



**BİYOAKTİF CAM PARTİKÜLLERİNİN SİMANLARIN MEKANİK VE
ADEZYON ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Ece UÇAR BAŞOL

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MART 2023

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Ece UÇAR BAŞOL

14/03/2023

BİYOAKTİF CAM PARTİKÜLLERİNİN SİMANLARIN MEKANİK VE ADEZYON ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ

(Doktora Tezi)

Ece UÇAR BAŞOL

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mart 2023

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, fizyolojik sıvılar ile temas ettiğinde granüllerin yüzeyinde kemiğin mineral fazına benzer şekilde kemik benzeri bir apatit tabakasının gelişmesini sağlayan biyoaktif camların rezin simanlara ilavesinin, rezin simanların mekanik ve adezyon özelliklerine etkisini incelemektir. Bu çalışmada ticari olarak temin edilebilir 3 farklı rezin simana 2 farklı oranda biyoaktif cam ilave edildi ve geliştirilen rezin simanların mekanik ve adezyon özellikleri incelendi. Resin simanlara; %5 ve %10 oranında biyoaktif cam ilave edildi ve her resin siman için biyoaktif cam içermeyen bir kontrol grubu hazırlandı. Aynı zamanda mekanik özelliklerin değerlendirildiği gruplar için kuru ortamda 24 saat bekletilen örneklerin yanında fizyolojik sıvıları taklit etmesi için simüle edilmiş vücut sıvısında 2 hafta bekletilecek örnekler hazırlandı. Bağlanma dayanımının değerlendireceği gruplar için ise sadece 2 hafta simüle edilmiş vücut sıvısında bekletilecek örnekler hazırlandı. Mekanik özelliklerin değerlendirilmesi amacıyla sertlik testi ve bükülme dayanımı testi için standartların belirlediği şekilde 10'ar adet örnek hazırlandı. Bağlanma dayanımı testi için de standartların belirlediği şekilde dentin yüzeyi açığa çıkarılmış diş örneklerine laboratuvar kompoziti ile hazırlanan örnekler her grup için 10 adet olacak şekilde simante edildi. Bağlanma dayanımı değerlendirilen örneklerin kırık tipi ışık mikroskobu ile değerlendirildi. Daha sonra bu her grup içinden rastgele 2 adet örnek seçilerek SEM ve EDS analizi yapıldı. Biyoaktif cam ilavesi resin simanların bükülme mukavemetini azaltırken, Vickers mikrosertlik değerine etkisi her bir siman grubu için önemli ölçüde farklıydı. %10 biyoaktif cam eklenmiş GC Link Force siman grubu dışındaki tüm resin simanlarda biyoaktif cam ilavesinin bağlanma dayanımını zayıflattığı gözlemlendi.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : Biyoaktif cam, Bağlanma dayanımı, Resin siman, Mekanik özellik
Sayfa Adedi : 92
Danışman : Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ

EFFECT OF BIOACTIVE GLASS PARTICLES ON MECHANICAL AND ADHESION PROPERTIES OF CEMENTS

(Ph.D. Thesis)

Ece UÇAR BAŞOL

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

March 2023

ABSTRACT

The aim of this study was to examine the effect of the addition of bioactive glasses to resin cements, which allow the development of a bone-like apatite layer, similar to the mineral phase of the bone, on the surface of the granules when in contact with physiological fluids, on the mechanical and adhesion properties of resin cements. In this study, 2 different ratios of bioactive glass were added to 3 different commercially available resin cements and the mechanical and adhesion properties of the developed resin cements were investigated. 5% and 10% bioactive glass was added to the resin cements and a control group without bioactive glass was prepared for each resin cement. At the same time, for the groups in which the mechanical properties were evaluated, besides the samples kept in dry environment for 24 hours, samples to be kept in simulated body fluid for 2 weeks to mimic physiological fluids were prepared. For the groups whose bond strength would be evaluated, samples were prepared to be kept in simulated body fluid for only 2 weeks. In order to evaluate the mechanical properties, 10 samples were prepared each for the hardness test and the bending strength test, as determined by the standards. For the bond strength test, as determined by the standards, the specimens prepared with laboratory composite were cemented to tooth specimens with exposed dentin surface, 10 for each group. Fracture type of specimens whose bond strength was evaluated was evaluated by light microscopy. Then, SEM and EDS analysis were performed by randomly selecting 2 samples from each group. While the addition of bioactive glass reduced the flexural strength of the resin cements, its effect on the Vickers microhardness value was significantly different for each cement group. It was observed that the addition of bioactive glass weakened the bond strength in all resin cements except GC Link Force cement group with 10% bioactive glass added.

Science Code : 1050

Key Words : Bioactive glass, Bond strength, Resin cement, Mechanical property

Page Number : 92

Supervisor : Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan, bana hayal bile edemediğim dünyaların kapılarını açan, hiçbir zaman desteğini, anlayışını ve güleryüzünü benden esirgemeyen, kendisinden çok şey öğrendiğim ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tez danışmanım sevgili hocam Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ'a,

Doktora eğitimimin başından itibaren desteğini hep hissettiğim, yardımlarını ve anlayışını asla esirgemeyen Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Doktora eğitimim döneminde göstermiş olduğu bilimsel katkı ve desteklerinden dolayı sayın hocam Prof. Dr. Gülfem ERGÜN'e, Doktora eğitimim süresince desteklerini hep gördüğüm, bilgi ve tecrübelerinden yararlanma fırsatı bulduğum, güleryüzünü benden hiç esirgemeyen sayın hocam Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ'e,

Lisans eğitiminden itibaren akademik hayatı benimle paylaşan her anlamda desteğini hissettiğim, seçtiğim kız kardeşim Dt. İpek ATAK SEÇEN'e,

Birlikte çalışmaktam mutluluk duyduğum, sevgi ve destekleriyle birlikte yürüdüğümüz bu yolu kolaylaştıran sevgili arkadaşlarım Dr. Dt. Öykü KARAOĞLU, Dt. Büşra TAŞAR BULUT, Dt. Sıla Burcu YAĞCI, Dt. Zahide ERBULAK, Dt. Eda DÖĞÜŞÇÜ, Dr. Dt. Nevin TAŞ ve Dr. Dt. Şerife KÖLE'ye,

Hayatımın her alanında beni destekleyen ve yanımda olan, sonsuz sevgi ve sabırlarını her daim hissettiren canım aileme,

Yalnız başladığım bu yolu sevgisi, desteği ve sabrı olmadan tamamlayamayacağımı bildiğim, bu hayattaki daimi sığınağım olan canımdan çok sevdiğim biricik eşim, yol arkadaşım Kerem BAŞOL ve mutluluk kaynağımız olan patili kızımız Ceviz'e,

03/2020-19 nolu BAP projesi desteği ile tez çalışmama katkı sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Simanlar.....	3
2.1.1. Geçici simanlar	4
2.1.2. Daimi simanlar	5
2.2. Diş Siman Bağlantısı.....	14
2.3. Dental Simanların Mekanik Özelliklerini Geliştirmek için Yapılan Çalışmalar	15
2.4. Biyoaktif Camlar	16
2.5. Dental Simanların Mekanik ve Adeziv Özelliklerini Değerlendirmek için Yapılan Testler.....	18
2.5.1. Mekanik testler.....	18
2.5.2. Bağlanma dayanımı testleri.....	20
2.5.3. Kırılma yüzey analiz yöntemleri.....	22
2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri.....	22
2.6.1. Sıvı ortamda bekletme ile yaşlandırma	22
2.6.2. Termosiklus ile yaşlandırma	23

	Sayfa
2.6.3. Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma.....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	25
3.1. Örneklerin Hazırlanması	25
3.2. Üç Nokta Bükülme Dayanımı Testi	26
3.3. Vickers Sertlik Testi.....	29
3.4. Bağlanma Dayanımı Testi.....	30
3.5. Örneklerin Işık Mikroskobu ile Değerlendirilmesi	33
3.6. SEM ve EDS Analizi	33
3.7. İstatistiksel Analiz.....	35
4. BULGULAR	37
4.1. Üç Nokta Bükülme Testi Sonuçları	37
4.2. Vickers Sertlik Testi Sonuçları	39
4.3. Bağlanma Dayanımı Testi Sonuçları	41
4.4. Kırık Tipinin Değerlendirilmesi.....	42
4.5. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) ve EDS Değerlendirmesi	44
5. TARTIŞMA	59
6. SONUÇ	69
KAYNAKLAR	71
EKLER.....	85
EK-1. Etik Kurul Onay Formu.....	86
ÖZGEÇMİŞ	91

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. İdeal simanın sahip olması gereken özellikler	4
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan rezin simanlar ve diğer materyaller	25
Çizelge 4.1. Üç nokta bükülme dayanımı test sonuçları (MPa)	37
Çizelge 4.2. Üç nokta bükülme testi değerlerinin üç yönlü varyans analizi sonuçları...	38
Çizelge 4.3. Vickers sertlik testi sonuçları	40
Çizelge 4.4. Vickers sertlik testi değerlerinin üç yönlü varyans analizi sonuçları	40
Çizelge 4.5. Bağlanma dayanımı testi sonuçları.....	42
Çizelge 4.6. Bağlanma dayanımı testi değerlerinin üç yönlü varyans analizi sonuçları	42
Çizelge 4.7. Kırık tipleri	43

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Üç nokta bükülme testi ve Vickers sertlik testi için hazırlanan gruplar	26



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Üç nokta bükülme dayanımı testi örneklerinin hazırlanmasında kullanılan çelik kalıp	27
Resim 3.2. Led ışık cihazı	27
Resim 3.3. Örneklerin 24 saat kuru olarak bekletildiği inkübatör	28
Resim 3.4. Örneklerin SBF içinde 2 hafta bekletildiği çalkalamalı inkübatör	28
Resim 3.5. Kullanılan universal test cihazı	29
Resim 3.6. Kullanılan Vickers mikrosertlik cihazı	30
Resim 3.7. Cojet sistem.....	31
Resim 3.8. SBF’de bekletmek için hazırlanan örnekler.....	32
Resim 3.9. Bağlanma dayanımı testi öncesi sabitlenmiş örnekler	32
Resim 3.10. Işık mikroskobu.....	33
Resim 3.11. SEM cihazı	34
Resim 3.12. Kaplama cihazı.....	35
Resim 4.1. Rely-X Ultimate simanda görülen kırık tipleri	43
Resim 4.2. GC-Link Ace simanda görülen kırık tipleri	43
Resim 4.3. GC-Link Force simanda görülen kırık tipleri	44
Resim 4.4. Rely-X Ultimate kontrol grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü.....	45
Resim 4.5. %5 biyoaktif cam içeren Rely-X Ultimate grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü.....	45
Resim 4.6. %10 biyoaktif cam içeren Rely-X Ultimate grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü	46
Resim 4.7. GC Link Ace kontrol grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü.....	46
Resim 4.8. %5 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü	47
Resim 4.9. %10 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü	47

Resim	Sayfa
Resim 4.10. GC Link Force kontrol grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü	48
Resim 4.11. %5 biyoaktif cam içeren GC Link Force grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü	48
Resim 4.12. %10 biyoaktif cam içeren GC Link Force grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü	49
Resim 4.13. Rely-X Ultimate kontrol grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi.....	50
Resim 4.14. %5 biyoaktif cam içeren Rely-X Ultimate grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi.....	51
Resim 4.15. %10 biyoaktif cam içeren Rely-X Ultimate grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi.....	52
Resim 4.16. GC Link Ace kontrol grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi	53
Resim 4.17. %5 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi	54
Resim 4.18. %10 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi	55
Resim 4.19. GC Link Force kontrol grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi.....	56
Resim 4.20. %5 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi	57
Resim 4.21. %10 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi	58

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
-	Eksi
%	Yüzde
+	Artı
<	Küçüktür
=	Eşittir
>	Büyüktür
±	Artı-eksi (tolerans)
°	Derece
°C	Santigrat derece
B ₂ O ₅	Diborat
CaF	Kalsiyum Florid
CaO	Kalsiyum oksit
dk	Dakika
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
mW/cm ²	Miliwatt bölü santimetre kare
N	Newton
Na ₂ O	Sodyum oksit
O ₂	Oksijen
P ₂ O ₅	Fosfor Pentoksit
s	Saniye
x	Çarpım
σ _x	Çekme stresi

Kısaltmalar**Açıklamalar****4-META**

4-metakriloiloksietil trimellitat anhidrit

ABD

Amerika Birleşik Devletleri

BAG

Bioactive glass (Biyoaktif cam)

BİS-GMA

Bisfenol glisidil dimetakrilat

EDS

Enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi

HEMA

Hidroksi etil metakrilat

ISO

Uluslararası standartlar organizasyonu

MDP

10-metakriloiloksidekametilen fosforik asit

MN

Minesota

Mpa

Megapaskal

pH

Pondus hydrogenii

SBF

Simüle edilmiş vücut sıvısı

SEM

Tarama elektron mikroskobu

TEGDMA

Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA

Üretan dimetakrilat

UK

Birleşik Krallık

ZOE

Çinko oksit öjenol

ZnO

Çinko fosfat siman

1. GİRİŞ

Hastalık ve yaralanma nedeniyle kaybedilen diş dokusunun yerine konması, genel diş hekimliği pratiğinin büyük bir parçası olmaya devam etmektedir. Diş hekimliğinde yapılan tedavilerle, hastanın kaybettiği fonksiyon, fonasyon ve estetiğin yeniden sağlanması amaçlanmaktadır. Diş hekimliği alanında gerçekleşen gelişmeler hastaların taleplerini ve hekimlerin ihtiyaçlarını karşılamaya yönelik olarak günümüzde de hızla devam etmektedir. Ağız içerisindeki; tükürük, bakteriler, yüksek kuvvetler, sürekli değişen pH ve sıcaklık gibi sebepler materyaller için oldukça güç koşullar oluşturmaktadır. Bu sebeple geliştirilen materyaller, ağız içerisindeki bu güç koşullara dayanabilecek mekanik ve kimyasal özelliklere sahip olmalıdır [1,2].

Son 20 yılda diş hekimliğinde artan estetik ihtiyaçlar sonucu metal içermeyen restorasyonlarda da önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Ancak yeni geliştirilen bu estetik restoratif materyallerin performansı, büyük oranda restorasyon ve prepare edilmiş diş dokusu ve restorasyonun birbirine yapışmasını sağlayan siman adı verilen materyallerden etkilenmektedir. Estetik özellikleri gelişmiş bu restorasyonların simantasyonunda kullanılan siman materyallerinde aranan özellikler arasında doğal dişlere benzer optik özellikler, nihai restorasyonu güçlendirmek için geliştirilmiş mekanik özellikler ve birden fazla materyale bağlanma yeteneği gibi özellikler yer almaktadır. Ancak çinko fosfat ve cam iyonmer simanlar gibi geleneksel simanlar bu beklentiyi tam olarak karşılayamamaktadır [3–5]. Bu amaçla geliştirilen rezin simanlar ile diş rengindeki restorasyonların adeziv simantasyonu diş hekimliğindeki önemli gelişmelerden biridir [6]. Geleneksel simanlarla karşılaştırıldığında, daha iyi adezyon ve mekanik özelliklere sahip olan rezin simanların polimerizasyon büzülmesi gibi restorasyonların ömrünü önemli ölçüde kısaltabilecek marjinal bütünlüğün bozulmasına ve mikro sızıntılara neden olan bir dezavantajı vardır [7–9]. Mikro sızıntıyı azaltarak restorasyonun ömrünü azaltmanın bir yolu da; diş ile restorasyon arasında bakteriyel sızıntıyı engelleyecek kadar sıkı bir bağlantı oluşmasını sağlamaktır [10].

Bu amaçla biyolojik olarak aktif olabilen, dokular ve materyaller arasında bağ oluşturan biyoaktif materyaller (biyoaktif camlar, hidroksiapatitler, volastonit, kalsiyum fosfatlar ve kalsiyum alüminatlar) tercih edilebilmektedir [10,11]. Biyoaktif camlar, kemik ve diş yapısı benzerliği nedeniyle maksillofasiyal, periodontal ve implant cerrahisinde, dental adezivlerde

ve dental kompozitlerde veya dentin aşırı duyarlılığının, mine hipomineralizasyonunun önlenmesinde kullanılmaktadır [10].

Bu çalışmada, 3 farklı rezin simana 2 farklı oranda biyoaktif cam ilave edilmiş ve simanların mekanik özellikleri ile dentine bağlanma dayanımlarının test edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın sıfır hipotezleri, biyoaktif cam ilavesinin rezin simanların mekanik özelliklerini ve bağlanma dayanımını etkilemeyeceği ve biyoaktif cam ilavesinin mekanik özelliklere etkisinin saklama koşullarından bağımsız olacağı şeklindedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Simanlar

Sabit restorasyonlarda, prepare edilmiş destek diş veya implant dayanağı ile restorasyon arasındaki bağlantıyı dental simanlar sağlamaktadır [12–15]. Dental simanlar, fiziksel özelliklerine ve restorasyonun planlanan kullanım süresine bağlı olarak geçici ya da daimi olarak sınıflandırılabilir. Bunun yanında literatürde birçok farklı sınıflama yöntemi bulunmaktadır. Bunlardan bazıları; [14]

Craig'in yaptığı geleneksel sınıflama simanların temel bileşimlerine göre yapılmaktadır ve aşağıdaki gibidir:

- Çinko fosfat,
- Çinko silikofosfat,
- Çinko oksit-öjenol (ZOE),
- Çinko poliakrilat,
- Cam iyonomer ve
- Rezin simanlardır [2].

O'Brien ise matriks bağ tipine göre sınıflandırmıştır. Bu sınıflama ise;

- Fosfat
- Fenolat
- Polikarboksilat
- Rezin ve
- Rezin modifiye cam iyonomer şeklindedir.

Donovan ise, bu materyaller ile ilgili elde edilen bilgi ve deneyime dayanarak simanları;

- Geleneksel (çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer)
- Çağdaş (rezin modifiye cam iyonomer, rezin) olarak basitçe ayırmıştır.

İdeal bir dental siman henüz geliştirilmemiştir ancak ideal simanın sahip olması gereken özellikler Çizelge 2.1.'de gösterilmektedir [3,16,17].

Çizelge 2.1. İdeal simanın sahip olması gereken özellikler

Biyolojik Özellikler	• Toksik ve karyojenik olmamalı • Sistemik reaksiyona sebep olmamalı • İkincil çürük oluşumunu engellemeli
Kimyasal Özellikler	• Kimyasal olarak inert olmalı • Ağız içinde çözünürlüğü ihmal edilebilir olmalı • Mine ve dentine bağlanabilmeli • pH'ı nötr olmalı
Mekanik Özellikler	• Çiğneme kuvvetlerine dayanacak yüksek basınç dayanımına sahip olmalı. • Kırılganlığı azaltmak için yüksek çekme mukavemeti olmalı. • Yüksek elastisite modülü olmalı. • Polimerizasyon sonrası minimum boyutsal değişiklikler göstermeli. • Restorasyon, pürüzsüz bir yüzey bitişi almalı ve muhafaza etmelidir. • Mine ve dentine kimyasal olarak bağlanmalı
Termal Özellikler	• Isıyı iletmemeli • Termal genleşme katsayısı diş dokusu ve protetik restorasyon ile benzer olmalı
Estetik Özellikler	• Diş ve protetik restorasyonların rengini değiştirmemelidir. • Sekonder çürüklerin saptanmasını sağlamak için yeterli radyoopasiteye sahip olmalıdır.
Diğer Özellikler	• Kolay manipüle edilebilir olmalı • Ucuz olmalı • Raf ömrü uzun olmalı • Düşük film kalınlığına sahip olmalı

2.1.1. Geçici simanlar

Geçici restorasyonlar, sabit protetik tedavi tamamlanana kadar enfeksiyon, dental hassasiyet, diş hareketlerinin önlenmesi ve hastanın estetik ve fonksiyonel gereksinimlerini karşılamak için hazırlanan restorasyonlar olup, simantasyonları için geçici simanlar tercih edilmektedir [18,19].

Geçici simanlar, marjinal sızıntı ve pulpa tahrişini engellemek için iyi mekanik özelliklere ve düşük çözünürlüğe sahip olmalıdır. Aynı zamanda tedavi sırasında geçici restorasyonu yerinde tutacak kadar güçlü olmaları, ancak gerektiğinde de restorasyonun kolayca çıkarılmasına izin vermeleri gerekmektedir [18,20]. Antibakteriyel özellikleri ve dentin aşırı duyarlılığını engellemesi sebebiyle en sık kullanılan geçici simanlardan bazıları çinko oksit

öjenol (ZOE) içeren simanlardır. Ancak rezin polimerizasyonunu engellemesi sebebi ile öjenol içermeyen alternatifleri popülerlik kazanmıştır [18].

Çinko oksit öjenol (ZOE)

ZOE, bir hızlandırıcı yardımıyla karmaşık asit-baz tipi reaksiyon yoluyla sertleşen bir geçici yapıştırma simanıdır. Sızdırmazlık özelliği oldukça iyi olan ZOE'nin fiziksel özellikleri zayıftır, bu nedenle geçici restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaktadır [21].

Öjenol içermeyen çinko oksit siman

Öjenolün, pulpa dokusuna doğrudan temas ettiğinde veya çok yakın temas halinde olduğunda toksik etkisi olmaktadır. Aynı zamanda öjenol kalıntıları, rezin simanın bağlantısını olumsuz olarak etkilediği için öjenol içermeyen çinko oksit simanlar geliştirilmiştir [15].

Kalsiyum hidroksit

Kalsiyum hidroksit simanlar, 1937'den beri dental yaralanmaları tedavi etmek için farklı şekillerde kullanılmaktadır. Sertleşme reaksiyonu, kalsiyum hidroksit ve salisilatlar arasında, reaksiyona girmemiş $\text{Ca}(\text{OH})_2$ bileşenleri ile kalsiyum salisilat tuzu oluşturulması şeklinde gerçekleşmektedir. Bu materyaller; geçici simantasyonun yanı sıra, kaide materyali, direkt ve indirekt pulpa kaplaması, kök rezorbsiyonu tedavilerinde, iyatrojenik perforasyonların onarımı ve yatay kök kırıklarının tedavisinde de kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde bu kadar geniş kullanım alanı bulan bu materyallerin; sekonder dentin oluşumu için mineralizasyonu indüklemek, pulpayı termal şoka karşı korumak ve antibakteriyel aktivite gibi kanıtlanmış özellikleri bulunmaktadır [22,23].

2.1.2. Daimi simanlar

Uzun süreli kullanılacak olan restorasyonları simante etmek için daimi simanlar kullanılmaktadır. Son 100 yıl içerisinde yaşanan teknolojik gelişmeler düşünüldüğünde, artan restoratif materyal seçenekleri ile birlikte güç, estetik ve çözünürlük gibi kaygıları gidermek için birçok yeni yapıştırma materyali geliştirilmiştir [14,15].

Çinko fosfat siman (ZnO)

1800'lü yıllarda tanıtılan çinko fosfat siman kullanılan en eski yapıştırma ajanlarından biridir. Toz içeriği %90 çinko fosfat (ZnO) tozundan oluşurken likidi yaklaşık %67 tamponlanmış fosforik asitten oluşmaktadır [14]. Çinko fosfat siman; yüksek basınç dayanımı, ince film kalınlığı ve yeterli çalışma süresi ile klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak; sertleşme büzülmesi, düşük çekme dayanımı ve diş yüzeyi ile kimyasal bağ oluşturmaması gibi dezavantajları vardır [24]. Bütün dezavantajlarına rağmen, döküm restorasyonlarda 130 yıldan uzun süredir kullanıldığı için daha yeni sistemlerin karşılaştırılabileceği altın standart olarak kabul görmektedir [16].

Çinko fosfat siman, 24 saat içinde maksimum fiziksel özelliklerine ulaşarak mekanik olarak bağlanma sağlamaktadır. Karıştırıldıktan 1 saat sonra pH'sı 4'ten daha düşüktür ve normal değerlere ulaşması 48 saati bulmaktadır. Bu sebeple derin preparasyonlarda veya pulpa tahrişi söz konusu ise tercih edilmemekte ya da kavite vernikleri ile kullanımı önerilmektedir [2,14].

Kabul edilebilir fiziksel özellikleri, düşük maliyeti ve teknik duyarlılık gerektirmemesi sebebiyle, günümüzde hala metal destekli porselen kronlar, uzun köprüler ve post-core restorasyonların simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedir [25].

Çinko polikarboksilat siman

1968 yılında Smith tarafından tanıtılan çinko polikarboksilat simanlar, asit-baz reaksiyonuna giren simanlar olarak bilinen bir siman grubundadır ve polikarboksilik asit ile modifiye edilmiş çinko oksit tozundan oluşmaktadır [26,27]. Modifiye edilmiş çinko oksit tozu, saf çinko oksitin az miktarda magnezyum oksit ile karıştırılması ve karışımın 1100-1200 °C'de eritilmesiyle hazırlanmaktadır. Bu işlem, çinko oksidin aside karşı reaktivitesini azaltır, böylece klinik kullanımda siman toz ve likidinin karıştırıldıktan sonra yeterli çalışma süresini sağlayacak şekilde yavaş sertleşmesi sağlanmaktadır [26]. Bu simanın önemli katkı maddesi, simanın mukavemetini artıran ve aynı zamanda simana antikaryojenik özellikler kazandırabilen bir florür kaynağı görevi gören kalay florürüdür [16]. Çinko polikarboksilat simanın tozu sıvı ile birleştirildiğinde, çinko iyonlarının karboksil grubu aracılığıyla poliakrilik asit ile reaksiyona girerek sertleşme reaksiyonunu başlattığı düşünülmektedir.

Ayrıca çinko, poliakrilik asit zincirinin karboksil grubuyla da reaksiyona girebilir, böylece iyonik olarak çapraz bağlı bir yapı oluşmakta ve siman, daha az çinko polikarboksilat matrisi içinde dağılmış çinko oksit parçacıklarından oluşmaktadır [16,28].

Çinko polikarboksilat simanlar; çinko fosfat simana göre daha düşük baskı dayanımına ve daha yüksek gerilme dayanımına sahiptir. Simanın sertleşmesi tamamlandıktan sonra, plastik deformasyonu çinko fosfata göre daha yüksektir. Bu yüzden yüksek çiğneme stresinin olduğu yerlerde ve uzun sabit restorasyonların simantasyonu için çok uygun değildir [29].

Polikarboksilat simanların, dişe kimyasal olarak yapışması ve biyouyumluluk gibi önemli avantajları vardır. Dişe kimyasal yapışma, serbest karboksilik grupların kalsiyum ile etkileşimi yoluyla gerçekleşmektedir. Bu sebeple restorasyonun yapıştırılacağı diş yüzeyi ve restorasyonun iç yüzeyi temiz olmalıdır [14,30]. Ayrıca zayıf bir asit olan poliakrilik asidin moleküllerinin büyük olması dentin tübüllerine olan penetrasyonunu azaltır ve bu sayede bu simanlar pulpa ile oldukça uyumludur [29].

Cam iyonomer siman

Cam iyonomer simanlar ilk kez 1969 yılında Wilson ve Kent tarafından tanıtılmış, toz olarak genellikle kalsiyum alüminosilikat camından oluşurken likit olarak ise seyreltilmiş poliakrilik asit, polialkenoik asit ve diğer organik asitlerden oluşabilen materyallerdir [2,14,31]. Asit baz reaksiyonu ile sertleşen cam iyonomer simanların toz ve likidi karıştırıldığında sıvı formda olan asitler, cam tozları ile nötralize olur ve sertleşme reaksiyonu başlar. Daha sonra cam partikülleri üzerine asit atağı, matriksin şelasyonu ve matriksin sertleşmesi şeklinde sertleşme reaksiyonu fazları gerçekleşir [15,32].

Cam iyonomer simanların, nihai bağlanma mukavemetinin yaklaşık %80'inin 15 dakikada elde edilmesi, florür salma özelliğine sahip olması, dentine kimyasal olarak bağlanabilmesi, biyouyumlu olması ve düşük toksisiteye sahip olması gibi avantajları vardır [33,34]. Cam iyonomer simanların hassasiyete sebep olduğunu bildiren çalışmalar olmasına rağmen, yapılan çalışmalar göstermiştir ki; bu hassasiyet siman irritasyonundan ziyade dentinin aşırı kurutulmasından ya da bakteri kontaminasyonu sebebiyle olabilmektedir [35]. Cam iyonomer simanın laboratuvar testlerinde, çinko fosfat simandan daha yüksek basınç ve

bağlanma dayanımı sonuçları bildirilmiştir. Mikro sızıntı çalışmaları değişkenken, antibakteriyel özelliklerinin biraz daha iyi olduğu kabul edilmektedir [13,14]. Elastisite modülü, çinko fosfat simanlardan daha düşük olan cam iyonomer simanın, yüksek çiğneme stresi alanlarında elastik deformasyon potansiyeli vardır. Aynı zamanda erken dönemde maruz kalmaya duyarlı olan cam iyonomer simanların nihai sertliği bundan önemli derecede etkilenmektedir [36]. Günümüzde döküm restorasyonlar, metal destekli porselen kronlar ve döküm post-kor'larda cam iyonomer simanlar tercih edilmektedir [35].

Rezin modifiye cam iyonomer siman

1980'lerde cam iyonomer simanların çözünmeye karşı direncini ve dayanıklılığını geliştirmek amacıyla suda çözünür polimerler veya polimerize edilebilir rezinler eklenerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir [14,16]. Temelde rezin modifiye cam iyonomer simanlar, polimerizasyon reaksiyonunda yer alan başlatıcıların yanı sıra az miktarda monomer içeren cam iyonomer simanlardır [37]. Bu simanlar, dual olarak sertleşen bir hibrit siman olarak kabul edilebilir çünkü; materyalin sertleşmesi, cam iyonomer siman için tipik olan bir asit baz reaksiyonu ile rezinin kimyasal ya da ışıkla başlatılan polimerizasyonunun karmaşık bir kombinasyonudur [14].

