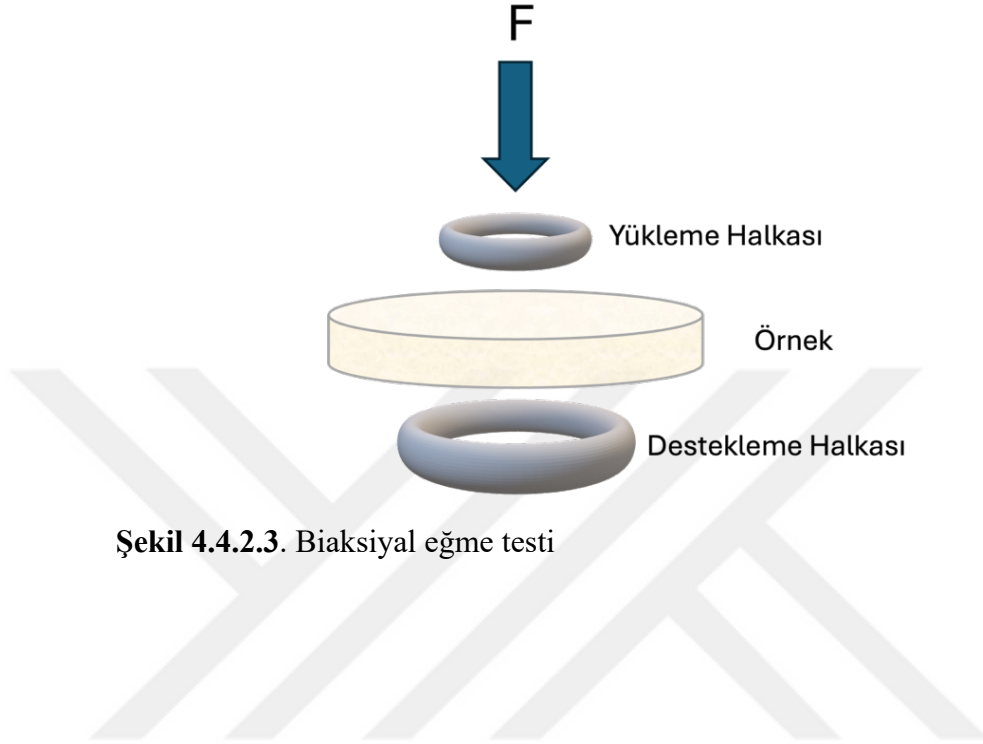
Şekil 4.4.2.2. Dört nokta eğme testi

Dört nokta yönteminin avantajı, gerilimi çubuk örneğinin üzerinde daha geniş bir alana yayarak örneğin bu bölgede kırılmasını sağlamasıdır, bu da kırış denklemlerinin doğru bir şekilde uygulanması için bir kriterdir (111). Üç nokta yönteminde, örneğin, uygulanan yükün doğrudan altındaki konumdan farklı bir noktadan kırılması mümkün olabilir, bu da mekanik kuralların ihlaline ve hatalı sonuçlara yol açabilir. Genel olarak, araştırmalar üç nokta ile test edilen dayanımın, dört nokta ile test edilenden daha yüksek olabileceğini göstermektedir. Diğer açılardan, iki test de aynı şekilde yapılır ve aynı boyutlardaki örnekler üzerinde uygulanabilir (Şekil 4.4.2.2.) (112).

4.4.2.3. Biaksiyal eğme testi

Biaksiyal eğme, disk şeklindeki bir örneğin, üç ayaklı bir destek ya da örneğin tüm çevresini destekleyen bir halka üzerine yerleştirilmesiyle yapılır. Biaksiyel eğme testi örneğin kenar alanındaki hazırlık hatalarına daha az duyarlıdır ve iki boyutlu dört nokta eğme testine oldukça yakın kabul edilir. Bu yöntem, örneğin alt yüzeyinden kaynaklanan düzgün bir gerilim dağılımı sağlar ve genellikle kırılğan malzemeler için kullanılır. Ancak, bu test yönteminin seramiklere kıyasla büyük ölçüde plastik deformasyona sahip olan rezin kompozitler için uygun olmadığı düşünülmektedir

Bununla birlikte biaksiyel test sonuçlarının üç nokta eğme testleriyle uyumlu olduğu ve verilerde daha az değişkenlik gösterdiğine dair kanıtlar bulunmaktadır (Şekil 4.4.2.3.) (113).



Şekil 4.4.2.3. Biaksiyal eğme testi

4.4.3. Rezin kompozitlerin diş sert dokularına bağlanma özelliklerinin değerlendirilmesi

Klinik çalışmalar en güvenilir kanıtları sağlamaktadır. Bunun yanı sıra materyallerin bağlanma etkinliği ile ilgili hızlı ve kolay bir şekilde sonuçlara ulaşabilmek adına *in vitro* bağlanma testleri önemli bir yere sahiptir. Bir laboratuvar testinin nihai amacı, elde edilen verilerle klinik sonucun tahmin edilmesini sağlamaktır. Mine ve dentine bağlanma etkinliğini ölçmek için bugün çeşitli metodolojiler kullanılmaktadır. Bağlanma dayanımı, esas olarak bağlanma alanının boyutuna bağlı olarak makro veya mikro test düzenekleriyle statik olarak ölçülebilmektedir. En yaygın olarak gerilim (Tensile) ve makaslama (Shear) bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır. Ancak, geleneksel gerilim (Tensile) ve makaslama (Shear) testleri, bağlanma yüzeyinin oldukça büyük olması, bu yüzeylerdeki gerilme dağılımı, içsel kusurların yoğunluğuna bağlı olarak düzensiz olması bu kusurlar stres yoğunlaştırıcıları olarak işlev görebilmesi gibi dezavantajlara sahiptir (114).

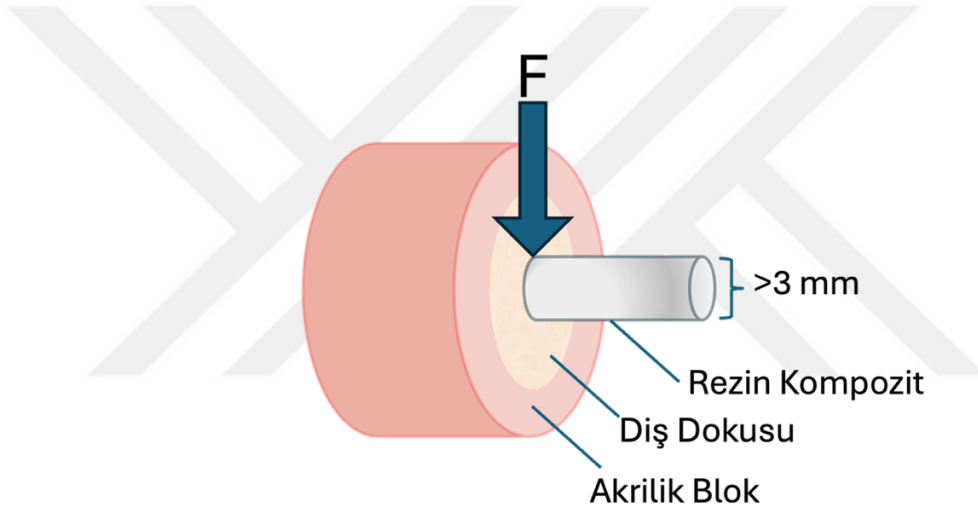
Sano ve ark. tarafından 1994 yılında tanıtılan mikrogerilim (microtensile) (μ TBS) tekniği daha güvenilir kabul edilmekte olup, arayüzey bağlanma dayanımını daha yakından yansıtarak daha eşit bir gerilme dağılımı sağlamaktadır (115). Ancak, bu teknik bağlanma dayanımını test ederken yüksek oranda test öncesi erken başarısızlık ve büyük standart sapma değerleri gibi sınırlamalara sahiptir. Mikrogerilim testi, örnekler hazırlanırken kesme hızı ve örnek şekli gibi deneysel değişkenlerden ve ayrıca doku kırılabilirliği ve prizma yönelimi gibi mineye özgü özelliklerden etkilenmektedir (116,117). Geleneksel makaslama testine bir alternatif olarak mikromakaslama bağlanma dayanımı testi (μ SBS), mikrogerilim testine benzer şekilde, küçük alanların test edilmesini sağlar ve aynı diştten birden fazla örnek hazırlanmasına olanak tanır.

4.4.3.1. Makaslama (shear) bağlanma dayanımı testi

Bağlanma işleminden sonra ek bir örnek hazırlığı gerektirmemesi nedeniyle en yaygın tercih edilen yöntemdir (118). Bu yöntemde yaklaşık 3 veya 4 mm çapında bir kompozit silindir, adeziv sistemin uygulanmasının ardından düzleştirilmiş diş minesini veya dentin yüzeyine polimerize edilir. Materyalin diş dokularına bağlanma dayanımı

universal test cihazı kullanılarak rezin kompozit silindire ve diş yüzeyine paralel bir kesme kuvveti uygulanmasıyla ölçülür (Şekil 4.4.3.1.) (119).

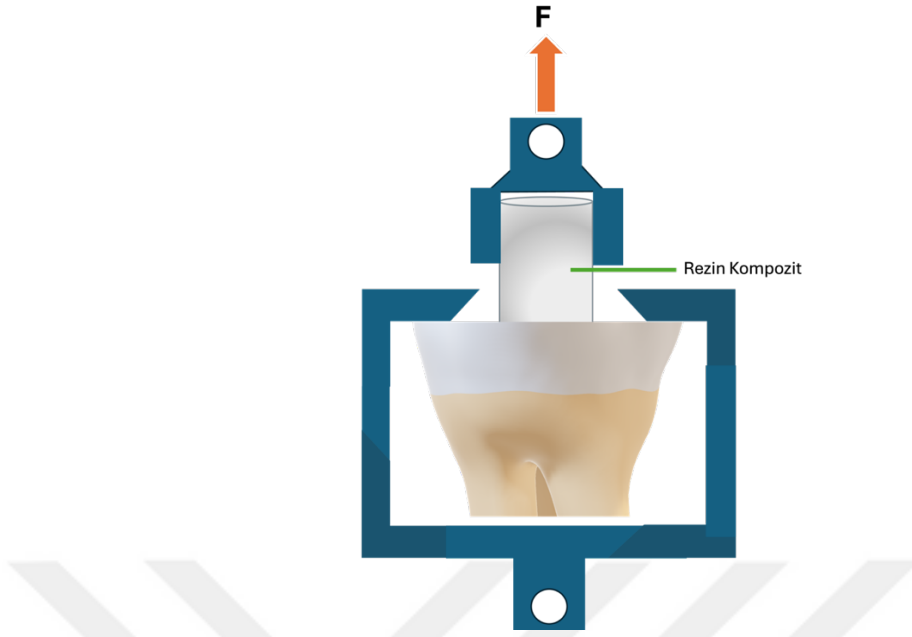
Diş dokularının yapısı, kompozit ve bağlanma alanı, örneklerin bekletilme koşulları ve test tasarımı (kafa hızı) gibi çeşitli parametreler test sonucunu etkilemektedir (120). Kesme kuvveti uygulamak için tel halkalar, kertikli keski ve bıçak uçları gibi farklı düzenekler kullanılabilir. Test düzenekleri stres dağılımını büyük ölçüde etkileyerek makaslama bağlanma dayanımı ölçümünde önemli bir değişken kaynağı oluşturur. Bıçak uçlu keski, yük uygulama bölgesinde ciddi stres yoğunlaşmasına neden olurken, tel halka ve kertikli keski, bağlanma alanının kenarında daha dengeli bir stres dağılımı sağlar (121,122).



Şekil 4.4.3.1. Makaslama bağlanma dayanımı testi

4.4.3.2. Gerilim (Tensile) bağlanma dayanımı testi

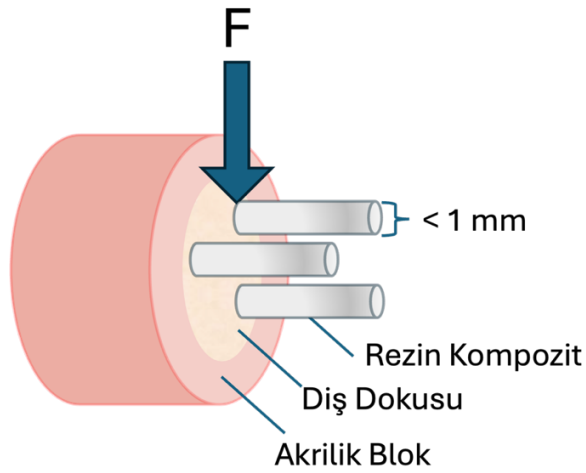
Makaslama bağlanma dayanımı testinin aksine, gerilim bağlanma dayanımı yöntemleri daha eşit bir stres dağılımı ile ilişkilidir. Çekme kuvveti, diş yüzeyine polimerize edilen çapı 1mm'den büyük rezin kompozit silindirlere mengene veya silindirler yerine kullanılan konik kompozit tıplar aracılığıyla uygulanabilir (Şekil 4.4.3.2.). Gerilim testleri daha fazla teknik hassasiyet gerektirir. Kuvvet bağlanan ara yüzün eksenine dik olarak uygulanmalıdır aksi halde örnekte bükülmeye neden olabilmektedir (119).



Şekil 4.4.3.2. Gerilim bağlanma dayanımı testi

4.4.3.3. Mikromakaslama (Microshear) bağlanma dayanımı testi

Tek bir dişte ortalama değerin hesaplanabildiği ve aynı dişte 1 mm ‘den daha küçük kesitli birden fazla örneğin değerlendirilmesini sağlayabilen bağlanma dayanımı testidir. Test prosedürleri makaslama testi ile benzer olarak universal test cihazı kullanılarak rezin kompozit silindire ve diş yüzeyine paralel bir kesme kuvveti uygulanır (Şekil 4.4.3.3.). Stres dağılımına bağlı olumsuz özellikler de aynı şekilde benzerlik göstermektedir (114, 122).

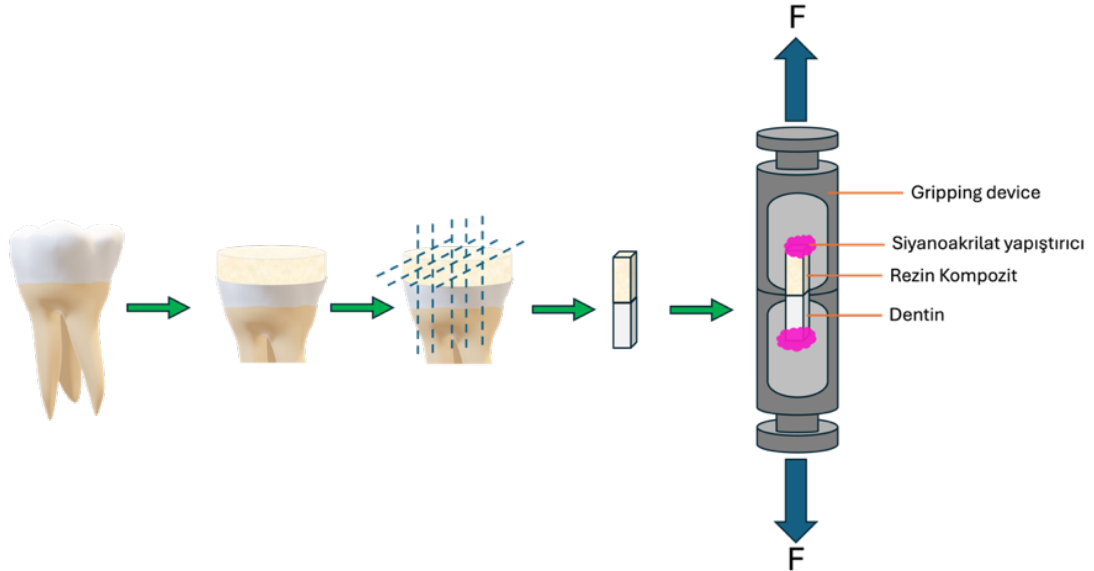


Şekil 4.4.3.3. Mikromakaslama bağlanma dayanımı testi

4.4.3.4. Mikrogerilim (Microtensile) bağlanma dayanımı testi

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinde örnekler hazırlanırken, adeziv sistem dentine uygulanır ve üzerine tabaka tabaka polimerize edilen büyük bir kompozit blok eklenir. Hazırlanan bu makro örnek yaşlandırma amacıyla distile suda ya da yapay tükürükte 1-7 günlük saklama süresinin ardından, 1 mm kalınlığında dilimlere bölünür ve ardından yaklaşık 1 mm x 1 mm boyutlarında çubuklara kesilir. Gerilim dağılımını daha da iyileştirmek için, bazı yöntemlerde bu çubukları kum saati veya halter şekline hazırlanabilir. Örnek hazırlığının ardından siyaloakrilat ile uygulama jiglerine yapıştırılmasının ya da pasif olarak uygulama jiglerine tutturulmasının ardından universal test cihazında ters yönde çekme kuvveti uygulanarak bağlanma dayanımı değerleri ölçülür (Şekil 4.4.3.4) (123).

Test örneklerinin kesilmesi ve şekillendirilmesi, mikrogerilim bağlanma dayanımı testinin en teknik hassasiyete sahip kısmıdır. Örnek hazırlama sırasında ara yüzeydeki gerilim, düşük performanslı adezivlerde veya kırılğan yüzeylerde sıkça gözlemlenen ön test başarısızlığına neden olabilir. Elmas frezler örneklerin kesimi esnasında mikro çatlaklara bağlı olarak bağlanma dayanımı değerlerinin daha düşük çıkması çıkmasına neden olabilir (114, 119, 122).



Şekil 4.4.3.4. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi

5. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması, İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu (onay numarası 619) ve Osaka Üniversitesi Diş Hekimliği Enstitüsü ile Osaka Üniversitesi Diş Hastanesi Etik İnceleme Komitesi (onay numarası R1-E52) tarafından onaylanmıştır. Çalışma, TÜBİTAK BİDEB 2214-A Doktora Sırası Araştırma Bursu desteğiyle Osaka Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dental Biyomateryaller Departmanında gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışması 3 bölümden oluşmaktadır:

- Rezin kompozitlerin antibakteriyel aktivitelerinin değerlendirilmesi
- Rezin kompozitlerin eğilme dayanımının değerlendirilmesi
- Rezin kompozitlerin dentine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi

Çalışma boyunca kullanılan materyaller ve içerikleri Tablo 5.1.1.'de verilmiştir.

