

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**ENDODONTİK TEDAVİDE KULLANILAN FARKLI
PERFORASYON TAMİR MATERYALLERİNİN DENTİNE
BAĞLANMA ORANLARININ KARŞILAŞTIRMALI
İNCELEMESİ**

BELİZ ÖZEL

**DANIŞMAN
PROF. DR. RAİF ERİŞEN**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
ENDODONTİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)



BEYAN

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

Beliz ÖZEL



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Lisans eğitimimden beri tanıdığım, bu süre boyunca desteği ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen, doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan ve yol gösteren, akademik başarılarımı bana olan inancı ve desteği olmadan asla gerçekleştiremeyeceğim çok değerli Sayın hocam ve tez danışmanım **Prof. Dr. Raif ERİŞEN'e**,

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Endodonti Anabilim Dalı'ndaki tüm **hocalarıma**,

Doktora eğitimimiz süresince birlikte yürüdüğümüz, her türlü zorluğu birlikte aştığımız, tez çalışmalarım boyunca bana birçok aşamada destek olan başta sevgili dostum **Dt. Alper Can Topuz** olmak üzere tüm doktora arkadaşlarıma,

Üniversite hayatımın en güzel anılarını birlikte paylaştığımız çok sevgili dostlarım **Dt. Barış Kolik, Dt. Esra Hacıoğlu ve Dt. Merve Çayırıcı'ya**

Tez deneylerim süresince yardımlarını hiçbir zaman benden esirgemeyen ve bu süreçte büyük emeği olan değerli arkadaşım **Hande Karagedik'e**

Hayatım boyunca yanımda olup bana inanan, güvenen, sevgi ve desteklerini hiç esirgemeyen tüm **aileme**,

Sonsuz teşekkürü bir borç bilirim...

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:29867

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 İDEAL TAMİR MATERYALİNİN ÖZELLİKLERİ.....	3
2.1.1 FİZİKOKİMYASAL ÖZELLİKLER.....	3
2.1.2 BİYOLOJİK ÖZELLİKLER.....	5
2.2 BİYOSERAMİK SİMANLAR.....	8
2.2.1 MİNERAL TRİOKSİT AGGREGAT (MTA).....	8
2.2.2 MTA ANGELUS.....	12
2.2.3 ENDOSEQUENCE RRM PUTTY.....	13
2.2.4 BİODENTİNE.....	17
2.2.5 BİOMTA.....	20
2.3 BİYOSERAMİK SİMANLARIN TEST EDİLMESİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER.....	21
2.3.1 MEKANİK ÖZELLİK TESTLERİ.....	22
2.3.2 KONDANSASYON BASINCI.....	24
2.4 KÖK KANAL DENTİNİNE ADEZYON VE ADEZYONU ETKİLEYEN FAKTÖRLER.....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1 KÖK KESİTLERİNİN HAZIRLANMASI.....	26

3.2 DENEY GRUPLARININ HAZIRLANMASI.....	29
3.3 SAKLAMA KOŞULLARININ HAZIRLANMASI.....	31
3.4 PUSH-OUT TESTİ.....	32
3.5 STEREOMİKROSKOP ANALİZİ.....	36
3.6 TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) VE ENERJİ DAĞILIM ANALİZLERİ (EDX).....	36
4. BULGULAR.....	37
4.1 PUSH-OUT TESTİ BULGULARI.....	37
4.1.1 MATERYALLERİN BAĞLANMA DAYANIMININ KARŞILAŞTIRILMASI.....	37
4.1.2 SAKLAMA KOŞULLARINA GÖRE BAĞLANMA DAYANIMININ KARŞILAŞTIRILMASI.....	40
4.2 STEREOMİKROSKOP ANALİZİ BULGULARI.....	43
4.2.1 MTA Angelus.....	43
4.2.2 ERRM.....	46
4.2.3 Biodentine.....	49
4.2.4 BioMTA.....	52
4.3 TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) VE ENERJİ DAĞILIM ANALİZİ (EDX) BULGULARI.....	55
4.3.1 MTA Angelus.....	55
4.3.2 ERRM.....	59
4.3.3 Biodentine.....	62
4.3.4 BioMTA.....	65
6.TARTIŞMA.....	68
KAYNAKLAR.....	79
HAM VERİLER.....	91
ETİK KURUL KARARI.....	95
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	96
ÖZGEÇMİŞ.....	97

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1.1: Endodontide kullanılan biyoseramik siman çeşitleri	8
Tablo 4.1: Materyallerin altgruplara göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması.....	38
Tablo 4.2: Materyal gruplarına göre altgrupların anlamlılığının karşılaştırılması.....	39
Tablo 4.3: Materyallerin altgruplara göre bağlanma değerlerinin grafiği.....	40
Tablo 4.4 Altgrupların materyallere göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması.....	41
Tablo 4.5 Altgruplara göre materyal gruplarının anlamlılığının karşılaştırılması.....	41
Tablo 4.6 Altgrupların materyallere göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması.....	42

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1 Deneye uygun hale getirilmiş dentin kesitleri.....	27
Şekil 3.2 Örnek kesitlerinin hazırlanmasında kullanılan mikrotom cihazı.....	28
Şekil 3.3 Dişlerin mikrotom cihazına yerleştirilmesi.....	28
Şekil 3.4 Asidik solüsyona yerleştirilmiş bir örnek.....	32
Şekil 3.5 Push-out deney düzeneği.....	33
Şekil 3.6 Örneklerin yerleştirildiği metal kaide.....	34
Şekil 3.7 Deneylerde kullanılan bilgisayar kontrollü test cihazı.....	35
Şekil 4.1 PBS solüsyonunda 4 gün bekletilen MTA Angelus örneği.....	43
Şekil 4.2 pH 4.5 asit solüsyonunda 4 gün bekletilen MTA Angelus örneği.....	44
Şekil 4.3 34 gün PBS solüsyonunda bekletilen MTA Angelus örneği.....	45
Şekil 4.4 4 gün pH 4.5 + 30 gün PBS solüsyonunda bekletilmiş MTA Angelus örneği....	45
Şekil 4.5 PBS solüsyonunda 4 gün bekletilen ERRM örneği.....	46
Şekil 4.6 pH 4.5 asit solüsyonunda 4 gün bekletilen ERRM örneği.....	47
Şekil 4.7 34 gün PBS solüsyonunda bekletilen ERRM örneği.....	48
Şekil 4.8 4 gün pH 4.5 + 30 gün PBS solüsyonunda bekletilmiş ERRM örneği.....	48
Şekil 4.9 PBS solüsyonunda 4 gün bekletilen Biodentine örneği.....	49
Şekil 4.10 pH 4.5 asit solüsyonunda 4 gün bekletilen Biodentine örneği.....	50
Şekil 4.11 34 gün PBS solüsyonunda bekletilen Biodentine örneği.....	51
Şekil 4.12 4 gün pH 4.5 + 30 gün PBS solüsyonunda bekletilmiş Biodentine örneği.....	51
Şekil 4.13 PBS solüsyonunda 4 gün bekletilen BioMTA örneği.....	52
Şekil 4.14 pH 4.5 asit solüsyonunda 4 gün bekletilen BioMTA örneği.....	53
Şekil 4.15 34 gün PBS solüsyonunda bekletilen BioMTA örneği.....	54
Şekil 4.16 4 gün pH 4.5 + 30 gün PBS solüsyonunda bekletilmiş BioMTA örneği.....	54