Bu simanların bağlanma dayanımı, geleneksel cam iyonomer simanlara kıyasla daha yüksektir ve daha fazla miktarda florür salmaktadır [16,38]. Aynı zamanda, düşük çözünürlük ve mikro sızıntı ve simantasyon sonrası hassasiyetin minimum olması gibi avantajları bulunmaktadır [35]. Kullanımı nispeten kolay olan rezin modifiye cam iyonomer simanlar, metal destekli kron ve köprü restorasyonların simantasyonunda rutin olarak kullanılabilir. Ancak; bu simanların su emmesini takiben hidrolitik genişmesi sebebiyle, tam seramik restorasyonlarda kırık oluşumuna sebep olabileceği gerekçesiyle kullanımı önerilmemektedir [16,39].

Rezin simanlar

Metakrilat matriks içine dağılmış dolduruculardan oluşan rezin simanlar, rezin kompozitlerin düşük viskoziteli versiyonları olarak tanımlanabilir [40]. Rezin simanlar, organik polimer matriks faz, inorganik faz ve bu iki fazı birbirine bağlayan ara faz olmak üzere 3 fazdan oluşmaktadır [41].

Organik matrikste yüksek molekül ağırlıklı bir molekül olan bisfenol glisidil dimetakrilat (BİS-GMA) ile birlikte üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) kullanılmaktadır [2]. Bu moleküllerden su emme özelliği fazla olan Bis-GMA yerine UDMA daha çok kullanılmaktadır. Ancak her iki molekülünde viskozitesini azaltmak için TEGDMA eklenerek viskozitelerinin azaltılması amaçlanmaktadır [42]. Rezin simanların mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek için ise %30 ile %66 oranında doldurucular eklenir ve eklenen bu doldurucular inorganik fazı oluşturmaktadır. Eklenen bu doldurucular; silika parçacıkları, baryum, stronsiyum, zirkonya, alüminyum silikat ve çinko olabilir. Rezin simanların fiziksel özelliklerini doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı belirlemektedir. İnorganik faz miktarının artması, simanların mekanik özelliklerini olumlu olarak etkilerken, simanların akışkanlığı azaltmakta ve sonuç olarak film kalınlığı artmaktadır [2,41]. Ara faz ise organik matriks ve inorganik matriksi birbirine bağlayan çift fonksiyonlu bağlayıcılar olan silanlardan oluşmaktadır [41]. Rezin simanların dentine bağlanması için bir dentin bağlayıcı ajana ihtiyaç vardır. Bağlama ajanına ve rezin simana dahil edilen adeziv monomerler arasında HEMA (hidroksi etil metakrilat), 4-META(4-Metakriloksietil trimelletik anhidrit), karboksilik asitler ve MDP (10-metakriloiloksidekametilen fosforik asit) gibi organofosfatlar bulunmaktadır. Bağlama ajanı gerektiren sistemler için rezin primerleri; asitle aşındırılmış ve demineralize edilmiş kolajen fibrillere kısmen sızarak rezin tagler yaparak pulpal reaksiyonları azaltmaktadır. Ancak tüm rezin siman sistemleri bir bağlayıcı ajan gerektirmemektedir. 4-META içeren simanların ayrı bir bağlayıcı ajana ihtiyacı yoktur. Bir sistemlerde, herhangi bir geleneksel inorganik dolgu maddesi içermeyen sıvı monomerler ve katalizörler kullanılmaktadır [43].

Rezin simanlar, metalik olmayan restorasyonların, rezin bağlı sabit bölümlü protezlerin, tam seramik kronların yanı sıra seramik ve kompozit inley ve onleylerin simantasyonu için yaygın olarak kullanılmaktadır [16].

Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO) 4049 spesifikasyonuna göre rezin simanlar polimerizasyon mekanizmasına göre 3'e ayrılmıştır. Bunlar;

- Sınıf 1: Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar
- Sınıf 2: Işık ile polimerize olan kompozit rezin simanlar

- Sınıf 3: Dual-Cure (dual olarak sertleşen, hem kimyasal hem ışık ile) polimerize olan rezin simanlar

olarak sıralanmaktadır [2].

Rezin simanlar için yapılan başka bir sınıflama ise; diş dokusuna rezin simanın bağlanması için uygulanan adeziv sistemlere göre yapılan sınıflamadır [44]. Bu sınıflamaya göre rezin simanlar, şu şekilde sınıflandırılmıştır:

- Asitlenen ve yıkanan (Etch&rinse) simanlar
- Kendinden asitli (Self-etch rezin) simanlar
- Kendinden adezivli (Self-adeziv) simanlar

Polimerizasyon mekanizmasına göre simanlar

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar, genellikle baz ve katalizör olmak üzere 2 farklı pattan oluşan sistemlerdir. Ancak toz ve likitten oluşan sistemler de mevcuttur. Bu simanlarda, polimerizasyonun aşamalı olarak ilerlemesi ve yavaş olması, büzülme streslerini azaltmaktadır ancak, karıştırmaya başlanmasından itibaren reaksiyon gerçekleştiği için çalışma süresi oldukça kısadır. Yeterli renk seçeneğinin olmaması ve içindeki tersiyer aminin zamanla renk değişimine sebep olması translusent restorasyonlarda kullanımını sınırlamaktadır. Bu sebeple, kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar post simantasyonunda ve ışığı geçirmeyen metal seramik restorasyonların simantasyonunda tercih edilmektedir [45].

Işık ile polimerize olan rezin simanlar

Işık ile polimerize olan simanlar, yalnızca polimerizasyon reaksiyonunu başlatan bir ışık kaynağı ile fotobaşlatıcıların uyarılması ile polimerize edilebilmektedir [46]. Bu simanların bazı avantajları; renk stabilitesi, yeterli çalışma süresi ve fotoaktivasyondan önce artık simanın daha kolay uzaklaştırılmasıdır [47]. Bu özelliklere ek olarak, ışıkla sertleşen rezin simanlar, zamanla renk değişimine neden olabilecek kimyasal aktivatör olarak tersiyer aminler kullanılmadığı için gelişmiş renk stabilitesi gibi büyük bir avantaja sahiptirler

[47,48]. Ancak bu simanlarda polimerizasyon, ışık aktivasyonu ile gerçekleştiği için restorasyon kalınlığından etkilenmektedir [49].

Dual-cure polimerize olan rezin simanlar

Işık ile polimerize olan rezin simanlar ile kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların avantajlarını birleştirmek için dual-cure rezin simanlar geliştirilmiştir ve günümüzde en sık kullanan siman materyallerinden biridir [47,50]. Monomer ve katalizörlerin karışımından oluşan dual-cure simanlar, fotopolimerize edilebilirler veya bir redoks başlatıcı sistem ile polimerizasyonları başlayabilir. Bu simanların ışık ile polimerize edilebilmesi ve ışığın yeteri kadar ulaşmadığı alanlarda kimyasal olarak yeterli derecede polimerize olabilmesi oldukça önemlidir [51,52]. Bu simanların ışıkla polimerizasyonunu kamforokinon başlatırken, kimyasal aktivatör olarak ise peroksit amin bulunmaktadır [44]. Dual- cure rezin simanların, ışık iletimine izin vermeyecek kadar kalın ya da opak restorasyonlarda kullanımı endikedir ancak; çalışmalar göstermiştir ki, dual-cure rezin simanların, yüksek derecede polimerize olması için hala ışıkla polimerize edilmesine ihtiyaç duyulmaktadır [53].

Adeziv mekanizmasına göre simanlar

Etch & rinse (asitlenen ve yıkanan) rezin simanlar

Asitlenen ve yıkanan rezin simanlar kullanılan adeziv sistemin basamak sayısına göre 2 ve 3 basamaklı sistemler olarak sınıflandırılmaktadır [41]. Bu sistemlerde; asit olarak çoğunlukla, %30-40 oranında fosforik asit uygulanmakta ve yıkanmaktadır. Asitleme işleminin hemen sonrasında, primer uygulaması ve rezin simanın uygulanması ile devam edilmesi sonucu üç aşamalı prosedür uygulanmaktadır. İki aşamalı prosedürde ise asitleme ve yıkama ayrı bir basamak şeklinde yapılırken primer ve adeziv uygulaması tek seferde yapılmaktadır [54].

Diş yüzeyinin frez ile prepare edilmesi sonucu diş yüzeyinde hidroksiapatit ve denatüre kolajen içeriğine sahip “smear tabakası” adı verilen, mine ve dentin yüzeyini kaplayan bir tabaka oluşmaktadır. Smear tabakası, dentin tübüllerini tıkayarak dentinin geçirgenliğini azaltmaktadır [55,56]. Fosforik asit uygulaması, smear tabakasını kaldırarak ve yüzeysel hidroksiapatit tabakasının demineralizasyonunu teşvik ederek, dentinin yüzey enerjisini arttırmaktadır [57]. Asitleme ve yıkama aşamasından sonra uygulanan primer, organik

çözücüler içinde çözülmüş hidrofilik özelliklere sahip spesifik monomerlerin bir karışımıdır. HEMA, bu primer çözeltilere çok sık eklenen önemli bir monomerdır. Düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik doğası nedeniyle HEMA, rezinin kolajen ağının içine sızmasını ve genişlemesini desteklemekte, böylece yapıştırıcının bağlanma dayanımını artırmaktadır [58–60]. Bu işlemler Nakabayashi ve ark.’nın ilk kez transmisyon elektron mikroskobu ile gösterdikleri, aşındırılmış dentine rezinin sızarak kolajen fibriller ile güçlendirilmiş rezin matrisinden oluşan ve hibrit tabaka olarak adlandırdıkları yapı ile sonuçlanmaktadır [61]. Rezin monomerlerin aşındırılmış dentin ile olan mikro mekanik bağlantısı, postoperatif duyarlılığın azalmasını, daha iyi bir marjinal uyumun oluşmasını ve rezin simanın polimerizasyonu sırasında polimerizasyon büzülme stresinin azalmasını sağlayabilmektedir [55,62].

Etch & Rinse sistemler tanıtıldıktan hemen sonra, klinisyenler “dry bonding” yaparak bu sistemleri kullanmaktaydı. Ancak asitlenmiş dentin dokusu kurutulduğu sırada asitle aşınmış dokunun çökmesi sonucu açığa çıkan kollajen fibrilleri arasındaki interfibriller boşluklar kaybolmakta ve primerin infiltrasyonu azalmaktaydı. Bunun bir sonucu olarak da dentin-rezin arasındaki bağlanma dayanımı oldukça düşük olmuştur. Aynı zamanda daha sonra bakteri sızıntısına ve simantasyon başarısızlığına sebep olabilecek polimerizasyon büzülmesi miktarı artmıştır [63]. “Dry bonding” yöntemi ile karşılaşılan sorunları çözmek için “wet bonding” yöntemi tanıtılmıştır. Bu yöntem, asit ile aşındırma işleminden sonra dentin yüzeyinin nemli bırakılmasının ardından, aseton, etanol veya su gibi organik çözücüler içinde çözülmüş HEMA gibi hidrofilik özelliklere sahip spesifik monomerleri içeren bir primerin uygulanmasını takip etmektedir. Primer içerisindeki HEMA ıslanabilirliği ve kollajen ağının genişlemesini sağlarken, solventler suyu dentin yüzeyinden uzaklaştırmaktadır. Böylece kollajen ağı adeziv rezin infiltrasyonu için hazırlanmaktadır. Bu hazırlanan yüzeye, solvent içermeyen bir bağlanma ajanı uygulanarak hidrofobik monomerlerin sadece kollajen ağının interfibriller boşluklarına değil aynı zamanda dentin tübüllerine de nüfuz etmesi sağlanmaktadır. Bu aşamadan sonra oluşan rezin taglerin varlığı ile rezin simana mikro mekanik olarak bağlanacak bir hibrit tabaka oluşmaktadır. Ayrıca, dentin-rezin arasındaki bağlanma dayanımı güçlendiren bu teknik postoperatif ağrıyı da büyük ölçüde azaltmıştır [63–65].

Self etch (Kendinden asitli) rezin simanlar

Self etch sistemler, etch & rinse sistemlerde yaşanan bazı sorunları çözmek ve teknik hassasiyeti azaltmak için geliştirilmiştir [66]. Self-etch adeziv sistemleri, klinik uygulama adımlarının sayısına göre; tek veya iki aşamalı sistemler olarak sınıflandırılmaktadır [65]. İki aşamalı self-etch sistemleri, diş yüzeyini aynı anda aşındıran ve primer özelliğinde olan asidik monomerleri birleştiren bir hidrofilik aşındırma ajanının kullanımını içermektedir. Mineralleri ve smear tabakasını içeren bir hibrit bölge oluşturmak için, smear tabakasını ve hidroksiapatiti kısmen çözerek mine ve dentini aynı anda şartlandıran bu asidik monomer sayesinde, bu sistemler için ayrı bir asit-etch adımı gerekmemektedir. Solventin buharlaşmasından sonra, bir hidrofobik ve bağlayıcı ajan tabakası dentini kaplamaktadır. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemleri ise, aşındırma, şartlandırma ve bonding aşamalarını birleştiren hepsi bir arada sistemlerdir. Böylece asidik fonksiyonel monomerler, hidrofilik ve hidrofobik monomerler, su ve organik çözücüler tek bir çözelti halinde bulunmaktadır [41,55,67]. Literatürde birçok asidik monomer tanımlanmıştır. Geliştirilen ilk asidik monomer olan 4-META, halen en sık kullanılanlardan biridir [68]. Ancak; artan asidik monomer konsantrasyonu nedeniyle daha hidrofilik hale gelen bağlanma ajanı rezin-dentin bağlantısını tehlikeye atmaktadır. Su geçirgenliği artan hibrit tabaka yüzünden, rezin-dentin bağlarının erken bozulması sonucu erken dönem simantasyon başarısızlıkları görülebilmektedir [67]. Self etch sistemlere uygun rezin simanların kullanımı ile teknik hassasiyet azaltılır, çünkü bu materyaller kuru dentin üzerine uygulandıktan sonra yıkanmalarına gerek yoktur, sadece hava ile kurutulurlar. Bu sayede, uygulama hatalarının en aza indirilmesi sağlanmaktadır [44,69].

Self-adeziv (kendinden adezivli) rezin simanlar

Self adeziv simanlar, diş yüzeyinde herhangi bir ön işlem gerektirmeden, siman karıştırıldıktan sonra çinko-fosfat ve polikarboksilat siman gibi tek bir klinik aşamada uygulanmaktadır [70]. Düşük pH ve yüksek hidrofilik özelliği, karıştırıldıktan sonra erken aşamalarda diş dokusunun ıslanmasını sağlamakta ve self-etch adezivlerde olduğu gibi yüzey demineralizasyonunu desteklemektedir [4]. Self adeziv rezin simanlar, asidik ve adeziv gruplara sahip diakrilat rezinler ve dolduruculardan oluşmaktadır [71]. Bu materyal sert dokuları demineralize edebilir ancak başlangıçtaki düşük pH'a (pH<2.0) rağmen mine ve dentin mineralizasyonu yüzeyseldir [72]. Fosfat grupları ile alkalın dolgu maddeleri

arasındaki reaksiyonun bir sonucu olarak pH'da (7.0'a kadar) bir artış gözlenir ve mine ve dentinden gelen hidroksiapatit, rezinin doğal asitliğini nötralize etmektedir [72,73]. Yeni geliştirilen bu simanların bağlanma mekanizması mikro mekanikten çok kimyasaldır ve elde edilen bağlanma dayanımı etch&rinse simanlar ile elde edilen bağlanma dayanımı kadar yüksektir [72,74].

2.2. Diş Siman Bağlantısı

Türkçe karşılığı “yapışma” olarak bilinen adezyon terimi, farklı türden maddeler arasındaki çekim kuvveti olarak tanımlanırken, kohezyon benzer türdeki maddeler arasındaki çekim kuvveti olarak tanımlanabilmektedir [75,76]. Adezyon; mekanik kilitlenme, fiziksel yaklaşma ve kimyasal bağlanma olmak üzere 3 bileşenden oluşmaktadır [75].

Adezyonun temel gereksinimlerinden biri olan mekanik kilitlenme, makro mekanik ve mikro mekanik olarak 2'ye ayrılabilir. Uzun yıllardır bilinen makro mekanik kilitlenme, restorasyon ile dayanak dişin karşıt aksiyal duvarları arasındaki sürtünme ile sağlanmaktadır. Mikro mekanik kilitlenme ise; soy olmayan metal alaşımları ile üretilen restorasyonların elektrolitik yöntemler ile pürüzlendirilmesi ile sağlanmaktadır [75,77].

Zayıf olsa bile her zaman mevcut olan fiziksel bağlanma için, materyallerin birbirlerine fiziksel afinitesinin olması ve birbirlerine yeterince yakın olması gerekmektedir. Bu yaklaşmayı, sekonder bağlar ve van der Waals bağları sağlamaktadır [75,78].

Kimyasal bağlanma için ise sayısız olasılıktan bazıları, kovalent, iyonik, metalik ve bazı durumlarda şelasyon bağlarının oluşmasıdır. Diş hekimliğinde kullanılan simanların büyük bir çoğunluğu iyonik bağlar oluşturmaktadır ve oluşan iyonik bağlar materyallerin basma dayanımını büyük ölçüde etkilemektedir [75,78].

Siman ve diş yüzeyi arasında etkili bir bağlantı ara yüzü oluşması, bazı faktörlerden etkilenmektedir. Bunlar; yüzeylerin temiz olması, uygun ıslatma açısı, yüzey pürüzlülüğü, siman viskozitesi olarak sıralanabilmektedir. Restoratif işlemler sonucu diş yüzeyinde oluşan smear tabakası, biyofilm, tükürük proteinleri, bakteriler ve organik kalıntılar gibi materyaller, diş yüzeyinin enerjisini düşürmekte ve siman-diş bağlantısını olumsuz etkilemektedir. Diş yüzeyinin temiz olması, her zaman simantasyon için ideal ortamı

sağlamamaktadır. Yüzey pürüzlülüğünün mikro mekanik olarak artırılması yoluyla ıslanabilirliğin artırılması mümkün olmaktadır [78,79]. Diş-siman bağlantısının gerçekleşebilmesi için, yapıştırıcının diş yüzeyini ıslatabilmesi gerekmektedir. Islanmayı gözlemlemek için kullanılan en yaygın yöntem ise temas açısıdır. Temas açısı ne kadar küçük olursa, ıslanabilirlik o kadar artmakta yani yüzey temiz ise sıvı yüzeye kolay yayılmaktadır [76,78].

2.3. Dental Simanların Mekanik Özelliklerini Geliştirmek için Yapılan Çalışmalar

Mevcut siman materyalleri, ideal bir simanın sahip olması gereken gereksinimlerin bir kısmını karşılamaktadır ve tümü klinik uygulamalarda başarı ile kullanılmaktadır, ancak, ideal simanın tüm gereksinimlerini karşılayan bir siman materyali bulunmamaktadır [14]. İdeal siman materyalini geliştirmek için çalışmalar devam etmektedir.

Cam iyonomer simanların; biyouyumluluk, antikaryojenik etki ve ıslak diş yapısına bağlanma gibi benzersiz özellikleri vardır. Ancak, kırılganlık ve düşük mekanik özellikler gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Bu simanların fiziksel özelliklerini geliştirmek için birçok çalışma yapılmıştır ve yapılmaya devam etmektedir [80]. Bu amaçla cam iyonomer simanın tozuna, hidroksiapatit, zirkonya, amalgam alaşımlarının tozu, biyoaktif cam gibi materyaller ilave edilmektedir [81–83].

İlk kompozit rezinler geliştirildiğinden beri, klinik performanslarını iyileştirmek için çok fazla çaba sarf edilmiştir [73]. Rezin bazlı yapıştırma ajanlarına yönelik yapılan çalışmalar ise, yeni monomerlerin geliştirilmesine odaklanmakta iken, dolgu partiküllerine yönelik çalışmalar ise; içeriğine, partikül boyutuna ve silanizasyona odaklanmaktadır [73,84,85]. Rezin esaslı simanların en büyük sorunlarından biri, polimerizasyon büzülmesidir. Polimerizasyon büzülmesi; tekrarlayan çürüklere, simantasyon sonrası hassasiyete ve simantasyon başarısızlıklarına neden olabilmektedir. Polimerizasyon büzülmesini azaltmak için; polimerik nanojeller veya epoksi oligomerler kullanılarak resin simanların doldurucuları değiştirilmeye ve resin matriksin kimyasal yapısı modifiye edilmeye çalışılmaktadır. Bu amaçla antibakteriyel monomerler kullanılması da, başka bir umut verici yaklaşım olarak kabul görmektedir [86].

2.4. Biyoaktif Camlar

Biyomateriyaller, biyolojik konakçı ile uyumlu olarak etkileşime girebilen, herhangi bir dokunun ya da organın işlevini kısmen ya da tamamen üstlenen materyallerdir [87]. Tıbbi uygulamalarda kaybedilen dokular yerine kullanılan biyomateriyaller; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olarak sıralanabilmektedir [88]. Her materyal sınıfının kendine has özellikleri vardır. Örneğin metaller yüksek tokluk ve iyi mekanik özellikler sergilemektedir. Seramikler genellikle yüksek aşınma direnci ve sertlik sunarken, polimerler yumuşak dokularinkine benzer kimyasal, fiziksel ve mekanik özellikler sunmaktadır. Ayrıca son 50 yılda biyomateriyallerin evrimini de yansıtacak şekilde bu materyaller, "biyoinert", "biyoaktif" ve "biyoçözünür" materyaller olarak da sınıflandırılabilir [89].

1969 yılında Florida Üniversitesi'nde metal ve polimerlerin insan vücudu tarafından skar dokusu oluşturarak reddedildiği sorununa çözüm arayan Profesör Hench ve arkadaşları, hidroksiapatit çökeltten bir materyal kullanılırsa bu materyalin dokuya reddedilmeden bağlanabileceği hipotezine dayanarak çalışmaya başlamıştır. Sonuç olarak, 45% SiO₂-24.5% Na₂O-24.5% CaO-6% P₂O₅, içeriğine sahip, bugün 45S5 ve Bioglass® olarak adlandırılan biyoaktif camlar (BAG) geliştirilmiştir [90–92]. Biyoaktif camlar, A ve B sınıfı olarak 2 şekilde sınıflandırılabilir. A Sınıfı BAG'ler temel olarak %40–52 SiO₂, %10–50 CaO ve %10–35 Na₂O'dan oluşur. Ek olarak, cam bileşimi %2–8 P₂O₅, %0–25 CaF veya %0–10 B₂O₃ içerebilir. B sınıfı camlar ise %60 silika içeriğine sahip biyoinert camlardır [93].

40'tan fazla araştırma grubunun biyoaktif camlar ile ilgili yaptığı çalışmalar sonucu, Bioglass 45S5 gibi geleneksel silikatlar; fosfat ve borat bazlı camlar üretilmiştir. Ancak, henüz orijinal 45S5 içeriğinden daha iyi biyolojik özelliklere sahip bir biyoaktif cam bulunamamıştır [92]. Fosfat içeren camlar sabit bir oranda bozunduğundan, tüm kullanım süreleri boyunca kontrollü konsantrasyonlarda istenen iyonları salacak şekilde kullanılabilir. Borat bazlı sistemler ise silikat bazlı sistemlere göre daha hızlı ve tamamen hidroksiapatite dönüştüğü için kullanılabilir olarak rapor edilmişlerdir [92,94,95].

Ticari olarak üretilmiş olan 45S5 Bioglass®, geleneksel cam üretim yöntemi olarak bilinen eriyik-söndürme tekniği ile üretilmiştir [96]. Bu teknikte cam yığını genellikle amorf bir yapı elde etmek için 1300 °C'nin üzerindeki yüksek sıcaklıklara kadar ısıtılır ve eriyiğin düzensiz atomik yapısını dondurmak için söndürülür. Sol-jel işleminde ise, farklı hidroliz ve

yoğunlaştırma işlemlerine tabi tutulan inorganik veya organik içerikler, daha sonra kurutma ve termal stabilizasyon gibi ısı işlemlere tabi tutulur [97].

Biyoaktif camlar fizyolojik sıvılara daldırıldığında, çeşitli biyolojik tepkimeleri uyaran ve granüllerin yüzeyinde kemiğin mineral fazına benzer şekilde kemik benzeri bir apatit tabakasının gelişmesini sağlayan materyallerdir [98]. Oluşan bu hidroksiapatit tabakası, biyoaktif cam ile kemik dokusu arasında güçlü bir bağın oluşmasını sağlamaktadır [99]. Biyoaktif camların insan osteoblastlarının proliferasyonunu ve osteojenik farklılaşmasını indükleyerek in vitro osteogenezi uyardığı gösterilmiştir. Bunun yanında, bu mekanizmayı anlamak için yapılan çalışmalar sonucunda, biyoaktif camın iyonik çözünme ürünlerinin, osteoblastik hücrelerin birkaç geninin ekspresyonunu uyardığı da gözlemlenmiştir [100,101]. Ayrıca, biyoaktif camların in vitro ve in vivo olarak anjiyogenezi uyardığı gösterilmiştir [99]. Son yıllarda biyoaktif camların sahip olabileceği potansiyel antibakteriyel özelliklere büyük ilgi duyulmaktadır. Biyoaktif camlar ile yapılan çalışmalarda; oral patojenler ve cilt yüzeyinde bulunan patojenlerin tedavisinde sahip olduğu antibakteriyel etki ile umut verici sonuçlar elde edilmiştir [102]. Biyoaktif camların antibakteriyel özelliklerinin mekanizması tam olarak anlaşılmamış olsa da, vücut sıvılarında sodyum iyonlarının protonlarla değişimini takiben lokal pH'daki artış, artan ozmotik basınç ve prokaryotik hücre duvarlarına potansiyel olarak zarar verebilecek ve böylece bakterileri etkisiz hale getirebilecek “iğne benzeri” keskin cam artıkları gibi kaynaklandığı varsayılmaktadır [98,103].

Diş hekimliği klinik uygulamalarında biyoaktif camlar; kemik rejenerasyonunda, periodontolojide, implant diş hekimliğinde, kök kanal tedavisinde, mine remineralizasyonunda, hipersensivite tedavisinde, dentin remineralizasyonunda, hava aşındırmasında, dental adezivlerde ve restoratif materyallerde kullanılmaktadır [93].

Çeşitli çözünme ürünlerinin salınımı yoluyla kemik rejenerasyonunu teşvik edebilen orijinal 45S5, kemiğe hızla bağlanıp zamanla bozularak, osteoprogenitör hücreleri uyardığı düşünülen çözünür silika ve kalsiyum iyonlarını serbest bırakarak kemik rejenerasyonu için iyi bir iskelet görevi görmektedir [103,104]. Ayrıca 45S5'in bir varyasyonu olan S53P4 tümörlerin çıkarılmasından sonra kemik defektlerinin rejenerasyonunda ve osteomiyelit tedavisinde başarılı olmuştur [103,105].

Bioglas® 45S5 ile aynı formülasyona sahip olup parçacık boyutu 90-710 µm arasında olan PerioGlas®, trabeküler kemik üzerindeki hemostatik etkisinden dolayı özellikle interproksimal kemik defektlerinde kemik rejenerasyonunu uyarmak için periodontal cerrahi prosedürlerde yaygın olarak kullanılmaktadır [93,106]. Ayrıca periodontal uygulamalarda; epitel hücrelerinin fiziksel göçünü engelleyerek, periodontal rejenerasyonu desteklemek amacıyla kullanılan membranlarda da biyoaktif cam ilavesinin membranların mekanik potansiyelini azaltırken biyoaktiviteyi iyileştirdiği bildirilmiştir [107].

Gjorgievska ve ark.'larının biyoaktif camın mine yüzeyindeki remineralizasyona etkisini inceledikleri bir çalışmada, remineralize edilmiş mine yüzeyinde BAG tortularının bulunduğu sonucuna varılmıştır. Bu da bunların olası demineralizasyon bölgelerinde remineralizasyon için mevcut bir iyon rezervuarı olarak hareket edebileceğini düşündürmüştür [108].

Su ve biyoaktif camın karıştırılarak dentin yüzeyine doğrudan uygulandığı bir çalışmada, bu uygulamanın dentin yüzeyinde iyi bir örtücülük ve mineralizasyon tabakasında yeterli retansiyon sağlamadığı gösterilmiştir. Bunun üzerine farklı taşıyıcı alternatiflerinde, biyoaktif cam partiküllerinin ilave edilmesinin, dentin tübüllerinden geçen hidrolik iletkenliği azaltmada oldukça etkili olduğu ve dentin hassasiyetinde azalma sağlayabileceği bildirilmiştir [109].

2.5. Dental Simanların Mekanik ve Adeziv Özelliklerini Değerlendirmek için Yapılan Testler

2.5.1. Mekanik testler

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller çok hızlı bir şekilde gelişmektedir. Yeni geliştirilen bu materyallerin mekanik özelliklerinin bilinmesi, materyallerin doğru endikasyonda kullanılması için oldukça önemlidir. Bu amaçla yapılan laboratuvar ve klinik testler oldukça önemlidir [110]. Ağız ortamı, tükürük, gıda maddeleri, değişen sıcaklıklar, dental plak, içerdiği mikroorganizmalar ve buna bağlı organik asit salınımı ile oldukça karmaşık bir ortamdır. Bunun yanında, ağız içindeki restoratif materyaller tüm bu etkenlere eşlik eden basma, çekme, kesme ve eğme kuvvetleriyle birlikte çiğnemenin fiziksel kuvvetlerine de maruz kalmaktadırlar [111]. Materyallerin farklı özelliklerini değerlendirmek için, farklı test yöntemleri önerilmiştir. Kullanılan her testin belirli bir yöntemi vardır ve belirli özellikleri

test etmektedir. Bu sebeple materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için birden fazla test yöntemi kullanılabilmektedir [112].

Sıkıştırma dayanımı

Sıkıştırma, aynı düz çizgide birbirine yönlendirilen iki kuvvet grubundan ya da bir yüzeyi sabitken diğeri de sabit yüzeye yönelik bir kuvvete maruz kalındığında ortaya çıkmaktadır. Bu test için ISO 9917 standardına göre silindirik numuneler hazırlanır ve sıkıştırma kuvveti uygulamasının sonucunda oluşan kompleks stresler sebebiyle numunede kırık oluşmaktadır. Sıkıştırma dayanımı, kırılma ve gerilme dayanıksız materyalleri kıyaslamak için en kullanışlı yöntemdir. Dental amalgamlar, rezin kompozitler ve simanlar için uygulanabilir [112].