Tablo 5.1.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

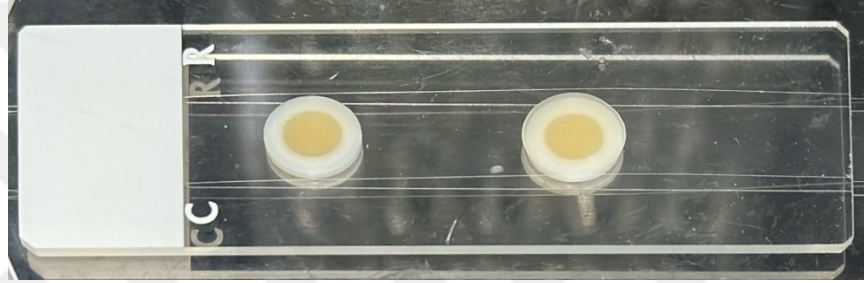
Materyal	Kısaltma	Tür	Firma	İçerik
Fit Sa	FS	SARK	Shofu, JAPONYA	UDMA, HEMA, fosforik asit monomer, S-PRG doldurucu, alüminosilikat cam, cam tozu, polimerizasyon başlatıcısı, renklendirici pigment
Constic	CN	SARK	DMG, ALMANYA	Bis-GMA, EBADMA, UDMA, HEMA, TEGDMA, HDMA, 10- MDP, baryum cam
Vertise Flow	VT	SARK	Kerr, AMERİKA BİRLEŞİK DEVLETLERİ	GDMP, HEMA, Bis- EMA, Bis-GMA, UDMA, HEMA, GDM prepolimerize doldurucu, baryum cam doldurucu, nano kolloidal silika, nano ytterbium flor
Fusio	FU	SARK	Pentron, AMERİKA BİRLEŞİK DEVLETLERİ	UDMA, TEGDMA, HEMA, 4-META, silan uygulanmış baryum cam aamorf silika, polimerizasyon başlatıcısı
Nova Compo SF	NC	SARK	Imicryl, TÜRKİYE	10-MDP, 4-META, ULS monomer, dimetakrilat floralüminaslikat, başlatıcı, stabilizatör
Filtek Supreme Flowable Restorative	FT	Akışkan Resin Kompozit	3M ESPE, AMERİKA BİRLEŞİK DEVLETLERİ	Bis-GMA, TEGDMA, prokrilat rezin Ytterbium florür doldurucu, silika doldurucu, yüzey modifiye aggregated zirkonyum/silika doldurucu
Beautifil Flow Plus X	BF	Akışkan Resin Kompozit	Shofu, JAPONYA	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-MPEPP, S-PRG dolduru polimerizasyon başlatıcı, renklendirici ve su
Single Bond Universal Adhesive	SB	Adeziv Sistem	3M ESPE, AMERİKA BİRLEŞİK DEVLETLERİ	10-MDP, Vitrebond copolymer, HEMA, dimetakrilat rezin, doldurucu, silane, başlatıcı, etanol, su
Beautibond Xtreme	BX	Adeziv Sistem	Shofu, JAPONYA	Aseton, distile su, Bis- GMA, asidik monomer, TEGDMA, silan, ve diğerleri

5.1. Rezin Kompozitlerin Antibakteriyel Aktivitelerinin Değerlendirilmesi

Rezin kompozitlerin antibakteriyel aktivitelerinin karşılaştırılması amacıyla disk üzeri kültür testi uygulandı.

5.1.1. Örneklerin hazırlanması

S-PRG içeren SARK grubu FS ve diğer SARK grupları (VT, CN, FU, NC), bir teflon kalıba (5 mm çapında, 1 mm kalınlığında; n=5) dolduruldu (Şekil 5.1.1.1.). Geleneksel akışkan rezin kompozit (FT) ve S-PRG doldurucu (BF) içeren geleneksel akışkan rezin kompozit kontrol grubu olarak kullanıldı.



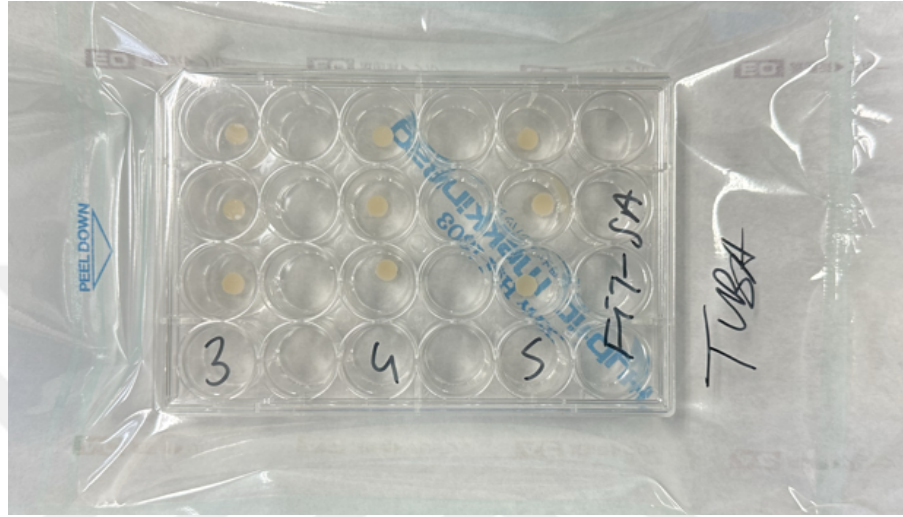
Şekil 5.1.1.1. Teflon kalıba yerleştirilen rezin kompozit örnekleri

Yüzey selüloit şeritler ve bir cam lamelle kapatıldı ve her iki taraf da bir ışık aktivasyon ünitesi (Şekil 5.1.1.2.; Alpha Light V, Morita, Kyoto, Japonya) kullanılarak her biri 3 dakika süreyle polimerize edildi. Bu ünitenin döner tablasındaki ışık yoğunluğu 35 mW/cm² dir.



Şekil 5.1.1.2. Işık aktivasyon ünitesi

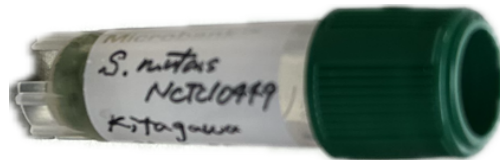
Rezin kompozit disklerin her bir yüzeyi, tek bir araştırmacı tarafından, 1200 grit silisyum karbür zımpara kağıdı (#1200, Buehler, Lake Bluff, ABD) kullanılarak, elle ve 15 saniye boyunca cilalandı. Her gözde bir adet örnek olacak şekilde doku kültür plakasına yerleştirildi. Örnekler etilen oksit ile 40°C'de 24 saat süreyle sterilize edildi (Şekil 5.1.1.3).



Şekil 5.1.1.3. Sterilize edilen örnekler

5.1.2. Disk üzerinde kültür testi

Antibakteriyel aktivitenin ölçülmesi amacıyla disk üzerinde kültür testi için *S. mutans* NCTC10449 suşu (Şekil 5.1.2.1) kullanıldı. Tüm işlemler Bio Clean Bench'te gerçekleştirildi (Şekil 5.1.2.2).



Şekil 5.1.2.1. *S. mutans* NCTC10449 stok bakteri suşu

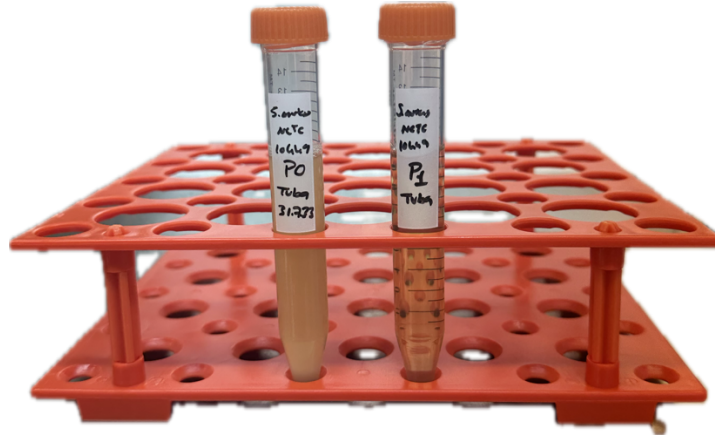


Şekil 5.1.2.2. Bio clean bench

S. mutans NCTC10449 stok bakteri suşlarının aktivasyonu için beyin kalp infüzyonunda (BHI; Becton Dickinson, Sparks, MD, ABD) anaerobik ortamda 37 °C'de 24 saat inkübe edildi (P0), (Şekil 5.1.2.3). *S. mutans* NCTC10449 süspansiyonu BHI solüsyonunda pasajlanarak 1×10^6 koloni oluşturan birim (CFU)/mL'ye ayarlandı (P1), (Şekil 5.1.2.4).



Şekil 5.1.2.3. İnkübatöre yerleştirilen *S. mutans* NCTC10449 süspansiyonu



Şekil 5.1.2.4. S.mutans solüsyonları

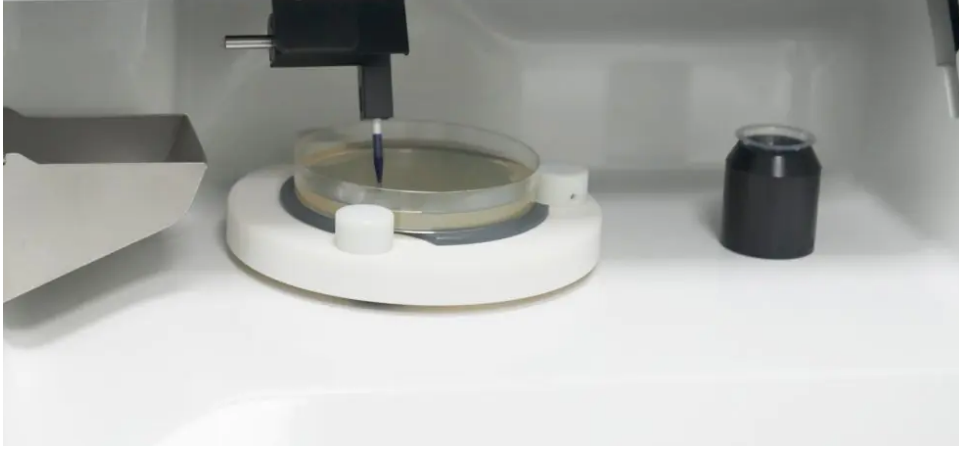
Daha önce sterilize edilmiş olan ve doku kültürü plakasında yer alan tüm rezin disklerin üzerine 3×10^3 CFU/mL'de 10 µL *S. mutans* süspansiyonu yerleştirildi. 37 °C'de 24 saat anaerobik ortamda tekrar inkübe edildi.

İnkübasyonun ardından diskler 9,99 mL BHI besiyerine aktarıldı ve bakterilerin yüzeyden toplanması için ultrasonik karıştırıcıda (Şekil 5.1.2.5; Vortex Genie 2; Scientific Industries Inc, ABD) kuvvetlice çalkalandı.



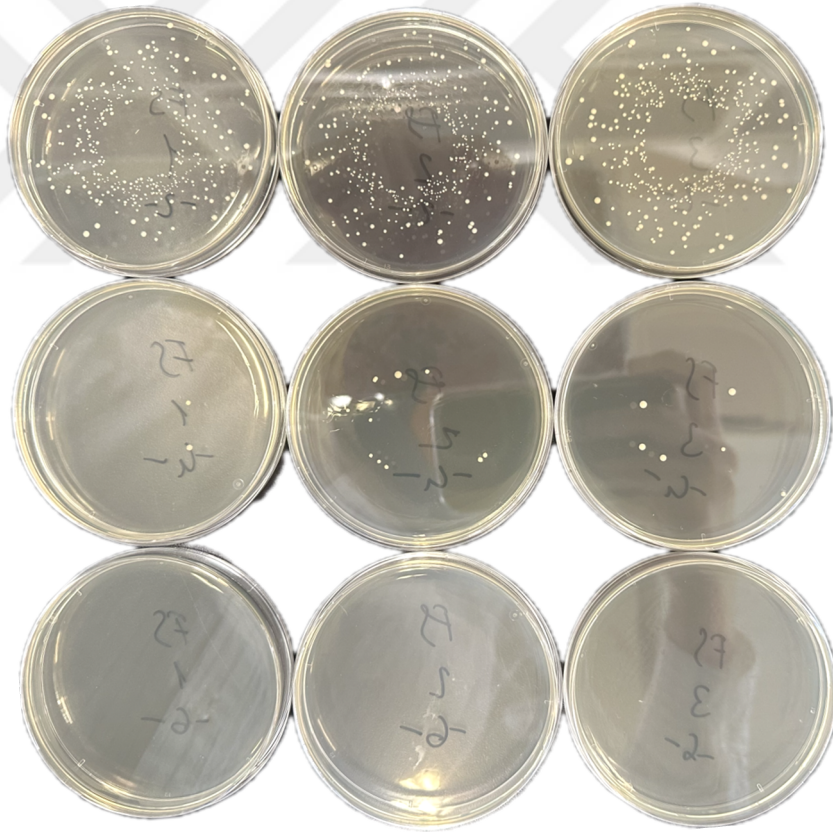
Şekil 5.1.2.5. Ultrasonik karıştırıcı

Süspansiyonlar seri olarak seyreltildi. Ardından BHI agar (Becton Dickinson) plakalarına 100 µl seyreltilmiş süspansiyonlar yayıldı (Şekil 5.1.2.6; EDDY JET Neuter Group, ABD).



Şekil 5.1.2.6. EDDY JET

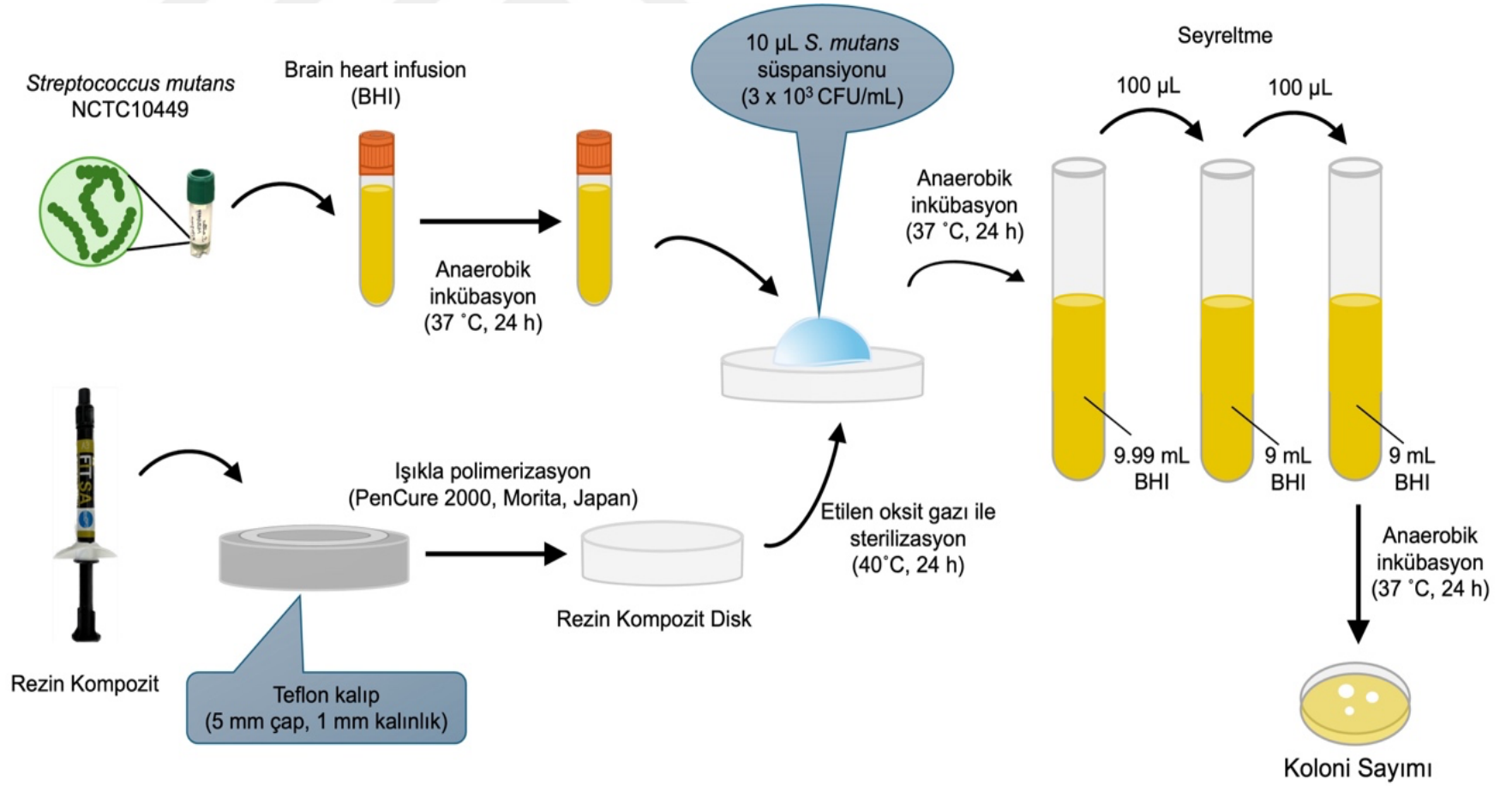
37 °C'de 24 saat anaerobik inkübasyonun ardından koloni sayısı hesaplandı (Şekil 5.1.2.7).



Şekil 5.1.2.7. FS grubuna ait plakalarda S. Mutans kolonilerinin sayımı

Rezin kompozitlerin antibakteriyel aktivitelerinin değerlendirilmesi görsel olarak Şekil 5.1'de gösterilmektedir.

Şekil 5.1. Antibakteriyel aktivitenin değerlendirilmesi



5.2. Rezin Kompozitlerin Eğilme Dayanımının Değerlendirilmesi

Rezin kompozitlerin eğilme dayanımlarının karşılaştırılması amacıyla üç nokta eğilme testi uygulandı.

5.2.1. Örneklerin hazırlanması

Eşit geometriye sahip olması için S-PRG içeren SARK grubu FS ve diğer SARK gruplarından (VT, CN, FU, NC) dikdörtgen çubuklar (2 mm x 2 mm x 25 mm; n=10) hazırlandı. Geleneksel akışkan rezin kompozit (FT) ve S-PRG doldurucu (BF) içeren geleneksel akışkan rezin kompozit kontrol grubu olarak kullanıldı. Rezin kompozit örnekleri, üst ve alt taraflarında cam lamel ve 50 µm kalınlığında polyester film bulunan paslanmaz çelik kalıba yerleştirildi ve ışık yoğunluğu 1.000 mW/cm² olan Pencure 2000 (Morita, Kyoto, Japonya) ile her biri örnek başına beş örtüşen bölümde 9mm çapında ışınlama penceresi kullanılarak 10 saniye ışıkla polimerize edildi (Şekil 5.2.1.).



Şekil 5.2.1. Paslanmaz çelik kalıp

Rezin kompozit örnek çubuklarının her bir yüzeyi, tek bir araştırmacı tarafından, 1200 grit silisyum karbür zımpara kağıdı (#1200, Buehler, Lake Bluff, ABD) kullanılarak, elle ve 15 saniye boyunca cilalandı. Her bir örneğin kesit alanı, dijital bir kumpas (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo, Kanagawa, Japonya) kullanılarak ölçüldü. İşlemden önce 37°C'deki distile suda 24 saat bekletildi (ISO 4049:2019).