Şekil 4.17 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	55
Şekil 4.18 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	56
Şekil 4.19 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5 + 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	56
Şekil 4.20 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5 + 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	57
Şekil 4.21 4 gün pH 4.5+ 30 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizi bulguları.....	57
Şekil 4.22 34 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizi bulguları.....	58
Şekil 4.23 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	59
Şekil 4.24 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	59
Şekil 4.25 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5 + 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	60
Şekil 4.26 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5+ 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	60
Şekil 4.27 4 gün pH 4.5+ 30 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizinin bulguları.....	61
Şekil 4.28 34 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizinin bulguları.....	61
Şekil 4.29 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	62
Şekil 4.30 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	62
Şekil 4.31 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5+ 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	63
Şekil 4.32 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5+ 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	63
Şekil 4.33 34 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizinin bulguları.....	64

Şekil 4.34 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait SEM görüntüsü.....	65
Şekil 4.35 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait SEM görüntüsü.....	65
Şekil 4.36 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5 + 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	66
Şekil 4.37 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5+ 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü.....	66
Şekil 4.38 34 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizinin bulguları.....	67



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

MTA: Mineral Trioksit Agregat

WMTA: White Mineral Trioksit Agregat

GMTA: Gri Mineral Trioksit Agregat

ERRM: Endosequence Root Repair Material

PBS: Fosfat tamponlu salin

Ca(OH)₂: Kalsiyum hidroksit

ÖZET

Ozel, B. (2019). Endodontik tedavide kullanılan farklı perforasyon tamir materyallerinin dentine bağlanma oranlarının karşılaştırmalı incelemesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul

Endodontik tedavi esnasında görülen perforasyon alanlarının tamiri esnasında kullanılan kök tamir materyallerinin diş dokusu ile biyouyumluluğu ve diş dokusuna olan bağlantısı tedavinin başarısı açısından çok önemlidir. Bu çalışmanın amacı günümüzde kullanılan kalsiyum silikat içerikli tamir materyallerinin geleneksel olarak kullanılan MTA materyaline göre asidik ve nötr pH ortamlarında diş dokusuna bağlanma oranlarının incelenmesi ve materyallerin biyoaktivite özelliklerinin değerlendirilmesidir.

Çalışmada, tek köklü çekilmiş insan dişlerinin kök orta üçlü kısmından alınan 192 adet 2 ± 0.2 mm kalınlığında dentin kesitleri, kesitlerdeki kanal boşluğu 1.3mm çapında olacak biçimde şekillendirilmiştir. MTA, ERRM, Biodentine ve BioMTA materyalleri üretici firma talimatlarına göre hazırlanmış ve kesit içerisindeki boşluklara yerleştirilmiştir. Her materyal için 4 altgrup oluşturulmuştur. Materyaller sırasıyla; 4 gün fosfat tamponlu salin, 4 gün pH 4.5 asetik asit solüsyonu, 34 gün fosfat tamponlu salin ve 4 gün pH 4.5 asetik asit solüsyonu + 30 gün fosfat tamponlu salin solüsyonlarında bekletilmiş ve push-out deney düzeneğinde dentin dokusuna bağlanma dayanımı ölçülmüştür. Materyaller taramalı elektron mikroskopunda incelenmiş ve EDX analizi kullanılarak materyal-dentin arayüzeyinde oluşabilecek çökelti yapının karakterizasyonu incelenmiştir.

Tüm gruplarda en yüksek bağlanma oranını ERRM materyali göstermiştir. MTA ve BioMTA materyalleri asidik ortamda yüksek çözünürlük ve düşük bağlanma oranları göstermiştir. 4 gün pH 4.5 asetik asit solüsyonu + 30 gün fosfat tamponlu salin grubunda ise tüm materyallerin bağlanma oranlarının düştüğü gözlenmiştir.

Sonuçlar, ERRM ve Biodentine materyalleri yüksek bağlanma dayanımı ve biyoaktivite özelliği gösterirken, MTA ve BioMTA materyalleri yüksek çözünürlük ve düşük bağlanma dayanımı göstermiştir. Buna göre, ERRM ve Biodentine materyallerinin etkin biyoaktivite ile kullanım ve uygulama kolaylığı açısından geleneksel MTA'ya alternatif olarak kullanılabileceği söylenebilir.

Anahtar kelimeler: MTA, ERRM, Biodentine, BioMTA, push-out

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 29867



ABSTRACT

Ozel, B. (2019). Push-out bond strength of various calcium silicate materials in acidic and neutral pH environment. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. Postgraduate Thesis. Istanbul.

Calcium silicate based cements has been widely used in endodontics perforation repair. Success of treatment is highly relevant to material's biocompatibility and bonding strength. The aim of this study is to compare the push-out bond strength of calcium-silicate based cements in acidic and neutral pH.

96 extracted, single-rooted human teeth were selected. Mid-root dentin was sectioned perpendicular to the long axis into 2.00 mm thick slices and lumens of the slices were drilled to a cavity of 1.3mm. MTA, ERRM, Biodentine and BioMTA were prepared and placed inside the cavities. The samples in each group were divided into 4 subgroups according to storage media and time: group A: PBS for 4 days (pH=7.4), group B: acetic acid (pH=4.5) for 4 days, group C: PBS for 34 days and group D: acetic acid for 4 days followed by exposure to PBS for 30 days. Dislodgement resistance was measured using a universal testing machine. Failure modes were examined under a stereomicroscope. SEM and EDX analysis were carried out to examine and characterise the dentine- material interface.

ERRM resisted dislodgement more efficiently than other materials in all subgroups ($p < .05$) whereas, BioMTA and MTA showed the lowest bond strength and highest porosity ($p > .05$). All materials showed a decrease in dislodgement resistance in group D.

Results suggest that ERRM and Biodentine are able to bind effectively to dentine. Clinicians may use materials like ERRM and Biodentine with higher bioactivity and bond strength when placed onto a low pH environment.

Key words: MTA, ERRM, Biodentine, BioMTA, push-out

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Endodonti’de görülen başarısızlıkların çoğu doldurulmuş kök kanallarından sızan bakterilerin periapikal dokulara ilerlemesinden kaynaklanır [1]. Sızıntı, kanal dolgusu, kanal patı veya tamir materyali ile dentin arasında görülebilir. Uzun süreli tedavi başarısı için, kök kanalına yerleştirilen endodontik materyaller kök kanal sistemi ve çevre dokular arasında olabilecek bağlantı yollarını tamamen tıkamalıdır[2]. Bu nedenle, endodontide kullanılacak ideal materyallerin belirli özellikleri sağlaması gereklidir; biyouyumluluk, doku sıvılarında çözünmeme, boyutsal stabilitesi, kolay taşınabilirlik ve radyopaklık [3, 4]. Fakat bu kriterlerin hepsini sağlayabilen restoratif veya reperatif bir materyal bulunmamaktadır.

Bioseramik materyaller insan vücudunda kullanıma uygun biyouyumluluk gösteren seramiklerdir [5]. Bu materyaller endodontide ilk olarak 1990’larda kullanılmaya başlanmıştır. Önce retrograd dolgu materyali ve tamir simanı, daha sonra kök kanal patı ve güta-perka kaplama ajanı olarak sunulmuştur [6, 7].

Bioseramik materyallerin endodontideki başarısı fizikokimyasal ve biyolojik özelliklerinde saklıdır. Bioseramikler biouyumlu, non-toksik, büzülmeyen ve biyoloji ortamda stabil kalabilen yapıya sahiptir [8]. Bir diğer önemli özellikleri ise dentin ve materyal arayüzeyinde hidroksiapatit yapısı oluşturabilmeleridir [9].