Bükülme dayanımı

Bir materyalin bükülme mukavemeti, bükülme yüküne maruz kaldığında kırılmadan önce dayanabileceği maksimum gerilmedir. Büyük çiğneme kuvvetlerine maruz kalan restorasyonlar için yüksek bükülme mukavemetine sahip olması istenmektedir [113]. Bükülme dayanımının ölçülmesinde; üç nokta bükülme dayanımı testi uygulanır ve bu test ISO 4049 standardına göre hazırlanmış bir kirişin her iki ucundan desteklenerek ortasına kuvvet uygulanmasıyla ölçülmektedir. Tekrarlanması kolay olan ve güvenilir sonuçlar elde etmemizi sağlayan bükülme dayanımı testleri dental materyallerin mekanik özelliklerinin araştırılması için standart bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Bu test ile bükülme dayanımı ile birlikte örneğin beklenen boyutsal değişimin miktarı da belirlenebilmektedir [112–114].

Çapsal çekme direnci (Tensile)

Kırılma materyaller için alternatif bir test yöntemi de çekme dayanıklılığının sıkıştırma testiyle belirlenmesidir. Disk şeklinde bir numune ile yapılan bu test metodunda disk kırılana kadar test makinesi yardımıyla çapsal olarak sıkıştırılmaktadır. Çekme stresi (σ_x) aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır [112].

$$\sigma_x = \frac{2P}{\pi DT} \quad (2.1)$$

Sertlik testi

Yüzey sertliği, penetrasyon yoluyla plastik deformasyona karşı materyalin yüzey direncini değerlendirmek için sıklıkla kullanılan bir test yöntemidir. Sertlik değerini elde etmek için kullanılan genel yöntem, belirli şekle sahip bir uç ile materyalin yüzeyine belirli bir süre içinde uygulanan kuvvet sonucu oluşan girintinin derinliğini veya alanını ölçmekle elde edilmektedir. Bir materyalin sertliğini ifade etmek için dört yaygın standart test yöntemi kullanılmaktadır. Bunlar: Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop test yöntemleridir [110].

Yüzey sertliğini ölçmek için kullanılan en eski yöntem olan Brinell testi, 10 mm çapında sert çelik ya da karbür bilye kullanılarak yapılmakta olup sıklıkla metal ve metal alaşımlarını test etmek için kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan plastik materyallerin yüzey sertliğini değerlendirmek için kullanılan Rockwell yönteminde ise çelik koni veya küre uç kullanılmaktadır. Bu testte diğer sertlik değerlendirme yöntemlerinden farklı olarak, materyal üzerindeki iz çapı değil derinliği dikkate alınmaktadır. Materyalin yüzey özelliklerine daha duyarlı olan Knoop sertlik testinde ise, kuvvet özel dizayn edilmiş piramit şekilli elmas bir uç yardımıyla uygulanmakta ve oluşan köşegen şekilli girintinin boyutları mikroskop altında ölçülmektedir. Brinell ve Knoop yöntemlerine benzeyen Vickers sertlik testinde ise kare tabanlı ve karşılıklı yüzler arasında 136 derecelik bir açığa sahip bir dik piramit şeklinde elmas bir girinti kullanılmaktadır. Yükün kaldırılmasından sonra, materyalin yüzeyinde kalan girintinin iki köşegeni bir mikroskop kullanılarak ölçülmektedir [110,115].

2.5.2. Bağlanma dayanımı testleri

İn-vitro şartlarda dentine ve mineye yapıştırıcı sistemlerin bağlanma etkinliklerinin ölçümü için ISO 11405 standardına göre çeşitli testler kullanılmaktadır [111,116]. Bu amaçla en sık kullanılan testler; makaslama (shear) ve mikro-çekme (micro-tensile) test yöntemleridir [117]. Bu testlerde; kuvvetin homojen dağılımı mümkün olmamakla birlikte, test sonuçları dikkatli bir şekilde yorumlanmalıdır. Bağlanma dayanımı testi ile birlikte kırılma modunun mikroskobik analizi mutlaka yapılmalıdır [118].

Gerilim (tensile) testi

Gerilim testinde, yapıştırılan yüzeyler birbirinden ayrılan kadar çekme kuvveti uygulanmaktadır. Uygulanan kuvvet diş yüzeyine 90°'lik bir açıyla gelmektedir. Bu testlerin en önemli avantajlarından biri, uygulanan kuvvetin olabildiğince homojen olmasıdır. Ancak; düzgün olmayan arayüzlerde meydana gelebilecek stresler açısından kuvvet uygulanan ucun doğru hizalanması oldukça önemlidir. Bu durumun sebep olduğu teknik hassasiyet, bu testin en büyük dezavantajlarından biridir [116,117].

Mikrogerilim testi

Yüzey alanı geniş olan numunelere çekme kuvveti uygulandığında, bağlanan materyallerin geometrisi ve özellikleri sebebiyle ara yüzde belirgin stres konsantrasyonları oluşmaktadır. Bu stres konsantrasyonları, kuvvetin homojen dağılmamasına sebep olmakta ve sık sık koheziv kırıklara sebep olmaktadır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için, daha küçük boyuttaki örnekler kullanılarak yapılan mikrogerilim testi geliştirilmiştir [119]. Mikrogerilim testinde kullanılan örneklerin boyutu 1 mm², uzunluğu ise ortalama 10-24 mm arasında olmalıdır. Bu test yönteminde örnekler bağlayıcı ara yüzü aşındırılarak (kum saati ya da dumble şeklinde) ya da aşındırılmadan (düz dentin çubuğu şeklinde) hazırlanabilmektedir. Aynı diştten çok sayıda örnek elde edilmesi, dişlerin farklı dentin yüzeylerinde bölgesel farklılıkların araştırılabilmesi, ara yüzdeki kuvvet dağılımının daha homojen olması gibi avantajları bulunmaktadır. Bu test yönteminin en büyük dezavantajı ise, test öncesi yaşanan bağlanmada kopmalardır [120].

Makaslama (shear) testi

Örneklerin özel bir parça kullanılarak sabitlenmesi ve diş yüzeyine paralel olarak belli bir hızla hareket eden makaslama ucu yardımı ile kırılmasıyla uygulanan makaslama testinde yine bağlanma dayanımı test edilmektedir [117]. Kopma meydana gelene kadar sabit hızla kuvvet uygulanmasıyla yapılan bu testte, sonuç değeri elde edilen maksimum kuvvetin bağlanmanın meydana geldiği yüzey alanına bölünmesiyle ölçülmektedir [116]. Makaslama testleri, esas olarak, homojen olmayan gerilme kuvvetleri yaratmadan numuneyi test makinesinde hizalamanın zor olduğu çekme testlerine kıyasla, göreceli basitlikleri nedeniyle

yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca bu testlerde numune hazırlamak daha kolaydır ve test yöntemi daha basittir [121].

2.5.3. Kırılma yüzey analiz yöntemleri

Bağlanma dayanımı testlerinin sonuçları dikkatli bir şekilde yorumlanmalı ve kırık tipi analizi mutlaka yapılmalıdır. Testlerden sonra meydana gelen kırık tipleri, adezyon ile bağlanan materyallerin ağırlık dirençlerinden etkilenmektedir. Kırık tipleri belirlenirken örnekler görsel olarak, ışık mikroskobu ile ya da SEM (Tarama Elektron Mikroskobu) kullanılarak incelenebilmektedir [116,118]. Kırılma tipleri, kırılmanın meydana geldiği yüzey alanına göre adeziv, koheziv veya karışık (mixed) olarak sınıflandırılabilir. Adeziv başarısızlıklar genellikle zayıf adeziv ajanların kullanıldığı ve diş dokusuna minimal penetrasyonun gerçekleştiği başarısızlıklardır. Bu başarısızlıklarda kopma, dentin yüzeyi ile adeziv arasında meydana gelmektedir. Koheziv başarısızlık ise materyalin kendi içerisinde meydana gelen kopmalar sonucu oluşan başarısızlık tipidir ve güçlü adeziv sistemler kullanıldığında daha çok görülmektedir. Bir örnekte hem koheziv hem adeziv başarısızlık görülüyorsa bu başarısızlık karma başarısızlık olarak adlandırılmaktadır [116].

2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri

Dental materyaller in vitro olarak test edildiğinde materyallerin saklandıkları koşulların ağız ortamını taklit etmesi de oldukça önemlidir [117].

2.6.1. Sıvı ortamda bekletme ile yaşlandırma

Diş siman arasındaki bağlantıyı sağlayan hibrit tabakasındaki kollajen veya polimer bileşenlerin biyolojik yıkımı, bağlanma direncini etkilemektedir. Bunun sebebi; hidroliz, yetersiz polimerizasyon, homojen olmayan polimer dağılımı ve rezin tagların uygun şekilde oluşmaması olabilmektedir [117,120]. Bu şekilde yaşlandırmayı taklit edebilmek için %10 luk NaOCI solüsyonu proteinleri yıkan bir ajan olarak kullanılabilir. Normalden hızlı şekilde ağız içerisindeki yıkımı taklit edebilen bu solüsyon hibrit tabakasını çözerken organik bileşenleri ortadan kaldırmaktadır [122].

Enzimler kullanılarak yapılan yaşlandırma yönteminde ise, örneklerin bekletildiği sıvıya matriks metalloproteinaz, sistin proteinaz ve serin proteinaz gibi tükürükte bulunan enzimler

ilave edilmektedir. Bu enzimler yardımıyla dentinin organik matriksinin yıkımı meydana gelmektedir [123].

Bazı çalışmalarda ise pH döngüsü kullanılarak örneklerin yaşlandırılması amaçlanmıştır. 1986'da Featherstone ve ark'ları tarafından, örneklerin pH'ı 4.3 olan asit çözeltisinde 37°C'de 6 saat bekletilmesinden sonra yapay tükürükte 37°C'de 17 saat saklanması önerilmiştir. Bu yöntemin kullanıldığı çalışmalarda, rezin bazlı restoratif materyallerin distile su veya yapay tükürükte saklamaya göre daha fazla mikromorfolojik hasara uğradığı bildirilmiştir [123,124].

Örneklerin suda yaşlandırılması ise, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Adeziv yüzeyde bozunmaları en çok etkileyen sebeplerden biri suyun varlığı iken, bu etki asitle ve yıkama tipi adeziv sistemler kullanıldığında daha da belirgindir [123]. Suda bekletmeden sonra oluşan ara yüz bozunması 2 farklı türde olabilmektedir. Bunlardan birincisi; hibrit tabakanın organik kısmının suya maruz kalma ile bozunması şeklindeyken ikincisi; rezinin bozulması şeklinde olmaktadır. Bunun bir sonucu olarak zamanla arayüzde mikro boşluklar oluşmakta ve zamanla ağız sıvısı, enzimler veya bakterilerin nüfuz etmesiyle rezin materyalin bozunması ve bağlantı başarısızlıkları meydana gelmektedir [123].

2.6.2. Termosiklus ile yaşlandırma

Termosiklus, yeme, içme ve nefes almanın neden olduğu ağız boşluğunda meydana gelen termal değişiklikleri simüle ederek, bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan bir termal yaşlandırma yöntemidir [125]. Suda 5°C ve 55°C arası 500 termosiklus döngüsü uygun bir yapay yaşlandırma prosedürü olarak kabul edilmektedir. Bu yöntem sıcak su yardımıyla ara yüzde hidrolizi stimüle ederek, polimerizasyonu tamamlanmamış rezin monomerlerin açığa çıkmasını hızlandırarak ve termal büzülme ile birlikte genleşme katsayısı farkı sonucu diş ve restoratif materyal arasında büzülme ve genleşme stresleri meydana getirerek yaşlandırma yapmaktadır [120].

2.6.3. Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma

Dişler ve restorasyonlar, çiğneme, yutma ve brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar sebebiyle sürekli olarak strese maruz kalmaktadır [123]. Bu stresler, diş dokusu ve

restorasyon ara yüzünün bozulmasını ve uzun süreli sağ kalım oranını tehlikeye atacak bazı mikro çatlakları indüklemektedir [126]. Mekanik yaşlanma prosedürlerinde dikkat edilecek parametreler; numunenin dayanması gereken maksimum yük, ağız içindeki kuvvetleri simüle eden döngü sayısı, her döngünün ne kadar sürdüğü, numune ile uygulanan kuvvetin yönü şeklinde sıralanabilmektedir. Mekanik yükleme döngülerinin sayısı, farklı klinik kullanım sürelerini simüle etmektedir. 250 bin döngü 1 yıllık klinik kullanım süresini simüle ederken 1,2 milyon döngü 5 yıllık kullanımı simüle etmektedir. Ayrıca uygulanan kuvvet 30 ile 250 N arasında değişebilirken, döngü frekansları da saniyede 0,5-3 döngü şeklinde değişebilmektedir. Ancak birçok çalışmada uygulanan kuvvetin yönünden bahsedilmemektedir. Tüm bu parametreler, çalışmalar arasındaki karşılaştırmayı oldukça zorlaştırmaktadır [127–129].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Gazi Üniversitesi Metalurji Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde yapılmış in-vitro bir çalışmadır.

GÜDHKA EK. 2020.20/5 nolu 24.09.2020 tarihli rapor ile Tıbbi Etik açıdan uygunluk onayı alındı.

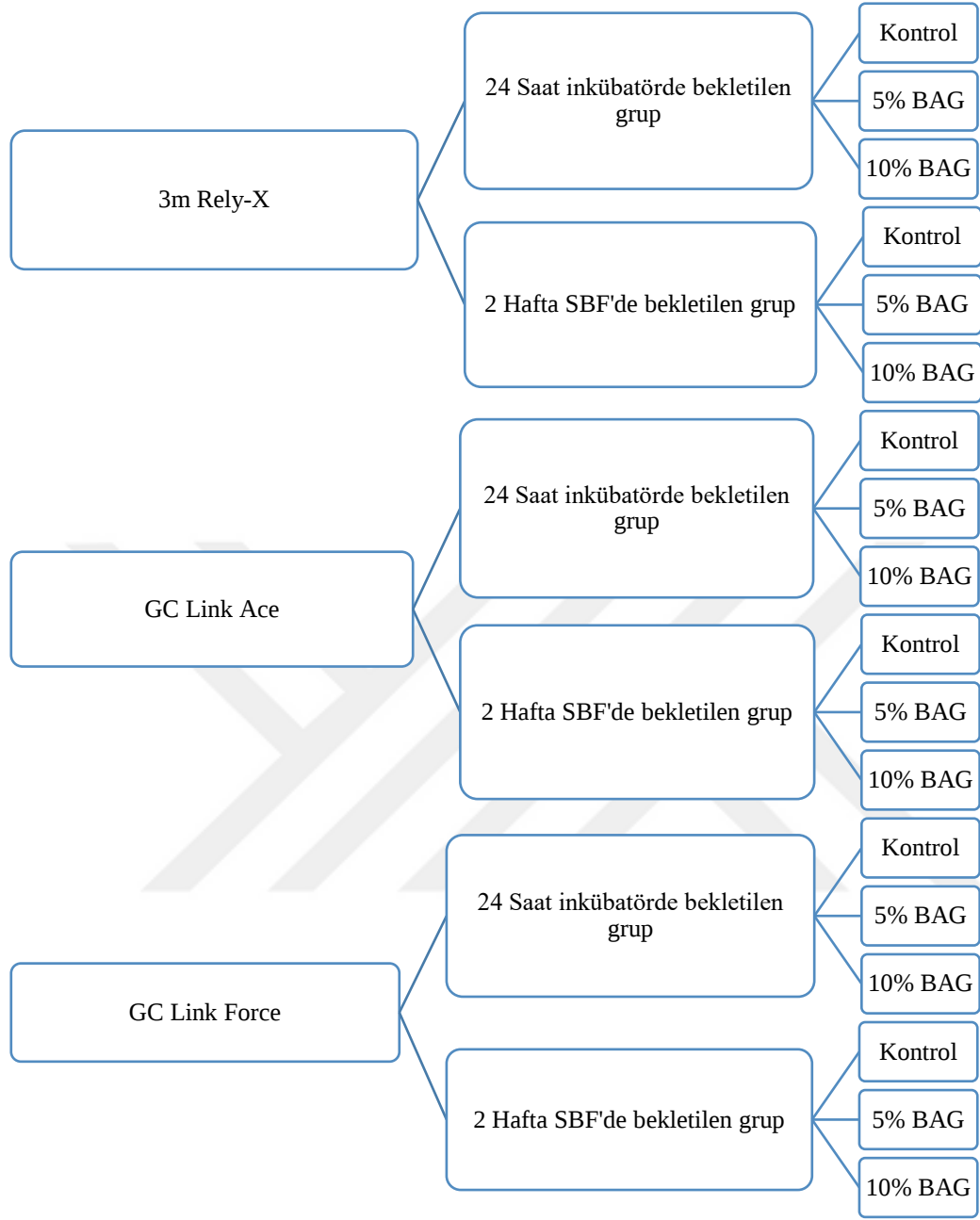
Çalışmamızda, ticari olarak temin edilen 3 farklı rezin simana %5 ve %10 olarak 2 farklı oranda biyoaktif cam ilave edilerek geliştirilen deneysel rezin simanların mekanik ve adezyon özelliklerinin incelenmesi amaçlandı.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada ticari olarak temin edilebilen 3 farklı rezin siman kullanıldı. Çalışmada kullanılan tüm rezin simanlar ve diğer materyaller, Çizelge 3.1'de gösterilmektedir. Ağırlıkça %5 ve %10 oranında biyoaktif cam hassas terazi yardımıyla ölçülerek, 3 rezin simana eklendi ve üreticinin talimatlarına göre karıştırıldı. Şekil 3.1, üç nokta bükülme testi ve Vickers sertlik testi için hazırlanan grupları göstermektedir. Tüm numuneler, tek bir operatör tarafından oda sıcaklığında hazırlandı.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan rezin simanlar ve diğer materyaller

Materyal	Materyal Türü	Üretici	Lot No
3M ESPE RelyX Ultimate	Adeziv Rezin Siman	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN	6235394
	Scotchbond Universal Adeziv		90903A
G-Cem LinkAce	Self Adeziv Rezin Siman	GC Corp., Tokyo, Japonya	1904161
	G-Multi Primer (Cam seramik, hibrit seramik, zirkonya, alümina, kompozit ve metallerin simantasyonu için primer)		2012021
G-Cem LinkForce	Adeziv Rezin Siman	GC Corp., Tokyo, Japonya	2101132
	G-Multi Primer (Cam seramik, hibrit seramik, zirkonya, alümina, kompozit ve metallerin simantasyonu için primer)		2012021
	G-Premio Bond (Tek Bileşenli Işıklı Sertleşen Adeziv)		2003121
Bioactive Glass 45S5	Biyoaktif Cam	Schott, Mainz, Almanya	G018-144
Gradia Plus	İndirekt restorasyonlar için kompozit	GC Corp., Tokyo, Japonya	210617C



Şekil 3.1. Üç nokta bükülme testi ve Vickers sertlik testi için hazırlanan gruplar

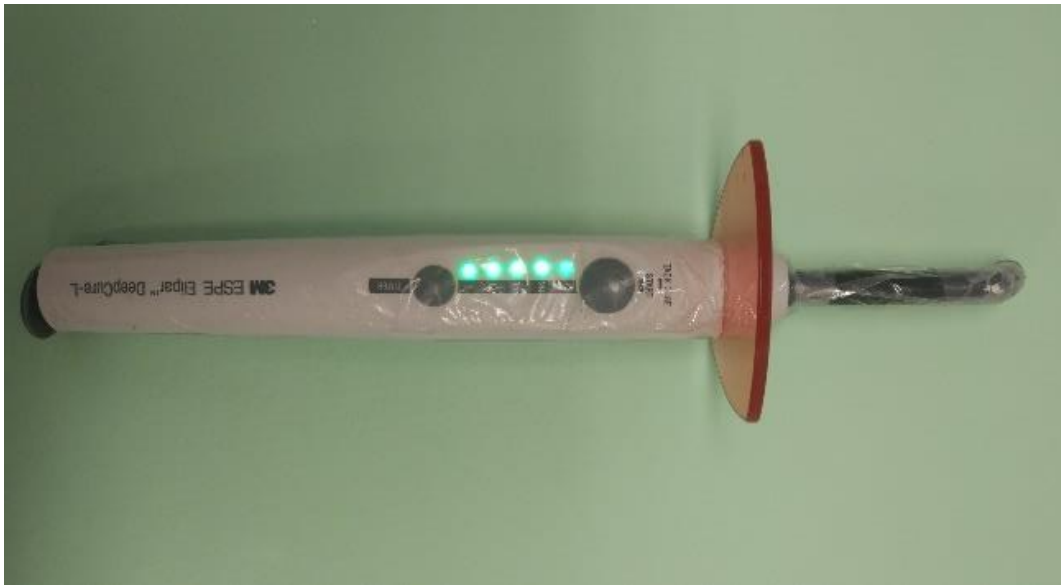
3.2. Üç Nokta Bükülme Dayanımı Testi

Üç nokta bükülme dayanımı testi ($n=10$) için numuneler, ISO 4049:2009'a göre $25 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ çelik kalıp kullanılarak hazırlandı (Resim 3.1).



Resim 3.1. Üç nokta bükülme dayanımı testi için örneklerin hazırlanmasında kullanılan çelik kalıp

Hazırlanan deneysel simanlar kalıba yerleştirildikten sonra, şeffaf bant parmak basıncı uygulandı ve üreticinin talimatlarına göre 1200 mW/cm^2 güç ile 3 farklı noktadan 20 s boyunca, LED ışık cihazı (Elipar S10, 3M Espe, St. Paul. MN) ile toplam 60 s polimerize edildi (Resim 3.2). Her polimerizasyon işleminden sonra ışık cihazı kalibre edildi.



Resim 3.2. Led ışık cihazı

Hazırlanan örnekler, 2 gruba ayrıldı. Birinci grup, 37 °C'de bir inkübatörde (Resim 3.3) 24 saat bekletildikten sonra hemen test edildi. İkinci grup ise, 2 hafta boyunca 37 °C simüle edilmiş vücut sıvısında (SBF) çalkamalı bir inkübatörde (Resim 3.4) bekletildikten sonra test edildi.



Resim 3.3. Örneklerin 24 saat kuru olarak bekletildiği inkübatör



Resim 3.4. Örneklerin SBF içinde 2 hafta bekletildiği çalkalamalı inkübatör

Üç noktalı bükülme testi, universal test cihazı (Lloyd, Fareham, Hants, UK) kullanılarak yapıldı (Resim 3.5). Örnekler, 20 mm mesafeli olacak şekilde 2 destek noktasına yerleştirildi ve test 2 mm çentik yardımı ile 1 mm/dk çapraz kafa hızı ile yapıldı. Yük-sapma eğrileri, bilgisayar yazılımı (Nexygen 4.0, Lloyd Instruments Ltd., Fareham, UK) ile kaydedildi.



Resim 3.5. Kullanılan universal test cihazı

3.3. Vickers Sertlik Testi

Her bir siman grubundan rasgele üç örnek seçildi ve simanların yüzey sertliği, Vickers mikrosertlik cihazı (Resim 3.6) (Duramin-10, Struers, Kopenhag, Danimarka) ile ölçüldü. Her numunede 10 farklı noktaya 10 saniye boyunca elmas piramit şeklindeki uç yardımıyla 1.96 N yük uygulandı. Vickers sertlik değerleri, Duramin video ölçüm sistemi sürüm 3.0 (Struers) ile 30 farklı ölçümün ortalaması olarak hesaplandı.



Resim 3.6. Kullanılan Vickers mikrosertlik cihazı

3.4. Bağlanma Dayanımı Testi

Çalışmada, 18-65 yaş arası hastalardan çürüksüz, periodontal veya ortodontik nedenle çekilmiş 90 adet 3. molar dişi kullanıldı. Seçilen dişler, ışık mikroskobu (Stereomicroscope, Wild M3B, Heerbrugg, İsviçre) altında yapılan değerlendirme sonucu restorasyon, kırık veya çatlak varlığı açısından değerlendirildi. Restore edilmiş dişler, kırık ve çatlak hattı gözlenen dişler çalışmaya dahil edilmedi. Dişler, oda sıcaklığında % 0,5 kloramin-T solüsyonunda 1 aya kadar saklandı. Bağlanma dayanımı testi için dişler (n=10), mine-dentin birleşiminin hemen altında su soğutması altında bir zımpara makinesi (Struers RotoPol 11; StruersA/S, Rodovre, Danimarka) ile aşındırıldı. Son olarak, standart bir smear tabakası elde etmek için 600 numaralı silikon karbür zımpara kağıdı (FEPA) kullanıldı.

3 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde kompozit tüpler, dolaylı bir restorasyon görevi görmek üzere Gradia Plus (GC, Tokyo, Japonya) kullanılarak üretildi.

Simantasyon öncesi hazırlanan kompozit materyaller, Cojet sistem (Resim 3.7) (3M Espe, St Paul, MN, ABD) ile kumlandı.



Resim 3.7. Cojet sistem

3M Rely-X için simantasyon prosedüründe, Scotchbond universal adeziv, 5 sn havayla hafifçe kurutulduktan sonra 20 sn uygulandı ve ardından 10 sn ışıkla sertleştirildi. Daha sonra restorasyon görevi görecektüplerin yüzeyine siman uygulandı ve parmak basıncı ile diş yüzeyine sabitlenmesini takiben fazla siman uzaklaştırıldı. Ardından her 3 yönden (oklüzal, mezial ve distal) toplam 60 sn olacak şekilde 20 sn ışıkla sertleştirildi. G-Cem Link Ace için simantasyon prosedürü için; 20 sn G-Multi Primer uygulandı ve ardından kompozit tüp yüzeyi kuvvetlice havayla kurutuldu. Daha sonra simantasyon, 3M Rely-X ile aynı prosedür uygulanarak gerçekleştirildi. G-Cem Link Force için uygulanan simantasyon işleminde; dentin yüzeyine G-Premio Bond uygulandı ve 10 sn bekledikten sonra dentin yüzeyi 5 sn kurutuldu. Daha sonra ışıkla sertleşen G-Multi Primer 20 sn uygulandı ve ardından kuvvetlice havayla kurutuldu. Bu aşamadan sonra simantasyon prosedürü, diğer simanlara benzer şekilde gerçekleştirildi.

Hazırlanan örnekler SBF'ye yerleştirildi (Resim 3.8). İki hafta boyunca 37 °C'lık çalkalayıcı inkübatörde bekletildi. Örneklerin içinde bulunduğu SBF, haftada 1 değiştirildi.



Resim 3.8. SBF’de bekletmek için hazırlanan örnekler

İki hafta SBF içinde bekletilen numuneler, universal test cihazı kullanılarak test edildi. Test sırasında sabit kalmaları için numuneler bir aparata (Resim 3.9) (Bencor Multi-TShear Assembly; Danville Engineering Inc., San Ramon, CA, ABD) yerleştirildi ve dairesel şekilde kesme ucuna sahip universal test makinesi (Lloyd, Fareham, Hants, UK) ile 1.0 mm/dak çapraz kafa hızında yüklendi.



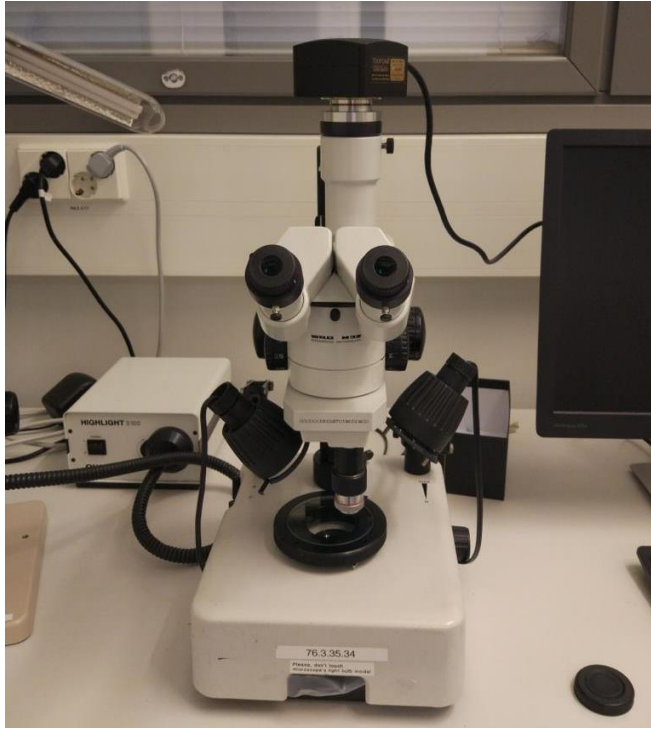
Resim 3.9. Bağlanma dayanımı testi öncesi sabitlenmiş örnekler

Bağlanma dayanımı, bir bilgisayar programı (Nexygen 4.0, Lloyd Instruments Ltd., Fareham, UK) kullanılarak, kopma durumundaki maksimum yükün (N) bağlanma alanına (mm^2) bölünmesiyle hesaplandı ve megapaskal (MPa) cinsinden kaydedildi.

3.5. Örneklerin Işık Mikroskobu ile Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımı testi yapıldıktan sonra, kırık tipini değerlendirmek için ışık mikroskobu (Stereomicroscope, Wild M3B, Heerbrugg, İsviçre) kullanıldı ve 3 grupta sınıflandırıldı (Resim 3.10):

- a) Adeziv kırık
- b) Koheziv kırık
- c) Karma kırık (Hem adeziv hem koheziv).



Resim 3.10. Işık mikroskobu

3.6. SEM ve EDS Analizi

SEM ve EDS analizi; taramalı elektron mikroskobu (SEM) (JEOL-6060LV JEOL Ltd, Japonya) ve enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS) (IXRF Instruments, IXRF, Inc, ABD) kullanılarak yapıldı (Resim 3.11).