5.2.2. Üç nokta eğme testi

Hazırlanan rezin kompozit örnekleri universal test makinesinde (EZ-S, Shimadzu, Japonya) yer alan arasında 20 mm açıklık uzunluğuna sahip destek

ubuklarının zerine yerleştirildi (şekil X). Üç nokta eğilme testi için yk, sabit kafa hızına ($0,75 \pm 0,25$ mm/dak) sahip universal test makinesi kullanılarak uygulandı (şekil 5.2.2) (ISO 4049:2019).

Eğilme dayanımı aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal cinsinden hesaplandı:

$$\Sigma f = 3Fl / 2bh^2$$

Σf - Eğilme dayanımı (MPa)

F - Maksimum yük (N)

I - Destek ubukları arasındaki mesafe (mm)

b - örnek geniřlięi (mm)

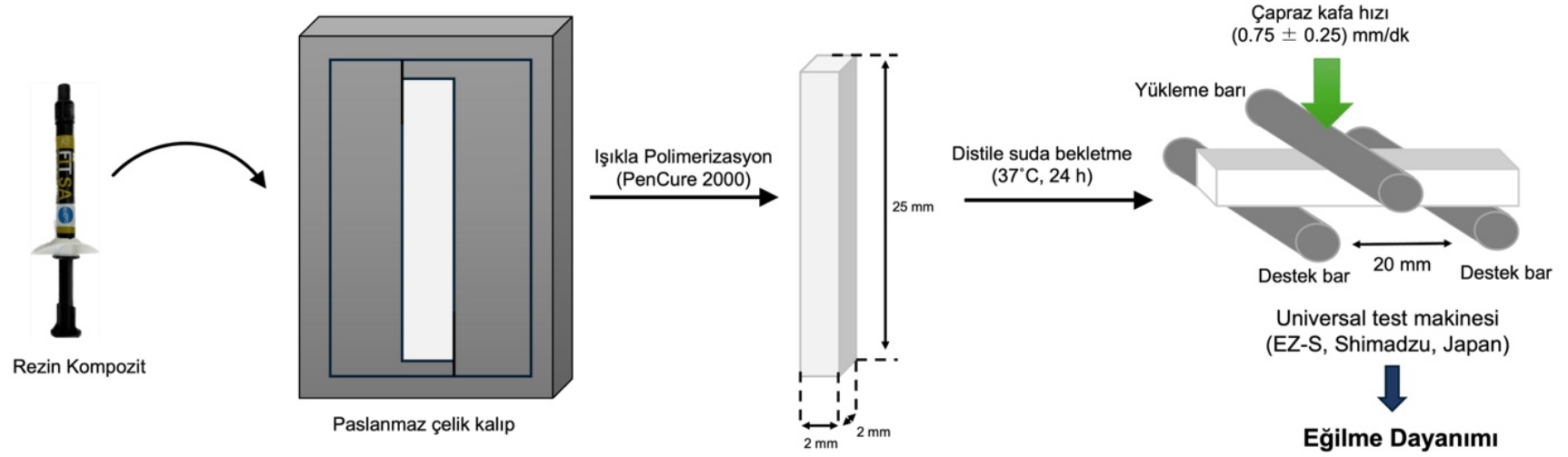
h - örnek yükseklięi (mm)



şekil 5.2.2. Başlıkları 3 nokta testi için ayarlanmış universal test cihazı

Rezin kompozitlerin antibakteriyel aktivitelerinin değerlendirilmesi görsel olarak şekil 5.2’de gösterilmektedir.

Şekil 5.2. Eğilme Dayanımının Değerlendirilmesi



5.3. Rezin Kompozitlerin Dentine Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Rezin kompozitlerin dentine bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması amacıyla mikrogerilim bağlanma dayanımı testi uygulandı.

5.3.1. Örneklerin hazırlanması

İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu (onay numarası 619) ve Osaka Üniversitesi Diş Hekimliği Enstitüsü ve Osaka Üniversitesi Diş Hastanesi Etik İnceleme Komitesi (onay numarası R1-E52) tarafından onaylanan yeni çekilmiş çürüksüz azı dişleri kullanılmıştır. Çekilmiş dişler İstanbul Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı kliniklerinde cerrahi işlemler öncesi tüm hastalardan onam formu alınarak toplanmıştır. Periodontal veya ortodontik tedavi nedeniyle çekimine karar verilmiş, 18-65 yaş aralığındaki hastalara ait, çürük veya çatlak bulunmayan sağlam dişler çalışmaya dahil edilmiştir.

Dişlerin okluzal üçte birlik kısmı vertikal eksene dik şekilde horizontal olarak düşük hızlı, su soğutmalı elmas testere (Isomet Low Speed Saw, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) ile kesildi ve orta koronal dentinde düz yüzeyler hazırlandı (Şekil 5.3.1.).



Şekil 5.3.1. Su soğutmalı elmas separe

Hazırlanan yüzeylere üretici firmanın talimatları doğrultusunda $2,5 \pm 0,2$ mm ve $4 \pm 0,2$ mm kalınlığında S-PRG içeren SARK grubu FS ve diğer SARK grupları (VT, CN, FU, NC) uygulandı. Kontrol grupları olarak Single Bond Universal adezivi ile birlikte geleneksel akışkan rezin kompozit grubu FT ve Beautibond Xtreme Universal

adezivi ile birlikte S-PRG içeren geleneksel akışkan rezin olan BF grubu uygulandı ve 37°C’de distile suda 24 saat bekletildi. Ardından dişler, su soğutması altında elmas separe (Isomet Low Speed Saw, Buehler, ABD) kullanılarak yaklaşık 1 mm² kesit alanına sahip 4 mm uzunluğunda rezin kompozit ve 4 mm uzunluğunda dentin dokusu olacak şekilde çubuklara dikey olarak bölündü (n=30). Her bir örneğin kesit alanı, dijital bir kumpas (Absolute Digimatic Caliper, Mitutoyo, Kanagawa, Japonya) kullanılarak ölçüldü.

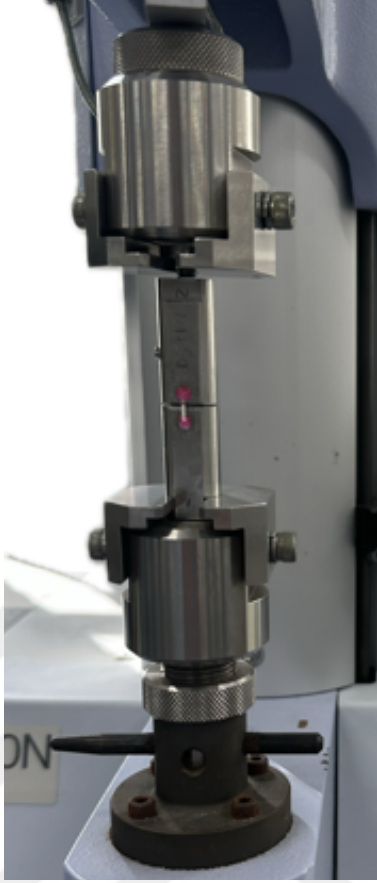
5.3.2. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi

Hazırlanan çubuk örnekler (n = 30) siyanoakrilat yapıştırıcı (Model Repair Pink, Dentsply-Sirona, Almanya) ile mikrogerilim test aparatına (gripping device) tutturuldu (Şekil 5.3.2.1).



Şekil 5.3.2.1. MTBS için örnekler

Örneklere universal test cihazında (EZ-S, Shimadzu, Japonya) kopana kadar 1 mm/dak'lık bir çapraz kafa hızında çekme yükü uygulandı (Şekil 5.3.2.2).



Şekil 5.3.2.2.Başlıkları MTBS testi için ayarlanmış universal test makinesi

Elde edilen Newton değerleri aşağıdaki formül kullanılarak megapaskala (MPa) dönüştürüldü:

$$MPa = F \text{ (Newton)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

5.3.3. Kopma tiplerinin değerlendirilmesi

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sırasında kuvvet uygulanan örneklerde kopma sonrası yüzeyler stereomikroskop (Nikon, Japonya) (x50) altında incelendi.

Kopma yüzeyleri adeziv, koheziv veya miks olarak sınıflandırıldı.

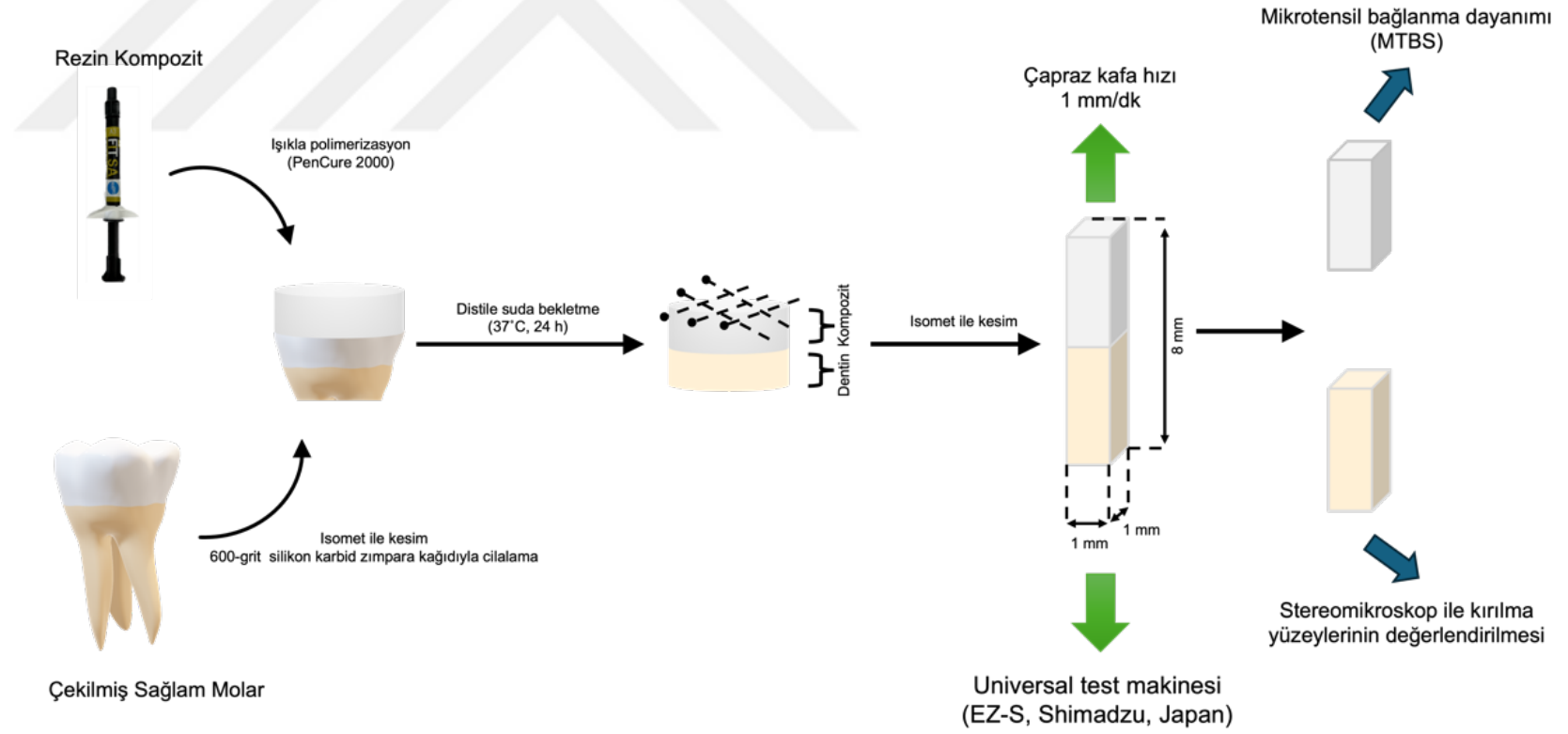
a-Adeziv - Arayüzde meydana gelen kopma

b-Koheziv - Restoratif materyalde veya dentinde meydana gelen kopma

c-Miks - Hem adeziv hem de koheziv kopmasını içerir

Rezin kompozitlerin mikrogerilim bağlanma dayanımının değerlendirilmesi görsel olarak Şekil 5.3'te gösterilmektedir.

Şekil 5.3. Dentine Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi



5.4. İstatistiksel Analiz

Bu tez çalışmasından elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS İstatistik 21 (IBM, Chicago, IL, ABD) kullanılarak yapıldı.

One-Sample Kolmogorov-Smirnov testi uygulandı; $p>0,05$ bulunduğu için verilerin normal dağılım gösterdiği kabul edildi.

Antibakteriyel aktivite testi için gruplar arası farklılıklar tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD post-hoc testi kullanılarak $p<0,05$ anlamlılık düzeyiyle değerlendirildi.

Üç nokta eğme testi sonuçları için gruplar arası farklılıklar tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD post-hoc testi kullanılarak $p<0,05$ anlamlılık düzeyiyle değerlendirildi.

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonuçları için verilerin istatistiksel analizi, ANOVA ve Dunnett'in T3 post-hoc testi kullanılarak $p<0,05$ anlamlılık düzeyiyle değerlendirildi.

6. BULGULAR

6.1. Rezin Kompozitlerin Antibakteriyel Etkinliği

Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin antibakteriyel etkinliklerini ölçmek üzere yapılan disk üzeri kültür testi sonuçlarına göre örnekler üzerindeki inkübasyon sonrası *S. mutans* sayısının logaritmik olarak değeri Tablo 6.1’de gösterilmektedir. Bu değeri karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (ANOVA, Tukey’s HSD testi, $p < 0,05$).

Tablo 6.1: Restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, *S. mutans* sayısı ve standart sapma değeri

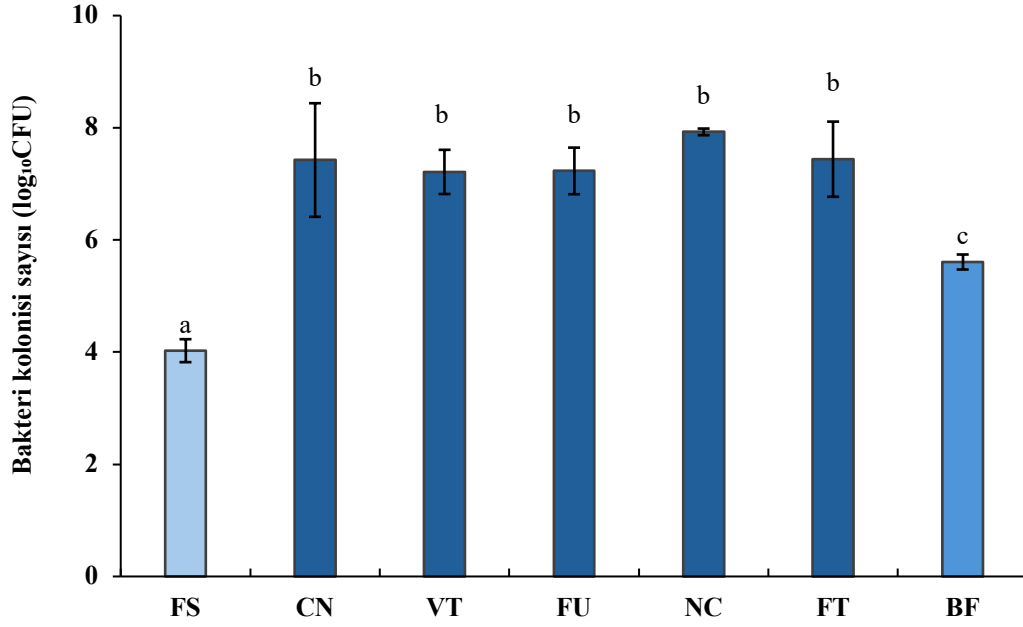
Materyaller	Tür	N	Minimum (log ₁₀ CFU)	Maksimum (log ₁₀ CFU)	Ortalama ± SD (log ₁₀ CFU)	p değeri
FS	SARK	5	3,9	4,3	4 ±0,2 ^a	0,000
CN	SARK	5	5,6	8,0	7 ±1,0 ^b	
VT	SARK	5	6,6	7,7	7 ±0,4 ^b	
FU	SARK	5	6,5	7,6	7 ±0,4 ^b	
NC	SARK	5	7,8	8,0	8 ±0,1 ^b	
FT	Akışkan rezin kompozit	5	6,3	7,8	7 ±0,7 ^b	
BF	Akışkan rezin kompozit	5	5,5	5,8	6 ±0,1 ^c	

* FS: Fit SA, CN: Constic, VT: Vertise Flow, FU: Fusio, NC: Nova Compo SF, FT: Filtek Supreme Flowable Restorative, BF: Beautifil Flow Plus X. a,b,c: Gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir (ANOVA, Tukey’s HSD testi, $p < 0,05$).

Gruplar arasında en yüksek bakteri sayısı SARK grubu olan Nova Compo SF (8 ±0,1 log₁₀CFU) grubunda gözlenirken, en düşük bakteri sayısı ise S-PRG doldurucu içeren SARK grubu olan Fit Sa (4 ±0,2 log₁₀CFU) grubunda bulundu.

S-PRG doldurucu içeren geleneksel akışkan rezin kompozit olan Beautifil Flow plus X (6 ±0,1 log₁₀CFU) grubu; SARK grupları olan Constic, Vertise Flow, Fusio, Nova Compo SF ve geleneksel akışkan rezin kompozit olan Filtek Supreme Flowable Restorative grubundan daha az sayıda bakteri kolonisine sahipti; ancak BF grubu

örneklerinde *S. mutans* sayısı FS grubundaki örneklerden anlamlı olarak daha fazla bulundu (ANOVA, Tukey's HSD testi, $p < 0,05$) (Şekil 6.1).



Şekil 6.1: 24 saatlik inkübasyon sonrası *S. mutans* sayısı (FS: Fit SA, CN: Constic, VT: Vertise Flow, FU: Fusio, NC: Nova Compo SF, FT: Filtek Supreme Flowable Restorative, BF: Beautifil Flow Plus X. a,b,c: Gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir. Çubuklar standart sapmayı temsil etmektedir (ANOVA, Tukey's HSD testi, $p < 0,05$.)

6.2. Rezin Kompozitlerin Eğilme Dayanımı

Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek üzere yapılan üç nokta eğme testi sonuçlarına göre örneklerin eğilme dayanımı değerleri megapaskal cinsi üzerinden Tablo 6.2'de gösterilmektedir. Bu değerler karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (ANOVA, Tukey's HSD testi, $p = 0,000$).