Bioseramik materyallerin klinik kullanıma sunulmasını takiben mineral trioksit agregat (MTA) birçok durum için altın standart haline gelmiş ve mükemmel fizyokimyasal ve biyolojik özelliklerine bağlı olarak ideal tamir materyali olmaya oldukça yaklaşmıştır [8, 10]. Yakın zamanda, ideal tamir materyali oluşturmak amacıyla, birçok benzer fakat aynı zamanda *in-vitro* ve *in-vivo* koşullarda farklı karakteristikler gösteren yeni bioseramik materyaller tanıtılmıştır.

Yakın zamanda MTA alternatifi olacak yeni bioseramik bileşenler ve osteokondüktif özellikte seramik materyaller geliştirilmiştir. Alumina, zirkon,

hidroksiapatit, bioaktif cam, kalsiyum fosfat ve bazı kalsiyum silikat temelli materyaller bioseramik materyal olarak anılmaktadır [11]

MTA ile doku sıvısı ve/veya dentin gibi fosfat içerikli materyallerin arasındaki etkileşim sonucu hidroksiapatit kristallerinin oluşumu kalsiyum silikat içerikli biomateryallerin ortak özelliğidir[12] MTA'dan salınan kalsiyum iyonları PBS, sentetik doku sıvısı, içerisindeki fosfat ile etkileşerek MTA-dentin arayüzeyinde bir apatit tabaka oluşturur ve apatitik yüzey ile dentin arasındaki difüzyon kontrollü reaksiyon sayesinde MTA ile dentin arasında kimyasal bir bağ oluşur.

Çalışmamızın amacı, endodontik tedavide oluşabilecek perforasyon bölgelerinin tamirinde kullanılan biyoseramik esaslı materyallerin asidik veya nötr pH ortamında bölgeye yerleştirildiğinde diş dokusuna bağlanma dayanımının in-vitro olarak ölçülmesi ve materyal ile diş dokusu arasında oluşabilecek çökelti yapının değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İdeal tamir materyalinin karakteristik özellikleri

2.1.1. Fizikokimyasal özellikler

2.1.1.1. Kısa sertleşme süresi

Sertleşme süresi bir materyalin likit formdan sert hale geçene kadar gereken süredir. Bioseramik materyallerin sertleşmesi için ortamın genellikle nemli olması gerekmektedir [13]. Kısaltılmış sertleşme süresi kök kanal sistemi ve periodonsiyum arasında sıkı bir tıkaç oluşmasına yardımcı olurken, uzatılmış sertleşme süresi karışımın yoğunluğunu doğru sağlamayı zorlaştırabilir [14].

Materyallerin sertleşme sürelerini kıyaslayacak birtakım metodlar geliştirilmiştir. Bunlardan biri olan ISO 9917 materyal yüzeyine batırılan bir iğnenin direncinin ölçümü testine dayanır [15]. Bir diğer alternatif metod ise materyal yapısına dokunmadan materyalin elastik modulusunu ölçebilecek rheometre kullanmaktır[16].

2.1.1.2. Yüksek mekanik dayanım

Bir materyalin baskı direnci materyalin tamamen kırıldığı noktaya kadar ulaştığı baskı stresi değeridir. Yüksek baskı direncine sahip olan bir kök tamir materyali, ağız içinde deformasyon ve büzülme gibi etkenlerin oluşturduğu yüklere dayanıklıdır [17].

Döngüsel direnç başka bir mekanik dayanım tipidir. Materyalin yük altında deforme olmadan kalabilmesi olarak tanımlanır [18]. Ölçüm için tersine bükülme testi kullanılır, üç nokta bükülme test tekniği ile ölçülür ve materyalin kırılana kadar bükülmesi ile seyreder [19]. Materyalin ne kadar yüksek döngüsel direnci ne kadar yükseğe klinik kullanımda kırılma olasılığı o kadar düşük olacaktır [18].

Push-out bağlanma dayanımı perforasyon tamirinde kullanılan materyaller için önemli bir özelliktir. Fonksiyondaki bir dişin hareketi perforasyon tamiri materyalini yerinden ayırabilir [20]. Push- out bağlanma dayanımı testi örnekler ortası delik metal bir tabla üzerine yerleştirilerek universal test makinesinde değerlendirilir[21]. Belirli bir yük taşıyan, sabit hızda ve serbest hareket edebilen bir çubuğun test materyalinin yüzeyine basınç uygulamasıyla ölçüm yapılır [22]. Uygulanan kuvvetin test materyalinin yüzey alanına bölünmesiyle push-out bağlanma dayanım değeri elde edilir.

2.1.1.3. Yüksek alkalın pH ve kalsiyum iyon salınımı

Birçok çalışmada pulpadaki yara iyileşmesinin mineralize apatit depozisyonu ile iyileşmesi mekanizması pH ve kalsiyum iyon salınım özelliğine dayandırılmıştır [23, 24]. Nem, kalsiyum silikat maddesinin hidrasyon reaksiyonunu kolaylaştırır. Bunun sonucunda oluşan kalsiyum silikat hidrojeni ve kalsiyum hidroksit, ortamdaki fosfat ile birleşerek hidroksiapatit ve su meydana getirir [25, 26].

2.1.1.4. Yüksek radyoopasite, orta seviye akışkanlık, düşük porozite ve çözünürlük

Radyoopasite endodontik dolgu materyallerinin görüntülenmesi için olmazsa olmaz fiziksel bir özelliktir [17] radyoopasite ölçümü ISO 6876/2001 önerilerine göre uygulanır. Uluslararası standartlar minimal radyoopasitenin 3mm kalınlığa eşit olmasını gerektirir[17]

Bir simanın akışkanlığı, kanal içi düzensizliklere ve yan kanallara rahatça ulaşabilmesi göz önüne alındığında oldukça önemli fiziksel bir özelliktir. Akışkanlık ne kadar yüksekse siman kanal içi düzensizliklere o kadar rahat penetre olabilir [27]. Akışkanlık testi ISO 6876/2001 tanımlamalarına göre uygulanır ve buna göre bir simanın taşınması gereken minimum akışkanlık 20 mm'dir [28].

Kalsiyum silikat bazlı materyallerin mekanik direnci düşük seviye porozitelerine bağlıdır[29]. Karıştırılmış bir simandaki porozite simana katılan su miktarı, hava kabarcıklarının karıştırma esnasında siman içerisinde sıkışması ve ortamdaki asidik pH değeri ile alakalıdır [30, 31]. Porozite ne kadar düşüğe mekanik direnç o kadar yüksektir. Çözünürlük ise restoratif materyallerin uygunluğunu değerlendirmede bir diğer

faktördür. Düşük çözünürlük kök ucu dolgu perforasyon tamiri materyalleri için istenilen bir özelliktir [17].

2.1.2. Biyolojik Özellikler

2.1.2.1. Biyouyumluluk

Endodontide kullanılan materyaller sıklıkla pulpa ve periodonsiyuma yakın temasta olacak şekilde yerleştirilir. Bu nedenle toksisitesi olmamalı ve konak dokularla biyouyumluluk göstermelidir.

2.1.2.2. Biomineralizasyonun tetiklenmesi

Pulpa kuafajı, perforasyon tamiri veya kök ucu dolgusu için kullanılacak ideal materyal sadece etkili bir tıkaç sağlamakla kalmaz aynı zamanda kimyasal bağlantıyı da etkileyerek dentin üzerinde apatit çökmesini sağlar [32]. Biomineralizasyon esnasında ortam pH'ı yükselir, ortama mineral iyonlar salınır ve apatit benzeri yapılar meydana gelir ve materyal-doku arayüzeyinde iyileşmeyi kolaylaştırır[9]. Kollajen fibrilleri arasında meydana gelen apatit kristalleri dentin yüzeyindeki mineral nükleasyonunu artırır ve materyal-dentin arayüzeyinde tabaka oluşumunu tetikler [33, 34].