Resim 3.11. SEM cihazı

Her gruptan rasgele seçilen 2 örnek, inkübatörde kurutuldu ve spreyl kaplayıcı (Polaron Range CA7625 Carbon Accessory/Sputter Coater, Kolzer, İtalya) ile Au-Pt ile kaplandı (Resim 3.12). Örneklerin 12 mm çalışma mesafesi kullanılarak, 20kV hızlanma voltajında SEM görüntüleri elde edildi.



Resim 3.12. Kaplama cihazı

3.7. İstatistiksel Analiz

Araştırmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi, istatistiksel yazılım programı kullanılarak yapıldı (SPSS Inc., Chicago, IL., USA).

Verilerin homojenliği Levene testi ile değerlendirildi. Saklama koşullarının, materyalin ve BAG ilavesinin etkisini değerlendirmek için bükülme ve sertlik özellikleri; üç yönlü varyans analizi (ANOVA) ile analiz edildi. Bağlanma özellikleri, materyal ve BAG ilavesinin etkisini değerlendirmek için iki yönlü ANOVA ile analiz edildi. İstatistiksel olarak anlamlı farklılıklar, Tukey post hoc testi ile belirlendi. 0,05'ten küçük olan p değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi (SPSS sürüm 23, IBM Corp., Chicago, IL).



4. BULGULAR

4.1. Üç Nokta Bükülme Testi Sonuçları

Test edilen materyallerin 3 nokta bükülme test sonuçları, ortalama ve standart sapma değerleri; çizelge 4.1 ve 4.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1. Üç nokta bükülme dayanımı test sonuçları (MPa)

Siman tipi	Saklama Koşulu	Biyoaktif Cam İlavesi	n	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma
Rely X Ultimate	Kuru ortam	Kontrol	10	88,4	9,4
		5% BAG	10	65,8	9,1
		10% BAG	10	73,9	12,3
	SBF	Kontrol	10	74,7	12,6
		5% BAG	10	62,5	14,3
		10% BAG	10	54,6	6,2
GC Link Ace	Kuru ortam	Kontrol	10	79,9	15,9
		5% BAG	10	78,8	18,3
		10% BAG	10	77,0	10,6
	SBF	Kontrol	10	75,9	21,2
		5% BAG	10	61,7	8,9
		10% BAG	10	49,5	16,1
GC Link Force	Kuru ortam	Kontrol	10	111,1	11,1
		5% BAG	10	69,6	14,4
		10% BAG	10	90,8	23,9
	SBF	Kontrol	10	104,7	13,5
		5% BAG	10	72,2	13,1
		10% BAG	10	81,1	17,9

Çizelge 4.2. Üç nokta bükülme testinin istatistiksel analiz sonuçları

	Tip III Kareler toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Saklama koşulu	4309,821	1	4309,821	22,140	,000
Rezin siman	10040,422	2	5020,211	25,789	,000
BAG ilavesi	12020,217	2	6010,108	30,875	,000
Saklama koşulu * Rezin siman	771,919	2	385,959	1,983	,142
Saklama koşulu * Bag ilavesi	1141,554	2	570,777	2,932	,057
Rezin siman * Bag	3415,581	4	853,895	4,387	,002
Saklama koşulu * Rezin siman * Bag ilavesi	786,322	4	196,580	1,010	,405
Hata	26668,722	137	194,662		
Genel	928367,513	155			

Kesirsiz R = ,557 (Uyumlanmış kesirsiz R = ,502)

Üç nokta bükülme testi sonuçları değerlendirildiğinde; saklama koşulları, biyoaktif cam ilavesi ve rezin siman tipinin, simanların bükülme dayanımı üzerinde etkisi vardır ($p<0,05$). Materyal ile BAG ilavesi arasında iki yönlü anlamlı bir etkileşim bulundu ($p<0,05$). Ancak saklama koşulları ile materyal arasındaki ilişki anlamlı değildi ($p=0,142$). Aynı zamanda saklama koşulları ile BAG ilavesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,057$).

BAG içermeyen rezin simanlar saklama koşullarından etkilenmemiştir (Rely-X Ultimate $p=0,604$, Link Ace $p=1,000$ ve Link Force $p=1,000$).

Rely-X Ultimate grubu için %5 ve %10 BAG ilave edilenler ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlendi ($p<0,05$). %5 BAG grubu saklama koşullarından etkilenmezken ($p=0,977$), %10 BAG içeren gruplarda kuru ortamda saklanan gruplar ile SBF içerisinde saklanan gruplar arasında fark bulundu ($p<0,05$). Rely-X Ultimate'ın bükülme mukavemeti değerleri şu şekilde sıralanabilir: Rely-X Ultimate Kontrol Kuru ($88,4\pm9,4$) > Rely-X Ultimate Kontrol SBF ($74,7\pm12,6$) > Rely-X Ultimate %10 BAG Kuru ($73,9\pm 12,3$) > Rely-X Ultimate %5 BAG Kuru ($65,8\pm9,1$) > Rely -X Ultimate %5 BAG SBF ($62,5\pm14,3$) > Rely-X Ultimate %10 BAG SBF ($54,6\pm6,2$).

Link-Ace grubu için BAG ilave edilen ve edilmeyen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu. %10 BAG eklenip SBF'de saklanan tüm gruplar arasında (%5 BAG eklenip SBF'de tutulan grup hariç) istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p<0,05$). Link Ace'in bükülme dayanımı değerleri şu şekilde sıralanabilir: Link Ace Kontrol Kuru ($79,91\pm15,9$)> Link Ace %5 BAG Kuru ($78,84\pm18,3$)> Link Ace %10 BAG Kuru ($77,03\pm10,6$)> Link Ace Kontrol SBF ($75,86\pm21,2$)> Link Ace %5 BAG SBF ($61,7\pm8,9$)> Link Ace %10 BAG SBF ($49,48\pm16,1$).

Link Force grubunda saklama koşulları BAG gruplarında anlamlı bir farklılığa neden olmamıştır. Ancak kontrol grubu ile BAG ilave edilen gruplar arasında anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Link Force'un bükülme dayanımı değerleri şu şekilde sıralanabilir: Link Force Kontrol Kuru ($111,1\pm11,1$) > Link Force Kontrol SBF ($104,71\pm13,5$) > Link Force 10% BAG Kuru($90,76\pm23,9$) > Link Force 10% BAG SBF ($81,52\pm17,9$) > Link Force 5% BAG SBF ($72,21\pm13,1$) > Link Force 5% BAG Kuru ($69,62\pm14,4$).

4.2. Vickers Sertlik Testi Sonuçları

Vickers sertlik testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistik tabloları çizelge 4.3 ve çizelge 4.4'te gösterilmektedir. Farklı oranlarda BAG ilavesi ve saklama koşulları, materyalin sertliği üzerinde istatistiksel olarak önemli etkiler yaratmıştır ($p<0,05$).

Çizelge 4.3. Vickers sertlik testi sonuçları

Siman	Saklama Koşulu	BAG ilavesi	n	Ortalama	Standart Sapma
Rely-X Ultimate	Kuru	Kontrol	10	46,6	2,8
		5% BAG	10	32,7	6,3
		10% BAG	10	35,1	2,6
	SBF	Kontrol	10	39,6	1,3
		5% BAG	10	31,5	4,6
		10% BAG	10	30,5	2,6
GC Link Ace	Kuru	Kontrol	10	29,9	1,6
		5% BAG	10	25,6	1,3
		10% BAG	10	27,4	1,5
	SBF	Kontrol	10	32,6	2,1
		5% BAG	10	17,6	1,7
		10% BAG	10	17,7	2,2
GC Link Force	Kuru	Kontrol	10	38,0	1,7
		5% BAG	10	35,8	2,8
		10% BAG	10	37,6	3,1
	SBF	Kontrol	10	35,1	2,4
		5% BAG	10	34,7	2,9
		10% BAG	10	34,0	2,2

Çizelge 4.4. Vickers sertlik testi değerlerinin karşılaştırmaları için üç yönlü varyans analizi sonuçları

	Tip III Kareler toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
Saklama koşulu	655,321	1	655,321	87,936	,000
Rezin siman	14275,147	3	4758,382	638,518	,000
BAG ilavesi	3304,019	2	1652,009	221,680	,000
Saklama koşulu * Rezin siman	130,406	2	65,203	8,749	,000
Saklama koşulu * Bag ilavesi	306,169	2	153,084	20,542	,000
Rezin siman * Bag	1990,754	5	398,151	53,427	,000
Saklama koşulu * Rezin siman * Bag ilavesi	987,641	4	246,910	33,132	,000
Hata	3875,160	520	7,452		
Genel	594020,110	540			

Kesirsiz R = ,871 (Uyumlanmış kesirsiz R = ,866)

Rely-X Ultimate grubu için; BAG ilavesi sertliği istatistiksel olarak anlamlı derecede etkiledi ($p<0.05$). Ancak %5 ile %10 BAG ilavesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p<0.05$). %5 BAG içeren grup saklama koşullarından etkilenmezken ($p=0,86$), %10 BAG içeren grup saklama koşullarından etkilendi ($p<0,05$). Rely-X Ultimate'ın Vickers sertlik değerleri şu şekilde sıralanabilir: Rely-X Ultimate Kontrol Kuru ($46,56\pm2,8$) > Rely-X Ultimate Kontrol SBF ($39,56\pm1,3$) > Rely-X Ultimate %10 BAG Kuru ($35,05\pm 2,6$) > Rely-X Ultimate %5 BAG Kuru ($32,66\pm6,3$) > Rely -X Ultimate %5 BAG SBF ($31,54\pm4,6$) > Rely-X Ultimate %10 BAG SBF ($30,46\pm2,6$).

Link Ace grubu için sertlik değeri saklama koşullarından etkilendi ($p<0.05$). Ayrıca sertlik değerleri BAG ilavesinden de etkilendi ($p<0.05$). Ancak %5 BAG içeren gruplar ile SBF'de tutulan %10 BAG içeren gruplar arasında anlamlı fark yoktu ($p=0,999$). Link Ace'in Vickers sertlik değerleri şu şekilde sıralanabilir: Link Ace Kontrol SBF ($32,63\pm2,1$) > Link Ace Kontrol Kuru ($29,88\pm1,6$) > Link Ace %10 BAG Kuru ($27,35\pm1,5$) > Link Ace %5 BAG Kuru ($25,55\pm1,3$) > Link Ace %10 BAG SBF ($17,71\pm2,2$) > Link Ace %5 BAG SBF ($17,55\pm1,7$).

Link Force için kuru koşullarda %5 BAG ilavesi sertliği etkilerken ($p<0.05$), %10 BAG ilavesinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadı ($p=0.991$). Öte yandan, BAG ilavesinin SBF'de tutulan koşullar üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadı ($p=0,990$, $p=0,622$). Ayrıca %5 BAG içeren grup dışında tüm gruplar saklama koşullarından etkilendi ($p=0,510$). Link Force'un Vickers sertlik değerleri şu şekilde sıralanabilir: Link Force Control-Dry ($38,04\pm1,7$) > Link Force %10 BAG-Kuru ($37,65\pm3,1$) > Link Force %5 BAG Kuru ($35,83\pm2,8$) > Link Force Kontrol-SBF ($35,08\pm2,4$) > Link Force %5 BAG-SBF ($34,68\pm2,9$) > Link Force %10 BAG-SBF ($34,04\pm2,2$).

4.3. Bağlanma Dayanımı Testi Sonuçları

BAG ilavesinin etkisinin, simanların bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadı ($p=0,302$). Bağlanma dayanımı test sonuçları ve istatistiksel analizi çizelge 4.5 ve çizelge 4.6'da gösterilmektedir.

Çizelge 4.5. Bağlanma dayanımı testi sonuçları

Siman Tipi	BAG Yüzdesi	n	Ortalama	Standart Sapma
Rely-X Ultimate	Kontrol ^a	10	21,1	4,8
	5% BAG ^a	10	17,8	4,5
	10% BAG ^a	10	17,6	4,2
GC Link Ace	Kontrol ^{b-d}	10	7,1	3,1
	5% BAG ^d	10	3,7	1,5
	10% BAG ^{c-d}	10	4,6	3,6
GC Link Force	Kontrol ^{b,c}	10	9,2	3,1
	5% BAG ^{b-d}	10	8,7	2,0
	10% BAG ^b	10	10,4	3,1

Çizelge 4.6. Bağlanma dayanımı testi değerlerinin karşılaştırmaları için üç yönlü varyans analizi sonuçları

Source	Tip III Kareler toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	p
BAG	86,336	2	43,168	3,546	,034
Rezin siman	2819,922	2	1409,961	115,828	,000
BAG * Rezin siman	60,304	4	15,076	1,238	,302
Hata	937,315	77	12,173		
Genel	15054,856	86			

Kesirsiz R = ,759 (Uyumlanmış kesirsiz R = ,734)

Rely-X Ultimate için %5 ve %10 BAG ilavesi, grupların makaslama bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir farka neden olmadı ($p=0,407$ ve $p=0,463$, sırasıyla). Ancak Rely-X Ultimate siman ile tüm Link Ace ve Link Force grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). BAG (%5 ve %10) ilavesinin Link Ace'in, bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisi olmadı ($p=0.485$ ve $p=0.862$, sırasıyla). Link Force siman grubuna BAG (%5 ve %10) ilavesinin istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadı ($p=1.000$ ve $p=0.998$, sırasıyla).

4.4. Kırık Tipinin Değerlendirilmesi

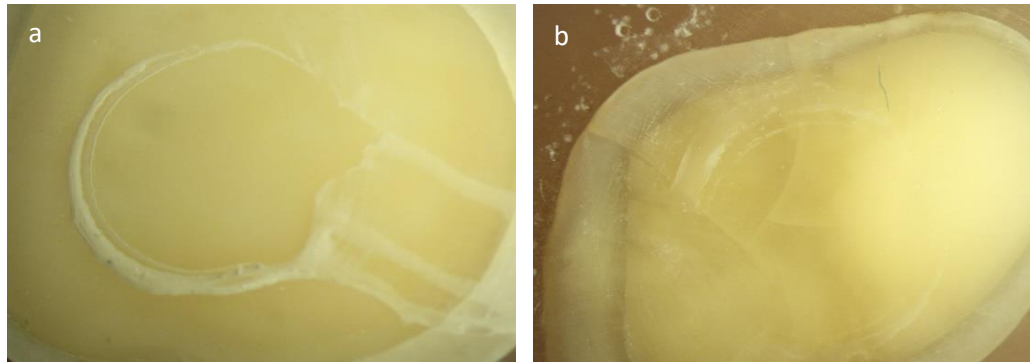
Kırık tipleri çizelge 4.7'de gösterilmektedir. Rely-X Ultimate siman grubunda en fazla görülen başarısızlık tipi; dentinde koheziv kırılma iken, diğer siman gruplarında görülen başarısızlık tipi, siman ile dentin arasındaki adeziv kırılmadır.

Çizelge 4.7. Kırık tipleri

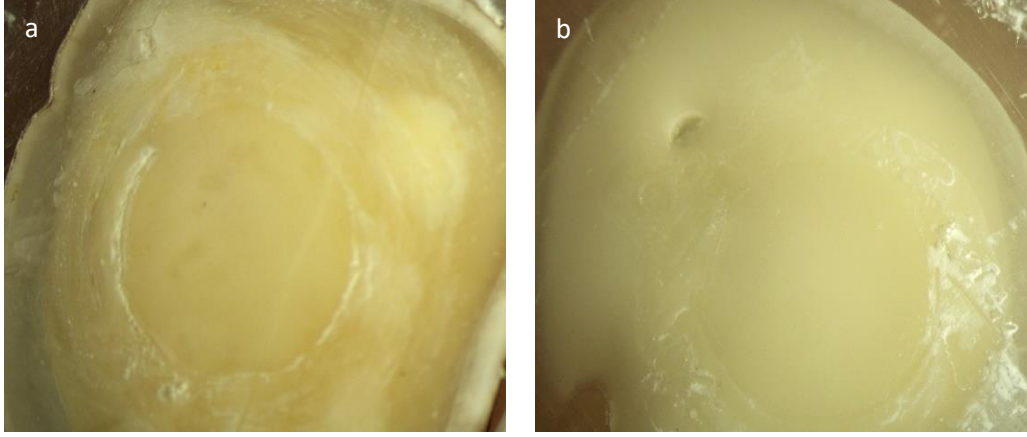
Siman Tipi	BAG Yüzdesi	Adeziv	Koheziv	Karma
Rely-X Ultimate	Kontrol	%10	%70	%20
	5% BAG	%10	%40	%50
	10% BAG	% 10	%60	%30
GC Link Ace	Kontrol	%90	0	%10
	5% BAG	%80	0	% 20
	10% BAG	%100	0	0
GC Link Force	Kontrol	%90	0	%10
	5% BAG	%90	0	%10
	10% BAG	%70	0	%30



Resim 4.1. Rely-X Ultimate simanda görülen kırık tipleri, (a) adeziv kırık, (b) koheziv kırık, (c) karma kırık



Resim 4.2. GC-Link Ace simanda görülen kırık tipleri, (a) adeziv kırık, (b) karma kırık

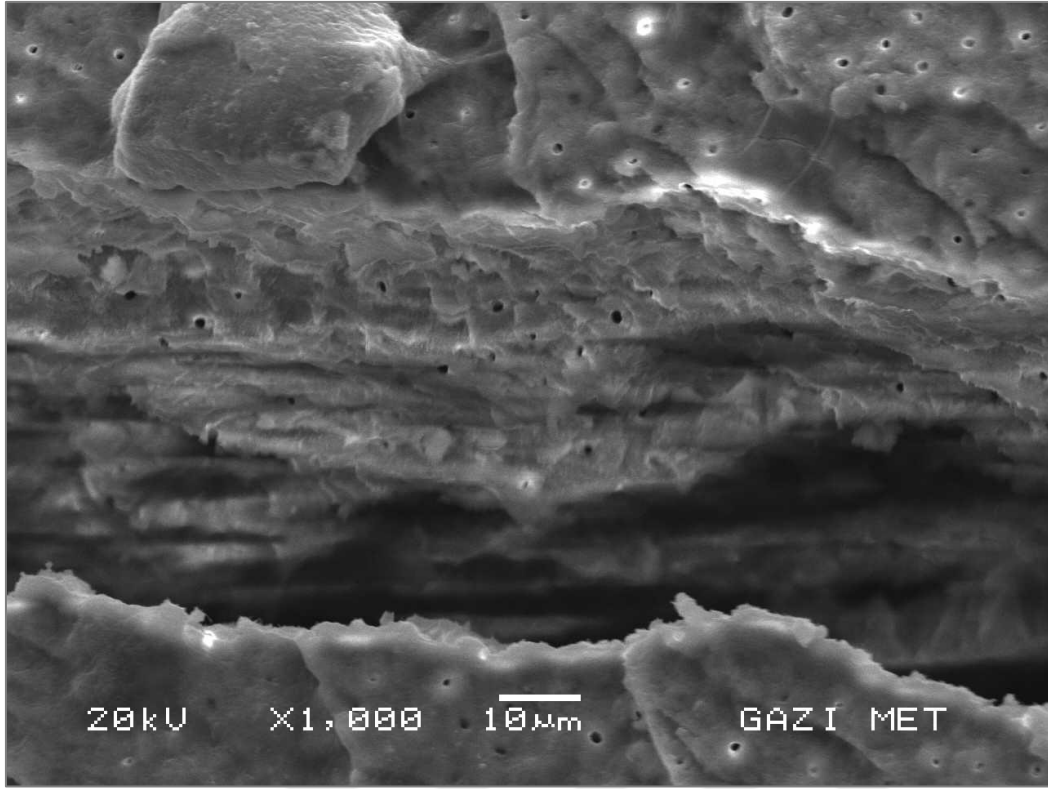


Resim 4.3. GC-Link Force simanda görülen kırık tipleri, (a) adeziv kırık, (b) karma kırık

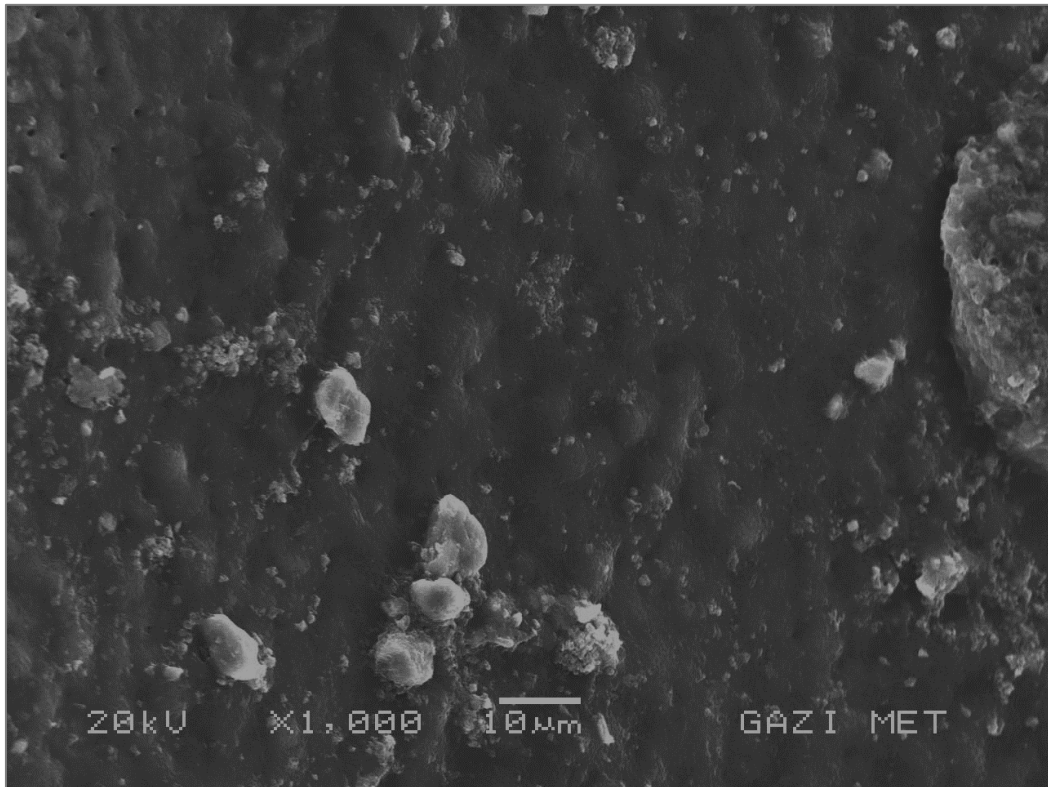
4.5. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) ve EDS Değerlendirmesi

SEM analizi sonucunda; biyoaktif cam eklenen simanların test edildiği örneklerde, dentin yüzeyinde kümelenmiş, organize olmayan mineral doku gözlemlendi. Koheziv kırık tipinin baskın olduğu Rely-X Ultimate siman grubundan seçilen örnekte, koheziv kırık tipi ile ilişkili olduğu düşünülen dentin tübülleri gözlemlendi (Resim 4.4-4.12).

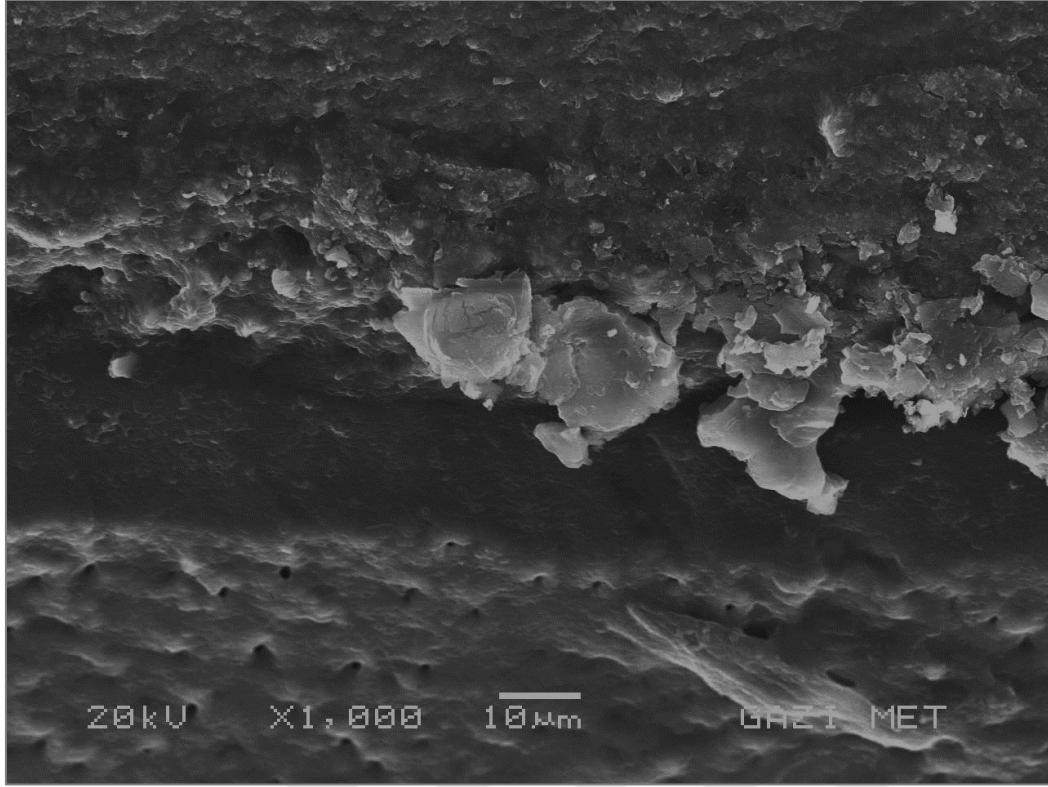
SEM analizine paralel olarak mineralize sedimanların bulunduğu bölgelerden yapılan EDS analizinde de yüksek silisyum oranı gözlemlendi.