Tablo 6.2: Restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, eğilme dayanımı ve standart sapma değerleri

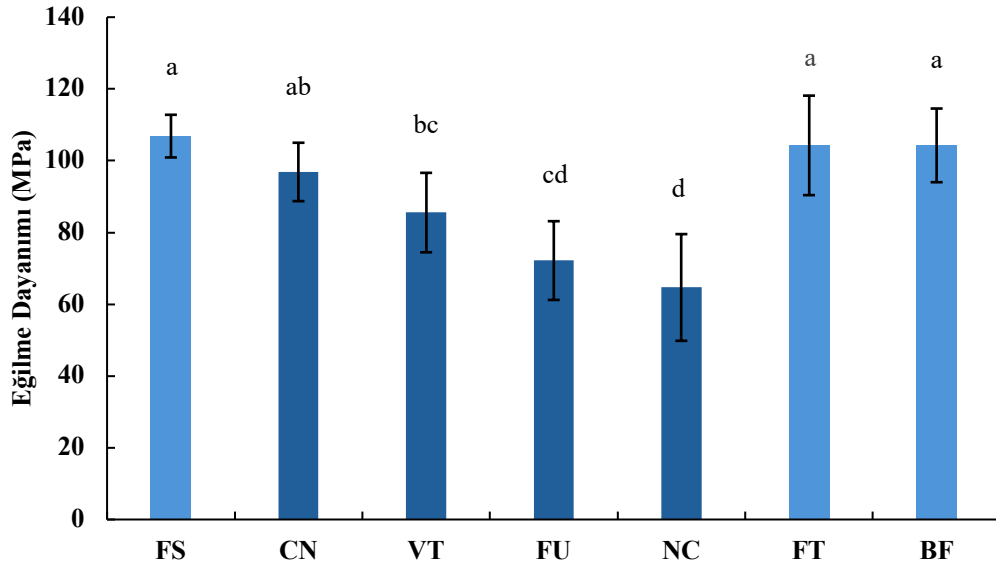
Materyaller	Tür	N	Minimum (MPa)	Maksimum (MPa)	Ortalama $\pm$ SD (MPa)	p değeri
FS	SARK	10	95.1	113.5	106.9 $\pm$ 5.9 ^a	0,000
CN	SARK	10	84.0	106.2	96.9 $\pm$ 8.1 ^{ab}	0,419
VT	SARK	10	71.4	109.5	85.5 $\pm$ 11.1 ^{bc}	0,001
FU	SARK	10	52.4	85.7	72.2 $\pm$ 11.0 ^{cd}	0,000
NC	SARK	10	40.2	90.8	64.7 $\pm$ 14.9 ^d	0,000
FT	Akışkan rezin kompozit	10	86.0	126.2	104.3 $\pm$ 13.9 ^a	0,998
BF	Akışkan rezin kompozit	10	90.8	118.3	104.3 $\pm$ 10.3 ^a	0,998

* FS: Fit SA, CN: Constic, VT: Vertise Flow, FU: Fusio, NC: Nova Compo SF, FT: Filtek Supreme Flowable Restorative, Beautifil Flow Plus X. a,b,c,d: Gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir (ANOVA, Tukey's HSD testi, $p < 0,05$).

Gruplar arasında en yüksek eğilme dayanımı S-PRG içeren SARK grubu olan Fit SA (106.9 $\pm$ 5.9 MPa) grubunda gözlenirken, en düşük eğilme dayanımı ise SARK grubu olan Nova Compo SF (64.7 $\pm$ 14.9 MPa) grubunda gözlenmiştir.

S-PRG doldurucu içeren geleneksel akışkan rezin kompozit olan Beautifil Flow plus X grubu ile ve geleneksel akışkan rezin kompozit olan Filtek Supreme Flowable Restorative grubu benzer eğilme dayanımı değerleri göstermiştir. Fit Sa ile bu gruplar arasında anlamlı olarak fark bulunmamıştır (ANOVA, Tukey's HSD testi, $p = 0,998$).

Fit Sa ile Constic grubu arasında anlamlı bir farklılık görülmezken (ANOVA, Tukey's HSD testi, $p = 0,419$) diğer SARK grupları olan Vertise Flow ve Fusio ve Nova Compo SF gruplarına göre istatistiksel olarak daha yüksek eğilme dayanımı değerleri gözlemlenmiştir (ANOVA, Tukey's HSD testi, $p = 0,000$) (Şekil 6.2).



Şekil 6.2: Rezin kompozitlerin 24 saat distile suda bekletildikten sonraki eğilme dayanımı (FS: Fit SA, CN: Constic, VT: Vertise Flow, FU: Fusio, NC: Nova Compo SF, FT: Filtek Supreme Flowable Restorative, BF: Beautifil Flow Plus X. a,b,c,d: Gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir. Çubuklar standart sapmayı temsil etmektedir (ANOVA, Tukey's HSD testi, $p < 0,05$).)

6.3. Rezin Kompozitlerin Bağlanma Dayanımı

Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin dentine bağlanma özelliklerini karşılaştırmak üzere yapılan mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonuçlarına göre örneklerin bağlanma dayanımı değerleri megapaskal cinsi üzerinden Tablo 6.3'te gösterilmektedir. Bu değerler karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (ANOVA, Dunnett T3 testi, $p < 0,05$).

Fusio ve Nova Compo SF grupları test öncesi kopma gösterdikleri için örnek elde edilememesi nedeniyle gruplar arası karşılaştırmada istatistiksel analize dahil edilmemiş olup tablo ve grafiklerde adeziv kopma olarak gösterilmiştir.

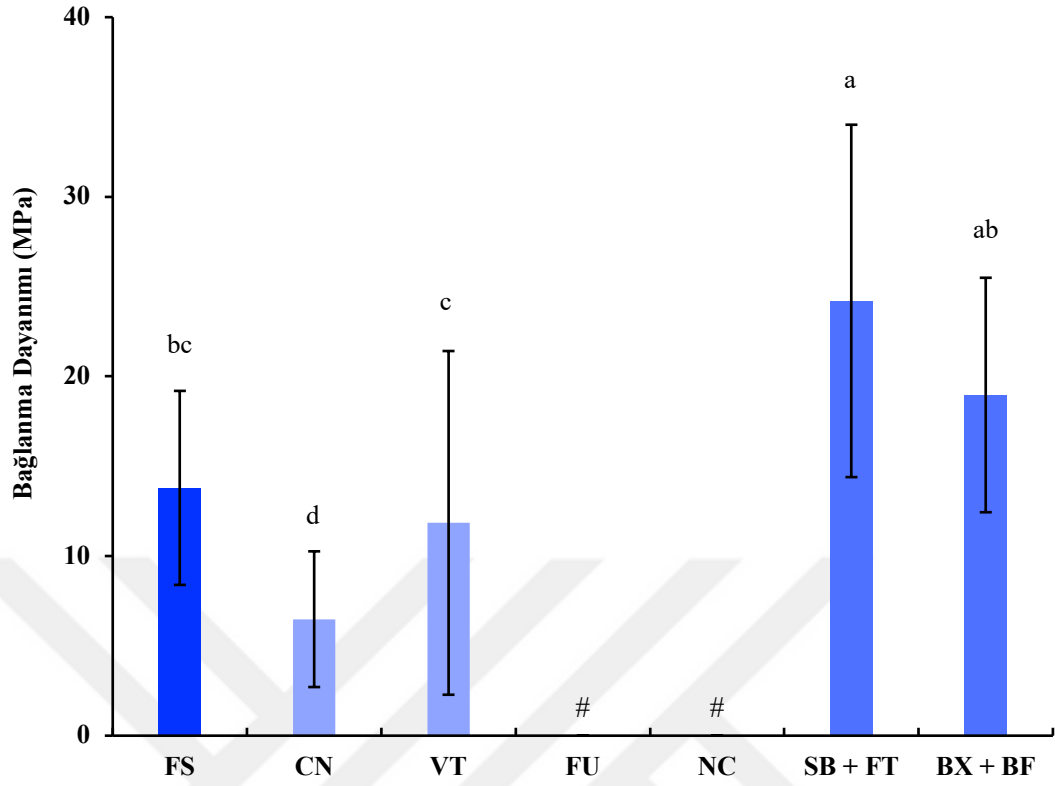
Tablo 6.3: Restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri

Materyaller	Tür	N	Minimum (MPa)	Maksimum (MPa)	Ortalama $\pm$ SD (MPa)	p değeri
FS	SARK	30	4.0	26.4	13.8 $\pm$ 5,4 ^{bc}	0,000
CN	SARK	30	0.4	18.7	6.5 $\pm$ 3,8 ^d	0,000
VT	SARK	30	1.8	33.0	11.8 $\pm$ 9,6 ^c	0,979
FU	SARK	-	-	-	-	-
NC	SARK	-	-	-	-	-
SB + FT	Universal adeziv + Akışkan rezin kompozit	30	13.0	44.5	24.2 $\pm$ 9,8 ^a	0,000
BX + BF	Universal adeziv + Akışkan rezin kompozit	30	9.4	30.2	19.0 $\pm$ 6,5 ^{ab}	0,058

* FS: Fit SA, CN: Constic, VT: Vertise Flow, FU: Fusio, NC: Nova Compo SF, SB: Single Bond Universal Adhesive, FT: Filtek Supreme Flowable Restorative, BX: Beautibond Xtreme, BF: Beautifil Flow Plus X. a,b,c,d: Gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir (ANOVA, Dunnett T3 testi, $p < 0,05$).

Gruplar arasında en yüksek bağlanma dayanımı universal adeziv ile uygulanan geleneksel akışkan rezin kompozit olan Filtek Supreme Flowable Restorative (24,2 $\pm$ 9,8 MPa) grubunda gözlenirken, en düşük bağlanma dayanımı ise SARK olan Constic (6,5 $\pm$ 3,8 MPa) grubunda gözlenmiştir.

S-PRG doldurucu içeren geleneksel akışkan rezin kompozit olan Beautifil Flow Plus X grubu universal adezivle uygulandığında yine universal adezivle birlikte uygulanan geleneksel akışkan rezin kompozit olan Filtek Supreme Flowable Restorative grubu arasında benzer bağlanma dayanımı değerleri bulunmuştur (ANOVA, Dunnett T3 testi, $p = 0,165$). S-PRG doldurucu içeren SARK olan Fit Sa ile Beautifil Flow plus X grubu arasında anlamlı olarak fark bulunmamıştır (ANOVA, Dunnett T3 testi, $p = 0,058$) (Şekil 6.3.1).

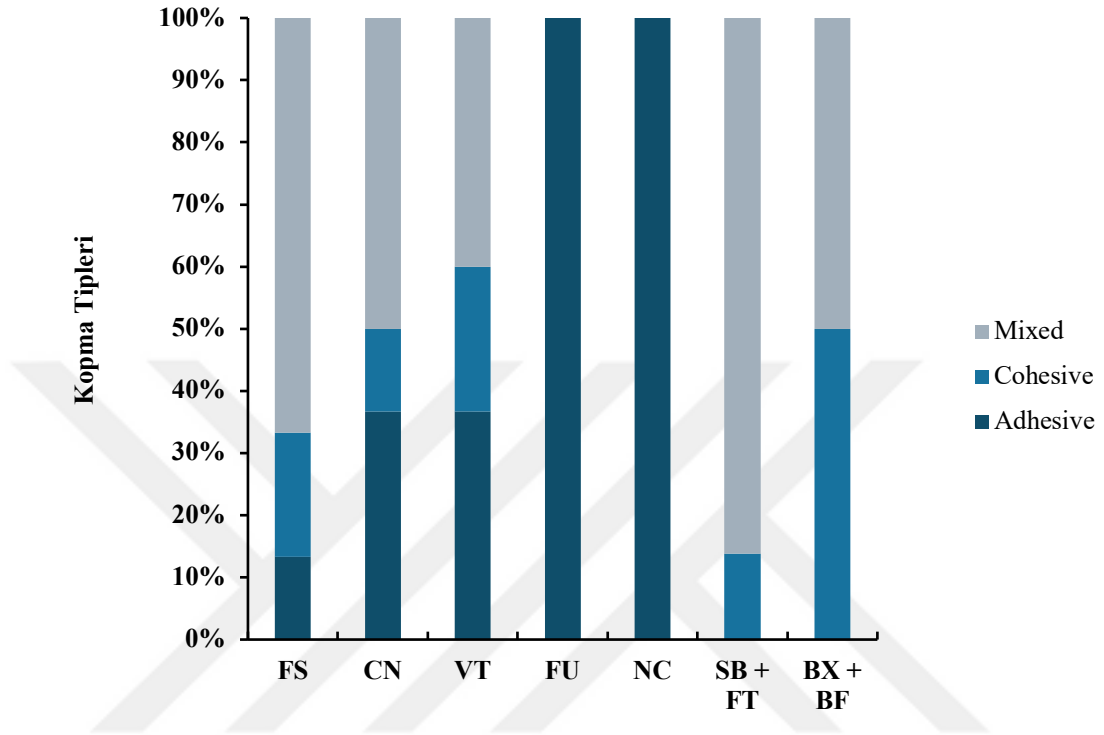


Şekil 6.3.1. Resin kompozitlerin dentine bağlanma dayanımı (FS: Fit SA, CN: Constic, VT: Vertise Flow, FU: Fusio, NC: Nova Compo SF, SB: Single Bond Universal Adhesive, FT: Filtek Supreme Flowable Restorative, BX: Beautibond Xtreme, BF: Beautifil Flow Plus X. a,b,c,d: Gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir (ANOVA, Dunnett T3 testi, $p < 0,05$). #: Fusio ve Nova Compo SF grupları test öncesi kopma göstermeleri nedeniyle örnek elde edilememiş ve MTBS uygulanamamıştır.)

MTBS testinden sonraki başarısızlık kopma tipleri Şekil 6.3.2.'te gösterilmektedir. Universal adezivle uygulanan geleneksel resin kompozit gruplarında adeziv kopma görülmezken dentinde gerçekleşen koheziv ve miks kopmalar izlenmiştir.

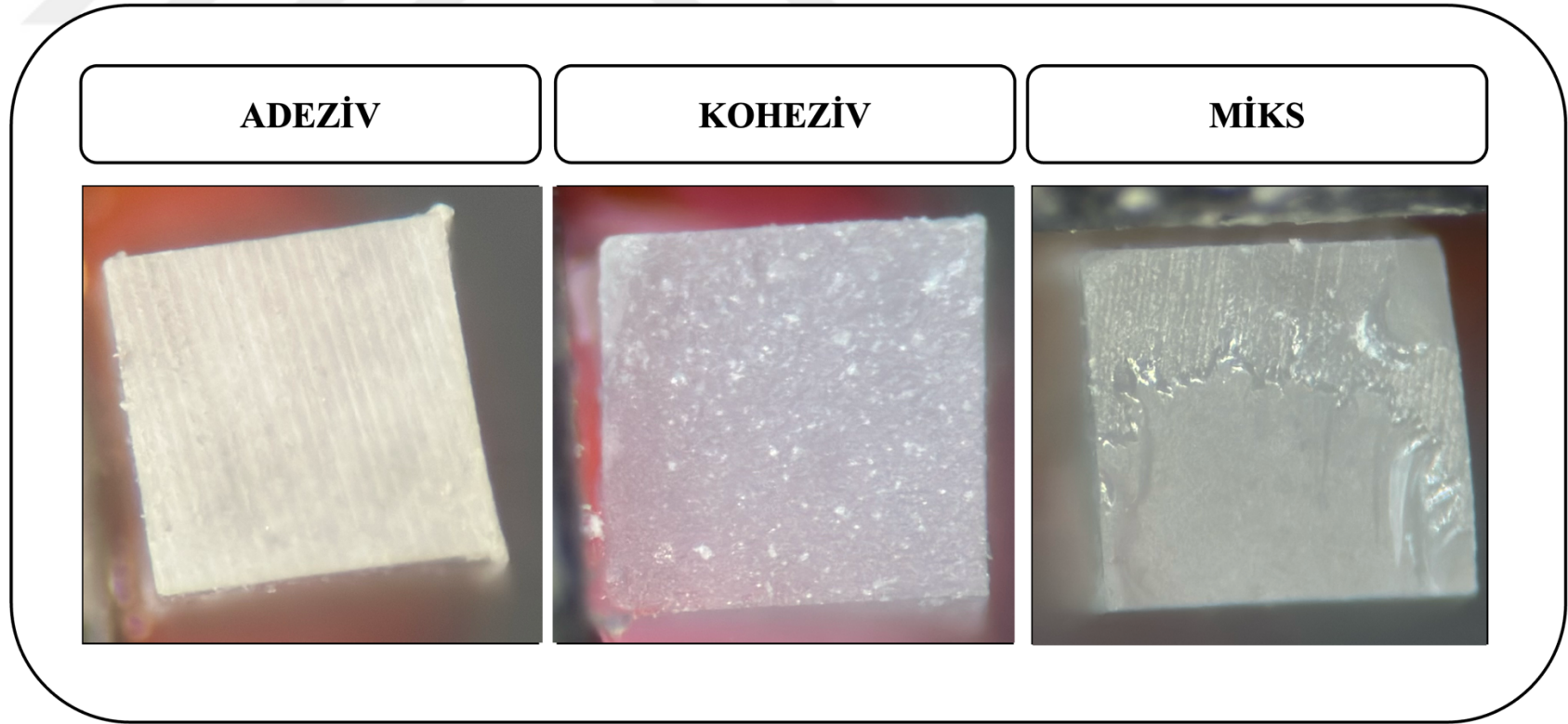
Fit Sa, Constic ve Vertise Flow gruplarında resin kompozit ile dentin arasında adeziv, dentinde gerçekleşen koheziv ve miks kopmalar görülmüştür. FU ve NC gruplarında ise tüm örnekler test öncesi dentinden ayrıldığı için adeziv kopma olarak kabul edilmiştir.

Rezin kompozitlerin stereomikroskop altında izlenen kopma yüzeyleri örnekleri görsel olarak Şekil 6.3.3.'te gösterilmektedir.



Şekil 6.3.2. Rezin kompozitlerin MTBS sonrası kopma tipleri

Şekil 6.3.3. Kopma yüzeyleri örnekleri (Adeziv kopma, dentinde meydana gelen koheziv kopma ve miks kopma)



7. TARTIŞMA

Rezin kompozitler hem estetik restorasyonlarda hem de çiğneme yüklerinden kaynaklanan stresin olduğu bölgelerde ilk tercih edilen materyaller olarak kabul edilmektedir. Ancak, bu yaygın kullanımın beraberinde, özellikle adezyon tekniğine bağlı olarak gelişen restorasyon kırıkları, diş dokularında kırıklar, uygulama sonrası hassasiyet, renk değişimi, mikrosızıntı ve sekonder çürük gibi çeşitli başarısızlıklar da gözlemlenmektedir. Restorasyonların ömrünü materyal özelliklerinin yanı sıra klinik değişkenler (restorasyonun tipi, boyutu ve yeri), operatörün tecrübesi ve tekniği, gelir ve diş hizmeti türü gibi sosyoekonomik faktörler, demografik faktörler (hastaların yaşı) ve davranışsal yönler (çürük yaygınlığı) tarafından da etkilenmektedir (124,125)

Rezin kompozitlerin evrimi, adeziv sistemlerin gelişimiyle birlikte asitleme ve yıkama tekniğiyle uygulanan rezin kompozitlerden, self-etch adeziv sistemlerine ve son olarak kendi kendine bağlanma özelliği gösteren akışkan SARK'ların tanıtımına kadar uzanan birkaç kritik dönemi içermektedir (29). SARK, rezin kompozit restorasyonlarının uygulama tekniklerini basitleştirmek, operatöre bağlı teknik hassasiyet kaynaklı başarısızlıkları azaltmak ve klinik başarıyı arttırmak amacıyla, yeni bir alternatif olarak geliştirilmiştir. SARK, sınıf I, sınıf III ve sınıf V restorasyonlar, fissür örtücü uygulamaları ve tamir işlemleri gibi geleneksel akışkan rezin kompozitlerle benzer endikasyon alanlarına sahiptir.