İdeal biomateryal diş defektinin kenarlarını uygun şekilde kapatmak için biomineralizasyon sürecini stimüle ve modüle etmelidir. Böylelikle mineralize dokudan oluşan bariyer tabaka kök kanalını bakteri ve toksinlerden koruyacaktır.

Biomineralizasyon fenomeni çeşitli mikroskopik yöntemlerle tanımlanabilir. bu yöntemler; taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile birlikte enerji ayırıcı x-ışın analizi (EDX)[35], transmisyon elektron mikroskobu (TEM) ile birlikte seçilmiş alan elektron difraksiyonu (SAED)[36], spektroskopik teknikler olarak ise; Fourier transform infrared spektroskopisi (FTIR), Raman mikroskobu, x-ışın difraksiyon analizi (XRD)'dir [37, 38].

2.1.3. Pulpa hücresi farklılaşmasına etki

Pulpanın açılması ve odontoblast tabakasının yıkımı bazı durumlarda reperatif dentinogenezi stimüle ederek pulpa-dentin kompleksinin rejenerasyonunu başlatır [32, 39]. Biyoaktif bir materyal kullanmadaki en büyük amaç pulpayı ileri sızıntıdan korumak

için reperatif ve iyileştirici bir süreci tetikleyebilmesidir[40]. Klinik olarak pulpa kuafajı gibi tedavilerin başarısı pulpada oluşan yarayı kapatmak, odontoblast benzeri hücre farklılaşmasını ve dentin sekresyonunu stimüle ederek bir dentin köprüsü oluşturabilmektir[41]. Bu sebeple klinik başarıyı arttırmak için kullanılacak biyomateryallerin odontoblast farklılaşmasını etkileyen yolakları stimüle edici etkisi bulunmalıdır.

2.1.4. Antibakteriyel aktivite

Kök kanal tedavisi mikropları azaltır fakat tamamiyle elimine edemez. Önceki çalışmalarda kök kanal tedavisi sonrası dentin tübüllerine, lateral kanallara ve apikal düzensizliklere yerleşmiş mikroorganizmalar sunulmuştur [42]. Bu nedenle endodontik materyallerin uzun süreli antibakteriyel aktivitesi istenilen bir özelliktir.

W-MTA (Beyaz ProRoot)	Dentsply, USA	Toz: trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, bizmut oksit, trikalsiyum aluminat, kalsiyum sülfat dihidrat Sıvı: distile su
G-MTA (Gri ProRoot)	Dentsply, USA	Toz: trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, bizmut oksit, trikalsiyum aluminat, kalsiyum sülfat dihidrat, kalsiyum aluminat Sıvı: distile su
Nano Beyaz MTA (NW-MTA)	Kamal Asgar Araştırma, Tahrán, İran	Toz: trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, bizmut oksit, trikalsiyum aluminat, kalsiyum sülfat dihidrat, disodyum hidrojen fosfat, strontium karbonar, zeolit Sıvı: distile su
MTA Angelus	Angelus, Brezilya	Toz: trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, bizmut oksit, trikalsiyum aluminat, kalsiyum

		oksit
MTA Plus	Prevest-Denpro, Hindistan Avalon Biomed, USA	Toz: beyaz ProRoot MTA benzeri Sıvı: sıvıda çözünür sertleştirici ajanlar ve polimerler içeren su bazlı jel
Gri MTA Plus	Prevest-Denpro, Hindistan Avalon Biomed, USA	Toz: beyaz ProRoot MTA benzeri Sıvı: sıvıda çözünür sertleştirici ajanlar ve polimerler içeren su bazlı jel
Mekanik Karıştırılan MTA (MM-MTA)	Micro-Mega, Fransa	Toz: kalsiyum karbonat eklenmiş modifiye Portland çimentosu Sıvı: distile su
Kalsiyumla zenginleştirilmiş karışım (CEM)	Bionique Dent, Tahrân Iran	Toz: kalsiyumun farklı bileşenleri Sıvı: su bazlı solüsyon
Endocem MTA	Maruchi, Kore	İnce pozzolan partikülleri içeren silikat bazlı materyal
Endocem Zr	Maruchi, Kore	Zirkonyum oksit içeren MTA benzeri materyal
Retro MTA	BioMTA, Kore	Toz: kalsiyum karbonar, silikon oksit, alüminyum oksit, hidrolik kalsiyum zirkon karışımı Sıvı: distile su
Ortho MTA	BioMTA, Kore	Toz: trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, bizmut oksit, trikalsiyum aluminat, serbest kalsiyum oksit, kalsiyum aluminoferrit
Tech Biosealer capping	Isasan, İtalya	Toz: beyaz Portland çimentosu, kalsiyum klorid, montmorillonit, kalsiyum sülfat
Tech Biosealer root end	Isasan, İtalya	Toz: beyaz Portland çimentosu, kalsiyum klorid, montmorillonit, kalsiyum sülfat, sodyum florid, bizmut oksit Sıvı: Dulbecco's Fosfat

		Tamponlu Salin (DPBS)
TheraCal	Bisco Inc, USA	%45 mineral materyal (tip 3 Portland çimento), %10 radyoopak bileşen, %5 hidrofilik sertleştirici ajan (silika), %45 metakrilik reçine
Biodentine	Septodont, Fransa	Toz: trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, demir oksit Sıvı: kalsiyum klorid, hidroçözünür polimer, su
BioAggregat	Innovative Bioceramix, Kanada	Toz: trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, tantalum pentoksit, kalsiyum fosfat monobazik, amorf silikon oksit
EndoSequence Kök Tamir Materyali (ERRM)	Brasseler, USA	Kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantalum oksit, kalsiyum fosfat monobazik
iRoot BP Fast Set	Innovative Bioceramix, Kanada	Kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantalum oksit, kalsiyum fosfat monobazik
QuickSet	Avalon Biomed, USA	Deneysel kalsiyum aluminosilikat materyali
EndoBinder	Binderware, Brezilya	Aluminyum oksit, kalsiyum oksit, silikon dioksit, magnezyum oksit, demir oksit

Tablo 1.1 Endodonti’de kullanılmak amacıyla geliştirilmiş biyoseramik siman çeşitleri

2.2. Biyoseramik simanlar

2.2.1. MTA

MTA, kök kanal sistemi ve periodonsiyum arası oluşabilen bağlantıları tıkmak için sıklıkla kullanılan bir materyaldir. Bu nedenle kök ve furkasyon perforasyonlarının

tamiri, kök ucu dolgusu, pulpotomi ve apeksifikasyon işlemleri için yaygınca kullanılan bir materyaldir[43, 44].

MTA öncelikle retrograd kavite dolgu materyali olarak kullanılmış[45], daha sonra pulpa kapama, kök ucu kapatılması, furkal perforasyon tamiri[44] gibi farklı klinik uygulamalarda da kullanılmıştır.