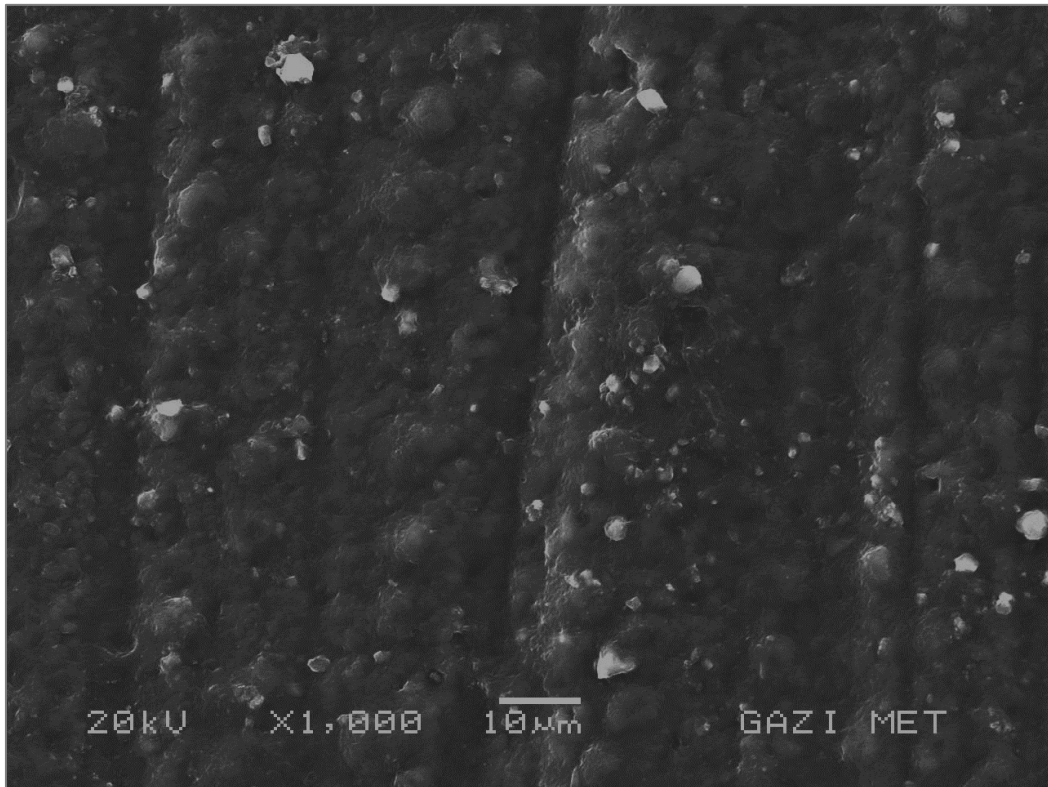
Resim 4.4. Rely-X Ultimate kontrol grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü (X1000, bar 10µ)



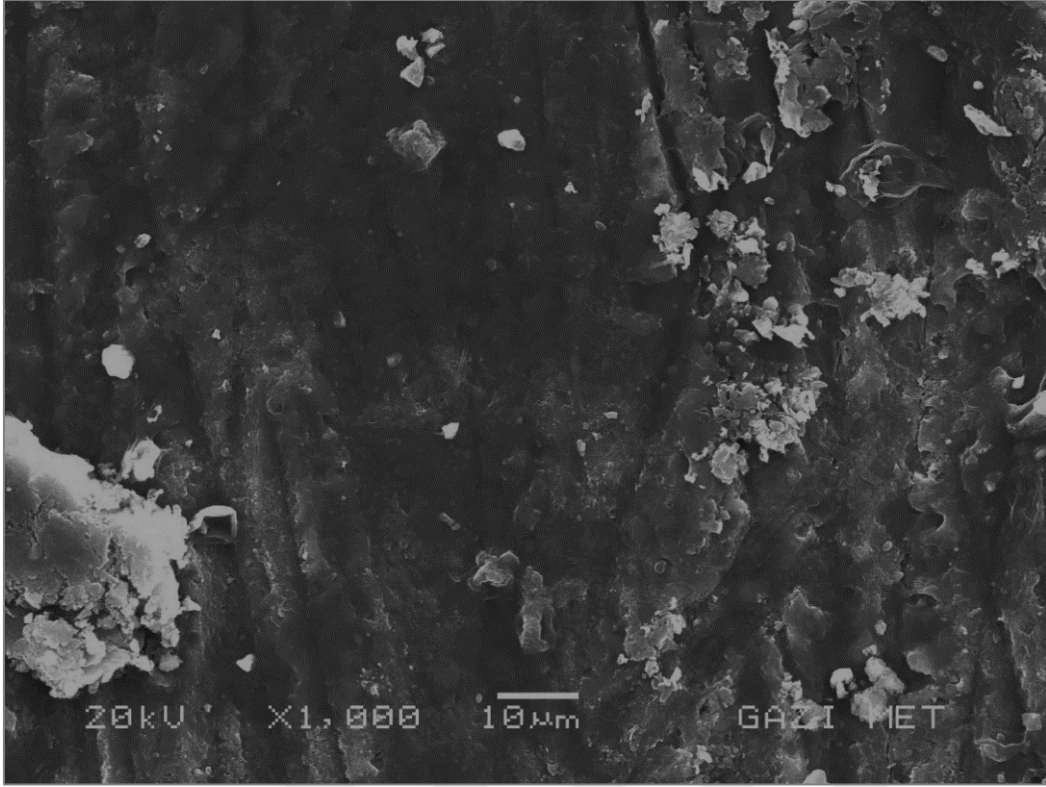
Resim 4.5. %5 biyoaktif cam içeren Rely-X Ultimate grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü (X1000, bar 10µ)



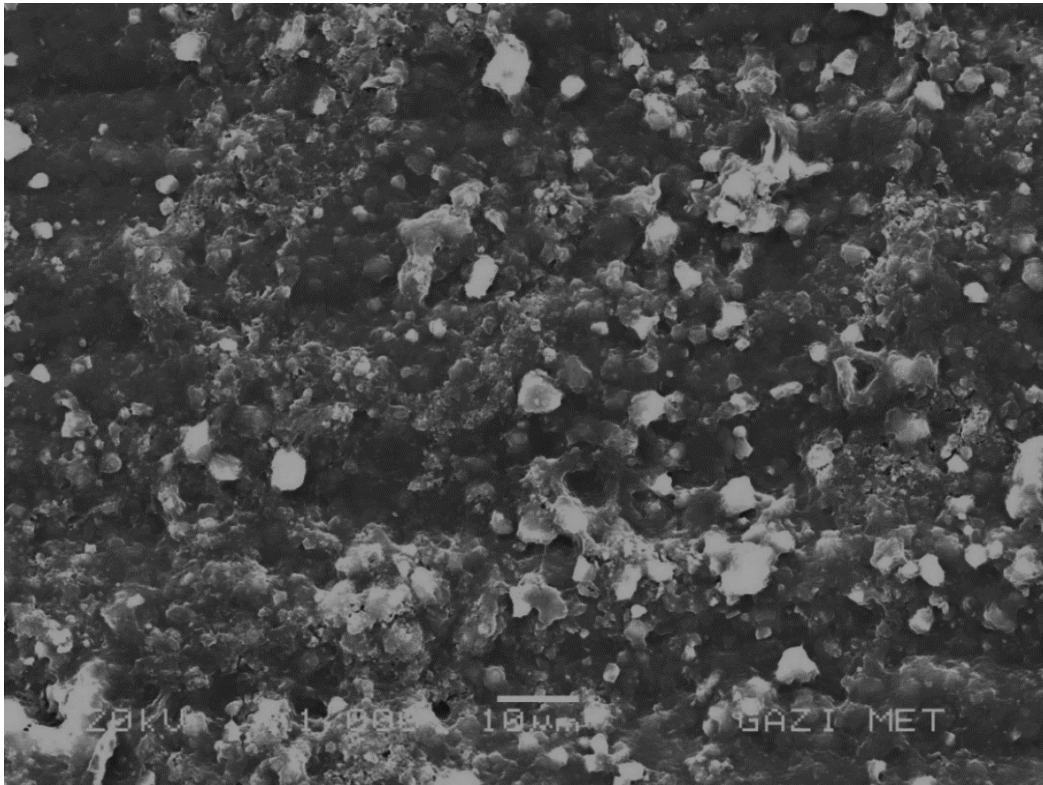
Resim 4.6. %10 biyoaktif cam içeren Rely-X Ultimate grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü (X1000, bar 10µ)



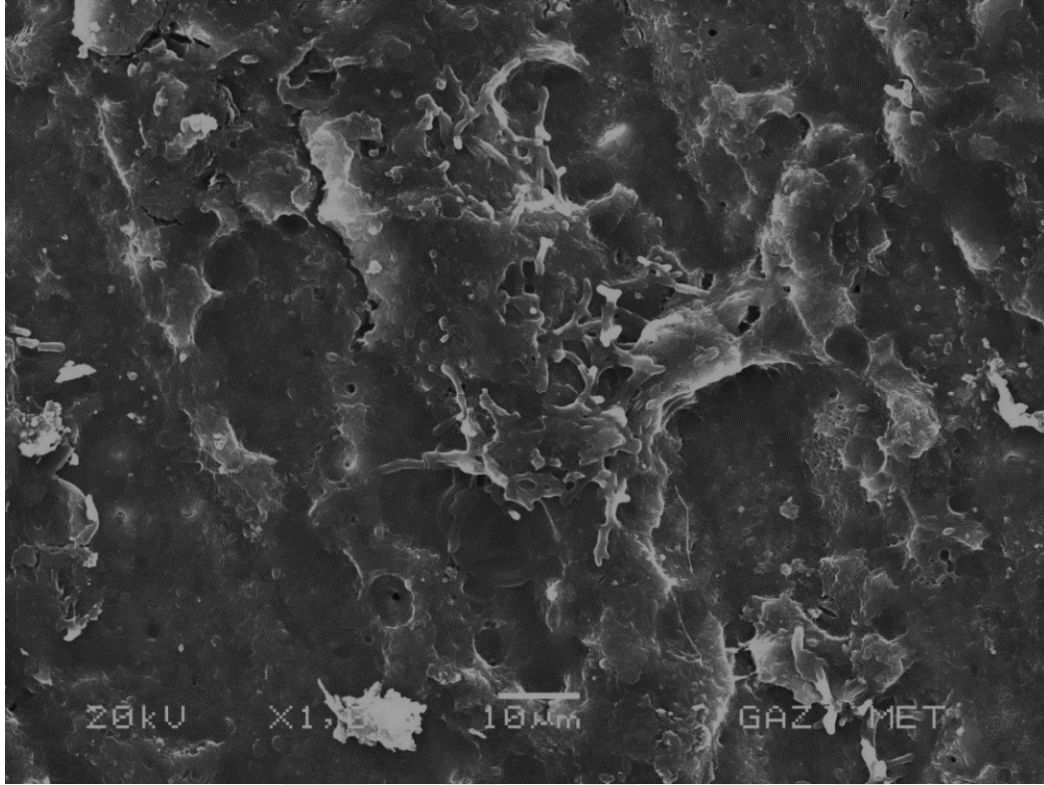
Resim 4.7. GC Link Ace kontrol grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü (X1000, bar 10µ)



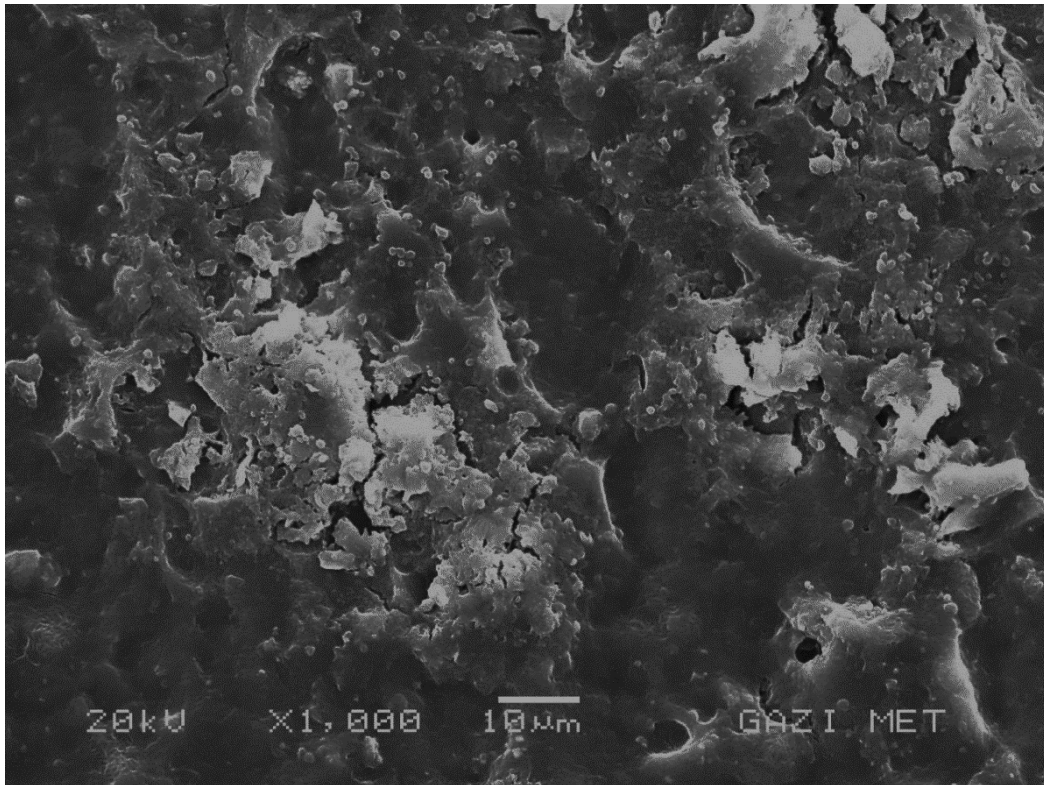
Resim 4.8. %5 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü (X1000, bar 10μ)



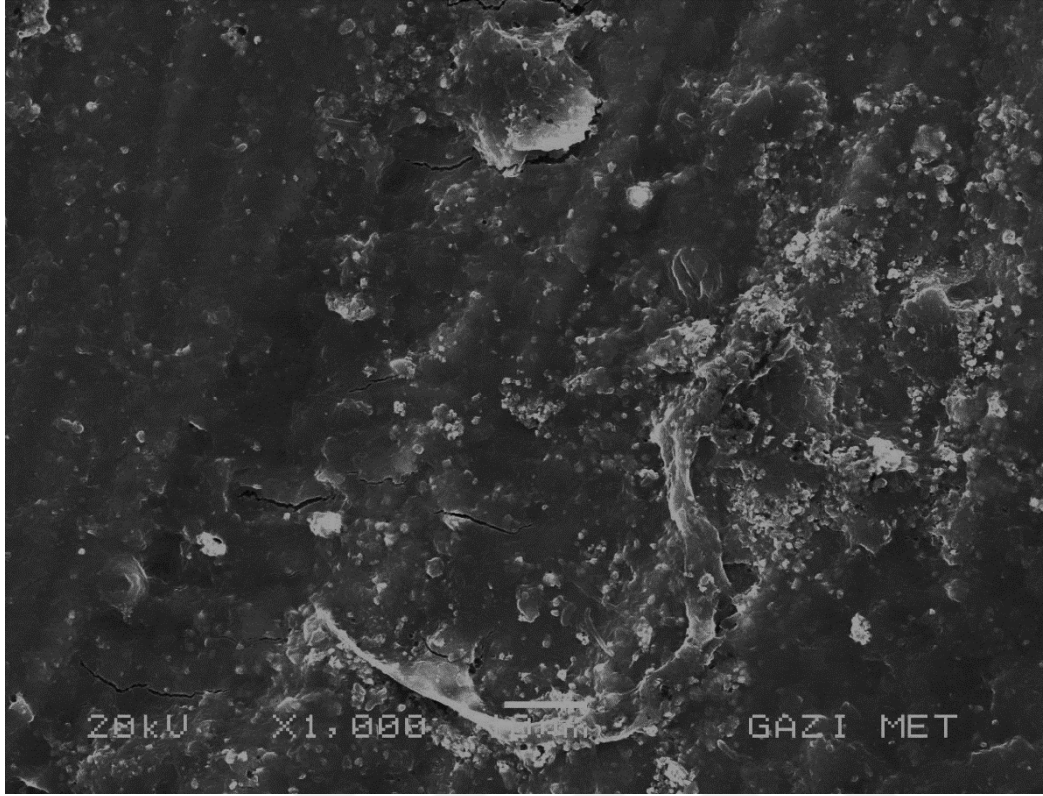
Resim 4.9. %10 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü (X1000, bar 10μ)



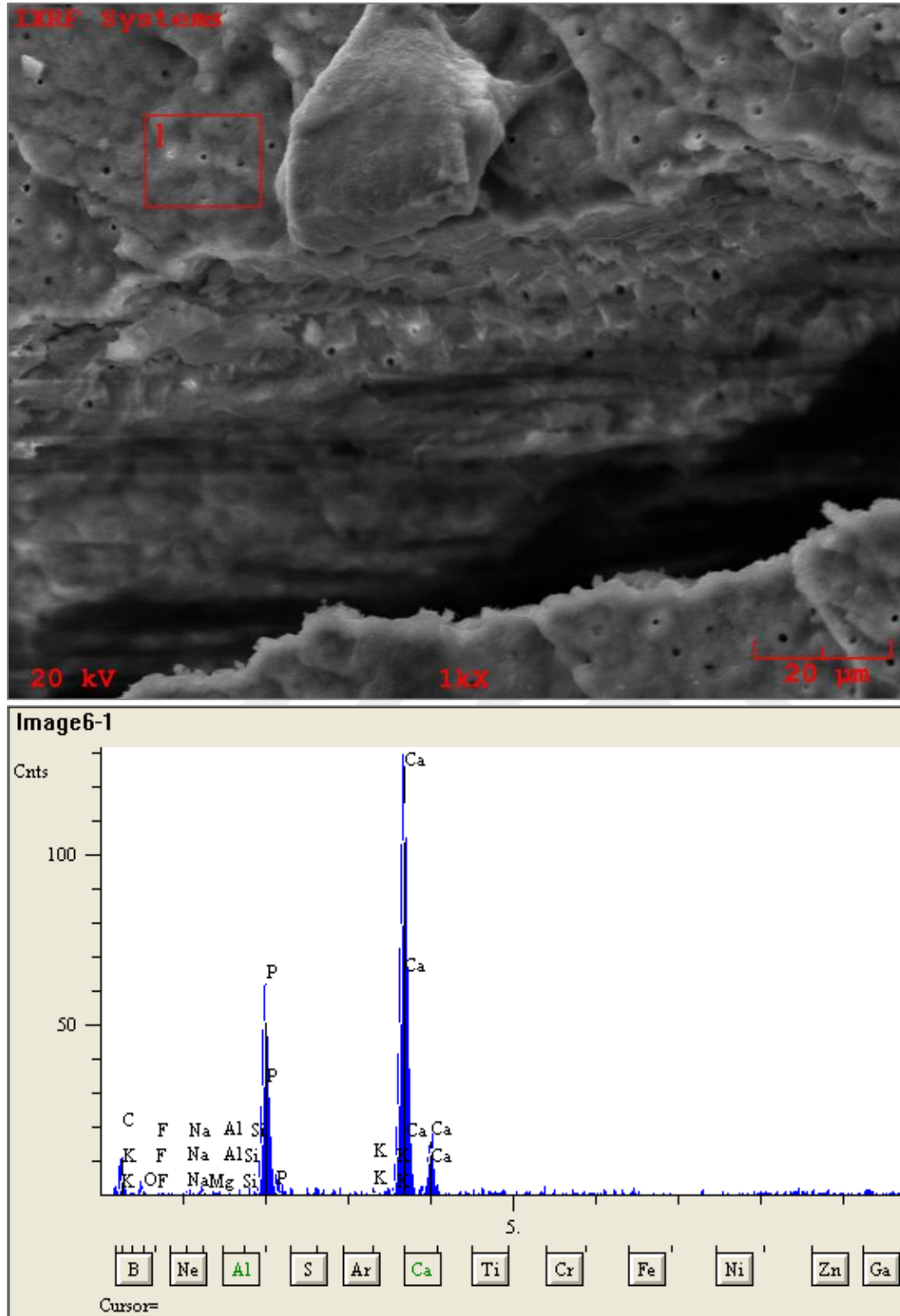
Resim 4.10. GC Link Force kontrol grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü (X1000, bar 10µ)



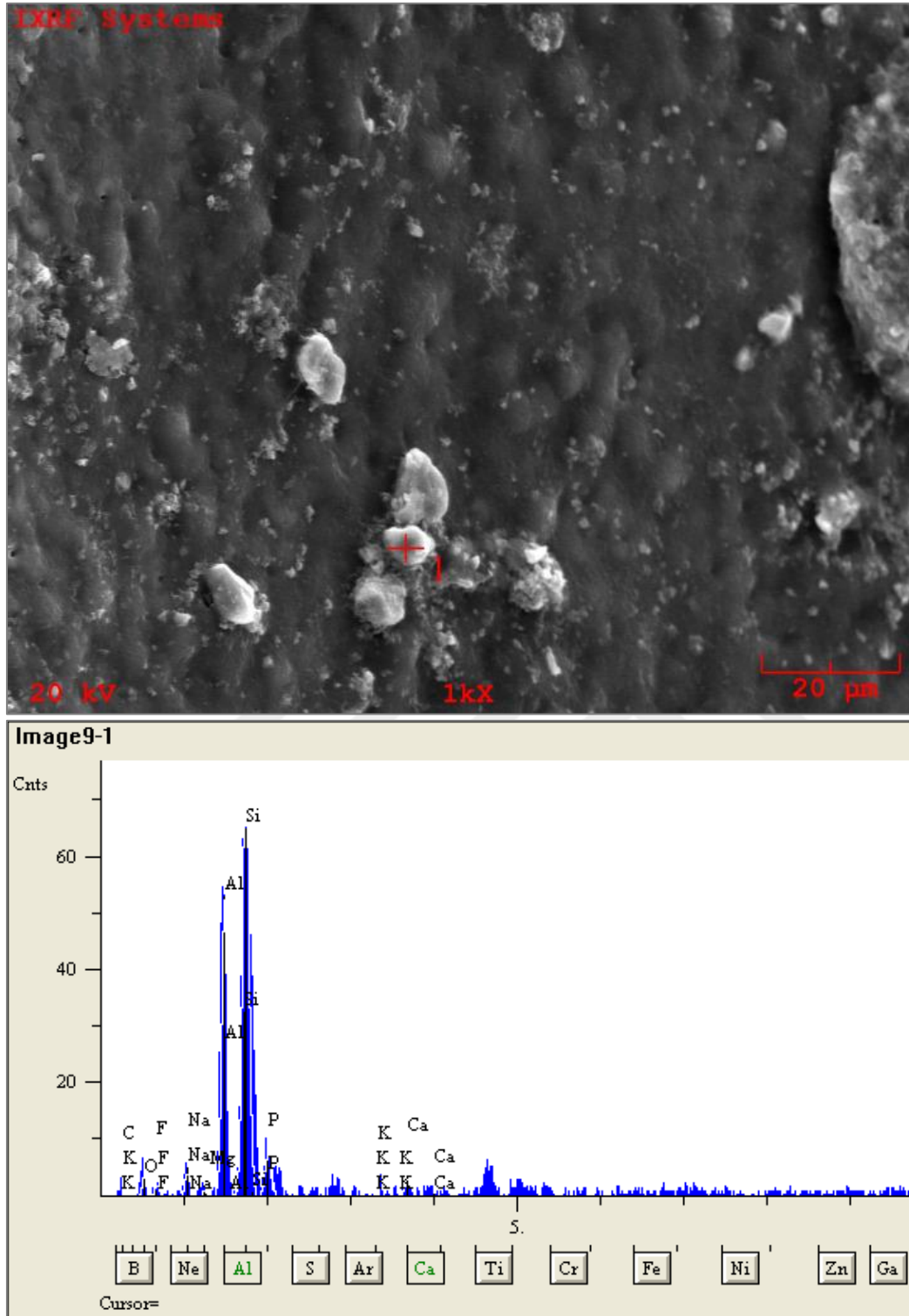
Resim 4.11. %5 biyoaktif cam içeren GC Link Force grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü (X1000, bar 10µ)



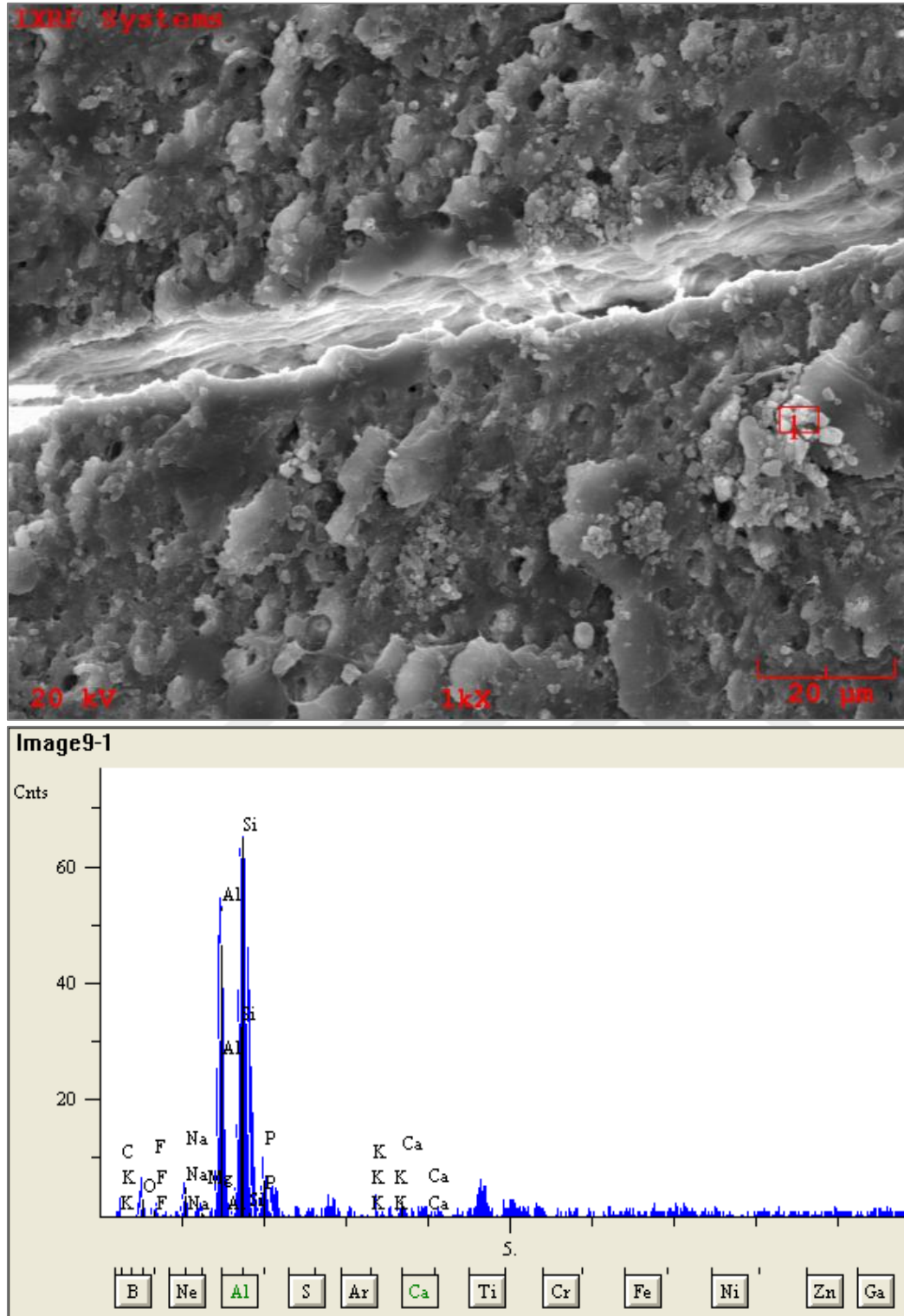
Resim 4.12. %10 biyoaktif cam içeren GC Link Force grubunun bağlanma dayanımı testi sonrası alınan tarama elektron mikroskobu görüntüsü (X1000, bar 10 μ)



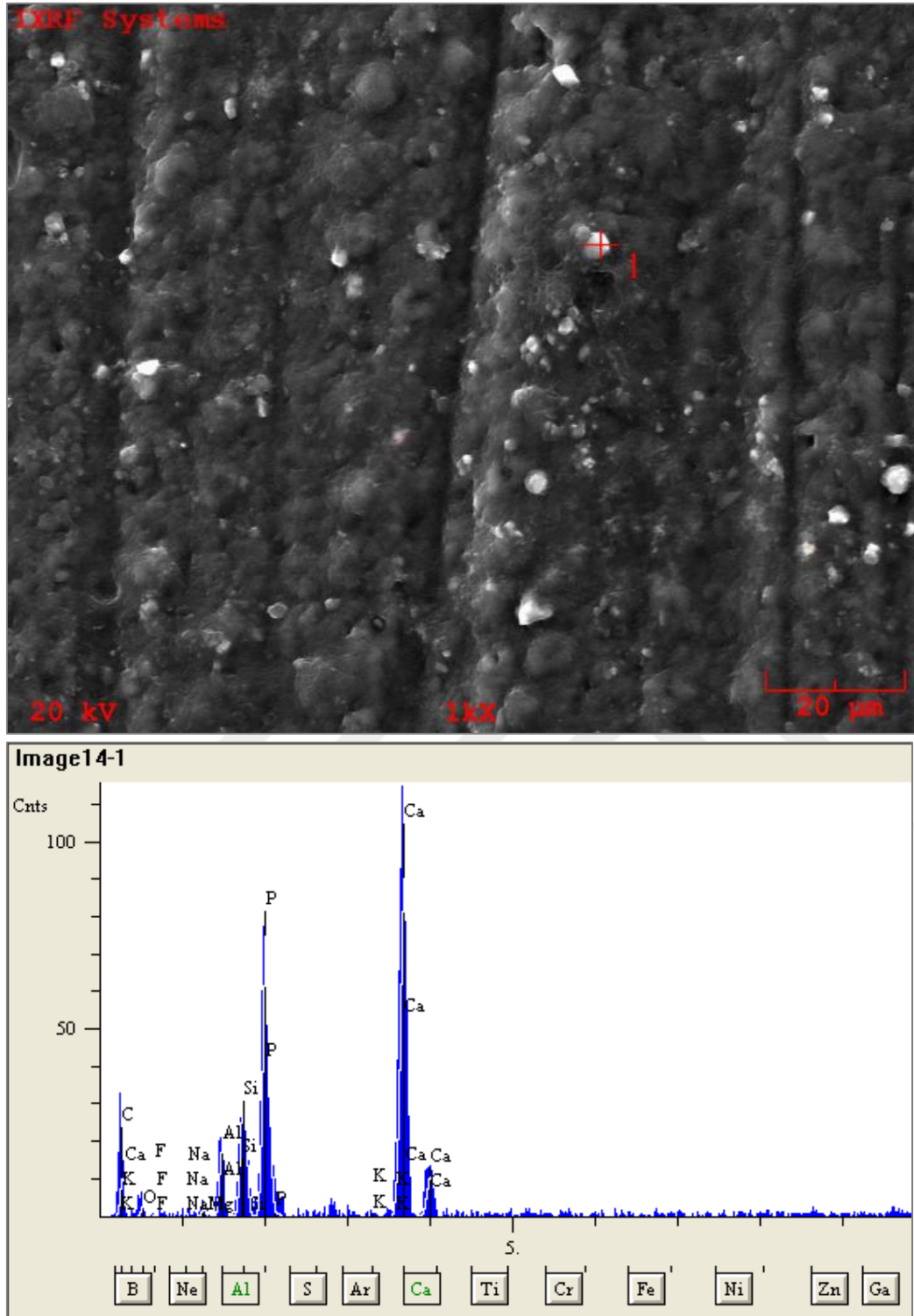
Resim 4.13. Rely-X Ultimate kontrol grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi



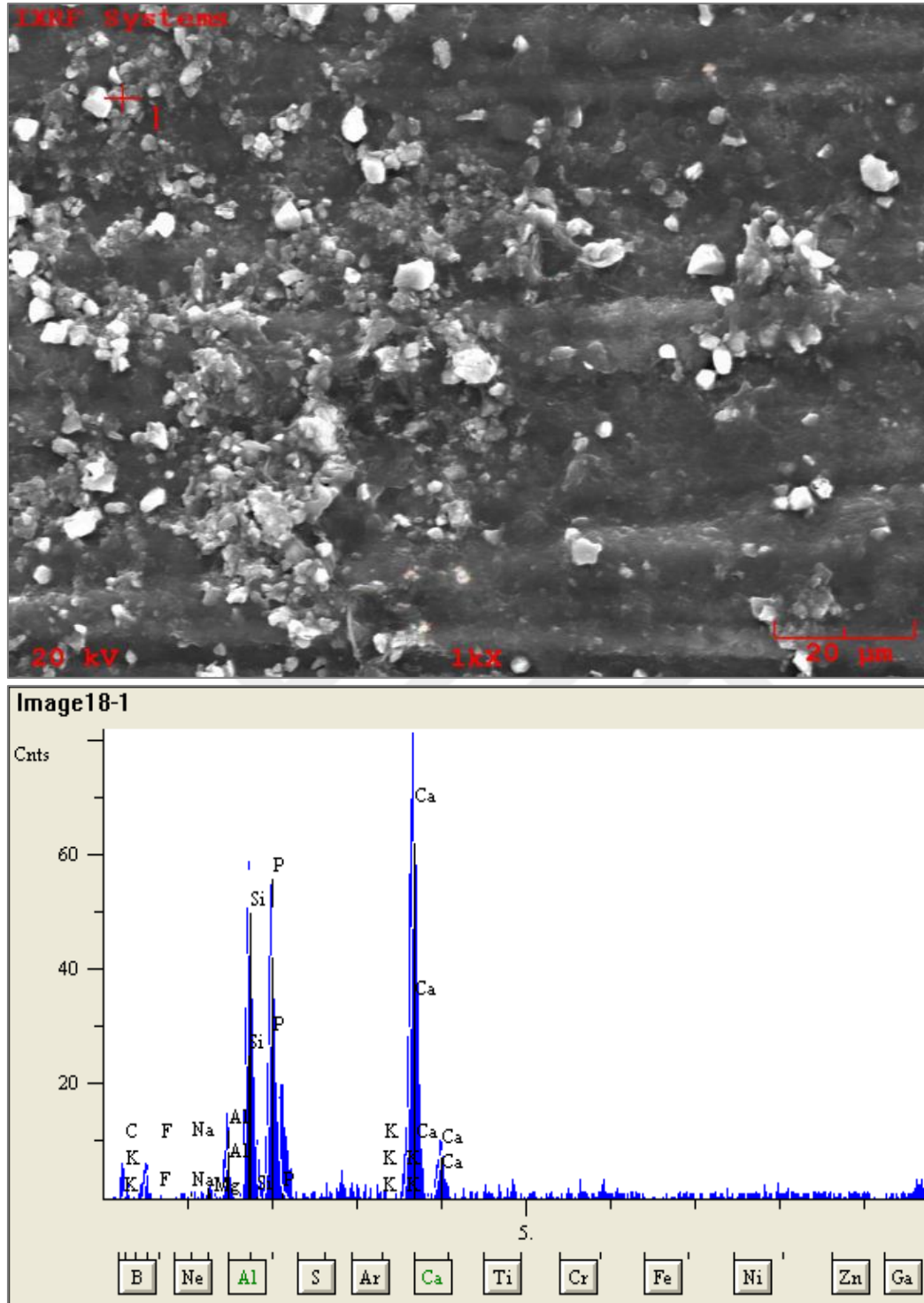
Resim 4.14. %5 biyoaktif cam içeren Rely-X Ultimate grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi



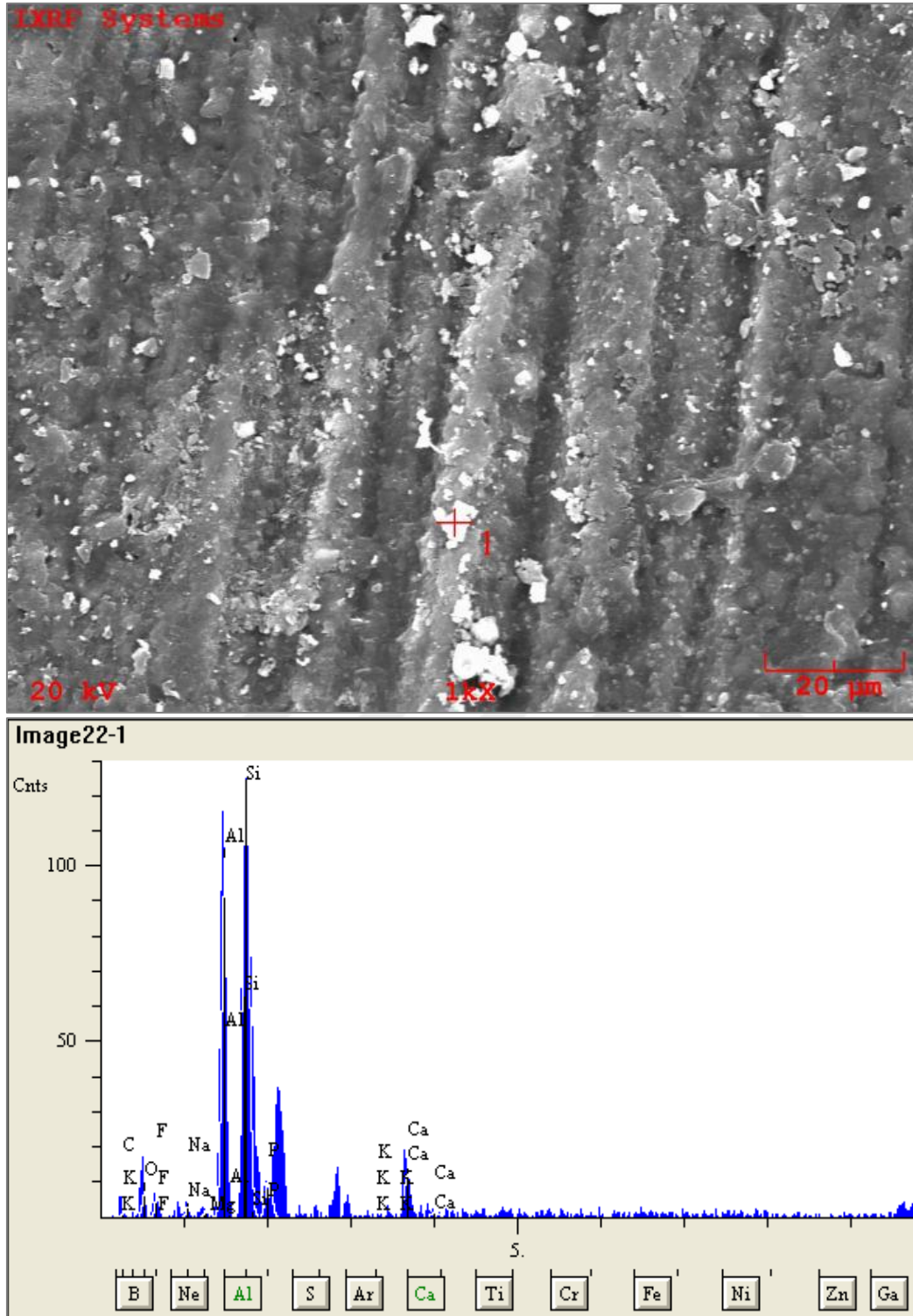
Resim 4.15. %10 biyoaktif cam içeren Rely-X Ultimate grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi



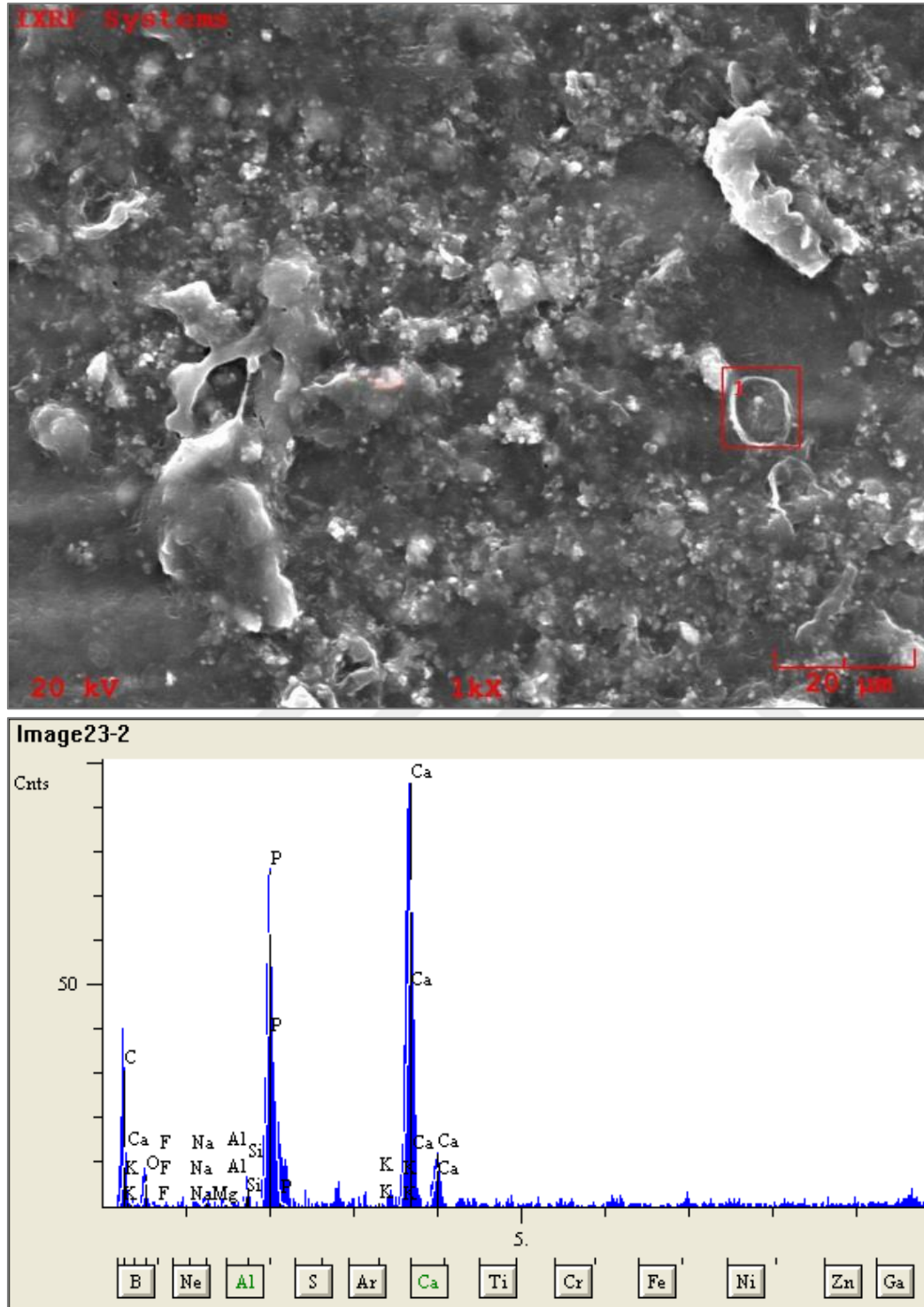
Resim 4.16. GC Link Ace kontrol grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi



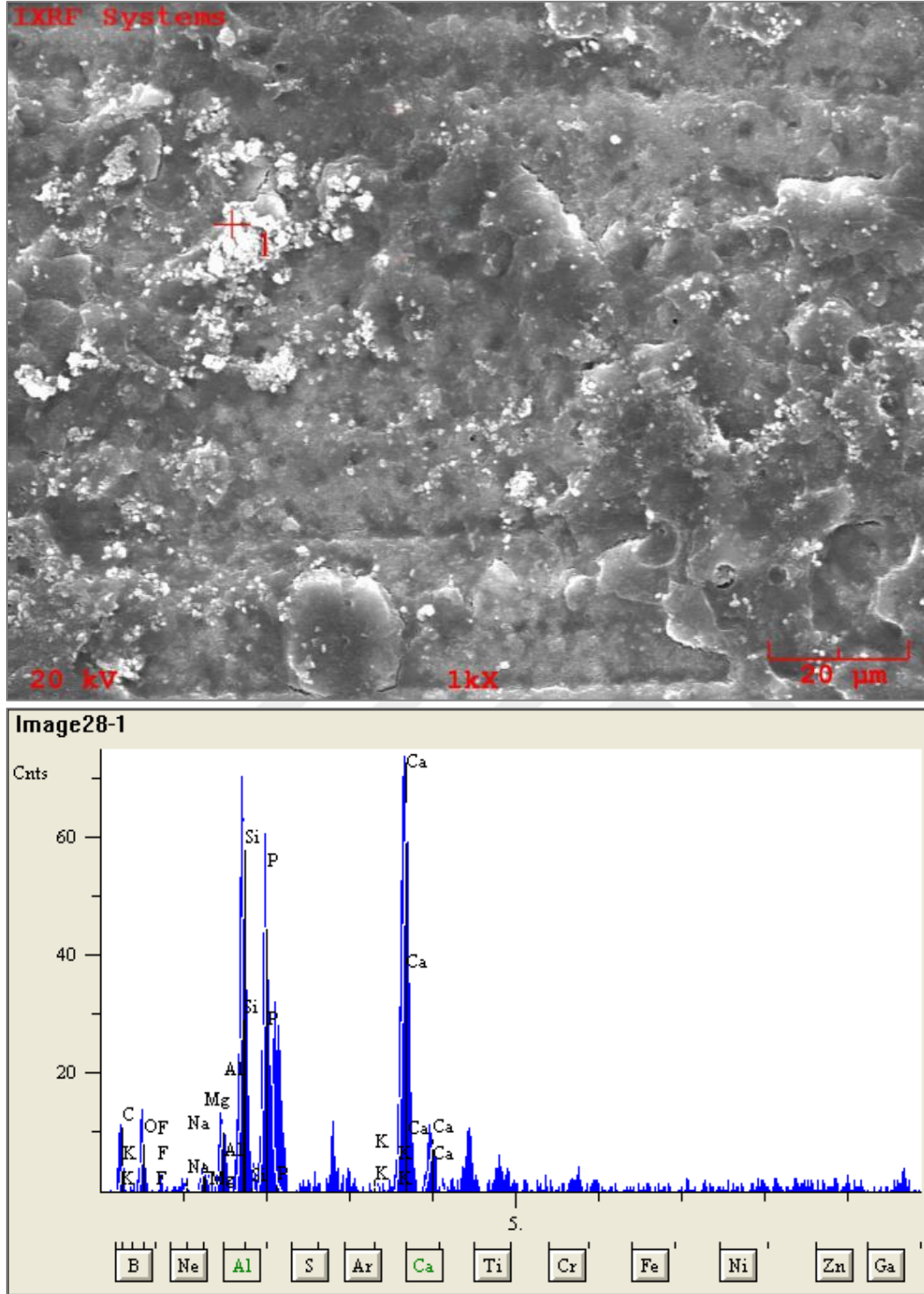
Resim 4.17. %5 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi



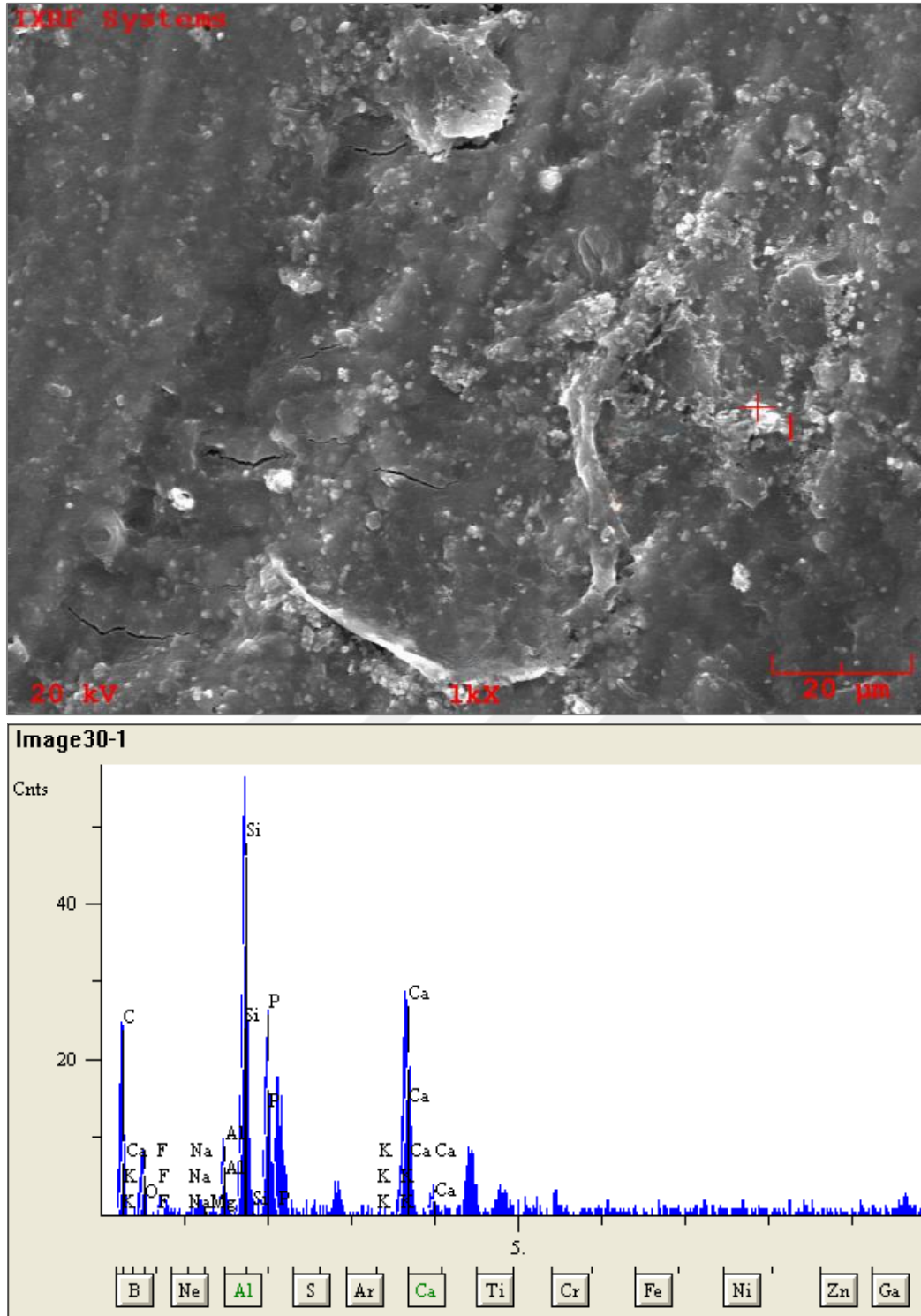
Resim 4.18. %10 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi



Resim 4.19. GC Link Force kontrol grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi



Resim 4.20. %5 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi



Resim 4.21. %10 biyoaktif cam içeren GC Link Ace grubundan bağlanma dayanımı testi sonrası alınan X ışınli enerji spektrofotometre görüntüsü (X1000) ve analizi

5. TARTIŞMA

Başarılı bir restoratif ve protetik tedavi, diş sert dokuları ile restoratif materyaller arasındaki ara yüzde oklüzal yüklere dayanmaya yetecek kadar adezyonu gerektirmektedir. Ara yüzler arasındaki bu adezyon; rezin bazlı yapıştırıcılar ve astar materyalleri ile sağlanırken, sert dokuların bütünlüğünü sağlamak için mineralize bir yapı gerekmektedir. Malzeme bilimi araştırmacıları, bir süredir sağlam dentini biyomimetik olarak güçlendirmek için restorasyonların altındaki dentini biyomineralize etmeye çalışmaktadır. Bu amaçla, spesifik iyonları hızla serbest bırakabilen, örneğin biyoaktif camlar içeren rezin kompozitlerin ve adeziv sistemlerinin geliştirilme çalışmaları yapılmaktadır [11].

Rezin simanların mekanik ve adeziv özelliklerini geliştirmek için, materyallerdeki çeşitli modifikasyonlar ve içerik değişiklikleri yapılmaya devam edilmektedir [7,130]. Dental materyallerin hızla geliştirilmesinin bir sonucu olarak, yeni geliştirilen bu materyalleri test etmek için de birçok yöntem geliştirilmiştir. Kullanılan test yöntemleri ile materyallerin mekanik özelliklerinin bilinmesi; materyallerin kullanım alanları ile ilgili klinisyenleri doğru yönlendirmek ve materyallerin ağız içi performansını tahmin etmek açısından oldukça önemlidir [110].

Dental simanların, sıcak ve ıslak olan ağız ortamında yıllarca çiğneme streslerine ve parafonksiyonel streslere dayanması gerekmektedir [131]. Bükülme dayanımı, bir materyalin kırılmadan önceki bükülebilme yeteneğidir. Bükülme kuvvetleri, klinik durumlarda üretilen kuvvetlerin sonucudur ve dental materyaller, tekrarlanan gerilme ve bükülme kuvvetlerine dayanmalıdır. Bu materyaller kalıcı deformasyona neden olabilen çiğneme stresinin etkisi altında olduğunda, yüksek bir bükülme mukavemeti istenmektedir [110]. Bükülme dayanımı testleri, ISO tarafından rezin esaslı dolgu materyallerinin değerlendirilmesi için önerilen mekanik testlerden biridir. Yapılan çalışmalarda; bükülme dayanımının, basınç dayanımı testinden daha ayırt edici bir test olduğu ve bir materyalin altyapısındaki en küçük değişikliklere karşı bile daha duyarlı olduğu gösterilmiştir [114]. Bükülme dayanımı testi, yükün uygulandığı örneğin alt yüzeyinde çekme gerilmeleri ve üst yüzeyde basınç gerilmeleri yaratan, üç veya dört noktadan eğilmeye maruz bırakılan dikdörtgen çubuk şeklindeki örneklerle uygulanmaktadır [132]. Literatürde, alternatif bükülme testi tasarımları önerilmiş olsa da, üç nokta bükülme dayanımı testi, daha düşük standart sapma ve varyasyon katsayısı ile ürettiği daha az karmaşık çatlak dağılımı nedeniyle

rezin materyallerin bükülme dayanımını değerlendirmek için ISO tarafından önerilen bir test metodudur [133]. Bu nedenle geliştirilen deneysel simanların mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullandığımız testlerden biri, üç nokta bükülme dayanımı testidir. Bu test için örnekler, ISO 4049 standardına uygun olacak şekilde $2 \times 2 \times 25 \text{ mm}^3$ olacak şekilde hazırlanmıştır.

Restoratif materyallerin içeriğindeki değişikliklerin yanı sıra, polimerizasyon derecesi ve örneklerin yüzeyindeki düzensizlikler gibi faktörler bükülme dayanımını etkilemektedir [133]. Bu sebepler dikkate alındığında; bükülme dayanımı örnekleri de dahil olmak üzere tüm örnekler standart kalıplar kullanılarak aynı boyutlarda; aynı renkte kompozit rezin kullanılarak hazırlandı ve tek bir polimerizasyon cihazı ile belirli bir mesafeden eşit sürede polimerize edildi. Her örnekte polimerizasyon standardizasyonunu sağlamak için; ışık kaynağının gücü radyometre ile ölçüldü. Bunun yanı sıra üç nokta bükülme testi örnekleri için yüzeydeki düzensizlikleri gidermek amacıyla, örneklerin kenarındaki çapaklar zımparalandı.

Literatür incelendiğinde; bükülme dayanımı testlerinde örneklere uygulanan kuvvet $0,75 \pm 0,25 \text{ mm/dk}$ aralığındadır [134,135]. Çalışmamızda bükülme dayanımı için hazırlanan test örnekleri, literatüre ve ISO 4049 standardına uygun olarak universal test cihazı ile 1 mm/dk hızla test edilmiştir.

Dental materyallerin mekanik özelliklerini incelemek için, yapılan testlerin sonuçlarını etkileyen başka bir faktör de saklama koşullarıdır. Uzun süreli suda saklama, materyallerin mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir. Resin materyallerin polimer yapısı, kimyasal ve termal olarak çok kararlı olsa da hidrofilik ortamda su emmektedir. Bu durum resin matriks ile birlikte resin matriks ve doldurucuların bağlantısını sağlayan silan tabakasının hidrolitik bozunmasına sebep olmaktadır [136]. Günümüzde, resin kompozit simanların yapay yaşlandırması için standart bir prosedür mevcut değildir [137]. Dental materyallerin yaşlandırılması için en yaygın kullanılan çözücüler arasında; su, yapay tükürük, etanol ve NaOH çözeltisi bulunmaktadır. Ayrıca yiyecek ve içecekler de dental materyallerin özelliklerini etkilemektedir [138]. Tek başına suya maruz kalma, klinik koşulları simüle etmek için yeterli değilken, etanole daldırma materyalin uzun vadeli klinik davranışını tahmin etmenin basit bir yoludur [139]. SBF ise orijinal olarak, insan vücudunun kan plazma iyonik konsantrasyonlarını taklit etmek için tasarlanmış, yaygın olarak kullanılan, iyon

bakımından zengin bir çözelti olup pH'sı yaklaşık 7,4'dür [140]. Nommeots-Nomm ve diğerleri [140] biyoaktif camların kullanıldığı farklı saklama solüsyonlarını değerlendirdikleri bir derleme çalışmasında; çözelti bileşimine, pH'ya ve tamponlama kapasitesine bağlı olarak sonuçların değişebileceğini bildirmiştir. Kemik ve dentinin mikro yapılarının olmasa da bileşimlerinin benzer olmasının yanında, kemik ve dentin oluşumuna yol açan süreçlerin benzer olması gibi benzerlikleri mevcuttur. Ayrıca tükürük, kan plazmasınıninkine benzer bir iyonik kuvvete sahiptir. Bu sebeple literatürde bir çok çalışmada kullanılan SBF solüsyonu, çalışmamızda da saklama solüsyonu olarak kullanılmıştır [141].

Mekanik özellikleri etkileyen başka bir önemli faktör ise; saklama ortamının sıcaklığıdır. Materyallerin ağız ortamında maruz kalacağı sıcaklık 37 °C olduğu için, materyallerin bu sıcaklıkta saklanması gerektiği ileri sürülmüştür [136]. Bu sebeple çalışmamızda kullanılan örnekler 24 saatte maksimum polimerizasyon derecesine ulaşmalarını takiben, 37 °C'de SBF içinde saklanmışlardır.

Bu çalışmada ticari olarak temin edilebilen 3 farklı rezin simana %5 ve %10 olacak şekilde, 2 farklı oranda biyoaktif cam ilave edildi ve geliştirilen rezin simanların mekanik ve adezyon özellikleri incelendi. Mekanik özelliklerin değerlendirildiği gruplar için; kuru ortamda 24 saat bekletilen örneklerin yanında fizyolojik sıvıları taklit etmesi için SBF'de 2 hafta bekletilecek örnekler hazırlandı. Bağlanma dayanımının değerlendireceği gruplar için ise; sadece 2 hafta SBF'de bekletilecek örnekler hazırlandı. Çalışma sonucunda biyoaktif cam ilavesi rezin simanların bükülme mukavemetini azaltırken, Vickers mikrosertlik değerine etkisi her bir siman grubu için önemli ölçüde farklıydı. %10 biyoaktif cam eklenmiş GC Link Force siman grubu dışındaki tüm rezin simanlarda, biyoaktif cam ilavesinin dentine bağlanma dayanımını zayıflattığı gözlemlendi. Sonuç olarak çalışmamızın ilk sıfır hipotezi reddedildi. Ayrıca üç nokta bükülme dayanımı testi için örnekler; saklama koşullarından etkilenmezken, Vickers sertlik değeri için saklama koşullarından etkilendiği için ikinci sıfır hipotezi kısmen kabul edildi.

ISO 4049 standardına göre minimum bükülme dayanımı değerinin 50 MPa olması gerekmektedir [142]. Bu standart dikkate alındığında; çalışmamızda kullanılan gruplar arasında 2 hafta SBF solüsyonunda bekletilen GC Link Ace %10 BAG grubu dışındaki tüm gruplar klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar verdi. Kullanılan rezin simanların bükülme dayanımı değerleri arasındaki farklar, simanların içeriğindeki dolgu maddesi ve doldurucu

oranından kaynaklanıyor olabilir. White ve Yu yaptıkları bir çalışmada, artan doldurucu oranının rezin simanların mekanik özelliklerini olumlu etkilediğini bildirmiştir [143].

Dental simanlara BAG ilavesinin, mekanik özelliklere etkilerini inceleyen sınırlı sayıda çalışma vardır, ancak bunların çoğu cam iyonomer simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar ile yapılan çalışmalardır. Diş hekimliğinde birçok alanda kullanılan cam iyonomer simanlar, sertleşmenin ilk aşamasında tükürüğe maruz kaldığında mekanik özellikleri önemli ölçüde zayıflamaktadır. Bu dezavantajın üstesinden gelebilmek için geleneksel cam iyonomer simanlar, suda çözünen rezin ile modifiye edilmiştir. Biyoaktif özelliklere sahip olmayan bu simanların biyoaktif özellikler kazanmasını sağlamak için ise çeşitli çalışmalar yapılmıştır [144]. Yli-Urpo ve diğerleri [83]; geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simana 2 farklı oranda biyoaktif cam ilave ederek geliştirdikleri materyallerin, basma dayanımı, elastisite modülü ve yüzey sertliği gibi mekanik özelliklerini incelemiştir. Bu çalışma sonucunda, biyoaktif cam ilavesinin materyallerin basma dayanımını olumsuz etkilediği ancak yüzey sertliğine etkisinin olumlu olduğu bildirilmiştir. Ana ve diğerleri ise benzer bir çalışmada [144], biyoaktif camdan salınan kalsiyum iyonlarının, cam iyonomer simanın yapısında bulunan poliakrilik asitin karboksil grubu ile reaksiyona girerek biyoaktiviteyi arttırdığını, ancak mekanik özellikleri olumsuz etkilediğini belirtmiştir. Ancak cam iyonomer simanlar ile rezin simanlar arasındaki yapısal farklılıklar düşünüldüğünde, bu çalışmaların sonuçları ile çalışmamızdaki sonuçların karşılaştırılması mümkün olmayabilir.

Assad ve diğerlerinin [7] ticari olarak temin edilebilen bir rezin simana 2 farklı oranda BAG ve hidroksiapatit ekleyerek yaptıkları çalışmada, çalışmamıza benzer sonuçlar elde edilmiştir. BAG ilavesinin bükülme dayanımını olumsuz etkilemesinin sebebi, Yli-Urpo ve diğerlerinin [83] açıkladığı gibi ilave edilen parçacıkların rezin matrikse zayıf bağlanmasının bir sonucu olarak değerlendirilebilir. Yang ve diğerleri [135], pit ve fissür örtücülere BAG ilave ederek yaptıkları çalışmada, geliştirilen materyalin bükülme dayanımı ile ilgili benzer sonuçlar elde etmişler ve silanize edilmemiş BAG partiküllerinin rezin matrikse zayıf tutunmuş olabileceğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada, silanize olan ve olmayan BAG partikülleri ilave edilen pit ve fissür örtücüler karşılaştırılmış ve silanize BAG ilave edilen grup daha yüksek mekanik özellikler sergilemiştir. Silanizasyon, rezin matriks ve doldurucular arasındaki bağlantıyı sağlamak için oldukça önemli olsa da, silanın fazla ilave edilmesi daha kalın ve daha zayıf doldurucu rezin ara fazına sebep olabilmektedir [134].

Diş hekimliğinde bir materyal seçerken, bu materyallerin çiğneme kuvvetlerine dayanacak kadar güçlü olması gerekmektedir. Bu amaçla kullanılabilecek testlerden biri de; sertlik testidir [145]. Materyal yüzeyinde kalıcı girinti veya penetrasyona karşı direnç olarak tanımlanan yüzey sertliği, rezin bazlı restoratif materyallerin sertleşme özelliklerinin ve derinliğinin anlaşılmasını sağlamaktadır [146,147]. Geleneksel sertlik testlerinde, materyalin sertliği, uygulanan yük ile yük uygulanan ucun materyal yüzeyinde oluşturduğu girinti alanının oranı olarak tanımlanmaktadır [148]. Literatürde, materyallerin sertliğini ölçmek için çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Sertlik testlerinde hem uygulanan kuvvet aralığı hem de kuvvetin uygulama süreleri standardize edilmiştir. 1 ile 1000 gr aralığı ve 10–15 s uygulama süresi dışındaki test koşulları standart dışı kabul edilmektedir [149]. Çalışmamızda Vickers sertlik testi için, bu aralıktaki bir yükleme kuvveti ve süresi seçildi.