Ellithy ve ark., gerçekleştirdiği bir yıllık randomize klinik çalışmada, SARK özellikli bir bulk-fill rezin kompozit materyali ile geleneksel bulk-fill rezin kompozitler karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, geleneksel rezin kompozitler estetik ve işlevsellik açısından üstün bulunmakla birlikte, biyolojik kriterler açısından her iki materyalin benzer performans sergilediği tespit edilmiştir. Araştırma, SARK materyallerinin umut verici sonuçlar gösterdiğini ve klinik kullanım için önerilebileceğini belirtmiştir (126).

Liu ve ark. yaptığı sistematik inceleme ve meta analiz çalışmasında SARK ve geleneksel akışkan kompozit uygulanan okluzal kavitelerde retansiyon, sekonder çürükler, marjinal renk değişikliği ve postoperatif hassasiyet sonuçları açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (84). Öz ve ark. adeziv sistemlerle uygulanan akışkan

rezin kompozitlerin iki yıllık takipte SARK'a göre üstün marjinal adaptasyon gösterse de klinisyenlerin alternatif bir materyal olarak düşünebileceği ifade etmiştir (12).

Öz ve ark. 5 yıllık klinik takip çalışmalarında SARK ve etch&rinse sistemiyle kullanılan geleneksel akışkan rezin kompozitin benzer klinik performansa sahip olduğu, her iki materyalde de marjinal adaptasyon ve marjinal renk değişikliği açısından zamanla bir miktar bozulma gözlemlendiği bildirmiştir (11)

Çelik ve ark. çürüksüz servikal lezyonlarının tedavisinde nanohibrit rezin kompozitler ile SARK karşılaştırdığı klinik çalışmasında, 6 aydan daha kısa sürede başarısızlıkla karşılaşılması nedeniyle klinik kullanım için uygun olmadığını bildirmiştir (127).

In vitro çalışmalar, diş hekimliği alanında kullanılan materyallerin geliştirilmesi, klinik uygulamalarda güvenilirliklerinin sağlanması ve ileride gerçekleştirilecek araştırmalar için temel verilerin elde edilmesi açısından, en az klinik çalışmalar kadar önemli bir yere sahiptir. Her ne kadar üreticiler SARK'ların daha basit kullanım avantajları sunduğunu iddia etse de sınırlı bilgiye sahip olduğumuz klinik çalışmaların sonuçlarının nedenlerini sorgulayabilmek adına bu materyallerin bağlanma, mekanik dayanıklılık ve stabilitesi gibi temel özelliklerinin değerlendirilmesi önem arz etmektedir. Ayrıca, rezin restorasyonlarının ömrünü etkileyen ve en sık karşılaşılan başarısızlık nedenlerinden biri olan sekonder çürük oluşumuna karşı SARK'ların antibakteriyel etkinliklerinin de sorgulanması gerekmektedir.

Bu çalışmamız, S-PRG doldurucusu içeren SARK'lar ile geleneksel akışkan rezin kompozitleri antibakteriyel ve dentin ile bağlanma özelliklerini, mekanik ve fiziksel yönden performanslarını karşılaştırarak bu materyallerin özellikleri ve sınırlamaları hakkında bir görüş sağlamaktadır.

Rezin esaslı dental materyallerin temel mekanik, fiziksel, estetik ve bağlayıcı özellikleri teknolojik gelişmelerle büyük ölçüde iyileşmiştir ve restoratif, protetik ve önleyici tedaviler için kullanılan mevcut malzemeler ideal klinik performans göstermektedir. Bu nedenle, çalışmalar materyallerin uygulama aşamalarının sadeleştirilmesi ve biyoaktif özelliklerinin geliştirilmesi gibi işlevselliği

hedeflemektedir. Biyoaktif özelliklerden biri de bakteriyel enfeksiyonu kontrol etmeye katkıda bulunarak antibakteriyel özellik sağlamaktır.

Rezin kompozitler, diğer restoratif materyallere ve insan minesine kıyasla erken plak oluşumu sırasında yüzeylerinde daha fazla bakteri tutulumu eğilimindedir. Bu eğilim rezin kompozitler üzerinde veya diş-restorasyon arayüzünde bakteri birikimine bağlı olarak marjinal alanların bozulmasına ve sekonder çürüklere yol açabilir (128).

Rezin kompozitlerin antibakteriyel özelliklere sahip olması en sık karşılaşılan başarısızlıklardan biri olan sekonder çürük oluşmasını ve inhibitör etkisi sayesinde *S. mutans* gibi karyojenik bakterilerin kompozit yüzeylere kolayca yapışıp biyofilm tutulumunu engelleyerek materyalin yüzey özelliklerinin bozulmasına neden olmadan restorasyonların daha uzun süreler ağızda kalmasını potansiyel olarak destekleyebilir. Antibakteriyel özelliklere sahip, diş dokusu ile rezin kompozitler arasındaki bağlanma arayüzlerine doğrudan temas halinde olan SARK'lar, çürük yapıcı bakterilerin çoğalmasını önlemeye ve aynı zamanda iyon salınımı yaparak remineralizasyonu sağlamada önemli bir rol oynayabilir.

S. mutans ağız florasında en fazla bulunan ve diş çürüklerinin oluşumundan sorumlu olan başlıca bakterilerden biridir. Ağız florasında, biyofilm; mikroorganizmalar, şeker bakımından zengin diyet ve konak arasındaki karmaşık etkileşimler sonucu oluşur; bu süreçte, diş yüzeyinin demineralizasyonuna yol açan asitler üretilir (129). Biyofilmler, diş yüzeylerine tutunabilen üç boyutlu bir ekstrasellüler matriks içinde bulunan mikrobiyal topluluklar olarak tanımlanır. *S. mutans*, dental biyofilmlerde ekstrasellüler matriksinin ana üreticisi olarak kabul edilmektedir (130). Asit üreten ve aside dayanıklı bir mikroorganizma olan *S. mutans*, sukroz varlığında ekstrasellüler polisakkaritlerin üretimine yol açan glukoziltransferazları üretir. Ekstrasellüler polisakkaritler, ekstrasellüler matriksinin birincil bileşeni olup, biyofilm gelişimini destekleyen bir yapı sağlar ve mikroorganizmaların yüzeylere tutunmasını teşvik eder (131).

Rezin esaslı materyallere antibakteriyel aktivite kazandırmak için iki yaklaşım mevcuttur. Bu yaklaşımlardan ilki, yüzeylerle temas eden ve herhangi bir aktif bileşen salınmadan bakterilerin inhibisyonu amacıyla materyalin içinde veya üzerinde

antimikrobiyal bileşenlerin immobilizasyonu sayesinde gerçekleşen kontakt inhibisyonudur. Bu tür bir teknoloji, kuaterner amonyum bileşiği (QAC) bazlı reçine monomerleri veya QAC-fonksiyonelleştirilmiş nanopartiküller gibi polimerize edilebilir bir bakteri öldürücünün kullanımını içerir (82).

Diğer bir önemli yaklaşım ise, rezin esaslı materyallere kontrollü salınımla antibakteriyel bileşenleri serbest bırakma yeteneği kazandırmaktır. Bu amaçla çeşitli doldurucuların taşıyıcı gibi görev alarak uzun süreli antibakteriyel etki elde etmek hedeflenmektedir. Antimikrobiyal ajanları doğrudan materyale karıştırma klasik yöntemini kullanarak kontrollü salınım kinetiği elde etmek mümkün değildir ve bu tür malzemelerin antimikrobiyal etki gösterdiği zaman aralığı kısadır. Bu amaçla gümüş nanopartiküller veya iyon salınım cam doldurucular kullanılmaktadır. İmmobilize edilmiş bakterisidin antibakteriyel etkileri bakterilerle doğrudan temasa bağlıdır, antimikrobiyal salınım sistemleri ise bakterileri sadece yüzeyde değil aynı zamanda malzemeden uzak bazı alanlarda da inhibe etmede etkilidir. Bu nedenle, kontrollü antimikrobiyal salınım teknolojisi için biyofilm oluşumunu inhibe etmedeki etkinlik esasen daha büyüktür ve çok daha geniş bir alana ulaşır (82). Çalışmamızda, antibakteriyel etkinliği immobilizasyon yaklaşımıyla gösteren ve çoklu iyon salınım özelliğine sahip S-PRG doldurucusu içeren SARK ile geleneksel rezin kompozit materyalleri kullanılmıştır.

Dental materyallere antibakteriyel ajanların dahil edilmesi karyojenik bakterilerin büyümesini inhibe edebilir. (132,133,134). Bu amaçla üretilen ve piyasada da mevcut olan, iyon salınımı özelliğine sahip floroalüminyumsilikat camın poliakrilik asitle asit-baz reaksiyonunda üretilen yüzey ön reaksiyonlu cam iyonomer (S-PRG) parçacıkları içeren rezin kompozitlerinin S- PRG doldurucu oranı %13,9 (hacimce) veya daha fazla içeren rezin kompozitlerin yüzeylerinde bakteriyel inhibisyon etkisinin arttığı ve *S. mutans* büyümesi üzerinde engelleyici bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur (19, 135). Resin kompozitlerindeki S-PRG doldurucusundan salınan iyonların bakteriyel hücreleri etkileyerek büyümelerini engellediği düşünülmektedir. S-PRG doldurucusunun dental materyallere dahil edilmesinin, dentinin demineralizasyonunu etkili bir şekilde önlediği ve mineye asit direnci kazandırdığı bildirilmiştir. S-PRG doldurucusundan birden fazla iyonun salınması, apatit

oluşumunu için mineralizasyonu da teşvik eder. Cam çekirdeğin yüzeyindeki ön reaksiyonlu cam iyonomer fazı, S-PRG doldurucusunun florür iyonlarını serbest bırakmasına ve yeniden yüklemesine olanak tanır (136-139). S-PRG doldurucusu, su varlığında asit-reaktif florür içeren cam ve poliasitler arasında meydana gelen bir asit-baz reaksiyonu sonucunda florür (F⁻), alüminyum (Al³⁺), borat (BO₃³⁻), sodyum (Na⁺), silikat (SiO₃²⁻) ve stronsiyum (Sr²⁺) iyonlarının salınımını gerçekleştirmektedir (140,141). Bu çoklu iyonlar asit tamponlama, demineralizasyonu önleme ve mineye asitlere karşı direnç kazandırma yeteneğine sahiptir. S-PRG doldurucu içeren rezin kompozitlerinin bakteri adezyonunu etkili bir şekilde azalttığını ve yüzeylerinde biyofilm oluşumunu önlediği rapor edilmiştir. (142,143) Çalışmamızda da bu sonuçlara uyumlu olarak, S-PRG içeren SARK ve geleneksel rezin kompozitlerin, diğer rezin kompozit gruplarına kıyasla daha yüksek bakteri inhibisyonu sergilediği tespit edilmiştir. Bakteriyel büyümenin inhibisyonunda rol oynayan iyon türlerini daha fazla tanımlamak için, *S. mutans* büyümesi üzerindeki inhibitör etkileri incelendiğinde esas olarak BO₃³⁻ ve F⁻ iyonlarının sorumlu olduğu, Al³⁺ ve SiO₃²⁻'nin ise daha az etkiye sahip olduğu bulunmuştur. (19, 144,145)

Rezin kompozitlerin antibakteriyel etkilerini test etmek için genellikle agar disk difüzyon yöntemleri kullanılır. Bu yöntem, antibakteriyel monomer salınımı yapan materyalleri tanımlamak için tercih edilebilir. Antibakteriyel aktivite, inhibisyon bölgelerinin boyutuna göre belirlenir. Ancak, agar içindeki antibakteriyel bileşenlerin difüzyonunun inhibisyon bölgelerinin boyutuna göre değişkenlik göstermesi nedeniyle elde edilen sonuçlar hedeflenen materyallerin antibakteriyel aktivitesini doğrudan yansıtmaz (94,135). Disk üstü kültür testlerinde ise diskten salınan antibakteriyel bileşenler bakterilerle doğrudan temas eder (19). Bu nedenle, bu tez çalışmasında S-PRG doldurucu içeren rezin kompozitlerinin antibakteriyel etkilerini değerlendirmek için test edilecek bakteri konsantrasyonlarının da kontrol edilebildiği disk üzerinde kültür testi kullanıldı. Bu testte 3 x 10³ CFU/ml konsantrasyonundaki *S. mutans* süspansiyonu hazırlanan rezin kompozit disklerinin üzerine kültürlendi.

Bu tez çalışmasının null (H₀) hipotezlerinden ilki olan; S-PRG içeren SARK'ların oral bakteri inhibisyonu ile geleneksel akışkan rezin kompozitler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur hipotezi reddedilmiştir.

Bu tez çalışmasında, S-PRG içeren SARK olan FS grubu antibakteriyel aktivite açısından en düşük *S. mutans* sayısını sergilemiş, bunu S-PRG içeren geleneksel akışkan kompozit BF grubu izlemiştir. Buna karşılık diğer SARK olan CN, VT, FU, NC grupları ve geleneksel akışkan rezin kompozit FT grubu daha yüksek ve neredeyse aynı seviyede *S.mutans* göstermiştir.

S-PRG doldurucusunun, su veya asidik bir çözelti ile temas ettiğinde çevresindeki asidik ortamın pH'ını zayıf alkali bir ortama çevirerek iyi bir tamponlama kapasitesine sahip olduğu bildirilmiştir (146). Ayrıca, S-PRG doldurucusundan serbest bırakılan F⁻ ve Sr²⁺ iyonlarının, hidroksiapatiti fluoroapatite ve stronsiyum-apatite dönüştürerek dişlerin asit direncini artırma potansiyeline sahip olduğu bildirilmiştir (147,148). Ma ve ark., S-PRG doldurucu içeren rezin astar materyalindeki pH değerlerini araştırmış ve glikoz eklendikten sonra pH değerlerinin 5,0'ın üzerinde tutulduğunu bildirmiştir (134). Kaga ve ark., S-PRG doldurucu içeren fissür örtücü materyalinden salınan Sr²⁺ veya Na⁺ yoluyla dikkate değer asit tamponlama yeteneği gösterdiğini bildirmiştir. Bu nedenle, S-PRG doldurucu içeren rezin kompozitlerden salınan Sr²⁺ veya Na⁺'nın, *S. mutans* tarafından üretilen asitleri nötralize edebileceği düşünülmektedir (146).

S-PRG doldurucu içeren rezin kompozitler, BO33- ve F- iyonlarının salınımı sayesinde bu iyonların varlığında *S. mutans*'ın asit üretimini azaltır ve büyümesini engelleme yeteneğine sahiptir (19,20). Shimizu ve ark. yaptıkları çalışmada FS ve BF'nin FU'dan daha fazla iyon saldıgını bildirmişlerdir (21). Bu, özellikle F- iyonlarının salınımına bağlı olarak antibakteriyel etkiyi potansiyel olarak artırabilir. Florürün antibakteriyel etkileri; glikolitik enzim olan enolazı, proton salan ATPazı ve bakteriyel kolonizasyonu inhibe etme yeteneği ile açıklanabilir (90). Borat iyonlarının mikroorganizmalara karşı antibakteriyel etkisinin ayrıntılı olarak mekanizması henüz açıklanamamıştır. Florür ile benzer inhibe edici etkiler gösterdiği düşünülmektedir. Kitagawa ve ark. *S. mutans* glikoz metabolizmasının düşük konsantrasyonlarda bile BO3 veya F⁻'nin varlığıyla etkili bir şekilde inhibe edildiğini belirtmiştir (20). Çalışmamızda da bu sonuçlara uyumlu olarak daha yüksek bakteri inhibisyonu gösteren FS ve BF grupları, S-PRG doldurucusu içermeleri ve BO33- ve F- iyonlarının

salınımı sayesinde diğer gruplara göre daha iyi antibakteriyel aktiviteye sahip olabilirler.

S-PRG varlığında bakterinin büyümesinin ve hayatta kalmasının inhibisyonuyla yakından ilişkili olan anahtar *S. mutans* genlerini belirlemek için DNA mikrodizi analizi yapılan bir çalışmada inhibitör etkilerin öncelikle *S. mutans*'ın hayatta kalmasında ve şeker metabolizmasında önemli roller oynayan genlerde azaltma yönünde düzenlendiği bulunmuştur. (149).

Son *in vitro* çalışmalar, S-PRG doldurucu içeren rezin kompozitlerinin yüzeylerinde, geleneksel rezin kompozit malzemelerine kıyasla daha az biyofilm oluşumu olduğunu göstermiştir (144,150). Fujimoto ve ark., serbest bırakılan iyon miktarının su ile S-PRG doldurucu oranı tarafından etkilendiğini bildirmiştir (141). Self adeziv veya self etch materyaller içerisinde yer alan asidik monomerler, asiditelerini korumak için su varlığında iyonize edildiğinden, S-PRG doldurucusundan çoklu iyon salınımının SARK'lardaki fonksiyonel monomer tarafından etkilenmiş olabileceği düşünülmektedir. FS'deki muhtemelen asidik monomerin varlığından dolayı FS'nin BF'ye kıyasla daha yüksek oranda iyon saldıgı gözlemlenmiştir (21).

Rezin kompozitlerin klinik performansını öngörebilmek adına temel mekanik özelliklerini değerlendirilebilmesi için kontrollü koşullar altında gerçekleştirilen *in vitro* mekanik testler, materyalin bükülmeye karşı direncini ve ağız ortamında maruz kalabileceği streslere karşı dayanıklılığını yansıtan önemli bir parametre olarak kabul edilmektedir (113).

Eğilme dayanımını ölçmek için yapılan, yükün transvers olarak uygulandığı üç nokta eğme testi, materyali çekme, basınç ve kesme kuvvetlerine maruz bıraktığı için yararlı bir *in vitro* test olarak kabul edilir. Dental materyallerin mekanik davranışını karakterize etmek için en önemli ve en sık kullanılan yöntemlerden biridir (113). Mekanikte klasik bir deneydir ve ISO standartlarınca numune başına malzeme maliyetlerini azaltmak ve bir dental restorasyonunun boyutlarına göre yaklaşık olarak belirlemek için uyarlanmıştır (108).