MTA'nın bioaktivite özelliği fosfat tamponlu solüsyon içinde bekletildiğinde hidroksiapatit (HA) benzeri kristal oluşturabilmesinden gelir[46, 47]. Sarkar ve arkadaşları MTA'dan salınan kalsiyum iyonlarının PBS'deki fosfat ile reaksiyona girerek MTA-dentin arayüzeyinde HA tabakası oluşturduğunu göstermiştir[47]. Fakat, yakın zamanda gösterildiği üzere Portland çimentosu, MTA aktif bileşeni, kalsiyum hidroksit salınımı yapmaktadır ve fosfat tamponlu solüsyon ile etkileşime girdiğinde amorf kalsiyum fosfat fazından geçerek kalsiyumdan eksik B-tip karbonize apatit kristalleri oluşur [34, 48]. Perez ve arkadaşları ise [49], MTA'nın periodontal doku rejenerasyonu, sement apozisyonu ve kemik dokusu oluşumunu indükleyici etkide bir materyal olduğunu belirtmiştir.

2.2.1.1. Fizikokimyasal özellikler

MTA'nın orijinal formülasyonu 1990'larda geliştirilmiştir. MTA materyalleri dikalsiyum silikat, trikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, gypsum, tetrakalsiyum aluminoferrit ve bizmut oksitten oluşur. MTA günümüzde iki formda bulunmaktadır; Gri MTA(GMTA) ve beyaz MTA(WMTA). WMTA'da GMTA'ya göre daha düşük demir, alüminyum ve magnezyum bulunmuştur [50-52]. MTA 3:1 oranında toz-likit karışımı ile hazırlanır [45]. Ortalama sertleşme süresi 165 dakikadır [17, 53]. İki versiyonun da ağırlık açısından formülasyonu yaklaşık %75 Portland çimentosu, %20 bizmut oksit ve %5 alçı taşıdır[54]. Bu iki ürünün yapılarının SEM ile incelendiği bir çalışmada, beyaz MTA'nın iğneye benzer farklı boyutlarda partiküllerden oluştuğunu bildirmişlerdir. Beyaz ile gri MTA'nın içerik açısından tek farkı gri MTA'da demir bulunurken beyaz MTA'da bulunmamasıdır[52]. İki materyalin apikal bariyer olarak etkinliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, gri MTA'nın beyaz MTA'ya göre daha az sızdırma gösterdiği belirtilmiştir[26].

MTA'nın pH değeri karıştırılma sonrası 10.2'dir ve 3 saat sonrasında 12.5'e çıkar[17]. Yüksek pH değerleri sürekli kalsiyum salınımı ve akabinde kalsiyum hidroksit oluşumuna bağlanır[55, 56].

Çözünürlük derecesi çalışmalarda farklı sonuçlar vermiştir[17, 57, 58]. Birçok çalışma düşük çözünürlük sunarken [58, 59]. Fakat bir uzun dönemli çalışmada yüksek çözünürlük raporlanmıştır[56].

MTA'nın porozitesi karıştırma sürecinde hava kabarcıklarının karışımda sıkışması ve ortamın asidik pH'ına bağlanmaktadır. Ortam pH'ı ne kadar asidikse siman örneklerinde porozite o kadar ileri görülmektedir[60]. Yine, güncel veriler düşük nem, düşük pH değerleri, şelasyon ajanının varlığı ve yüksek kondansasyon kuvvetlerinin MTA mikrosertliğine ters etki ettiğini göstermiştir[61-63].

MTA'nın nötr pH'da yerinden ayrılması için gerekli kuvvetin 7.28-7.68 MPa aralığında sabitlendiği gösterilmiştir[64, 65]. Fakat, push-out bağlanma dayanımı farklı asidik ve alkalın pH'lardan etkilenebilir [64]. Düşük pH değerlerinde MTA'nın yerinden hareket etmesi için gerekli kuvvet anlamlı ölçüde düşük bulunmuştur [65] buna rağmen pH 8.4 iken en yüksek push-out direnci görülmüştür [64]. pH= 7.4 butirik asitte bekletilen MTA'da parçacık arası boşluklarda iğne benzeri kristaller oluştuğu gözlenmiştir. Kütle halinde gözlenen bu iğne-benzeri yapılar nemli MTA'nın yapı iskeletidir. Bu çıkıntılı kümelerin ve iğne benzeri kristal yapının MTA asidik ortama maruz bıraktığında kaybolduğu görülmüştür. Biomineralizasyon sürecinin MTA ve MTA bazlı materyallerin push out direncini pozitif etkilediği ve bu direncin materyal-doku arayüzeyinde oluşan uzantılar ile sağlandığı düşünülmektedir [43].

MTA'nın sertleşme süresi yaklaşık 3 saattir, bu süre diğer materyallere göre nispeten uzun olduğundan materyalin dezavantajı olarak kabul edilir. Torabinejad ve ark yaptıkları bir çalışmada materyalin sertleşme süresi 2 saat 45 dk olarak bildirilirken, bir diğer çalışmada bu süre 3 saat 22 dk olarak verilmiştir[17].

Uzun sertleşme süresi, klinik kullanımda materyalin ağız florasındaki irritanlarla etkileşmesine sebep olacağından birçok soruna neden olabilir. Fakat, materyalin hızlı katılaşması sonucu polimerizasyon büzülmesinin meydana geldiği unutulmamalıdır.

MTA'nın diğer materyallere göre daha uzun sertleşmesi büzülmenin az olduğunu düşündürmektedir.

Bazı çalışmalar MTA'nın sertleşme sürecinin su veya kandan fazla miktarda etkilenmediğini gösterirken bazı çalışmalar materyalin kan ve su ile temasını önermemektedir[17, 66, 67]. Torabinejad'ın bir çalışmasının sonuçlarına göre MTA karışımı hafif kuruduysa su ile nemlendirilebileceği, sulu olduysa da pamuk pelet yardımıyla fazla nemin alınabileceğini bildirilmiştir. Bu nedenle eğer materyal kan ve tükürük ile temas ederse fazla nem pamuk pelet veya kağıt konularla alınabilir [44].

Sluyk ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada perforasyon alanını MTA ile kapatmış, materyalin üzerine bir grupta kuru bir grupta ise nemli pamuk yerleştirmiş ve materyalin tutuculuk özelliğini 24 ve 72 saat sonra değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucuna göre MTA'yı perforasyon bölgesine uygularken nemli pelet ile kondansasyon, geçici restorasyonla kavitenin kapatılması ve daimi restorasyonun materyalin yerleştirilmesinden 72 saat sonra yapılması önerilmiştir [68].

Matt ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada MTA'nın kök ucu dolgusu olarak kullanılması halinde tek seansta dişi doldurmak yerine ilk seansta dişe MTA uygulanması, materyalin üzerine nemli pamuk konularak 24 saat bekletilmesi ardından kök kanal dolgusunun yapılmasını önerilmiştir[69].

MTA'nın kullanım alanları;

- Perforasyon alanlarının cerrahi ve cerrahi olmayan yolla onarımı
- Rezorbsiyon olmuş dişlerin tedavisi
- Vital pulpa tedavilerinde pulpa kapama ajanı olarak
- Apeksifikasyon tedavisinde apikalde bariyer oluşturmak için
- Retrograd kavite maddesi olarak
- Kaide materyali olarak
- Renkleşmiş dişlerin internal yolla beyazlatılmasında koronal tıkaç olarak [44, 70-72] kullanılmaktadır.

Torabinejad ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada [17], MTA'nın içeriği, trikalsiyum silikat ($3\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$, C3S, Alite), trikalsiyum aluminat ($3\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$, C3A, Aluminite), trikalsiyum oksit (Ca_2O_3) ve silikat oksit'in (SiO_2) ince parçacıklarını içeren bir toz olarak tanımlanmıştır. Bu yapının ufak bir bölümünü materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkileyebilen diğer mineraller oluşturmaktadır. İçeriğindeki bizmut oksit, materyale radyopak özellik kazandırır.