Rezin esaslı restoratif materyallerin yüzey sertliği, dolgu partiküllerinin boyutu ve miktarı ile dolgu maddelerinin boşluklardaki dağılımından etkilenmektedir [150]. Valanezhad ve diğerleri [151], rezin modifiye cam iyonomer simana farklı oranlarda nano boyutta biyoaktif cam ekleyerek geliştirdikleri materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerini araştırmışlardır. Biyoaktif cam konsantrasyonu arttıkça mekanik özelliklerin zayıfladığı, ancak daha az oranlarda eklenen biyoaktif camın mekanik özellikleri iyileştirdiğini bildirmişlerdir. Yazarlar bu durumu, düşük konsantrasyonda eklenen biyoaktif camın matriksteki boşlukları doldurmasına bağlamışlardır.

Birçok araştırma çalışmasında uygulanan testler, 24 saat sonra gerçekleştirilir ve bu da numunelerin maksimum sertleşmelerine ulaşmasını sağlamaktadır [147]. Çalışmamızda da literatürdeki çalışmalarla benzer şekilde testler, 24 saat sonra gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda örneklerin mikrosertlik değerleri 24 saat sonra ölçüldüğünde, kontrol grupları ile biyoaktif cam eklenmiş gruplar arasında benzer değerler bulundu. Ancak; tüm rezin simanlarda %10 biyoaktif cam ilavesi, %5 biyoaktif cam ilavesine göre 24 saat sonra sertliği biraz arttırdı. En yüksek sertlik dereceleri ise kontrol grubunda gözlendi. En yüksek sertlik değerlerinin kontrol grubunda bulunması, silanize edilmemiş biyoaktif cam partiküllerinin rezin matrikse zayıf bağlantısı ile açıklanabilirken, %10 biyoaktif cam eklenen grubun %5 biyoaktif cam eklenen gruba göre daha yüksek değerler vermesi, içerdiği yüksek orandaki partiküllerle açıklanabilir.

Ticari dental restoratif kompozitler, sulu ortamda yaşlanma sonrasında resin matriksin plastikleşmesi veya matriks dolgu ara yüzündeki bozunma nedeniyle güç kaybı göstermektedir [152,153]. Ferracane ve diğerleri [154], dental kompozitleri sulu ortamda yaşlandırarak yaptıkları bir çalışmada, su emmenin, ağı şişirerek ve polimer zincirleri arasındaki sürtünme kuvvetlerini azaltıp, polimer resin bileşeninin yumuşamasına neden olduğunu varsayımlardır. Kompozit yapısının suya doyduğunda stabilize olduğunu ve mekanik özelliklerinde daha fazla zayıflama olmayacağını bildirmişlerdir. Polimerizasyon sırasında oluşan mikro boşlukların yanı sıra zincirler ve çapraz bağlar arasını su moleküllerinin doldurduğu ve suyun materyalin sertliğini 6 aya kadar olumsuz etkilediği, ancak sonrasında etkilemediği bildirilmiştir. Kumar ve diğerleri [153], resin kompozitleri 1 hafta ve 13 hafta suda bekleterek yaptıkları çalışma sonucunda; Ferracane ve diğerlerinin çalışması ile benzer sonuçlar elde etmişlerdir.

Valanezhad ve diğerlerinin [151] çalışmasına benzer şekilde, bizim çalışmamızda da örneklerin SBF'de tutulması sertlik değerini düşürmüştür. Yazarlar yaptıkları çalışmada bu sonucu, SBF'de tutulan numune yüzeylerindeki çatlaklara bağlamışlardır. Biyoaktif cam katkılı kompozit rezinler kullanılarak yapılan önceki çalışmalarda, materyalin sulu ortamda saklanması mekanik özellikleri zayıflattığı gözlenmiştir [155,156]. Bunlara ek olarak BAG içeren kompozitlerin geliştirilmesinin amaçlarından biri de; BAG'den iyon sızıntısı olduğu için, bu tür iyon sızıntısının dolgu maddesinin bozulmasına ve dolayısıyla mekanik özelliklerin zayıflamasına yol açabileceği endişesi vardır [157]. Sonuç olarak, çalışmamızın sonuçları, bu endişenin haklılığını göstermiştir.

Herhangi bir dental siman sisteminin en önemli amacı, restoratif materyal ile diş dokusu arasında güçlü ve dayanıklı bir bağ oluşturmaktır. Bağlanma dayanımı testleri, diş dokusu ve siman arasındaki adezyon ne kadar güçlüyse, resin simanın polimerizasyonu ve oral fonksiyon sırasında karşılaşılan streslere o kadar iyi direnç gösterecek olması mantığına dayanarak uygulanan testlerdir [54]. Makaslama bağlanma dayanımı testi ile mikrogerilim bağlanma dayanımı testi, dental araştırmalarda bağlanma dayanımını değerlendirmek için en sık kullanılan yöntemlerindendir. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi, teknik hassasiyet gerektirmektedir ve bağlanma için nispeten geniş yüzey alanları gerektiren kırılğan materyalleri test etmek için ideal bir seçim değildir [158,159]. Resin simanların kron restorasyonları simante etmek için endike olduğu ve kronların yer değiştirme kuvvetlerinin çekme kuvvetlerinden çok makaslama kuvvetlerine daha yakın olduğu göz önüne

alındığında, çalışmamızda Holderegger ve diğerlerinin [160] çalışmasındakine benzer şekilde geleneksel bir makaslama bağlanma dayanımı test yöntemi seçilmiştir. Ancak makaslama testleri ile ilgili bildirilen önemli bir sorun, bu testlerdeki stres dağılımının karmaşık olmasıdır. Bu testler sonucunda, farklı araştırmacılar farklı sonuçlar elde etmişlerdir. Bu farklılıkların sebebi; çekilmiş dişin saklama ortamı, dentin tipi (insan veya sığır dişi), dentin yüzeyi hazırlık işlemleri, dentin derinliği, termal yaşlandırmanın varlığı ve uygulanan simanın film kalınlığı gibi birçok değişkenle ilişkili olabilirken bir başka önemli etken de örneklerle uygulanan çapraz kafa hızıdır [161]. Hara ve diğerleri [162] farklı çapraz kafa hızlarının (crosshead speed) bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada; çapraz kafa hızı arttıkça bağlanma dayanımı değerleri ile birlikte, dentinde gözlenen koheziv kırılma oranının da arttığını belirtmiştir. ISO 11405 standardı ise, makaslama bağlanma dayanımı testlerinde yükün, 0.45 ve 1.05 mm/dak aralığında bir çapraz kafa hızıyla uygulanmasını tavsiye etmiştir [162]. Sonuç olarak çalışmamızda, makaslama bağlanma dayanımı testinin 1mm/dak çapraz kafa hızında yapılmasına karar verildi.

Literatürde bağlanma dayanımını değerlendirmek için yapılan çalışmalar incelendiğinde; laboratuvar çalışmaları için çekilmiş çürüksüz insan dişlerini toplamak oldukça zor olduğu için insan dişi yerine çekilmiş sığır dişleri de kullanılmaktadır. Ancak, sığır dentininin insan dentinine göre daha geniş tübüllere sahip olması gibi dezavantajları mevcuttur. Bu sebeple bu tür çalışmalarda, güvenilir sonuçlar elde etmek için insan dişlerinin kullanılması tercih edilmektedir [161].

Bağlanma dayanımı testleri için sıklıkla kullanılan insan dişleri olan 3. molar dişlerin sürmüştü dişlere kıyasla daha geçirgen ve nemli oldukları belirtilmiştir. Ancak araştırmacılar sklerotik dentin içeren; önceden restore edilmiş, çürük ya da aşınmış dişlerin bağlanma dayanımı değerlerinin 3. molar dişlere oranla daha düşük olduğunu belirtmişlerdir [161,163].

Çalışma için toplanan çekilmiş dişlerin saklanma koşullarının çalışma sonucuna etkisi ile ilgili literatürde çelişkili sonuçlar mevcuttur. Çekilen dişlerin zaman içerisinde nemliliğini kaybettiği düşünüldüğünde, bir sıvı içerisinde bekletilmesi uygundur. Santana ve diğerleri [164] üç farklı saklama solüsyonu kullanarak yaptıkları bir çalışmada, çekilmiş dişlerin 1 gün ve 30 gün süre formalin ve timol çözeltilerinde saklanması, bağlanma dayanımına olumsuz bir etkisi olmadığını ancak saklama süresinin 6 aya çıkmasının bağlanma

dayanımını olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir. Sodyum hipoklorite yakın bir solüsyon olan kloramin-T ise, sodyum hipokloritten farklı olarak kolajeni etkilememektedir ve bazı araştırmacılar tarafından dişleri dezenfekte etmek için kullanılmaktadır [165]. Mobarak ve diğerleri [165] yaptıkları bir çalışmada, çekilmiş dişlerin 2 yıla kadar kloramin-T solüsyonunda saklanmalarının mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerini olumsuz olarak etkilemediğini bildirmişlerdir. Araştırma ve eğitim amacıyla kullanılan insan dişlerinin potansiyel bir kan yoluyla bulaşan patojen kaynağı olduğu düşünüldüğünde, çekilmiş dişlerin dezenfeksiyonu ve sterilizasyonu oldukça önemlidir. Bu nedenle çalışmamızda, çekilmiş dişlerin 1 aya kadar kloramin-T solüsyonunda bekletilmesine karar verilmiştir.

Dentin tübülleri, odontoblast çıkıntıları ve stromal hücrelerden oluşan dentin, diş dokusunu oluşturan sert dokulardan biridir. Dentin, dişlerin farklı bölgelerinde, tübüllerin oryantasyonunun ve yoğunluğunun farklı olduğu oldukça karmaşık bir yapıdır [166]. Yapılan çalışmalar; dentin tübüllerinin yönünü, çağdaş adeziv materyallerin bağlanma kuvvetini etkileyen başka bir faktör olarak bildirilmiştir [161]. Guo ve diğerleri [166], dentin tübül oryantasyonunun etch & rinse ve self adeziv sistemlerde bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek için yaptıkları bir çalışmada, dentin tübüllerinin oryantasyonunun bağlanma dayanımını etkilediğini bildirmiştir. Villela-Rosa ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada ise, derinlik arttıkça tübül sayısının arttığı ve makaslama bağlanma dayanımının olumsuz etkilendiğini rapor etmiştir [167]. Bu sebeple çalışmamızda, bir standardizasyon sağlamak için dişlerin oklüzal yüzeyine paralel olacak şekilde mine-dentin sınırının hemen altında horizontal kesit kullanılmıştır.

Klinik olarak bir kavite hazırlandığında, dentin yüzeyi bir smear tabakası ile kaplanmaktadır. Kullanılan adezivin tipi ile birlikte smear tabakasının kalınlığı da bağlanma dayanımını etkilemektedir [168]. Yapılan çalışmalar ince grenlere sahip zımpara kağıdının kalın grenli zımpara kağıdına göre daha ince bir smear tabakası oluşturduğunu bildirilmiştir. Ayrıca ince grenli zımpara kağıtları kompakt bir smear tabakası oluştururken, ancak kalın grenli kağıtlar daha gözenekli bir smear tabakası oluşturmaktadır [169]. Ek olarak, 600 grenli silikon karbür kağıt ile oluşturulan smear tabakasının kalınlığının, ince bir elmas frez ile oluşturulan smear tabakasına benzer bir kalınlık gösterdiği bildirilmiştir [170,171]. Bu nedenle çalışmamızda, hem elmas freze en yakın kalınlıkta smear tabakası oluşturmak için hem de smear tabakasında standardizasyonu sağlamak için tüm örnekler 600 grenli silikon karbür zımpara kağıdı ile zımparalanmıştır.

1965 yılında Bowen tarafından tanıtılan makaslama bağlanma dayanımı test yöntemi, en çok kullanılan test yöntemlerinden biridir. Çünkü yapıştırma prosedüründen sonra örneğe herhangi bir işlem yapılmasını gerektirmez. Bu sebeple oldukça hızlı ve güvenilir bir yöntemdir. Yapılan çalışmalarda, makaslama bağlanma dayanımı testi için bir çok araştırmacı 3 ila 4 mm çapındaki yapıştırma alanlarını kullanmışlardır [161,172]. Bağlanma dayanımı testinin uygulaması kolay, hızlı ve güvenilir bir test yöntemi olduğu dikkate alındığında, çalışmamızda bağlanma alanı 4 mm olacak şekilde örnekler hazırlanmıştır.

Çalışmamızda 3M Rely-X Ultimate siman ile hazırlanan gruplarda kontrol grubunun bağlanma dayanımı, %5 ve %10 BAG içeren gruba göre daha yüksek bulundu. GC Link Ace siman ile hazırlanan gruplarda ise en yüksek bağlanma dayanımı değerleri, kontrol grubunda gözlemlendi. Ayrıca %10 BAG grubu, kontrol grubuna göre daha düşük, %5 BAG grubuna göre ise daha yüksek bağlanma dayanımı kuvveti değerleri sergiledi. GC Link Force siman ile hazırlanan gruplarda ise en yüksek bağlanma dayanımı değerleri, %10 BAG içeren grupta gözlemlendi. En düşük bağlanma değeri, %5 BAG içeren grupta görüldü.

Rezin simana eklenen biyoaktif camların sulu solüsyonlarda hidroksiapatiti çökelten bir cam olduğu bilinmektedir [151]. Sauro ve diğerleri [173] tarafından yapılan bir çalışmada, dentine bağlı arayüzde iyon değişimini ve mineral çökmesini teşvik etmek için SBF saklanması sırasında önemli rezin bozunması elde edilmiştir. Bu durum SBF'de tutma süresinin uzun olması sonucu, bağlanma dayanımı değerlerinin düşmesinin nedeni olarak değerlendirilebilir. Yang ve diğerlerinin [135] çalışmasında, silanize biyoaktif cam içeren rezinin bağlanma dayanımının, silanize edilmemiş biyoaktif cam içeren materyale göre anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Ancak bu çalışma, mineye bağlanma dayanımını değerlendirdiği için bizim çalışmamızla karşılaştırmak doğru değildir. Sonuç olarak, rezin içeren materyallere biyoaktif cam ilavesinin, dentine bağlanma dayanımı açısından tartışmalı sonuçlar verdiği söylenebilir [174–176].

Literatürde dental substratın mineral içeriğindeki veya mineralizasyonundaki değişikliği tanımlamak için farklı laboratuvar tekniklerinden (SEM, TEM, FTIR, XRD, EDS, Mikro-CT, sertlik) bahsedilmiştir. Bu teknikler teknik hassasiyet gerektirmelerinin yanında klinik olarak mineralizasyonu saptama yetenekleri sınırlıdır [177].

Yli-Urpo ve ark.'nın çalışmasında BAG eklenerek geliştirilen deneysel cam iyonomer simanların, simüle edilmiş fizyolojik koşullar altında biyoaktif olduğu gösterilmiş ve in vitro olarak insan dentinini mineralize ettiği bulunmuştur [83].

SEM görüntülerinde kontrol grupları dışında çoğalmayan, düzensiz mineral çökeltileri gözlemlendi. Aynı zamanda EDS analizleri, SEM analizi ile tutarlı sonuçlar gösterdi. Jang ve diğerleri [178] deneysel kompozitlere eklenen biyoaktif cam partiküllerinin dentin mikrosertliğini arttırdığını ve SEM analizlerinde dentin tübüllerinde biriken mineral bileşiminin bu sonucu desteklediğini göstermiştir. Efflandt ve diğerleri [179] bizim çalışmamıza benzer bir çalışmada, dentin yüzeyinde biyoaktif camların biriktiğini belirtmişlerdir. Çalışmamıza benzer şekilde Al-eesa ve diğerleri [180], ortodontik adezivlere BAG ekledikleri bir çalışmada, SEM görüntüleri ile apatit çökmesini gözlemlemişlerdir. Ayrıca çökelen apatit oranının zamanla arttığını belirtmişlerdir.

6. SONUÇ

Bu tez çalışmasında 3 farklı rezin simana 2 farklı oranda biyoaktif cam ilave edilerek mekanik ve adezyon özellikleri değerlendirildi. Çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar aşağıdaki şekildedir:

1. Saklama koşulları, BAG ilavesi ve rezin siman tipi bükülme dayanımını etkiledi. Materyal ile BAG ilavesi arasında iki faktörlü anlamlı bir ilişki bulunurken, saklama koşulları ile materyal arasında anlamlı bir ilişki yoktu. Aynı zamanda saklama koşulları ile farklı oranlarda BAG ilavesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.
2. Farklı oranlarda BAG ilavesi ve saklama koşulları materyalin sertliğini önemli ölçüde etkiledi. Rely-X Ultimate grubu için; BAG ilavesi sertliği etkilerken %5 ile %10 BAG ilavesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.
3. BAG ilavesinin, simanların bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadı.
4. Bu çalışmanın in vitro bir çalışma olduğu düşünüldüğünde, ağız boşluğunun dinamik ortamını taklit edecek koşullarda daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.



KAYNAKLAR

1. Saeed, F., Muhammad, N., Khan, A. S., Sharif, F., Rahim, A., Ahmad, P., and Irfan, M. (2020). Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. *Materials Science and Engineering: C*, 106, 110167.
2. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2011). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences., 273-292.
3. Wingo, K. (2018). A Review of Dental Cements. *Journal of veterinary dentistry*, 35(1), 18–27.
4. Manso, A. P., and Carvalho, R. M. (2017). Dental Cements for Luting and Bonding Restorations Self-Adhesive Resin Cements. *Dental Clinics*, 61(4), 821-834.
5. Comino-Garayoa, R., Peláez, J., Tobar, C., Rodríguez, V., and Suárez, M. J. (2021). Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Surface Pretreatments and Resin Cements. *Materials*, 14(11), 2571.
6. Niessen, L. C., Goldstein, R. E., and El-Sayed, M. (2018). *Geresthetics: Esthetic Dentistry for Older Adults*. Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry, 1014-1049.
7. Assad, J. M. da C. L., Batista, R. F. B. D., Anami, L. C., Almeida, A., Muniz, I. de A. F., Marinho, R. M. de M., Batista, A. U. D., Castellano, L. R. C., and Bonan, P. R. F. (2021). Effect of hydroxyapatite and 45S5 bioactive glass addition on a dental adhesive resin cement. *International Journal of Applied Glass Science*, 12(1), 78–88.
8. De Souza Costa, C. A., Hebling, J., Scheffel, D. L. S., Soares, D. G. S., Basso, F. G., and Ribeiro, P. D. (2014). ScienceDirect Methods to evaluate and strategies to improve the biocompatibility of dental materials and operative techniques. *Dental Materials*, 30(7), 769-784.
9. Yang, Y., Ding, Y., Fan, Y., Ren, L., Tang, X., and Meng, X. (2021). Application of silver nanoparticles in situ synthesized in dental adhesive resin. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 108, 102890.
10. Skallefold, H. E., Rokaya, D., Khurshid, Z., and Zafar, M. S. (2019). Bioactive glass applications in dentistry. *International Journal of Molecular Sciences*, 20(23), 1–24.
11. Vallittu, P. K., Boccaccini, A. R., Hupa, L., and Watts, D. C. (2018). Bioactive dental materials—Do they exist and what does bioactivity mean? *Dental Materials*, 34(5), 693–694.
12. Ferro, K. J., Morgano, S. M., Editor Carl Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., and McGarry, T. J. (2017). The Glossary Of Prosthodontic Terms Ninth Edition. *Journal of Prosthetic Dentistry*, e1-e105.
13. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., and Crispin, B. J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280–301.

14. Hill, E. E. (2007). Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 643-658.
15. Hill, E., and Lott, J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal*, 56(1), 67-76.
16. Dv, S. R., Krishna Alla, R., Alluri, V. R., Makv, R., Rama, K., Alla, V. R., Alluri, R., and Makv A. (2014). Review of Conventional and Contemporary Luting Agents Used in Dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28-35.
17. de la Macorra, J. C., and Pradies, G. (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clinical Oral Investigations*, 6(4), 198-204.
18. Burns, D. R., Beck, D. A., and Nelson, S. K. (2003). A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 474-497.
19. Brigagão, V. C., Barreto, L. F. D., Gonçalves, K. A. S., Amaral, M., Vitti, R. P., Neves, A. C. C., and Silva-Concílio, L. R. (2017). Effect of interim cement application on bond strength between resin cements and dentin: Immediate and delayed dentin sealing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(6), 792-798.
20. Lepe, X., Bales, D. J., and Johnson, G. H. (1999). Retention of provisional crowns fabricated from two materials with the use of four temporary cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(4), 469-475.
21. Lad, P. P., Kamath, M., Tarale, K., and Kusugal, P. B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 6(1), 116.
22. Yasaei, M., Zamanian, A., Moztarzadeh, F., Ghaffari, M., and Mozafari, M. (2013). Characteristics improvement of calcium hydroxide dental cement by hydroxyapatite nanoparticles. Part 1: Formulation and microstructure. *Biotechnology and Applied Biochemistry*, 60(5), 502-509.
23. Willershausen, B., Willershausen, I., Ehlers, V., Azaripour, A., and Briseño, B. (2012). A prospective clinical trial on the influence of a triamcinolone/demeclocycline and a calcium hydroxide based temporary cement on pain perception. *Head and Face Medicine*, 8(1), 1-6.
24. Liu, Y., and Yu, H. Y. (2009). Does dental zinc phosphate cement really shrink in clinical applications? *Medical Hypotheses*, 73(2), 257-258.
25. Donovan, T. E., and Cho, G. C. (1999). Contemporary evaluation of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 20(3), 197-202.
26. Nicholson, J. W., Hawkins, S. J., and Wasson, E. A. (1993). A study of the structure of zinc polycarboxylate dental cements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 4, 32-35.

27. Bansal, R. K., Tewari, U. S., Singh P., and Murthy D. V. S. (1997). Influence of talc on the properties of polycarboxylate cement. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(1), 76-79.
28. Ferrance JF. (2001). *Materials in Dentistry: Principles and Applications*. (Second edition). Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 73-81.
29. Kurtoğlu C. (2012). Geleneksel Ve Adeziv Dental Simanlar Hakkında Bir Derleme Çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(2), 205–216.
30. O'Brien W. (2002). *Dental materials and their selection* (Third edition). Chicago: Quintessence, 133–155.
31. Wilson, A. D., and Kent, B. E. (1971). The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology*, 21(11), 313.
32. Elmacı İ., and Tunçdemir M. T. (2020). Restoratif diş hekimliğinde cam iyonomer simanlar ve yeni gelişmeler. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 2(2), 69-75.
33. Sidhu, S. K., and Nicholson, J. W. (2016). A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 7(3), 16.
34. Sayyed, F. S., Fathi, M. H., Edris, H., Doostmohammadi, A., Mortazavi, V., and Hanifi, A. (2014). Effect of forsterite nanoparticles on mechanical properties of glass ionomer cements. *Ceramics International*, 40(7), 10743–10748.
35. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., and Walter, R. (2018). *Yapıştırma Ajanları ve Simantasyon İşlemi. Güncel Sabit Protezler*, 774–791.
36. Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., and Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135–141.
37. Sidhu, S. K. (2010). Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dental Materials*, 26(1), 7–12.
38. Xu, X., and Burgess, J. O. (2003). Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*, 24(14), 2451–2461.
39. Pameijer, C. H. (2012). A review of luting agents. *International Journal of Dentistry*. 2012.
40. Blatz, M. B., Sadan, A., and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(3), 268-274.
41. Parlar Öz, Ö., Seçilmiş, A., and Aydın, C. (2013). Adezyon ve Rezin Simanlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* , 7(1), 1441-1447.
42. Roberson, T., Heymann, H. O., and Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Missouri: Elsevier Health Sciences, 469-484.

43. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2003). *Phillips' science of dental materials*. Missouri: Elsevier Health Sciences, 48-340.
44. Türk, A. G., Ulusoy, M., and Önal, B. (2014). İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1–8.
45. Akın H. T., and Yüzügüllü, B. (2013). Rezin Simanlara Güncel Bakış Contemporary Approach to Resin Cements. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 6(4), 1307-1317.
46. David-Pérez, M., Ramírez-Suárez, J. P., Latorre-Correa, F., and Agudelo-Suárez, A. A. (2021). Degree of conversion of resin-cements (light-cured/dual-cured) under different thicknesses of vitreous ceramics: systematic review. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(3), 385-394.
47. Novais, V. R., Raposo, L. H. A., de Miranda, R. R., Lopes, C. de C. A., Simamoto Júnior, P. C., and Soares, C. J. (2017). Degree of conversion and bond strength of resin-cements to feldspathic ceramic using different curing modes. *Journal of Applied Oral Science*, 25(1), 61–68.
48. Tanoue, N., Koishi, Y., Atsuta, M., and Matsumura, H. (2003). Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(10), 1015–1021.
49. Cho, S. H., Lopez, A., Berzins, D. W., Prasad, S., and Ahn, K. W. (2015). Effect of Different Thicknesses of Pressable Ceramic Veneers on Polymerization of Light-cured and Dual-cured Resin Cements. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 16(5), 347.
50. Archegas, L. R. P., De Menezes Caldas, D. B., Rached, R. N., Soares, P., and Souza, E. M. (2012). Effect of Ceramic Veneer Opacity and Exposure Time on the Polymerization Efficiency of Resin Cements. *Operative Dentistry*, 37(3), 281–289.
51. Pereira, S. G., Fulgêncio, R., Nunes, T. G., Toledano, M., Osorio, R., and Carvalho, R. M. (2010). Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dental Materials*, 26(7), 710–718.
52. Arrais, C. A. G., Giannini, M., Rueggeberg, F. A., and Pashley, D. H. (2007). Effect of Curing Mode on Microtensile Bond Strength to Dentin of Two Dual-cured Adhesive Systems in Combination with Resin Luting Cements for Indirect Restorations. *Operative Dentistry*, 32(1), 37–44.
53. Stamatacos, C., and Simon, J. F. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 34(1), 42-44.
54. De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., and Van Meerbeek, B. (2005). A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *Journal of dental research*, 84(2), 118-132.
55. Perdigao, J. (2007). New developments in dental adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333-357.

56. Eick, J. D., Scott, Robinson, J., Chappdl, R. P., Charles, Cobb, M., and Spencer, P. (1993). The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence Int*, 24, 571–582.
57. Coelho Santos Jr, G., Jacinta Moraes Coelho Santos, M., and Rizkalla, A. S. (2009). Adhesive Cementation of Etchable Ceramic Esthetic Restorations. *Journal of the Canadian Dental Association*, 75(5), 379-384.
58. Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Hashimoto, M., Peumans, M., Lambrechts, P., and Suzuki, K. (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal*, 24(1), 1-13.
59. Nakabayashi, N., and Takarada, K. (1992). Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental Materials*, 8(2), 125–130.
60. Carvalho, R. M., Mendonça, J. S., Santiago, S. L., Silveira, R. R., Garcia, F. C. P., Tay, F. R., and Pashley, D. H. (2016). Effects of HEMA/Solvent Combinations on Bond Strength to Dentin, 82(8), 597–601.
61. Nakabayashi, Nobuo, Kojima, K., and Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), 265–273.
62. Perdigao, J., Van, B., Ku Leuven, M., and Braem, M. (1996). The Interaction of Adhesives Systems With Human Dentin The benefit from an extra bonding layer in universal adhesives View project Drug Induced Sleependoscopy View project. *Article in American Journal of Dentistry*, 9(4), 167-173.
63. Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., and Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 1–16.
64. Kanca, J. (1992). Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 123(9), 35–43.
65. Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., and Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia*, 8(1), 1-17.
66. Milia, E., Cumbo, E., Josè Cardoso, R. A., and Gallina, G. (2012). Current Dental Adhesives Systems. A Narrative Review. *Current Pharmaceutical Design*, 18, 5542–5552.
67. Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A. P. A., Vermelho, P. M., Fronza, B. M., Nikaido, T., and Tagami, J. (2015). Self-Etch Adhesive Systems: A Literature Review. *Brazilian Dental Journal*, 26(1), 3–10.
68. Moszner, N., Salz, U., and Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: A systematic review. *Dental Materials*, 21(10), 895–910.

69. Tay, F. R., and Pashley, D. H. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*, 17(4), 296–308.
70. Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., and Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 251–258.
71. Powers, J. M. (2008). Self-adhesive resin cements: characteristics, properties, and manipulation. *Functional Esthetics & Restorative Dentistry*, 1, 34–40.
72. Duarte, S., Sartori, N., Sadan, A., and Phark, J.-H. (2011). Adhesive Resin Cements for Bonding Esthetic Restorations: A Review. *Quintessence Dental Technology*, 34, 40–66.
73. Han, L., Okamoto, A., Fukushima, M., and Okiji, T. (2007). Evaluation of Physical Properties and Surface Degradation of Self-adhesive Resin Cements. *Dental Materials Journal*, 26(6), 906–914.
74. Burgess, J. O., Ghuman, T., and Cakir, D. (2010). Self-Adhesive Resin Cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 412–419.
75. Ulusoy M, and Çötert. M. İ. (2021). Adezyonun mekanik, fiziksel ve kimyasal temelleri. *Türkiye Klinikleri; Dental Adezyon ve Adeziv Diş Hekimliği*, 1–6.
76. Von Fraunhofer, J. A. (2012). Adhesion and cohesion. *International Journal of Dentistry*, 1–8.
77. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, J., and R, B. S. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. (Third Edition). Chicago: Quintessence Publishing, 956–1033 .
78. Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., and Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26(2), e11–e16.
79. Bagnall, R. D. (1989). Adhesion in dentistry Part 1 Critical overview. *Materials Science and Technology (United Kingdom)*, 5(7), 621–626.
80. Moshaverinia, A., Ansari, S., Movasaghi, Z., Billington, R. W., Darr, J. A., and Rehman, I. U. (2008). Modification of conventional glass-ionomer cements with N-vinylpyrrolidone containing polyacids, nano-hydroxy and fluoroapatite to improve mechanical properties. *Dental Materials*, 24(10), 1381–1390.
81. Gu, Y. W., Yap, A. U. J., Cheang, P., and Khor, K. A. (2005). Effects of incorporation of HA/ZrO₂ into glass ionomer cement (GIC). *Biomaterials*, 26(7), 713–720.
82. Gu, Y. W., Yap, A. U. J., Cheang, P., Koh, Y. L., and Khor, K. A. (2005). Development of zirconia-glass ionomer cement composites. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 351(6–7), 508–514.
83. Yli-Urpo, H., Lassila, L. V. J., Närhi, T., and Vallittu, P. K. (2005). Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dental Materials*, 21(3), 201–209.