Restoratif rezin kompozitler için ISO yönergeleri, temel özelliklerin hızlı ve uygun maliyetli bir şekilde taranması için tasarlanmış basitleştirilmiş test prosedürlerine sahiptir. Bu nedenle, üç nokta eğme testi için ISO tarafından önerilen protokol yapay yaşlanmayı atlar ve bir günlük suda bekletilmesinin ardından test edilen materyalin klinik olarak kullanılabilir olarak kabul edilebilmesi için en az 80 MPa eğilme dayanımı göstermesini gerektirir. Bir günlük sürede kompozitin kürlenme sonrası polimerizasyonunu tamamlamasına, kısmen su emmesine ve kalan iç gerilimleri gidermesine izin vermesi beklenir. Bu şekilde, ISO önerisi, kürlenmeden 1 gün sonra 80 MPa gösteren kompozitin hizmet ömrü boyunca kabul edilebilir mekanik özelliklerini koruyacağını ve ideal olarak birkaç on yıl süreceğini varsayar (151). Ancak, üç nokta eğilme test sonuçları değerlendirilirken basit eksenel yüklemenin çiğneme sırasında çok yönlü ve tekrarlanan karmaşık ağız içi kuvvetleri taklit etmediği ve uygulanan kuvvetlerin iç kusurlar ve gözeneklilik nedeniyle dahili olarak homojen bir şekilde dağılmayabileceği göz önünde bulundurulmalıdır (3,152). Yine de bazı sistematik incelemeler *in vitro* eğilme dayanımı verileri ile posterior rezin kompozit klinik kırıkları ve aşınması arasında bir korelasyon olabileceğini öne sürmektedir (107).

Akışkan rezin kompozitler klinikte polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla stres kırıcı olarak, arayüz kavitelerinde mikrosızıntıyı azaltmak için marjinal adaptasyonu amacıyla veya pit ve fissür örtücü olarak kullanılmaktadır (153,154). Günümüzde doldurucu oranları artırılıp mekanik ve fiziksel özellikleri iyileştirilmiş olup tek başlarına restoratif materyali olarak da başarılı sonuçlar elde edilmektedir (155,156).

Bu tez çalışmasının ikinci null (H0) hipotezi olan; S-PRG içeren SARK'ların eğilme dayanımı ile geleneksel akışkan rezin kompozitlerin eğilme dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur hipotezi kabul edilmiştir.

Bu çalışmamızda geleneksel akışkan rezin kompozitler ile SARK'ın karşılaştırılmalı olarak eğilme dayanımlarının değerlendirilmesi amacıyla üç nokta eğme testi uygulanmıştır. S-PRG içeren SARK grubu FS ve SARK olan CN, geleneksel akışkan rezin kompozitler olan BF ve FT' ye benzer değerler göstermiştir. SARK olan VT, geleneksel akışkan rezin kompozitler olan BF ve FT gruplarından

daha düşük ancak ISO 4049:2019 standartlarına göre kabul edilebilir bir eğilme dayanımına sahiptir, diğer SARK grubu olan FU ve NC grupları ise, 80 MPa'nın altında eğilme dayanımı değerleri göstermiştir.

Doldurucu hacmi, rezin kompozit restoratif malzemenin mekanik özellikleri ve klinik performansında önemli bir faktördür (158,159). Eğilme dayanımı ve modülünü artırmak için yaklaşık %60 veya daha fazla doldurucu içeriği gereklidir (159). Eğilme dayanımı değeri ISO 4049:2019 standartlarına göre 80 MPa olmalıdır (108). Düşük doldurucu oranı daha düşük mekanik özelliklere neden olabilirken, SARK'lardaki hidrofobik monomerlerin su emilimini arttırması, bu materyallerin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilir. Artan su emilimi, daha fazla higroskopik boyutsal değişikliklerin yanı sıra rezin matriksinin hidroliz ve plastifikasyonuna da yol açabilir. Ayrıca, su emiliminin, mekanik özelliklerin değişmesine neden olan silan bağlayıcı ajanların hidrolizini kolaylaştırdığı bildirilmiştir (160-162). SARK'ların geleneksel akışkan rezin kompozitlere göre daha düşük eğilme dayanımı değerleri göstermesi bu sebeplerle açıklanabilir. S-PRG doldurucusu silanize edilmemesi nedeniyle rezin matriksine kimyasal olarak bağlanmamaktadır. Bu nedenle rezin matrikse yalnızca gömülü olarak bulunan S-PRG doldurucu miktarındaki artışın mekanik dayanımı arttırmada bir faktör olmadığı düşünülmektedir (163).

Literatürde SARK'lar ve S-PRG doldurucu rezin kompozitlerin mekanik özelliklerinin eğilme dayanımı yönünden araştırıldığı çalışmalar sınırlı sayıda yer almaktadır. Brewster ve ark, FT, VT, FU ve CN'yi içeren çalışmalarında 24 saat ve 12 ay arasındaki belirli aralıklarla test ettikleri SARK materyallerinin ortalama eğilme dayanımlarının, bizim çalışmamıza benzer olarak geleneksel akışkan rezin kompozit materyallerine göre büyük ölçüde daha düşük bulunmuştur. Yine aynı çalışmada bazı SARK materyallerin, ISO 4049 tarafından önerilen minimum 80 MPa değerinin altında ortalama değerlere sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak CN'in eğilme dayanımı 6 ayda ISO 4049 önerisinin altına düşmüştür. 80 MPa eşiğinin üzerinde performans göstermesine rağmen, VT'nin eğilme dayanımı 1 ve 3 ayda anlamlı ölçüde düşüş göstermiştir (157).

Materyallerin, farklı durumlarda performanslarını analiz etmek ve tedavi sırasında hataları anlamak ve düzeltmek için bağlanma mekanizmasını anlamak

oldukça önemlidir. Materyalin dental dokulara kalıcı olarak bağlanabilmesi için yüzeyi ıslatabilme, mikromekanik bağlanma ve kimyasal etkileşim olan üç temel mekanizmaya sahip olmalıdır. Öncelikle ideal bir arayüz teması elde edebilmek için uygulanan materyalin yüzey gerilimi diş dokularından daha az yüzey enerjisine sahip olmalıdır. Dentin sıvı dolu tübüllere sahip intrinsik olarak nemli bir dokudur. Bu nedenle adeziv materyaller başlangıçta hidrofobik olmadan önce (düşük su temas açısı) nemli dentini düzgün bir şekilde ıslatabilmelidir. Polimerleşme sırasında ideal olarak hidrofobik bir duruma (yüksek su temas açısı) dönüşerek su emilimini sınırlamalı ve hidrolitik bağlanma bozulmasını önlemelidir. Bu nedenle, adezivlerin polimerleşme öncesinde hidrofililiği ve polimerleşme sonrasında hidrofobikliği arasında bir denge sağlaması gerekir. Mikromekanik bağlanma pürüzlendirme ve kimyasal aşındırma yapılarak diş dokularının demineralizasyonu sonrası materyalin bu alanlara akarak birbirine kenetlenmesidir. Materyalin içerisinde yer alan foksiyonel monomerler ise hidroksiapatitin Ca^{+} iyonlarıyla etkileşime girerek kimyasal bağlanmayı sağlar (29).

Diş dokularına adezyonla ilgili gelecekteki iyileştirmeler, malzeme geliştirme ve/veya deneysel değişkenlerin değerlendirilmesi için güvenilir veri sağlayan *in vitro* test yöntemlerini gerektirir. Dental materyallerin klinik performansını anlamak ve iyileştirmek için seçilen test yöntemi nispeten gerçekleştirilmesi kolay olmalı, standardizasyonu sağlanarak farklı laboratuvarlarda dahi tekrarlanabilir olmalı ve nihayetinde klinik uygulama sonuçları tahmin etmede yararlı olmalıdır (122).

Gerilim bağlanma dayanımı, bağlanma yüzey alanına bağlıdır. Bağlanma dayanımı sonuçları, bağlanan yüzey alanının bir fonksiyonu olarak çizilmiş ve daha geniş yüzey alanıyla ölçülen bağlanma dayanımında dentinde daha yüksek oranda kohezyonel kırılma gözlemlendiğinde ters bir logaritmik azalma eğrisine uyum göstermiştir (164). Griffith'in kusur teorisine göre, bir malzemenin bağlanma dayanımı, homojen malzemelerde gerilim altında daha büyük numuneler test edildiğinde azalır (165). Bu sonuç, malzemedeki kusurların dağılımından kaynaklanabilir; çünkü daha büyük bir numune, muhtemelen daha küçük numunelere göre daha fazla kusur içerir. Bu nedenle daha küçük bağlanma alanlarının test edilebildiği hassas ölçüm yöntemleri olan mikromakaslama ve mikrogerilim testleri

geliştirilmiştir. İdeal olarak, dental dokulara adezyon; tutucu güç sağlamalı, marjinal sızdırmazlık sunmalı, nispeten basit bir şekilde uygulanabilmeli ve klinik olarak dayanıklı olmalıdır. Mikrogerilim testi şu anda bağlanma dayanımını değerlendirmek için en değerli test olarak kabul edilmektedir. Özellikle örneklerin dayanıklılık testine tabi tutulmasından sonra mikrogerilme bağlanma dayanıklılık testi yazarlar tarafından şu anda dental kompozit restorasyonların bağlanmasının en iyi dolaylı ölçütü olarak önerilmektedir (166,167). Küçük, kare şeklindeki bir arayüzdeki eksenel çekme yükü sayesinde mikrogerilim testi, gerçek nihai mukavemetleri daha iyi temsil eden daha uygun bir gerilim dağılımı sağlar ve böylece kompozit veya dentindeki kohezif başarısızlıkların çoğunu ortadan kaldırır. Dahası, kesit alanı 2 mm²'den az olduğunda mikrogerilim testi en yüksek çekme kuvvetini (bağlanma dayanımını) yansıtır, çünkü dentin ve kompozitin kohezif mukavemeti bu küçük arayüz altında en azdır. Bu nedenle, bu tez çalışmasında S-PRG doldurucu içeren rezin SARK'ların dentine bağlanma dayanımlarını değerlendirmek için yüzey alanına bağlı kusurların önüne geçebilmek adına mikrogerilim testi tercih edilmiştir.

Geleneksel akışkan rezin kompozitler bir adeziv sistem kullanılarak diş dokularına ön bir protokolle uygulanmaktadır. SARK ise adeziv ve rezin kompozit basamaklarını birleştirmiştir. SARK, akışkan rezin kompozitlerin içerisine 10-metakrilooksidedik dihidrojen fosfat (10-MDP), gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM), 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) ve 4-metakrilooksietil trimellitit anhidrit (4-META) gibi yapılarındaki hem hidrofilik hem de hidrofobik kısımlar taşıyan polimerize edilebilir monomerler olarak tanımlanabilen fonksiyonel monomerlerin dahil edilmesiyle farklı dentin bağlanma mekanizmaları sergilemektedir (86,160). Fosforik asit ve karboksilik asit grupları, fonksiyonel monomerlerde hidrofilik asit kısımları olarak yaygın olarak kullanılır. Asidik monomerlerin fonksiyonel grupları, hidroksiapatitlerdeki Ca²⁺'ya iyonik bağlar aracılığıyla bağlanır (29, 170). Vertise Flow, Optibond FL yapıştırıcı sisteminden iyi bilinen gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) monomerleri içerir. GPDM, oldukça kısa bir aralayıcı zincir ve güçlü bir aşındırma etkisi ve daha iyi bir dentin ıslatılabilirliği ile sonuçlanan yüksek bir hidrofilisiteye sahiptir, ancak aynı zamanda diğer self-adeziv monomerlere kıyasla hidroksiapatite nispeten düşük bir kimyasal bağlanma potansiyeline sahiptir. Constic, GPDM monomerine kıyasla daha uzun ve daha hidrofobik aralayıcı zincirler tutan 10-

metakriloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomeri içerir. MDP'nin, hidroksiapatit ile güçlü bir kimyasal bağ oluşturan kararlı 10-MDP-Ca tuzları oluşturduğu bulunmuştur. Fusio Liquid Dentin ve Nova Compo SF, dentini kısmen demineralize edebilen ve karboksilat grupları ile hidroksiapatitteki kalsiyum arasında iyonik bağlar oluşturabilen 4-metakriloksietil trimetellitik asit (4-META) kullanarak hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanır. Fit SA, hidrolitik olarak kararlı görünen hidrofilik bir kısım $[-P(=O)(OH)_2]$ içeren fosforik asit monomerlerinin iyonize fosfonik asit grupları, dentinin hidroksiapatitinin kalsiyum iyonlarıyla (Ca^{2+}) etkileşime girerek kararlı bir iyonik bağlarla kimyasal olarak bağlanır. Muhtemelen farklı bileşimler ve farklı işlevsel monomerler nedeniyle, SARK diş sert doku etkileşiminin farklı olduğu düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasının null (H_0) hipotezlerinden sonuncusu olan S-PRG içeren SARK'ların dentine bağlanma dayanımı değerleri ile universal adeziv ile kullanılan geleneksel akışkan rezin kompozitlerin dentine bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

Bu çalışmada, dentine bağlanma dayanımı değerleri MTBS ile incelenmiş ve S-PRG dolduruculu SARK içeren FS grubunun bağlanma dayanımı değerleri, universal adezivlerin self-etch modunda uygulandığı BX+BF grubuyla benzer, ancak SB+FT grubundan daha düşük bağlanma dayanımı sergilediği bulunmuştur. Ayrıca FS grubunun, SARK içeren CN ve VT gruplarına kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği belirlenmiştir. Bununla birlikte, bağlanma dayanımlarının zayıf olması nedeniyle test öncesinde adezyon başarısızlığı yaşanan FU ve NC gruplarında, MTBS testi için yeterli sayıda örnek elde edilememiş ve bu gruplara ilişkin bağlanma dayanımı ölçülememiştir.

SARK'ların dentine olan düşük bağlanma dayanımı değerleri, SARK'ların bağlanma mekanizması, hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanabilen ancak hibrit bir tabaka oluşturmayan self-etch monomerlerin kalsiyuma olan kararsız kimyasal bağlanmasından kaynaklanıyor olabilir. S-PRG doldurucusu ise içeriğindeki floroboroalüminosilikat cam ve poliakrilik asitler aracılığıyla hidroksiapatit kristalleriyle asit-baz reaksiyonu sonucunda daha kararlı kimyasal bağlar oluşturabilmesi nedeniyle bağlanma dayanımını desteklediği düşünülmektedir (163).

Shimizu ve ark. da geleneksel akışkan rezin kompozitlerin daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu bununla birlikte FS'nin dentine bağlanma dayanımının FU'dan daha yüksek olduğunu bildirmiştir (21). Bizim çalışmamızın sonuçlarında da benzer olarak SARK'ların bağlanma dayanımı adeziv sistemlerle kullanılan geleneksel akışkan kompozitlerin bağlanma dayanımı değerlerinden daha düşük olduğunu göstermektedir. S-PRG doldurucusu içeren FS diğer SARK'lara göre üstün bağlanma dayanımı göstermiştir.

Yao ve ark. çalışmamıza benzer olarak 24 saatlik saklama süresi sonrası FS grubunun diğer SARK olan CN, VT ve FU gruplarına göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine sahip olduğunu, ayrıca tüm gruplarda 6 ay süreli yaşlandırma sonrası daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini bildirmiştir (171).

Takamiya ve ark. mikromakaslama bağlanma dayanımı testi uyguladıkları çalışmalarında bizim çalışmamıza benzer olarak S-PRG içeren FS grubunun bağlanma dayanımı değerlerini VT ve FU gruplarından anlamlı olarak yüksek, bizim çalışmamızdan farklı olarak ise CN grubu ile benzer bulmuştur (172).

David ve ark. yaptığı sistematik inceleme ve meta-analiz sonucunda, SARK'ların bağlanma performansının, değerlendirilen substrat, saklama süresi ve diş tipinden bağımsız olarak, adeziv sistemlerle birlikte kullanılan geleneksel kompozit rezinlerin bağlanma performansından anlamlı olarak daha düşük olduğunu göstermiştir (14).

SARK materyalleri ile ilgili klinik değerlendirmeler ise çelişkili sonuçlar vermiştir; bazı çalışmalarda bu ürünlerin iki yıl sonra iyi performans gösterdiği, ancak bazı çalışmalarda ise iki yıllık kontrollerde, hatta beş yıllık kullanımda marjinal adaptasyon açısından daha düşük performans sergilediği rapor edilmiştir (11,12,169).

SARK'ların bağlanma mekanizması, self-etch adeziv sistemlere benzer şekilde çalışmakta olup, bu durum kalsiyum iyonlarıyla kimyasal bağlanmayı teşvik eden adeziv monomerlerin varlığına atfedilebilir. SARK'ların dentin demineralizasyonu ve kimyasal bağlanma yetenekleri, universal adeziv sistemlere göre daha zayıftır (172) ve bu materyallerin asit konsantrasyonu, self etch adezivlere kıyasla daha düşük olup

yalnızca kısmi bir smear tabakası uzaklaştırabilmektedir. Ek olarak, SARK, çözücü içermemeleri nedeniyle self-etch adezivlere kıyasla daha yüksek viskoziteye ve daha düşük ıslanabilirliğe sahiptir (14). Bu özellik, yetersiz ıslanabilirlik ile sonuçlanmakta ve dentin tübüllerine derinlemesine nüfuz edememelerine yol açmaktadır. Bu durum, zayıf bir hibrit tabaka oluşmasına neden olarak diş yapılarıyla olan yetersiz adezyon sonucu bağlanma dayanımını azaltmaktadır. Çalışmamızda yer alan SARK'ların, universal adezivlerle benzer fonksiyonel monomerler içermelerine rağmen, daha düşük bağlanma dayanımı sergilemelerinin bu özelliklerden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca, dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini artırmak amacıyla formülasyona eklenen hidrofilik monomer HEMA (2-hidroksietil metakrilat), fotopolimerizasyon sırasında artan su emilimi nedeniyle malzemenin fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilmektedir. Bu durumun, bağlanma dayanımı değerlerinin düşmesine katkıda bulunduğu değerlendirilmektedir.

Kopma tipleri değerlendirildiğinde beklendiği gibi adeziv sistemle uygulanan geleneksel akışkan rezin kompozit gruplarında adeziv kopma görülmemiş olup koheziv ve miks kopmalar izlendi. SARK gruplarında ise adeziv kopmalar da izlendi. Ancak FS grubunda CN ve VT gruplarına göre daha az adeziv kopma gözlemlendi. FU ve NC gruplarında ise örnekler hazırlanırken rezin kompozit ve dentin arasında mikrogerilim bağlanma dayanımı testi için örneklerin hazırlanması aşamasında kopmalar gerçekleştiği için bu gruplarda yalnızca adeziv kopma var olarak kabul edildi. SARK gruplarında izlenen ön test kopmalarına "sıfır" değeri atfedilse de bu değerler çok düşük bağlanma dayanımını temsil eder ve var olmayan bağlanma anlamına gelmez. Bu nedenle bu sonuçlar dahil edilmemiştir.