MTA tozu 1:3 oranında serum ile ıslatıldığında iki yapı ortaya çıkar. İlk yapı, %87 kalsiyum, %2.47 silika'dan oluşan kristaller, ikinci yapı %33 kalsiyum, %49 fosfat, %2 karbon, %3 klorit ve %6 silikadan oluşan amorf yapıdır[73]. Materyal yapısındaki bu hammaddelerin fırınlanmasıyla ortaya çıkan trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat ve demir tozu, materyal karıştırıldığında bu su ile reaksiyona girer ve kalsiyum silikat hidrat jeli meydana gelir. Portland çimentosunun yüzeyi ise karbondioksit ile temas geçerek kalsiyum hidroksit oluşturur[74].

MTA'nın içeriğinde kalsiyum hidroksit bulunmaz fakat materyalin sertleşme reaksiyonunu takiben oluşan kalsiyum oksit doku sıvısıyla birleşerek kalsiyum hidroksit meydana getirir. Bu kristallerin hücre adezyonu ve farklılaşmasından sorumlu fibronektin proteinini indüklediği savunulmuştur[72, 75-77]. Fibronektin, sert doku oluşum mekanizmasının ilk aşamasında oluşur ve apatit kristalleri etrafında biriken fibronektin, hücrelerin adezyonu ve farklılaşmasını etkiler[78]. MTA'nın insan osteoblastlarında sitokin salınımını aktive ettiği [79] ve kalsiyum fosfat fazının osteoblastları aktive ederek materyale adezyonu arttırdığı[80] daha önce belirtilmiştir.

2.2.2. MTA Angelus

2.2.2.1. Fizikokimyasal özellikler

Brezilya'da üretilmiş MTA Angelus, MTA bazlı bir simandır. %80 Portland çimentosu ve %20 bizmut oksit içerir fakat, sertleşme sürecini azaltma amacıyla kalsiyum sülfat eklenmemiştir[81]. MTA Angelus'un sertleme süresi yaklaşık olarak 14 dakikadır [14]. İçeriğindeki bileşenler; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, tetrakalsiyum aluminoferrit ve bizmut oksittir.

XRD kullanılan bir çalışmada GMTA ve MTA Angelus'un materyal bileşenleri karşılaştırılmış ve GMTA'nın yüksek oranda bizmut oksit ve magnezyum fosfat içerdiği görülmüştür [82]. Buna karşın, kalsiyum karbonat, kalsiyum silikat ve baryum çinko fosfat MTA Angelus'ta daha yüksektir. EDX ile yapılan başka bir çalışmada MTA Angelus'un içerdiği kalsiyum miktarı GMTA'ya göre daha yüksekken, karbon, oksijen, bizmut ve silika miktarları daha düşüktür. Buna ilaveten MTA Angelus'un parçacık büyüklüğü GMTA'ya göre daha yüksektir[83].

MTA Angelus üzerine yapılan pH ve kalsiyum iyon salınım çalışmaları karşı sonuçlar vermiştir[84]. Bir çalışmada, 168 saatlik karıştırma sonrası MTA Angelus'un GMTA'ya göre daha yüksek pH ve kalsiyum iyon salınımı göstermesine [81] rağmen bir diğer çalışmada MTA Angelus'un pH ve kalsiyum salınım değerleri MTA'ya göre daha düşüktür [9].

2.2.3. Endosequence (ERRM)

Endosequence kök tamir materyali (ERRM)(Brasseler USA, Savannah, GA, USA) yeni tanıtılmış bioseramik bir materyaldir. En bilinen özellikleri hidrofilik, çözünmez, radyopak olmasıdır. Aluminyum içermeyen bu materyalin bileşenler, kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantalum oksit, kalsiyum fosfat monobasic ve doldurucu materyallerdir. Şırınga veya yüksek viskozitede putty formunda önceden hazırlanmış şekilde piyasada bulunur. Materyalin sertleşmesi için ortamın nemli olması gereklidir. Normal koşullarda çalışma süresi 30 dakikadan fazla, sertleşme süresi ise 4 saattir. ERRM alkalın pH gösterir [85]. Biyouyumlu[4], antibakteriyel [86] ve kök ucu kavitelerini kapatabilecek, niteliktedir.Kalsiyum silikat içerikli materyallerin fosfat içerikli sıvılarda bekletildiği takdirde kalsiyum ve hidroksil iyon salınımı yaparak apatit yapıda bir tabaka oluşturduğu gösterilmiştir [9, 34, 47, 87]. Arayüzeyde oluşan bu yapı kalsiyum silikat içerikli madde ve dentin duvarı arasında kimyasal bir bağ oluşturur [47]

Kalsiyum silikat bazlı kök kanal patları da fosfat iyonları ile temasta olduğunda bioaktif özellik göstermektedir. Aynı zamanda fosfat tamponlu serum (PBS)'nin kanal içinde kullanılması apikal tıkaç olarak kullanılan MTA'nın kanal içindeki bölgesinde biomineralizasyon potansiyelini arttırdığı gösterilmiştir[43].

2.2.3.1. Fizikokimyasal Özellikler

Materyalin gelen içeriğinde kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantalum oksit ve kalsiyum fosfat monobazik bulunmaktadır. EDX ile yapılan bir çalışmada ERRM ve GMTA'nın kimyasal bileşenleri araştırılmış, ERRM'de temel olarak GMTA'ya benzer olarak kalsiyum, silikat, fosfat, karbon ve oksijen görülürken, GMTA'dan farklı olarak trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, bizmut oksit görülmüştür. Aynı zamanda, GMTA'ya benzer kristallografik bir yapı gösterir; değişken boyutta hekzagonal şekilli kristaller ayrı ayrı veya topluca görülebilirler[4]. ERRM yapısı ve içeriğinin uzun dönemde araştırıldığı bir çalışmada ise PBS'de 2 ay bekletildikten sonra materyal yüzeyinde çökelti apatit yapı ve artmış, kalsiyum ve fosfat iyon miktarı gözlenmiştir[88]. ERRM'nin basınç direnci MTA'ya benzerdir[89]. ERRM'nin dentine bağlantısı ve dentin tübülleri içerisinde uzantı benzeri yapı oluşturmaya mikromekanik bağlantısını kuvvetlendiren nedenler şeklinde açıklanabilir.

Üreticiye göre ERRM'nin 30 dakika üzerinde çalışma süresi ve 4 saat sertleşme süresi bulunmaktadır. Nemli ortam materyalin sertleşmesi için gereklidir. ERRM'nin pH değerinin en yüksek 12.4'e ulaşabildiği gözlenmiştir. MTA ve ERRM pH değerlerinin simüle perforasyon kavitelerinde karşılaştırıldığı bir çalışmada, MTA kanal içinden yerleştirildiğinde ERRM'ye göre daha yüksek pH değerine ulaştığı görülmüştür. Asidik ortamda bekletildiğinde materyalin mikrosertlik değerleri düşmektedir ve ortamın etkisiyle materyallerde daha poröz ve kristalden az mikroyapı görülmektedir[90]. pH=7.4'te ERRM örnekleri uzantılı yapı göstermiştir. Uzantıların sınırları pH=7.4'te oldukça belirgin görülebilmektedir. pH=5.4'te ise materyal üzerinde boşluklu gözenek yapı görülmüştür.