84. Lu, H., Stansbury, J. W., Nie, J., Berchtold, K. A., and Bowman, C. N. (2005). Development of highly reactive mono-(meth)acrylates as reactive diluents for dimethacrylate-based dental resin systems. *Biomaterials*, 26(12), 1329–1336.
85. Ikejima, I., Nomoto, R., and McCabe, J. F. (2003). Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials*, 19(3), 206–211.
86. AlSahafi, R., Wang, X., Mitwalli, H., Alhussein, A., Balhaddad, A. A., Melo, M. A. S., Oates, T. W., Sun, J., Xu, H. K., and Weir, M. D. (2022). Novel antibacterial low-shrinkage-stress resin-based cement. *Dental Materials*, 38(11), 1689–1702.
87. Varoni, E. M., Iriti, M., and Rimondini, L. (2012). Plant Products for Innovative Biomaterials in Dentistry, 2(3), 179–194.
88. Özalp, Y., and Özdemir, A. N. (1996). Biyomateryaller ve biyouyumluluk. Ankara Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Dergisi, 25(2), 57-72.
89. Sola, A., Bellucci, D., Cannillo, V., and Cattini, A. (2013). Bioactive glass coatings: a review. *Surface Engineering*, 27(8), 560–572.
90. Hench, L. L. (2006). The story of Bioglass®. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 17:11, 17(11), 967–978.
91. Baino, F., Hamzehlou, S., and Kargozar, S. (2018). Bioactive Glasses: Where Are We and Where Are We Going? *Journal of Functional Biomaterials*, 9(1), 25.
92. Jones, Julian R. (2013). Review of bioactive glass: From Hench to hybrids. *Acta Biomaterialia*, 9(1), 4457–4486.
93. Skallefold, H. E., Rokaya, D., Khurshid, Z., and Zafar, M. S. (2019). Bioactive Glass Applications in Dentistry. *International Journal of Molecular Sciences*, 20(23), 5960.
94. Deliormanli, A. M., Liu, X., and Rahaman, M. N. (2014). Evaluation of borate bioactive glass scaffolds with different pore sizes in a rat subcutaneous implantation model. *Journal of Biomaterials Applications*, 28(5), 643–653.
95. Ylänen, H. (2018). *Bioactive Glasses Materials, Properties and Applications*. Woodhead Publishing, 1-26.
96. Chen, Q. Z., Xu, J. L., Yu, L. G., Fang, X. Y., and Khor, K. A. (2012). Spark plasma sintering of sol–gel derived 45S5 Bioglass®-ceramics: Mechanical properties and biocompatibility evaluation. *Materials Science and Engineering: C*, 32(3), 494–502.
97. Fernandes, H. R., Gaddam, A., Rebelo, A., Brazete, D., Stan, G. E., and Ferreira, J. M. F. (2018). Bioactive Glasses and Glass-Ceramics for Healthcare Applications in Bone Regeneration and Tissue Engineering. *Materials*, 11(12), 2530.
98. Drago, L., Toscano, M., and Bottagisio, M. (2018). Recent Evidence on Bioactive Glass Antimicrobial and Antibiofilm Activity: A Mini-Review. *Materials*, 11(2), 326.

99. Hoppe, A., Gldal, N. S., and Boccaccini, A. R. (2011). A review of the biological response to ionic dissolution products from bioactive glasses and glass-ceramics. *Biomaterials*, 32(11), 2757–2774.
100. Xynos, Ioannis D, Edgar, A. J., Buttery, L. D., Hench, L. L., and Polak, J. M. (2001). Gene-expression profiling of human osteoblasts following treatment with the ionic products of Bioglass 45S5 dissolution. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 55(2), 151-157.
101. Xynos, I. D., Hukkanen, M. V. J., Batten, J. J., Buttery, L. D., Hench, L. L., and Polak, J. M. (2014). Bioglass ®45S5 Stimulates Osteoblast Turnover and Enhances Bone Formation In Vitro: Implications and Applications for Bone Tissue Engineering. *Calcified Tissue International* 2000 67:4, 67(4), 321–329.
102. Begum, S., Johnson, W. E., Worthington, T., and Martin, R. A. (2016). The influence of pH and fluid dynamics on the antibacterial efficacy of 45S5 Bioglass. *Biomedical Materials (Bristol)*, 11(1), 015006.
103. Shi, X., Nommeots-Nomm, A., Todd, N. M., Devlin-Mullin, A., Geng, H., Lee, P. D., Mitchell, C. A., and Jones, J. R. (2020). Bioactive glass scaffold architectures regulate patterning of bone regeneration in vivo. *Applied Materials Today*, 20, 100770.
104. Jones, J. R., Lin, S., Yue, S., Lee, P. D., Hanna, J. V., Smith, M. E., and Newport, R. J. (2010). Bioactive glass scaffolds for bone regeneration and their hierarchical characterisation. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(12), 1373–1387.
105. Lindfors, N. C., Hyvnen, P., Nyysnen, M., Kirjavainen, M., Kankare, J., Gullichsen, E., and Salo, J. (2010). Bioactive glass S53P4 as bone graft substitute in treatment of osteomyelitis. *Bone*, 47(2), 212–218.
106. Lovelace, T. B., Mellonig, J. T., Meffert, R. M., Jones, A. A., Pirkka, / Nummikoski, V., and Cochran, D. L. (1998). Clinical Evaluation of Bioactive Glass in the Treatment of Periodontal Osseous Defects in Humans. *Journal of Periodontology*, 69(9), 1027–1035.
107. Mota, J., Yu, N., Caridade, S. G., Luz, G. M., Gomes, M. E., Reis, R. L., Jansen, J. A., Frank Walboomers, X., and Mano, J. F. (2012). Chitosan/bioactive glass nanoparticle composite membranes for periodontal regeneration. *Acta Biomaterialia*, 8(11), 4173–4180.
108. Gjorgievska, E., and Nicholson, J. W. (2011). Prevention of enamel demineralization after tooth bleaching by bioactive glass incorporated into toothpaste. *Australian Dental Journal*, 56(2), 193–200.
109. Mitchell, J. C., Musanje, L., and Ferracane, J. L. (2011). Biomimetic dentin desensitizer based on nano-structured bioactive glass. *Dental Materials*, 27(4), 386–393.

110. Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., and Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162–167.
111. Burke, F. J., Shortall, A. C., Combe, E. C., and Aitchison, T. C. (2002). Assessing restorative dental materials: I. Test methods and assessment of results. *Dental Update*, 29(4), 188–194.
112. Ergün Kunt G., and Çetiner R. B. (2017). Mekanik testler: bükülme dayanıklılığı ve ölçümü, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme, makaslama. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3, 210–215.
113. Chung, S. M., Yap, A. U. J., Chandra, S. P., and Lim, C. T. (2004). Flexural strength of dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 71B(2), 278–283.
114. Yap, A. U. J., and Teoh, S. H. (2003). Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 171–177.
115. Türel, V. (2015). Restoratif dental materyallerin yüzey mekanik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 77–82.
116. Elmas S, and Göncü Başaran E, İ. D. (2021). Diş hekimliğinde kullanılan bağlanma dayanımı test metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31, 238–8.
117. Ayaz, D. F., Tağtekin, D., and Yanıkoğlu F. (2011). Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 4, 49–56.
118. Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I. C., and Cardew, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry*, 17(2), 61–67.
119. El Zohairy, A. A., De Gee, A. J., De Jager, N., Van Ruijven, L. J., and Feilzer, A. J. (2016). The Influence of Specimen Attachment and Dimension on Microtensile Strength. *Journal of Dental Research*, 83(5), 420–424.
120. Tekçe, N., and Demirci, M. (2014). Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi Ve Sonuçlarını Etkileyen Etkenler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 134–152.
121. Placido, E., Meira, J. B. C., Lima, R. G., Muench, A., Souza, R. M. de, and Ballester, R. Y. (2007). Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. *Dental Materials*, 23(9), 1086–1092.
122. Yamauti, M., Hashimoto, M., Sano, H., Ohno, H., Carvalho, R. M., Kaga, M., Tagami, J., Oguchi, H., and Kubota, M. (2003). Degradation of resin–dentin bonds using NaOCl storage. *Dental Materials*, 19(5), 399–405.

123. Amaral, F. L. B., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., and Corona, S. A. M. (2007). Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(6), 340–353.
124. Turssi, C. P., Hara, A. T., Serra, M. C., and Rodrigues, A. L. (2002). Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(9), 864–871.
125. Gale, M. S., and Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99.
126. Daneshkazemi, A., Davari, A., Akbari, M. J., Davoudi, A., Badrian, H., Daheye, B. H., and St, F. (2015). Effects of Thermal and Mechanical Load Cycling on the Dentin Microtensile Bond Strength of Single Bond-2. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 7(8), 9.
127. Li, H., Burrow, M. F., and Tyas, M. J. (2002). The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*, 18(2), 111–119.
128. Vilde, T., Stewart, C. A., and Finer, Y. (2022). Simulating the Intraoral Aging of Dental Bonding Agents: A Narrative Review. *Dentistry Journal*, 10(1), 13.
129. Elshiyab, S. H., Nawafleh, N., Walsh, L., and George, R. (2018). Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 9(4), e12355.
130. El-Kemary, B. M., El-Borady, O. M., Gaber, S. A. A., and Beltagy, T. M. (2021). Role of nano-zirconia in the mechanical properties improvement of resin cement used for tooth fragment reattachment. *Polymer Composites*, 42(7), 3307–3319.
131. Li, Z. C., and White, S. N. (1999). Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 597–609.
132. Bona, Á. Della, Benetti, P., Borba, M., and Cecchetti, D. (2008). Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Brazilian Oral Research*, 22(1), 84–89.
133. Rodrigues Junior, S. A., Zanchi, C. H., Carvalho, R. V. D., and Demarco, F. F.. (2007). Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Brazilian Oral Research*, 21(11), 16–2116.
134. Valente, L. L., Peralta, S. L., Ogliari, F. A., Cavalcante, L. M., and Moraes, R. R. (2013). Comparative evaluation of dental resin composites based on micron- and submicron-sized monomodal glass filler particles. *Dental Materials*, 29(11), 1182–1187.
135. Yang, S. Y., Piao, Y. Z., Kim, S. M., Lee, Y. K., Kim, K. N., and Kim, K. M. (2013). Acid neutralizing, mechanical and physical properties of pit and fissure sealants containing melt-derived 45S5 bioactive glass. *Dental Materials*, 29(12), 1228–1235.

136. Calheiros, F. C., Pfeifer, C. S. C., Brandão, L. L., Agra, C. M., and Ballester, R. Y. (2013). Flexural properties of resin composites: Influence of specimen dimensions and storage conditions. *Dental Materials Journal*, 32(2), 228–232.
137. Blumer, L., Schmidli, F., Weiger, R., and Fischer, J. (2015). A systematic approach to standardize artificial aging of resin composite cements. *Dental Materials*, 31(7), 855–863.
138. Szczesio-Wlodarczyk, A., Sokolowski, J., Kleczewska, J., and Bociong, K. (2020). Ageing of Dental Composites Based on Methacrylate Resins—A Critical Review of the Causes and Method of Assessment. *Polymers*, 12(4), 882.
139. Marovic, D., Par, M., Macan, M., Klarić, N., Plazonić, I., and Tarle, Z. (2022). Aging-Dependent Changes in Mechanical Properties of the New Generation of Bulk-Fill Composites. *Materials*, 15(3), 902.
140. Nommeots-Nomm, A., Hupa, L., Rohanová, D., and Brauer, D. S. (2020). A review of acellular immersion tests on bioactive glasses—influence of medium on ion release and apatite formation. *International Journal of Applied Glass Science*, 11(3), 537–551.
141. Aina, V., Bertinetti, L., Cerrato, G., Cerruti, M., Lusvardi, G., Malavasi, G., Morterra, C., Tacconi, L., and Menabue, L. (2011). On the dissolution/reaction of small-grain Bioglass® 45S5 and F-modified bioactive glasses in artificial saliva (AS). *Applied Surface Science*, 257(9), 4185–4195.
142. ISO - ISO 4049:2000 - Dentistry — Polymer-based filling, restorative and luting materials.
143. White, S.N., and Yu, Z. (1993). Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *International Journal of Prosthodontics*, 6(4), 384–389.
144. Ana, I. D., Matsuya, S., Ohta, M., and Ishikawa, K. (2003). Effects of added bioactive glass on the setting and mechanical properties of resin-modified glass ionomer cement. *Biomaterials*, 24(18), 3061–3067.
145. Prabhakar, A., M, J. P., and Basappa, N. (2010). Comparative Evaluation of the Remineralizing Effects and Surface Micro hardness of Glass Ionomer Cements Containing Bioactive Glass (S53P4): An in vitro Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 3(2), 69.
146. Espíndola-Castro, L. F., de Brito, O. F. F., Araújo, L. G. A., Santos, I. L. A., and Monteiro, G. Q. D. M. (2020). In vitro evaluation of physical and mechanical properties of light-curing resin cement: a comparative study. *European journal of dentistry*, 14(01), 152-156.
147. Mobarak, E., Elsayad, I., Ibrahim, M., and El-Badrawy, W. (2009). Effect of LED Light-curing on the Relative Hardness of Tooth-colored Restorative Materials. *Operative Dentistry*, 34(1), 65–71.
148. Ben Ghorbal, G., Tricoteaux, A., Thuault, A., Louis, G., and Chicot, D. (2017). Comparison of conventional Knoop and Vickers hardness of ceramic materials. *Journal of the European Ceramic Society*, 37(6), 2531–2535.

149. Yoldas, O., Akova, T., and Uysal, H. (2004). Influence of different indentation load and dwell time on Knoop microhardness tests for composite materials. *Polymer Testing*, 23(3), 343–346.
150. Korkut, E., Gezgin, O., Tulumbacı, F., Özer, H., and Şener, Y. (2017). Biyoaktif Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanın Mekanik Özelliklerinin Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 38(3), 170–175.
151. Valanezhad, A., Odatsu, T., Udoh, K., Shiraishi, T., Sawase, T., and Watanabe, I. (2016). Modification of resin modified glass ionomer cement by addition of bioactive glass nanoparticles. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 27(1), 1–9.
152. Curtis, A. R., Shortall, A. C., Marquis, P. M., and Palin, W. M. (2008). Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *Journal of Dentistry*, 36(3), 186–193.
153. Kumar, N., Fareed, M. A., Zafar, M. S., Ghani, F., and Khurshid, Z. (2020). Influence of various specimen storage strategies on dental resin-based composite properties. *Materials Technology*, 36(1), 54–62.
154. Ferracane, J. L., Berge, H. X., and Condon, J. R. (1998). In vitro aging of dental composites in water - Effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 42(3), 465–472.
155. Odermatt, R., Par, M., Mohn, D., Wiedemeier, D. B., Attin, T., and Tauböck, T. T. (2020). Bioactivity and Physico-Chemical Properties of Dental Composites Functionalized with Nano- vs. Micro-Sized Bioactive Glass. *Journal of Clinical Medicine*, 9(3), 772.
156. Par, M., Tarle, Z., Hickel, R., and Ilie, N. (2018). Dentin Bond Strength of Experimental Composites Containing Bioactive Glass: Changes During Aging for up to 1 Year. *Journal of Adhesive Dentistry*, 20(4), 325–334.
157. Khvostenko, D., Mitchell, J. C., Hilton, T. J., Ferracane, J. L., and Kruzic, J. J. (2013). Mechanical performance of novel bioactive glass containing dental restorative composites. *Dental Materials*, 29(11), 1139–1148.
158. Tavassoli Hojati, S., Alaghemand, H., Hamze, F., Ahmadian Babaki, F., Rajab-Nia, R., Rezvani, M. B., Kaviani, M., and Atai, M. (2013). Antibacterial, physical and mechanical properties of flowable resin composites containing zinc oxide nanoparticles. *Dental Materials*, 29(5), 495–505.
159. Al-Taei, L., Banerjee, A., and Deb, S. (2022). In-vitro adhesive and interfacial analysis of a phosphorylated resin polyalkenoate cement bonded to dental hard tissues. *Journal of Dentistry*, 118, 104050.
160. Holderegger, C., Sailer, I., Schuhmacher, C., Schläpfer, R., Hämmerle, C., and Fischer, J. (2008). Shear bond strength of resin cements to human dentin. *Dental Materials*, 24(7), 944–950.

161. Mourad, A. M. El. (2018). Assessment of Bonding Effectiveness of Adhesive Materials to Tooth Structure using Bond Strength Test Methods: A Review of Literature. *The Open Dentistry Journal*, 12(1), 664.
162. Hara, A. T., Pimenta, L. A. F., and Rodrigues, A. L. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 17(2), 165–169.
163. Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., and Carvalho, R. M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dental Materials*, 11(2), 117–125.
164. Santana, F. R., Pereira, J. C., Pereira, C. A., Fernandes Neto, A. J., and Soares, C. J. (2008). Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Brazilian Oral Research*, 22(4), 352–357.
165. Mobarak, E. H., El-Badrawy, W., Pashley, D. H., and Jamjoom, H. (2010). Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(2), 92–97.
166. Guo, J., Wang, L. ping, Zhu, J., Yang, J., and Zhu, H. shui. (2018). Impact of Dentinal Tubule Orientation on Dentin Bond Strength. *Current Medical Science*, 38(4), 721–726.
167. Villela-Rosa, A. C. M., Gonçalves, M., Orsi, I. A., and Miani, P. K. (2011). Shear bond strength of self-etch and total-etch bonding systems at different dentin depths. *Brazilian Oral Research*, 25(2), 109–115.
168. Aguilar-Mendoza, J. A., Rosales-Leal, J. I., Rodríguez-Valverde, M. A., González-López, S., and Cabrerizo-Vílchez, M. A. (2008). Wettability and bonding of self-etching dental adhesives: Influence of the smear layer. *Dental Materials*, 24(7), 994–1000.
169. Mahdan, M. H. A., Nakajima, M., Foxton, R. M., and Tagami, J. (2013). Combined effect of smear layer characteristics and hydrostatic pulpal pressure on dentine bond strength of HEMA-free and HEMA-containing adhesives. *Journal of Dentistry*, 41(10), 861–871.
170. Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Sai, K., Tsujimoto, A., Imai, A., Erickson, R. L., Latta, M. A., and Miyazaki, M. (2018). Influence of different smear layers on bond durability of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 34(2), 246–259.
171. Tani, C., and Finger, W. J. (2002). Effect of Smear Layer Thickness on Bond Strength Mediated by Three All-in-One Self-etching Priming Adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 4(4), 283–289.
172. Braga, R. R., Meira, J. B. C., Boaro, L. C. C., and Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), 38–49.

173. Sauro, S., Osorio, R., Watson, T. F., and Toledano, M. (2012). Therapeutic effects of novel resin bonding systems containing bioactive glasses on mineral-depleted areas within the bonded-dentine interface. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 23(6), 1521–1532.
174. Bauer, J., Silva e Silva, A., Carvalho, E. M., Carvalho, C. N., Carvalho, R. M., and Manso, A. P. (2018). A niobophosphate bioactive glass suspension for rewetting dentin: Effect on antibacterial activity, pH and resin-dentin bonding durability. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 84, 178–183.
175. Profeta, A. C., Mannocci, F., Foxton, R. M., Thompson, I., Watson, T. F., and Sauro, S. (2012). Bioactive effects of a calcium/sodium phosphosilicate on the resin–dentine interface: a microtensile bond strength, scanning electron microscopy, and confocal microscopy study. *European Journal of Oral Sciences*, 120(4), 353–362.
176. Sauro, S., Osorio, R., Osorio, E., Watson, T. F., and Toledano, M. (2013). Novel light-curable materials containing experimental bioactive micro-fillers remineralise mineral-depleted bonded-dentine interfaces. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 24(8), 940–956.
177. Garoushi, S., Vallittu, P., and Lassila, L. (2022). Development and characterization of ion-releasing fiber-reinforced flowable composite. *Dental Materials*, 38(10), 1598–1609.
178. Jang, J. H., Lee, M. G., Ferracane, J. L., Davis, H., Bae, H. E., Choi, D., and Kim, D. S. (2018). Effect of bioactive glass-containing resin composite on dentin remineralization. *Journal of Dentistry*, 75, 58–64.
179. Efflandt, S. E., Magne, P., Douglas, W. H., and Francis, L. F. (2002). Interaction between bioactive glasses and human dentin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2002 13:6, 13(6), 557–565.
180. Al-eesa, N. A., Karpukhina, N., Hill, R. G., Johal, A., and Wong, F. S. L. (2019). Bioactive glass composite for orthodontic adhesives - Formation and characterisation of apatites using MAS-NMR and SEM. *Dental Materials*, 35(4), 597–605.



EK-1. Etik Kurul Onay Formu

Evrak Tarih ve Sayısı: 24.09.2020-E.22096



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Sayı : 21071282-050.99-
Konu : Etik Kurul

Sayın Prof. Dr. Işıl ÇEKİŞ NAGAŞ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığına

Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna, etik açıdan değerlendirmek üzere göndermiş olduğunuz "Biyolojik Cam ve Selüloz Fiber Partiküllerinin Simanların Mekanik ve Adezyon Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi" konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

e-imzalıdır
Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU
Kurul Başkanı

Önemli Not: Sağlık Bakanlığına başvuruda bulunacak çalışmaların, Kurulumuz tarafından incelenmiş ve onaylanmış "**Değerlendirilen Belgeler**" kısmında belirtilmiş olan **Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarının** yazılması gerekmektedir. Aksi takdirde Sağlık Bakanlığına teslim edilen belgelerde Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarında uyumsuzluk yaşanmaktadır ve bu nedenle dosyalar reddedilmektedir. Bu konuya önem verilmesi bilgilerinize sunulur.

Ek: Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu (3 Sayfa)/Elden Teslim Edilecektir.



Evrak Doğrulamak için: <https://belgedogrulama.gazi.edu.tr/BelgeDogrulama.aspx>
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Biskek Cad. No:4 kat 1 Emek/Ankara
Tel:0 (312) 203 40 00 Faks:0 (312) 223 92 26
e-Posta: dhbilisim@gazi.edu.tr İnternet Adresi: <http://dent.gazi.edu.tr>

Pin: 06622
Bilgi için :N. Cihan Ünay
Birim Evrak Sorumlusu
Telefon No:(0312) 203 40 69

Bu belge, 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununa göre elektronik imza ile imzalanmıştır. (PIN:06622)

EK-1. (devam) Etik Kurul Onay Formu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. Işıl ÇEKİŞ NAGAŞ tarafından gönderilen “Biyoaktif Cam ve Selüloz Fiber Partiküllerinin Simanların Mekanik ve Adezyon Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi” konulu çalışmanın kabulüne,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Bişkek Caddesi 82.Sokak No:4 E Blok Zemin Kat Çankaya ANKARA
	TELEFON	0312 203 40 69
	FAKS	0312 203 41 39
	E-POSTA	disetikkurul@gazi.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Işıl ÇEKİŞ NAGAŞ			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığı			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
		FAZ 2	☐		
		FAZ 3	☐		
		FAZ 4	☐		
		Gözlemsel ilaç çalışması	☐		
		Tıbbi cihaz klinik araştırması	☐		
		İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları	☐		
		İlaç dışı klinik araştırma	☒		
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: ~~Prof.~~ Dr. Nür MOLLAOĞLU
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Kurul Onay Formu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Prof. Dr. Işıl ÇEKİŞ NAGAŞ tarafından gönderilen “Biyoaktif Cam ve Selüloz Fiber Partiküllerinin Simanların Mekanik ve Adezyon Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi” konulu çalışmanın kabulüne,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	16.09.2020	VERSİYON 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	16.09.2020	VERSİYON 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	16.09.2020	VERSİYON 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ	-	-	Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama			
	SİGORTA	☐				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	16.09.2020 – VERSİYON 1			
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐				
	İLAN	☐				
	YILLIK BİLDİRİM	☐				
	SONUÇ RAPORU	☐				
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐				
	DİĞER:	☐				
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: GÜDHKA EK. 2020.20/5	Tarih: 24.09.2020				
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplanan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.					

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Tayfun ALAÇAM	Endodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	
Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU (Etik Kurul Başkanı)	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	
Prof. Dr. Hülya ERTEN	Restoratif Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	
Prof. Dr. Burcu BALOŞ TUNCER	Ortodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒	
Prof. Dr. Şebnem GÜLEN	Fizyoloji	Ufuk Ü. Tıp Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☒	H ☒	
Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ	Çocuk Diş Hekimliği	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	
Prof. Dr. Orhan Mecit ULUDAĞ	Farmakoloji	Gazi Ü. Eczacılık Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	
Doç. Dr. Ferhan EĞİLMEZ (Dokümantasyon sorumlusu olan üye)	Protetik Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Doç. Dr. Burcu ÖZDEMİR (Etik kurul başkan yardımcısı)	Periodontoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Kurul Onay Formu

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. Işıl ÇEKİŞ NAGAŞ tarafından gönderilen “Biyookatif Cam ve Selüloz Fiber Partiküllerinin Simanların Mekanik ve Adezyon Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi” konulu çalışmanın kabulüne,							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU									
Doç. Dr. Benay YILDIRIM	Oral Patoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	
Dr. Öğr. Üyesi Hakan TÜZÜN	Halk Sağlığı	Gazi Ü. Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	
Av. Efe AYAZ	Avukat	Serbest Avukat	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	
İlker YAVUZ	Fotoğraf Eğitmeni	-	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☒	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının
 Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU
 İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Kurul Onay Formu

Evrak Tarih ve Sayısı: 03.11.2022-E.501660



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-21071282-050.99-501660
 Konu : Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ

03.11.2022

Sayın Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığına

Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna, etik açıdan değerlendirilmek üzere sorumlu araştırmacı Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ tarafından sunulan "Biyoaktif Cam ve Selüloz Fiber Partiküllerinin Simanların Mekanik ve Adezyon Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi" konulu çalışmanız Kurulumuz tarafından 24.09.2020 tarih ve 20 numaralı toplantımızda incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

Tarafınızca, 18.10.2022 tarihinde vermiş olduğunuz dilekçe ve ilgili eklere istinaden "Çalışma Başlığında Değişiklik" talebiniz Kurulumuz tarafından 03.11.2022 tarih ve 21 numaralı Etik Kurul toplantısında değerlendirilmiş olup, yeni çalışma başlığınız "Biyoaktif Cam Partiküllerinin Simanların Mekanik ve Adezyon Özelliklerine Etkisi" olarak kabul edilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ
Kurul Başkanı

Belge Doğrulama Kodu :BS4EM1F1H3

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/gazi-universitesi-ebys>

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bışkek Cad. No:4 kat 1 Emek/Ankara
 Tel:0 (312) 203 40 00 Faks:0 (312) 223 92 26
 e-Posta :dhfbilisim@gazi.edu.tr İnternet Adresi :http://dent.gazi.edu.tr

Bilgi için :N. Cihan Ünay
 Birim Evrak Sorumlusu
 Telefon No:(0312) 203 40 69



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : UÇAR BAŞOL, Ece
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği	2018
Lise	Çankaya Milli Piyango Anadolu Lisesi	2011

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
-	-	-

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Ucar, E., Cekic Nagas, I. (2020). Obstrüktif Uyku Apne Sendromunda Tanı ve Tedavi Yöntemlerinde Güncel Yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 42(1), 37-48.
2. Ucar, E., Cekic Nagas, I. (2021). Prosthetic Rehabilitation of a patient with worn dentition-A case report. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(3), 444-448.
3. Ucar Başol, E., Cekic Nagas, I. (2022). Estetik Bölgede Geçici Restorasyonlar ile Yumuşak Doku Şekillendirmeleri. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi Özel Sayı, Geçici Protez Uygulamaları Materyalleri ve Yapım Tekniklerine İlişkin Güncel Yaklaşımlar*. (1. Baskı), 12-18.
4. Uçar Başol, E., Çekiç Nagaş, I. (2023) Diş Hekimliğinde Biyoaktif Camların Kullanımı. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 12(1), 150-157.

Kongre Tebliğleri

1. Ucar, E., Cekic Nagas, I., Egilmez, F. (2020, 20-21 Şubat). *Aşınmış Dentisyona Sahip Hastanın Protetik Rehabilitasyonu: Vaka Raporu*. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Genç Akademisyenler Kongresi, Ankara-Türkiye. (Poster Sunumu).
2. Azeez, G. M., Ucar, E., Cekic Nagas, I. (2020, 6-8 Mart). *Bond Strength and Evaluation Methods in Prosthetic Dentistry*. Ankara II. Uluslararası Bilimsel Araştırmalar Kongresi, Ankara-Türkiye. (Sözlü Sunum).
3. Ucar, E., Cekic Nagas, I. (2020, 23-25 Ekim). *Kırık Dişi Olan Hastanın Protetik Rehabilitasyonu: Vaka Raporu*. 24. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi, Dijital. (Poster Sunumu).
4. Uçar, E., Çekiç Nagaş, I., Egilmez, F., Vallittu, P., Lassila, L. (2022, 19-21 May). *Cellulose Fiber Addition to Experimental Glass Ionomer Cements: A Pilot Study*. 25th Balkan Stomatological Society Congress, Sarajevo, Bosnia & Herzegovina. (Sözlü Sunum).
5. Uçar, E., Vallittu, P., Lassila, L., Çekiç Nagaş, I. (2022, 22-24 September). *Effect of bioactive glass particles on mechanical and adhesion properties of cements*. 45th European Prosthodontic Association (EPA) Conference, Siena, Italy. (Sözlü Sunum).



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..