Yao ve ark. FS ve FU gruplarında 24 saat ve 6 ay sonraki mikrogerilim bağlanma testi sonrası ağırlıklı olarak adeziv kopma, VT ve CN gruplarında ise birçok test öncesi kopmalar gerçekleştiğini bildirdi (171). Shimizu ve ark. yaptığı çalışmada mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonrası FS ve FU gruplarında bizim çalışmamıza benzer olarak adeziv kopma gözlemlenmiştir (21). Papazekou ve ark. 24 saat ve yaşlandırma sonrası kıyasladıkları FS ve BF kullandıkları çalışmada her iki zaman diliminde de FS grubunda daha fazla adeziv kopma izlemişlerdir (173).

Çalışmamızın sınırlılıkları olarak *S. mutans* 'ın test edilen tek hedef mikroorganizma olması ve yalnızca rezin kompozit yüzeyinin incelenip antibakteriyel etkinin çürüklü ve çürüksüz dentinle ilişkisinin değerlendirilmemiş olması sonuçların kapsamını daraltmaktadır. Bu nedenle, diğer karyojenik ve periodontal hastalıklara neden olan mikroorganizmaları değerlendiren ağız ortamındaki komplikasyonların, tükürük akışının ve materyaller ile çevre dokular arasındaki etkileşimlerin de dahil edilebildiği daha ileri çalışmalar yapılmalıdır. Aynı zamanda S-PRG doldurucusunun bu mikroorganizmaların metabolizması üzerine uzun vadeli inhibe edici etkileri değerlendirilmelidir. Restoratif materyaller üzerinde oluşan plaktaki bakteri topluluklarını hem niceliksel hem de niteliksel olarak açıklığa kavuşturmak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

Çalışmamızın bir diğer sınırlılığı olarak; eğilme dayanımını ölçmek adına yapılan üç nokta eğme testi basit ve uygulanabilir olması gibi avantajlara sahipken aynı zamanda yalnızca materyal bağımlı olup laboratuvar ortamında klinik koşullarını yansıtamamaktadır. Resin kompozitlerin mekanik özelliklerinin yaşlanmadan önemli ölçüde etkilendiği bilindiğinden, mekanik test uygulamasından önce polimerizasyon sonrası uzun süreli ve yapay yaşlandırma uygulanması, materyalin oral koşullar altındaki davranışını daha iyi simüle eder. Yapay yaşlandırmanın kullanılması, geleneksel resin kompozitlere kıyasla su kaynaklı bozulmadan daha fazla etkilenmesi beklenen iyon salan resin kompozitler için özellikle önemlidir. X-ray kırınımı, yüzey mikrosertlik ve infrared spektroskopisi gibi ek analiz yöntemlerinin kullanıldığı, sertlik ve esneklik değerlendirmesinin yapıldığı uzun dönem, termal döngü veya nemin etkisinin de araştırıldığı çalışmaların gerçekleştirilmesi gereklidir.

Son olarak yalnızca çürüksüz dentin dokusuna bağlanmanın değerlendirilmiş olması, yaşlandırma işlemlerinin gerçekleştirilmemesi ve ağız içi ortam koşullarının dahil edilmemesi çalışmamızın sınırlılıkları arasında yer almaktadır. Özellikle, S-PRG doldurucu içeriğinin bağlanma dayanımına olan etkisinin ve mekanizmasının detaylı bir şekilde incelendiği daha kapsamlı ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Sonuç olarak, S-PRG dolduruculu SARK materyalleri, ara bir adeziv tabakaya ihtiyaç duymadan diş dokuları ile doğrudan temas ederek antibakteriyel iyon salınımı özellikleri sayesinde sekonder çürük oluşumunun önlenmesinde önemli bir avantaj

sunmaktadır. Florür ve çeşitli iyonların salınımı, demineralizasyona karşı dentin dokusunun korunmasında etkili olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda, SARK materyalinin klinik kullanıma uygun mekanik özellikler ve yeterli bağlanma kapasitesi sergilediği gözlemlenmiştir. Ancak, SARK materyallerinin rutin klinik uygulamalarda nihai tercih olarak değerlendirilmesi için bağlanma dayanımı gibi bazı sınırlamaların dikkate alınması gerekmektedir. Literatürdeki bilgilerin sınırlılığı nedeniyle, bu materyallerin kullanım alanlarını genişletmek ve mevcut kısıtlamaları aşmak için daha fazla laboratuvar ve klinik çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu bağlamda, söz konusu materyallerin kullanım endikasyonlarının belirlenmesi önem arz etmektedir. Özellikle çocuklar ve özel ihtiyaçları olan hastalar hasta gruplarında, derin kavitelerde astar materyali olarak veya stres taşımayan küçük kavitelerde kullanım ile sınırlandırılmaları önerilmektedir.

8. SONUÇ

- S-PRG doldurucusu içeren SARK ve S-PRG doldurucusu içeren geleneksel akışkan rezin kompozitler yüzeylerinde *S. Mutans* sayısı anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
- S-PRG doldurucusu içeren SARK, geleneksel rezin kompozitlerle benzer eğilme dayanımını göstermiştir.
- Dentine bağlanma yönünden S-PRG doldurucu içeren SARK, adeziv sistemlerle uygulanan rezin kompozitlerle benzer sonuçlar elde edilmiştir.
- SARK'ların bazıları dentine bağlanamamıştır.



9. KAYNAKLAR

1. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 120(11):972-986, 2010.
2. Vetromilla BM, Opdam NJ, Leida FL, Sarkis-Onofre R, Demarco FF, van der Loo M, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Treatment options for large posterior restorations: a systematic review and network meta-analysis. J Am Dent Assoc. 151(8):614-624.e18, 2020.
3. Ferracane JL. Resin composite - state of the art. Dent Mater. 27(1):29-38, 2011.
4. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. J Dent Res. 90(4):402-416, 2011.
5. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. Dent Mater J. 24(1):1-13, 2005.
6. Breschi L, Maravic T, Cunha SR, Comba A, Cadenaro M, Tjäderhane L, Pashley DH, Tay FR, Mazzoni A. Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. Dent Mater. 34(1):78-96, 2018.
7. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. J Dent. 43(7):765-776, 2015.
8. Czasch P, Ilie N. *In vitro* comparison of mechanical properties and degree of cure of a self-adhesive and four novel flowable composites. J Adhes Dent. 15(3):229-236, 2013.
9. Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. Clin Oral Investig. 17(6):1497-1506, 2013.
10. Margvelashvili M, Vichi A, Carrabba M, Goracci C, Ferrari M. Bond strength to unground enamel and sealing ability in pits and fissures of a new self-adhering flowable resin composite. J Clin Pediatr Dent. 37(4):397-402, 2013.
11. Oz FD, Ergin E, Cakir FY, Gurgan S. Clinical evaluation of a self-adhering flowable resin composite in minimally invasive class I cavities: 5-year results of a double-blind randomized, controlled clinical trial. Acta Stomatol Croat. 54(1):10-21, 2020.

12. Oz FD, Meral E, Gurgan S. Does a self-adhesive flowable resin composite perform similarly to highly filled and conventional flowable resin composites in occlusal cavities? A 2-year follow-up study. *J Adhes Dent*. 23(6):497-503, 2021.
13. Ülker HE, Erkan AI, Günaydın N, Kahvecioğlu F, Ülker M. Comparison of the mechanical and biological properties of self-adhering materials. *J Adhes Sci Technol*. 30(10):1119-1130, 2016.
14. David C, Cardoso de Cardoso G, Isolan CP, Piva E, Moraes RR, Cuevas-Suarez CE. Bond strength of self-adhesive flowable composite resins to dental tissues: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent*. 128(5):876-885, 2022.
15. Iaculli F, Salucci A, Di Giorgio G, Luzzi V, Ierardo G, Polimeni A, Bossù M. Bond strength of self-adhesive flowable composites and glass ionomer cements to primary teeth: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Materials (Basel)*. 14(21):6694, 2021.
16. Almohareb T. Sealing ability of self-adhering composite restorations. *Int J Med Dent*. 24(4):1-10, 2020.
17. Cieplik F, Hiller KA, Buchalla W, Federlin M, Scholz KJ. Randomized clinical split-mouth study on a novel self-adhesive bulk-fill restorative vs. a conventional bulk-fill composite for restoration of class II cavities: results after three years. *J Dent*. 125:104275, 2022.
18. Imazato S, Nakatsuka T, Kitagawa H, Sasaki JI, Yamaguchi S, Ito S, Takeuchi H, Nomura R, Nakano K. Multiple-ion releasing bioactive surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) filler: innovative technology for dental treatment and care. *J Funct Biomater*. 14(4):236, 2023.
19. Miki S, Kitagawa H, Kitagawa R, Kiba W, Hayashi M, Imazato S. Antibacterial activity of resin composites containing surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) filler. *Dent Mater*. 32(9):1095-1102, 2016.
20. Kitagawa H, Miki-Oka S, Mayanagi G, Abiko Y, Takahashi N, Imazato S. Inhibitory effect of resin composite containing S-PRG filler on *Streptococcus mutans* glucose metabolism. *J Dent*. 70:92-96, 2018.
21. Shimizu S, Kotake H, Takagaki T, Shinno K, Miyata S, Burrow MF, Hotta M, Nikaido T. Evaluation of bonding performance and multi-ion release of S-PRG

- filler-containing self-adhesive resin composite. *Dent Mater J.* 40(5):1257-1263, 2021.
22. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater.* 26(2):e11-e16, 2010.
23. Ritter AV, Boushell LW, Walter R, eds. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 7th edition, Elsevier, 2019.
24. Özcan M, DüNDAR M, Çömlekoğlu ME. Adhesion concepts in dentistry: Tooth and material aspects. *J Adhes Sci Technol.* 26(24):2661-2681, 2012.
25. Hilton TJ, Ferracane JL, Broome JC, Santos JD, Summitt JB. *Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. 4th edition, Quintessence, 2013.
26. Sato T, Takagaki T, Ikeda M, Nikaido T, Burrow MF, Tagami J. Effects of selective phosphoric acid etching on enamel using “no-wait” self-etching adhesives. *J Adhes Dent.* 20(5):407-415, 2018.
27. Van Meerbeek B. Buonocore Memorial Lecture: Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent.* 28:215-235, 2003.
28. Van Meerbeek B. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent Suppl.* 5:111-124, 1992.
29. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Van Landuyt K, Yoshida Y, Peumans M. From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives: A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *J Adhes Dent.* 22(1):7-34, 2020.
30. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 16(3):265-273, 1982.
31. Kazak M, Dönmez N. Geçmişten günümüze dentin bonding sistemlerindeki gelişmeler. *Bezmialem Science.* 7(4):322-330, 2019.
32. Söderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: Are they safe? *J Am Dent Assoc.* 130:201–209, 1999.
33. Gilmore HW. Recent consensus on the pulpal reaction to restorative materials. *J Prosthet Dent.* 23:434–440, 1970.

34. Bowen R. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res.* 35:360–369, 1956.
35. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent 3,066,112, 27 November 1962.
36. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 66:57–64, 1963.
37. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 34(6):849-853, 1955.
38. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. 2. baskı. Güneş Kitapevi Ltd. Sti., Ankara, 2011.
39. Ferracane JL. A historical perspective on dental composite restorative materials. *Dent Mater.* 39:1–12, 2023.
40. Demarco FF, Cenci MS, Montagner AF, de Lima VP, Correa MB, Moraes RR, Opdam NJM. Longevity of composite restorations is definitely not only about materials. *Dent Mater.* 39:1–12, 2023.
41. Elfakhri F, Alkahtani R, Li C, Khaliq J. Influence of filler characteristics on the performance of dental composites: A comprehensive review. *Ceram Int.* 48(19):27280–27294, 2022.
42. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 105(2):97–116, 1997.
43. Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res.* 87:367–371, 2008.
44. Habib E, et al. Inorganic fillers for dental resin composites: present and future. *ACS Biomater Sci Eng.* 2(1):1–11, 2016.
45. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 14:51–56, 1998.
46. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.* 87:642–649, 2002.

47. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behavior of dental composites. *Clin Oral Investig.* 13:427–438, 2009.
48. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 53:353–361, 2000.
49. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, filler size, and silanization. *Dent Mater.* 19:206–211, 2003.
50. Lutz F, Philips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 50:480–488, 1983.
51. Zhou X, Huang X, Li M, Peng X, Wang S, Zhou X, Cheng L. Development and status of resin composite as dental restorative materials. *J Appl Polym Sci.* 136:48180, 2019.
52. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 56:59-66, 2011.
53. Heintze SD, Rousson V, Hickel R. Clinical effectiveness of direct anterior restorations: A meta-analysis. *Dent Mater.* 31(5):481-495, 2015.
54. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 120(11):972-986, 2010.
55. Paolone G, Diana C, Cantatore G. 2023 State of the art in resin-based composites and future trends. *Compend Contin Educ Dent.* 44(2), 2023.
56. Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dent Mater.* 32(12):1586-1599, 2016.
57. Hong G, Yang J, Jin X, et al. Mechanical properties of nanohybrid resin composites containing various mass fractions of modified zirconia particles. *Int J Nanomedicine.* 15:9891-9907, 2020.
58. Zhang L, Yu P, Wang XY. Surface roughness and gloss of polished nanofilled and nanohybrid resin composites. *J Dent Sci.* 16(4):1198-1203, 2021.
59. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 5(2):895-902, 2011.

60. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater.* 28:801-809, 2012.
61. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B, Ermis B. Bulk-fill composites: A review of the current literature. *J Adhes Dent.* 19(2):95-109, 2017.
62. Cidreira Boaro LC, Pereira Lopes D, de Souza ASC, Lie Nakano E, Ayala Perez MD, Pfeifer CS, Gonçalves F. Clinical performance and chemical-physical properties of bulk-fill composite resin: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater.* 35:e249-e264, 2019.
63. Sengupta A, Naka O, Mehta SB, Banerji S. The clinical performance of bulk-fill versus the incremental layered application of direct resin composite restorations: A systematic review. *Evid Based Dent.* 24:143, 2023.
64. Parra Gatica E, Duran Ojeda G, Wendler M. Contemporary flowable bulk-fill resin-based composites: A systematic review. *Biomater Investig Dent.* 10(1):8-19, 2023.
65. Wolter H, Glaubitt W, Rose K. Multifunctional (meth)acrylate alkoxysilanes: A new type of reactive compounds. *Mater Res Soc Symp Proc.* 271:719-724, 1992.
66. Abreu NM, Sousa FB, Dantas RV, Leite PK, Batista AU, Montenegro RV. Longevity of bulk-fill and ormocer composites in permanent posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *Am J Dent.* 35:89-96, 2022.
67. Monsarrat P, Garnier S, Vergnes JN, Nasr K, Grosgeat B, Joniot S. Survival of directly placed ormocer-based restorative materials: A systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Dent Mater.* 33:e212-e220, 2017.
68. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 21(1):68-74, 2005.
69. Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater.* 20:313-321, 2004
70. Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha JC. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. *Dent Mater.* 22(10):896-902, 2006.

71. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater.* 25(6):810-819, 2009.
72. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dent Mater.* 21:852-863, 2005.
73. Bürgers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, Rosentritt M, Handel G. Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. *Dent Mater.* 25:269-275, 2009.
74. Ikemura K, Tay FR, Kouro Y, Endo T, Yoshiyama M, Miyai K, Pashley DH. Optimizing filler content in an adhesive system containing pre-reacted glass-ionomer fillers. *Dent Mater.* 19(2):137-146, 2003.
75. Roberts TA, Miyai K, Ikemura K, Fuchigami K, Kitamura T. Fluoride ion sustained release preformed glass ionomer filler and dental compositions containing the same. United States Patent No. 5,883,153, 1999.
76. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J.* 27(3):315-339, 2008.
77. Mousavinasab SM, Meyers I. Fluoride release by glass ionomer cements, compomer and giomer. *Dent Res J.* 6:75-81, 2009.
78. Abdel-Karim UM, El-Eraky M, Etman WM. Three-year clinical evaluation of two nano-hybrid giomer restorative composites. *Tanta Dent J.* 11:213-222, 2014.
79. Gordan VV, Blaser PK, Watson RE, Mjör IA, McEdward DL, Sensi LG, Riley JL III. A clinical evaluation of a giomer restorative system containing surface pre-reacted glass ionomer filler: Results from a 13-year recall examination. *J Am Dent Assoc.* 145:1036–1043, 2014.
80. Jyothi KN, Annapurna S, Kumar AS, Venugopal P, Jayashankara CM. Clinical evaluation of giomer- and resin-modified glass ionomer cement in class V noncarious cervical lesions: An in vivo study. *J Conserv Dent.* 14:409-413, 2011.
81. Blaser PK, Watson RE, Mjör IA, McEdward DL, Sensi LG, Riley JL III. A clinical evaluation of a giomer restorative system containing surface pre-reacted glass

- ionomer filler: Results from a 13-year recall examination. *J Am Dent Assoc.* 145:1036-1043, 2014.
82. Imazato S, Kitagawa H. Dental resin-based materials with antibacterial properties: Contact inhibition and controlled release. In: Ionescu AC, Hahnel S, editors. *Oral Biofilms and Modern Dental Materials*. Springer, Cham, 2021.
83. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Landuyt KL, Van Meerbeek B, De Munck J. TEM interfacial characterization of an experimental self-adhesive filling material bonded to enamel/dentin. *Dent Mater.* 27(8):818-824, 2011.
84. Liu X, Zhang R, Yu X, Hua F, Zhang L, Chen Z. Self-adhesive flowable composite resins and flowable composite resins in permanent teeth with occlusal cavities: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 104691, 2023.
85. Peterson J, Rizk M, Hoch M, Wiegand A. Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin, and a nano-hybrid composite. *Odontology.* 106:171-180, 2018.
86. Yuan H, Li M, Guo B, Gao Y, Liu H, Li J. Evaluation of microtensile bond strength and microleakage of a self-adhering flowable composite. *J Adhes Dent.* 17(6), 2015.
87. Imazato S, Nakatsuka T, Kitagawa H, Sasaki JI, Yamaguchi S, Ito S, Takeuchi H, Nomura R, Nakano K. Multiple-ion releasing bioactive surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) filler: Innovative technology for dental treatment and care. *J Funct Biomater.* 14(4):236, 2023.
88. Imazato S, Nakatsuka T, Kitagawa H, Sasaki JI, Yamaguchi S, Ito S, Takeuchi H, Nomura R, Nakano K. Multiple-ion releasing bioactive surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) filler: Innovative technology for dental treatment and care. *J Funct Biomater.* 14(4):236, 2023.
89. Imazato S, Kohno T, Tsuboi R, Thongthai P, Xu HH, Kitagawa H. Cutting-edge filler technologies to release bio-active components for restorative and preventive dentistry. *Dent Mater J.* 39(1):69-79, 2020.
90. Takahashi Y, Okamoto M, Komichi S, Imazato S, Nakatsuka T, Sakamoto S, et al. Application of a direct pulp capping cement containing S-PRG filler. *Clin Oral Investig.* 23:1723-1731, 2019.