2.2.3.2. Biyolojik Özellikler

ERRM sitotoksitesi birçok çalışmada değerlendirilmiştir. Bu çalışmaların çoğu ERRM'nin MTA'ya benzer şekilde minimal *in-vitro* sitotoksite'ye sahip olduğunu göstermiştir. SEM görüntülerinde gingival fibroblastların ERRM yüzeyine toplandığı görülmektedir [4]. İnsan osteoblastları ekilmiş MTA ve ERRM çalışmaları benzer sitokin ekspresyonu ve düşük TNF- α saptanmıştır[91]. Yakın zamanda yapılan bir *in-vivo* çalışmada hayvanlar üzerinde gerçekleştirilen apikal cerrahi işlemi sonrası ERRM ve

MTA'nın iyileşme potansiyelleri micro-CT ve CBCT ile değerlendirilmiş, ERRM'nin daha iyi doku cevabı ve üstün iyileşme eğilimi gösterdiği bulunmuştur[92]. ERRM ve MTA kullanılarak yapılan in-vitro çalışmalar iki maddenin benzer sitotoksosite, pH değeri, antibakteriyel etki, biyokompabilite gösterdiğini belirtmektedir[11].

Üretici firmaya göre materyalin kullanım talimatı;

Kök perforasyonu tedavisinde:

- Operasyon bölgesinin rubber dam ile izolasyonu yapılır.
- Kök kanalı şekillendirilir dezenfekte edilir ve kurulanır.
- Kök kanalı perforasyon alanına kadar siman ile doldurulur.
- ERRM perforasyon bölgesine uygulanır ve kontrol radyografisi alınır.
- Uygulama yetersizse materyal tamamen yıkanır ve tekrar uygulanır.
- Kanal içine nemli pamuk pelet yerleştirilir ve dış 2 en az 2 saat süreyle geçici kapatılır.
- Maddenin sertleşmesi kontrol edilir. Eğer sertleşmediyse kanal yıkanır ve materyal tekrar uygulanır.
- Materyalin sertleşmesi tamamlandıktan sonra kanal doldurulur ve daimi restorasyon yapılır.

Kök rezorpsiyonu tedavisinde:

- Operasyon alanının rubber-dam ile izolasyonu uygulanır.
- Kanallar şekillendirilir, yıkanır ve kurulanır.
- İşlemi takiben bir hafta sonra kanal içine kalsiyum hidroksit uygulanır.
- Yukarıdaki işlemi takiben bir hafta sonra kalsiyum kanaldan uzaklaştırılır ve kanallar yıkanır.
- Rezorbsiyon alanı tespit edilir.
- ERRM bölgeye uygulanır ve radyografi alınır.
- Bölge yeterli ölçüde kapatılamadıysa kök kanalı tekrar yıkanır ve materyal uygulanır.
- Materyalin üzerine nemli pamuk yerleştirilerek dış 2 saat süreyle geçici olarak kapatılır.

- Materyalin sertleşmesi yeterli değilse uygulama tekrarlanır.
- Kök kanalları doldurulur ve dişin restorasyonu tamamlanır.

Retrograd dolgu materyali olarak:

- Kök ucu cerrahi olarak açılır ve apikal 3 mm uzaklaştırılır.
- Ultrasonik uçlar kullanılarak kök ucunda 3-5mm retrograd kavite hazırlanır.
- Hemostaz sağlandıktan sonra kavite kurulanır.
- Materyal retrograd bölgeye tüm kaviteyi kapatacak şekilde yerleştirilir.
- Radyografi ile kontrol edilir, yeterli örtüleme sağlanamadıysa materyal yıkanarak uzaklaştırılır ve tekrar uygulanır.
- Yeterli örtüleme sağlandıktan sonra cerrahi kavite kapatılır.

Apeksifikasyon tedavisinde:

- Bölge rubber-dam ile izole edilir.
- Kök kanalı açılır, şekillendirilir, yıkanır ve kurulanır.
- 1 hafta süreyle kalsiyum hidroksit uygulanır.
- Bir sonraki seansta kalsiyum hidroksit kanaldan uzaklaştırılır, kök kanalı yıkanır ve kurulanır.
- El pluggeri yardımıyla kanalın apikal bölgesinde 3-5mm derinliğe kadar ERRM yerleştirilir ve radyografi alınır.
- Yeterli tıkama sağlanamadıysa materyal uzaklaştırılır ve tekrar uygulanır.
- Kanal içerisine nemli pamuk pelet uygulanır ve diş 2 saat süreyle geçici olarak kapatılır.
- 2 saat sonrasında materyal yeterli sertliğe ulaşmadıysa uygulama tekrarlanır.
- Yeterli sertleşme sağlandıktan sonra kök kanalı doldurulur ve diş restorasyonu tamamlanır.

Pulpa kuafajında:

- Operasyon alanı rubber-dam ile izole edilir.
- Kavite hazırlanır, açılan pulpa bölgesi dezenfekte edilir ve hemostaz sağlanır.
- ERRM pulpa üzerine uygulanır, artık materyal alınır.

- Materyalin etrafına ışıkla sertleşen bir kaide materyali uygulanır ve daimi restorasyon tamamlanır.
- 3 ve 6 aylık kontroller ile takip edilir.

2.2.4. Biodentine

Biodentine, dentine benzer mekanik özelliklere sahip, dişin krun ve kök bölgelerinde dentin yerine kullanılabilecek bioaktif bir simandır[93]. MTA'nın kıvam ve uzun sertleşme süresi gibi dezavantajlarının üstesinden gelme amacıyla piyasaya sunulmuştur. İçerik olarak MTA'ya oldukça benzer olan materyal, MTA'nın kullanımının geçerli olduğu tüm endikasyonlara uygundur. Biodentine tozu trikalsiyum silikat, zirkonyum oksit ve kalsiyum karbonattan oluşur[94]. Tozun karıştırılmasında kullanılacak sıvısı sertleşme süresini kısaltmak için kalsiyum klorid ve suda çözünür polimer içerir. Simanın 10 dakika gibi kısa bir sertleşme süresi vardır ve Ames mutajenite testi ile ölçüldüğünde genotoksik veya sitotoksik etki göstermemiştir. Sertleşmiş Biodentine trikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, zirkonyum oksit ve kalsiyum hidroksit içerir ve sertleştikten sonra kalsiyum hidroksit salınımı yapar[95]. Kalsiyum hidroksit salınım özelliği materyale, pulpa üzerine yerleştirildiğinde sekonder dentin oluşumunu uyurabileceğinden ve pulpa canlılığını sağlayabileceğinden dentin yerine geçebilecek uygun bir materyal olma özelliği sağlar[96]. Çeşitli restoratif materyallerin altına kaide veya liner olarak yerleştirilebilecek bir dentin replasman materyalidir ve insan pulpa fibroblast sitodiferansiyasyonu üzerinde değişiklikler yapmaz[97]. SEM analizlerinde Biodentine'in hermetik kapatma özelliğinin MTA'ya benzer olduğunu göstermiştir, Biodentine dentin arayüzeyinde apatiti andıran iğne şekilli kristaller oluşturmuştur. Materyal, pulpa kaide materyali olarak kullanıldığında odontoblast benzeri hücre farklılaşması, biomineralizasyon stimülasyonu ve sert doku oluşumu özelliği göstermektedir[32].