91. Yoneda M, Suzuki N, Hirofuji T. Antibacterial effect of surface pre-reacted glass ionomer filler and eluate: Mini review. *Pharm Anal Acta*. 6:349, 2015.
92. Soares IPM, Anselmi C, Guiné I, de Oliveira Fernandes L, Pires MLB, de Souza Costa CA, Hebling J. Inhibitory activity of S-PRG filler on collagen-bound MMPs and dentin matrix degradation. *J Dent*. 124:104237, 2022.
93. Hench LL. The story of Bioglass®. *J Mater Sci Mater Med*. 17:967-978, 2006.
94. Tezvergil-Mutluay A, Seseogullari-Dirihan R, Feitosa VP, Cama G, Brauer DS, Sauro S. Effects of composites containing bioactive glasses on demineralized dentin. *J Dent Res*. 96:999-1005, 2017.
95. Khvostenko D, Hilton TJ, Ferracane JL, Mitchell JC, Kruzic JJ. Bioactive glass fillers reduce bacterial penetration into marginal gaps for composite restorations. *Dent Mater*. 32:73-81, 2016.
96. Liu Y, Kohno T, Tsuboi R, Kitagawa H, Imazato S. Acidity-induced release of zinc ion from BioUnion™ filler and its inhibitory effects against *Streptococcus mutans*. *Dent Mater J*. 39(4):547-553, 2020.
97. Takahashi K, Shimada Y, Tagami J, Yoshiyama M. The effects of root demineralization inhibition by a glass ionomer cement containing zinc glass. *Jpn J Conserv Dent*. 62:190-198, 2019.
98. Toledano M, Yamauti M, Osorio E, Osorio R. Zinc-inhibited MMP-mediated collagen degradation after different dentine demineralization procedures. *Caries Res*. 46:201-207, 2012.
99. Imazato S. Bio-active restorative materials with antibacterial effects: New dimension of innovation in restorative dentistry. *Dent Mater J*. 28:11-19, 2009.
100. Imazato S, Torii M, Tsuchitani Y, McCabe JF, Russell RRB. Incorporation of bacterial inhibitor into resin composite. *J Dent Res*. 73:1437-1443, 1994.
101. Makvandi P, Jamaledin R, Jabbari M, Nikfarjam N, Borzacchiello A. Antibacterial quaternary ammonium compounds in dental materials: A systematic review. *Dent Mater*. 34(6):851-867, 2018.
102. Imazato S, Ehara A, Torii M, Ebisu S. Antibacterial activity of dentine primer containing MDPB after curing. *J Dent*. 26:267-271, 1998.

103. Imazato S, Kinomoto Y, Tarumi H, Ebisu S, Tay FR. Antibacterial activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB. *Dent Mater.* 19:313-319, 2003.
104. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater.* 19:449-457, 2003.
105. Yap A, Khor E, Foo S. Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives. *Oper Dent.* 24:297-305, 1999.
106. Filoche SK, Coleman MJ, Angker L, Sissons CH. A fluorescence assay to determine the viable biomass of microcosm dental plaque biofilms. *J Microbiol Methods.* 69:489-496, 2007.
107. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials: A systematic review. *Dent Mater.* 33(3):e101-e114, 2017.
108. International Organization for Standardization. ISO 4049:2019 Dentistry — Polymer-based restorative materials. Edition 5, 2019
109. Ilie N, Bauer H, Draenert M, Hickel R. Resin-based composite light-cured properties assessed by laboratory standards and simulated clinical conditions. *Oper Dent.* 38:159-167, 2013.
110. Kumar N. Inconsistency in the strength testing of dental resin-based composites among researchers. *Pak J Med Sci.* 29:205-210, 2013.
111. Hammant B. The use of 4-point loading tests to determine mechanical properties. *Composites.* 2:246-249, 1971.
112. Chitchumnong P, Brooks SC, Stafford GD. Comparison of 3-point and 4-point flexural strength testing of denture-base polymers. *Dent Mater.* 5:2-5, 1989.
113. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, Ferracane JL. Academy of dental materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dent Mater.* 33(8):880-894, 2017.
114. Beloica M, Goracci C, Carvalho CA, Radovic I, Margvelashvili M, Vulicevic ZR, Ferrari M. Microtensile vs microshear bond strength of all-in-one adhesives to unground enamel. *J Adhes Dent.* 12(6):427-433, 2010.

115. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength: Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater.* 10:236-240, 1994.
116. Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PE. The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. *Dent Mater.* 21:1144-1149, 2005.
117. Ikeda T, Uno S, Tanaka T, Kawakami S, Komatsu H, Sano H. Relation of enamel prism orientation to microtensile bond strength. *Am J Dent.* 15:109-113, 2002.
118. Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentine bonding tests: An analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Rest Dent.* 16:158-165, 2008.
119. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue: A review. *J Adhes Dent.* 12(5), 2010.
120. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res.* 80:1605-1614, 2001.
121. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater.* 11:126-131, 1995.
122. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 26(2):e100-e121, 2010.
123. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dent Mater.* 33(2):133-143, 2017.
124. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater.* 28(1):87–101, 2012.
125. Kubo S, Kawasaki A, Hayashi Y. Factors associated with the longevity of resin composite restorations. *Dent Mater J.* 30(3):374–383, 2011.

126. Ellithy MS, Abdelrahman MH, Afifi RR. Comparative clinical evaluation between self-adhesive and conventional bulk-fill composites in class II cavities: A 1-year randomized controlled clinical study. *J Esthet Restor Dent*. 2024.
127. Çelik EU, Aka B, Yılmaz F. Six-month clinical evaluation of a self-adhesive flowable composite in noncarious cervical lesions. *J Adhes Dent*. 17(4), 2015.
128. Konishi, N., Torii, Y., Kurosaki, A., Takatsuka, T., Itota, T., & Yoshiyama, M. (2003). Confocal laser scanning microscopic analysis of early plaque formed on resin composite and human enamel. *Journal of oral rehabilitation*, 30(8), 790-795.
129. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res*. 83 Spec No C:C35–C38, 2004.
130. Bowen WH, Koo H. Biology of *Streptococcus mutans*-derived glucosyltransferases: role in extracellular matrix formation of cariogenic biofilms. *Caries Res*. 45(1):69–86, 2011.
131. Koo H, Falsetta ML, Klein MI. The exopolysaccharide matrix: a virulence determinant of cariogenic biofilm. *J Dent Res*. 92(12):1065–1073, 2013.
132. Imazato S, Ebi N, Takahashi Y, Kaneko T, Ebisu S, Russell RR. Antibacterial activity of bactericide-immobilized filler for resin-based restoratives. *Biomaterials*. 24:3605–3609, 2003.
133. Cheng JL, Zhang K, Zhou CC, Weir MD, Zhou XD, Xu HH. One-year water aging of calcium phosphate composite containing nano-silver and quaternary ammonium to inhibit biofilms. *Int J Oral Sci*. 8:172–181, 2016.
134. Pandit S, Kim GR, Lee MH, Jeon JG. Evaluation of *Streptococcus mutans* biofilms formed on fluoride-releasing and non-fluoride-releasing resin composites. *J Dent*. 39:780–787, 2011.
135. Tamura D, Saku S, Yamamoto K, Hotta M. Adsorption of salivary protein to resin composite containing S-PRG filler. *Jpn J Conserv Dent*. 53:191–206, 2010.
136. Han L, Edward CV, Li M, Niwano K, Neamat AB, Okamoto A, Honda N, Iwaku M. Effect of fluoride mouth rinse on fluoride releasing and recharging from aesthetic dental materials. *Dent Mater J*. 21:285–295, 2002.
137. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dent Mater*. 20:789–795, 2004.

138. Itota T, Al-Naimi OT, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release from aged resin composites containing fluoridated glass filler. *Dent Mater.* 21:1033–1038, 2005.
139. Shimazu K, Ogata K, Karibe H. Evaluation of the ion-releasing and recharging abilities of a resin-based fissure sealant containing S-PRG filler. *Dent Mater J.* 30:923–927, 2011.
140. Ito S, Iijima M, Hashimoto M, Tsukamoto N, Mizoguchi I, Saito T. Effects of surface pre-reacted glass-ionomer fillers on mineral induction by phosphoprotein. *J Dent.* 39:72–79, 2011.
141. Fujimoto Y, Iwasa M, Murayama R, Miyazaki M, Nagafuji A, Nakatsuka T. Detection of ions released from S-PRG fillers and their modulation effect. *Dent Mater J.* 29:392–397, 2010.
142. Ma S, Imazato S, Chen JH, Mayanagi G, Takahashi N, Ishimoto T, Nakano N. Effects of a coating resin containing S-PRG filler to prevent demineralization of root surfaces. *Dent Mater J.* 31:1–7, 2012.
143. Kaga M, Kakuda S, Ida Y, Toshima H, Hashimoto M, Endo K, Sano H. Inhibition of enamel demineralization by buffering effect of S-PRG filler-containing dental sealant. *Dent Mater J.* 122:78–83, 2014.
144. Saku S, Kotake H, Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Hotta M, Horiuchi S, Hamada K, Asaoka K, Tanaka E, Yamamoto K. Antibacterial activity of composite resin with glass-ionomer filler particles. *Dent Mater J.* 29:193–198, 2010.
145. Yoneda M, Suzuki N, Masuo Y, Fujimoto A, Iha K, Yamada K, Iwamoto T, Hirofujii T. Effect of S-PRG eluate on biofilm formation and enzyme activity of oral bacteria. *Int J Dent.* 814913, 2012.
146. Kaga M, Kakuda S, Ida Y, Toshima H, Hashimoto M, Endo K, et al. Inhibition of enamel demineralization by buffering effect of S-PRG filler-containing dental sealant. *Eur J Oral Sci.* 122:78–83, 2014.
147. Iijima Y, Koulourides T. Fluoride incorporation into and retention in remineralized enamel. *J Dent Res.* 68:1289–1292, 1989.
148. Dedhiya MG, Young F, Higuchi WI. Mechanism for the retardation of the acid dissolution rate of hydroxyapatite by strontium. *J Dent Res.* 52:1097–1109, 1973.

149. Nomura R, Morita Y, Matayoshi S, Nakano K. Inhibitory effect of surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) eluate against adhesion and colonization by *Streptococcus mutans*. *Sci Rep*. 8(1):5056, 2018.
150. Hahnel S, Wastl DS, Schneider-Feyrer S, Giessibl FJ, Brambilla E, Cazzaniga G, Ionescu A. *Streptococcus mutans* biofilm formation and release of fluoride from experimental dental materials.
151. Par M, Plančak L, Ratkovski L, Tauböck TT, Marović D, Attin T, Tarle Z. Improved flexural properties of experimental resin composites functionalized with a customized low-sodium bioactive glass. *Polymers*. 14(20):4289, 2022.
152. Ilie N. Microstructural dependence of mechanical properties and their relationship in modern resin-based composite materials. *J Dent*. 114:103829, 2021.
153. Boruziniat A, Gharaee S, Sarraf Shirazi A, Majidinia S, Vatanpour M. Evaluation of the efficacy of flowable composite as lining material on microleakage of composite resin restorations: A systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int*. 47:93–101, 2016.
154. Cavalleiro CP, Scherer H, Imparato JCP, Collares FM, Lenzi TL. Use of flowable resin composite as an intermediate layer in class II restorations: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig*. 25:5629–5639, 2021.
155. Imai A, Takamizawa T, Sugimura R, Tsujimoto A, Ishii R, Kawazu M, et al. Interrelation among the handling, mechanical, and wear properties of the newly developed flowable resin composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 89:72–80, 2019.
156. Irie M, Tjandrawinata R, Lihua E, Yamashiro T, Kazuomi S. Flexural performance of flowable versus conventional light-cured composite resins in a long-term in vitro study. *Dent Mater J*. 27:300–309, 2008.
157. Brewster J, Roberts HW. 12-Month flexural mechanical properties of conventional and self-adhesive flowable resin composite materials. *Dent Mater J*. 42(4):598–609, 2023.
158. Ferracane JL, Hilton TJ, Stansbury JW, Watts DC, Silikas N, Ilie N, et al. Academy of Dental Materials guidance — Resin composites: Part II - Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). *Dent Mater*. 33:1171–1191, 2017.

159. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behavior of dental composites. *Clin Oral Investig.* 13(4):427–438, 2009.
160. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater.* 27:197–205, 2011.
161. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. The relationship between cyclic hygroscopic dimensional changes and water sorption/desorption of self-adhering and new resin-matrix composites. *Dent Mater.* 29:e218–226, 2013.
162. Lee C, Yamaguchi S, Imazato S. Quantitative evaluation of the degradation amount of the silane coupling layer of CAD/CAM resin composites by water absorption. *J Prosthodont Res.* 67:55–61, 2022.
163. Tsuji Y, Hiraishi N, Ikeda M, Uo M, Tsuchida Y, Ushijima K, Nikaido T, Shimada Y. Evaluation of mechanical properties and ion-releasing of 3D printing resins containing S-PRG filler: A preliminary study. *Dent Mater J.* 2024-195, 2025.
164. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.* 11(2):117-125, 1995.
165. Griffith AA. The phenomena of rupture and flow in solids. *Phil Trans R Soc Lond A.* 224:163-198, 1920.
166. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater.* 26(2):e50-e62, 2010.
167. Sano H, Chowdhury AFMA, Saikaew P, Matsumoto M, Hoshika S, Yamauti M. The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Jpn Dent Sci Rev.* 56(1):24-31, 2020.
168. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC. Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater.* 27(12):1221-1228, 2011.
169. Sabbagh J, Dagher S, El Osta N, Souhaid P. Randomized clinical trial of a self-adhering flowable composite for Class I restorations: 2-year results. *Int J Dent* 2017: 5041529.

170. Inglês M, Vasconcelos e Cruz J, Mano Azul A, Polido M, Delgado AH. Comparative assessment of different pre-treatment bonding strategies to improve the adhesion of self-adhesive composites to dentin. *Polymers*. 14(19):3945, 2022.
171. Yao Y, Wu D, Cifuentes-Jimenez CC, Sano H, Alvarez-Lloret P, Yamauti M, Tomokiyo A. Comprehensive evaluation of long-term dentin bond strength, water sorption, solubility, and degree of conversion of self-adhesive resin composites. *J Adhes Dent*. 26:213-222, 2024.
172. Takamiya H, Tsujimoto A, Teixeira EC, Jurado CA, Takamizawa T, Barkmeier WW, Garcia-Godoy F. Bonding and wear properties of self-adhesive flowable restorative materials. *Eur J Oral Sci*. 129(5):e12799, 2021.
173. Papazekou P, Dionysopoulos D, Papadopoulos C, Mourouzis P, Tolidis K. Evaluation of micro-shear bond strength of a self-adhesive flowable giomer to dentin in different adhesive modes. *Int J Adhes Adhes*. 118:103188, 2022.

10. ETİK KURUL ONAYI

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Sayı : E-10840098-772.02-4087
Konu: Etik Kurulu Kararı

07/07/2022

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Kendinden Bağlanabilen Akışkan Kompozitlerin Sitotoksik, Mekanik Özelliklerinin ve Dentine Bağlanma Dayanımlarının İn Vitro Olarak İncelenmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	TUBA ÇETİN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Diş Hekimi / Restoratif Diş Tedavisi Doktora Öğrencisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☐	ÇOK MERKEZLİ ☒	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☒

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Evrağınızı <https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys> linkinden CE093248X7 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

Sa:



İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
Karar Bilgileri	Karar No:619	Tarih: 06/07/2022				
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna “ oybirliği ” ile karar verilmiştir.					

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile İlişki		Katılım *		İmza
Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ	Tıp Tarihi ve Etik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	Uygundur
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	Uygundur
Doç. Dr. Mehmet Kemal ÖZDEMİR	Elektrik ve Elektronik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	Uygundur
Doç. Dr. İlkur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	Uygundur
Doç. Dr. Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	Uygundur
Dr. Öğr. Üyesi Neziha HACİHASANOĞLU ÇAKMAK	Biyokimya	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	Uygundur
Dr. Öğr. Üyesi Pakize YİĞİT	Sayısal Yöntemler/ Biyoistatistik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	Uygundur

* :Toplantıda Bulunma

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Evrağınızı <https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys> linkinden CE093248X7 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

Sayı: E-10840098-772.02-4133

10/07/2023

Konu: Değişiklik

Sayın Tuba ÇETİN

Üniversitemizin Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan **07.07.2022** tarihli 619 Karar sayısı ile onay verilen "Kendinden Bağlanabilen Akışkan Kompozitlerin Sitotoksik, Mekanik Özelliklerinin ve Dentine Bağlanma Dayanımlarının İn Vitro Olarak İncelenmesi" isimli çalışmanız için aşağıda verilen değişiklikler uygun bulunmuş olup kayıt altına alınmıştır.

Bilgilerinize rica ederim.

- Surefil One (Dentsply Sirona, Almanya) isimli kendinden bağlanabilen kompozitin çalışmadaki tüm deney gruplarından çıkarılması.
- Araştırma önerisinde yer alan "Sitotoksik Değerlendirme" metodunun çalışmadan çıkarılması,
- "Antibakteriyel Aktivite Değerlendirme" metodunun çalışmaya dahil edilmesi,
- Araştırma başlığının 'Çoklu İyon Salınımı Yapan Biyoaktif Yüzey Ön Reaksiyonlu Cam-Ionomer (S-PRG) Doldurucu İçeren Kendinden Bağlanabilen Akışkan Resin Kompozitlerin Antibakteriyel, Mekanik ve Bağlanma Özelliklerinin İn Vitro İncelenmesi' olarak değiştirilmesi.

Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Evracınızı <https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys> linkinden DD51F02DXE kodu ile doğrulayabilirsiniz.



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

Sayı: E-10840098-772.02-6747

24/10/2023

Konu: Değişiklik

Sayın Tuba ÇETİN

Üniversitemizin Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan **07.07.2022** tarihli 619 Karar sayısı ile onay verilen "Çoklu İyon Salınımı Yapan Biyoaktif Yüzey Ön Reaksiyonlu Cam-Ionomer (S-PRG) Doldurucu İçeren Kendinden Bağlanabilen Akışkan Rezin Kompozitlerin Antibakteriyel, Mekanik ve Bağlanma Özelliklerinin İn Vitro İncelenmesi" isimli çalışmanız için aşağıda verilen değişiklikler uygun bulunmuş olup kayıt altına alınmıştır.

Bilgilerinize rica ederim.

- Çalışmaya 'Beautibond Xtreme (Adeziv) – Beautifil Flow Plus X (Akışkan Kompozit Rezin) materyallerinin eklenmesi.

Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Evrağınızı <https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys> linkinden 0CFA3F0FX4 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

Medipol Üniversitesi Kavacık Yerleşkesi (Ana Yerleşke Rektörlük)
Kavacık Mah. Ekinçiler Cad. No: 19, Kavacık Kavşağı, 34810 Beykoz, İstanbul
T: 444 85 44 F: 0212 531 75 55
E-Posta: bilgi@medipol.edu.tr İnternet Adresi: www.medipol.edu.tr
Kep Adresi: medipoluniversitesi@hs03.kep.tr

Ayrıntılı Bilgi İçin: Esra KAN
Tel: 5461 E-Posta: etik.kurul@medipol.edu.tr