2.2.4.1. Fizikokimyasal özellikler

Furkasyon bölgesi mastikatör kuvvetlere maruz kalan bir bölgedir ve tamir materyali diş fonksiyonu esnasında dişe gelen kuvvetleri kaldırabilecek özellikte olmalıdır. Vivek et al. Biodentine'in MTA'ya göre daha yüksek push-out bağlanma dayanımı gösterdiği ve kan kontaminasyonunun Biodentine ile tamir edilen

perforasyonlarda etkisi olmadığını belirtmiştir[98]. Buna benzer olarak, Guneser et al. çalışmasında Biodentine'in çeşitli endodontik irriganların uygulanması sonrası kök dentinine bağlantısının MTA'ya göre daha yüksek olduğunu belirtmiştir[22]. Biodentine'in yüksek bağlanma dayanımı göstermesi partikül çapının küçük olmasına ve böylelikle dentin tubullerine penetrasyonunun daha iyi olduğuna dayandırılmaktadır[6]. Sertleşme süresi MTA'ya göre daha kısadır. Grech et al birincil sertleşme süresini <20 dakika ve son sertleşme süresini 45 dakika olarak belirtmiştir[95]. Aynı çalışma Biodentine'in sertleşme süresi içinde su ile uzaklaştırılma oranını daha yüksek göstermiştir. Materyalin daha kısa sertleşme süresine sahip olması restoratif maddenin altına yerleştirilecek dentin substratı olarak tercih edilmesini sağlamaktadır. Mine sement sınırının altına inen servikal restorasyonlarda dentin substratı veya aproksimal kavitelerde restorasyon materyali olarak kullanıldığında herhangi bir ön hazırlama gerektirmeden kullanılabilir.

2.2.4.2. Biyolojik özellikler

Biodentine'in özellikleri materyali kök ve furkal perforasyonlar için oldukça uygun hale getirmektedir. Materyal, TGF-B1 sekresyonunu artırarak erken mineralizasyonu indükler bu nedenle anjiogenez, progenitör hücre atraksiyonu, hücre farklılaşması ve mineralizasyonu için elverişlidir[99]. Kalsiyum silikat içerikli simanlar mine ile temasta mine demineralizasyonunu azaltır. Biodentine, dentin ile temastayken simanın hidrasyon ürünlerinin arayüz dentininde bulunan kollajen yapıyı degrade etmesi sebebiyle 'mineral infiltrasyon alanı' adı verilen materyal-doku arayüzeyinde uzantı benzeri yapılar gösterir. Biodentine pulpa hücreleri üzerine biyolojik etki gösterir. Fare pulpa hücreleri üzerinde alizarin kırmızısı ile yapılan boyama ile Biodentine'in hücrelerin odontoblastlara farklılaşmasını indüklediği gösterilmiştir[32]. Biodentine ile ilgili yapılan çalışmalarda hermetik kapama özelliğinin çok iyi olmasının yanısıra, bir pulpa kuafajı materyalinden beklenen biomineralizasyon özelliğini de gösterdiği belirtilmiştir[100].

Biodentine hazırlama talimatları;

- Tozun bulunduğu kapsül alınır ve tozu gevşetmek için kapsülün üzerine hafifçe vurulur.
- Kapsül açılır.

- Tek dozluk sıvının kapağı açıldıktan sonra sıvı tozun içerisine damlatılır
- Kapsül içine 5 damla sıvı girmesi gerekmektedir.
- Kapsül kapatılır ve 4000-4200 rotasyon/dk hızda karıştırma cihazında karıştırılır.
- Kapsül açılır ve materyalin yoğunluğu kontrol edilir. Eğer daha yoğun bir kıvam isteniyorsa, tekrar kontrol etmeden önce 30 saniye – 1 dakika beklenebilir. Uygun kıvamda devam etmek için çalışma zamanı geçilmemelidir.
- Kutu içerisinde bulunan spatül kullanılarak materyal kapsül içerisinden toplanır ve kullanım yerine yerleştirilir.

Üretici firmaya göre materyalin kullanım talimatı;

Pulpa kuafajında:

- Operasyon alanı rubber-dam ile izole edilir.
- Enfekte dentin frez ile kaldırılır, etkilenmiş dentin bırakılır.
- Dişin duvarları eksikse dişin etrafında matrix bandı yerleştirilir.
- Pulpadan kanama geliyorsa Biodentine uygulanmasından önce hemoraji kontrol altına alınmalıdır.
- Yukarıda anlatıldığı şekilde Biodentine materyali hazırlanır.
- Materyal, açılmış pulpa üzerine yerleştirilir, materyalin dokulara tam adaptasyonundan emin olunmalıdır, materyal üzerine fazla basınç uygulamadan kaçınılmalıdır.

Kök Perforasyonlarının Tamirinde;

- Operasyon alanı rubber-dam ile izole edilir.
- Kanal içi paper-point ile kurulanır.
- Biodentine talimatlara göre hazırlanır.
- Uygun bir enstrüman yardımıyla Biodentine perforasyon alanına yerleştirilir.
- Biodentine plugger yardımıyla kondanse edilir.
- Materyalin pozisyonunun kontrolü için radyografi alınır.
- Artık materyal kaldırılır ve geçici dolgu yerleştirilir.
- İkinci senasta kök kanal tedavisi tamamlanır.

Furkasyon Perforasyonlarının Tamirinde;

- Operasyon alanı rubber-dam ile izole edilir.
- Bölgenin dezenfeksiyonu için kavite sodyum hipoklotir ile yıkanır.
- Alanda kanama varsa Biodentine uygulamadan önce hemostaz sağlanmalıdır.
- Pulpa odası kurulanır.
- Biodentine uygun talimatlara göre hazırlanır.
- Bölgeye yerleştirilir ve kondanse edilir.
- Materyalin pozisyonunun kontrolü için radyografi alınır.
- Artık materyal kaldırılır ve geçici dolgu yerleştirilir.
- İkinci senasta semptomlar uygunsa kalıcı restorasyon tamamlanabilir.

2.2.5. BioMTA

Yakın zamanda BioMTA (BioMTA, Seul, Kore) apikal tıkaç, ortograd kök kanal dolgusu, perforasyon tamiri ve retrograd dolgu materyali olarak piyasaya sunulmuştur. Üretici firma BioMTA'nın MTA'ya benzer içeriklere sahip olmasının yanısıra MTA'ya göre daha az ağır metal içeriğinin bulunduğunu öne sürmektedir. Chang et al. BioMTA'nın ProRoot MTA'ya göre anlamlı ölçüde düşük As ve Cr elementi içerdiğini belirtmiştir[101]. BioMTA 2 mikron büyüklüğünde ince granül parçacıklardan oluşur. Uygulandığı yüzeydeki dentin tübüllerine penetre olabilir. Bunun yanısıra materyal ve kanal duvarı arasında HAP içerikli bir arayüz tabaka oluşturarak mikrosızıntıyı engeller. BioMTA 0.3g toz bulunan kapsül halinde hazırlanmıştır. Materyalin tozu yine kapsülün içinden çıkan distile su kullanılarak karıştırılır ve istenen bölgeye yerleştirilir.

BioMTA'nın toz içeriğinde trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, tetrakalsiyum aluminoferrit, serbest kalsiyum oksit ve bizmut oksit bulunur. İçeriği ProRooT MTA'ya benzerdir fakat kalsiyum sülfat içermez[101].Kim et al.[102] yaptıkları çalışmada BioMTA'nın sertleşme süresinin 5 saatin üzerinde olduğunu belirtmiştir.

Biyoaktif özellik gösteren materyal kalsiyum iyon salınımı yaparak kök kanalı içerisinde nötralize pH oluşturabilir. Aynı zamanda HAP tabakası ve kalsiyum iyon

salınımı apikal periodonsiyum rejenerasyonuna katkıda bulunur. Buna rağmen, materyalin sitotoksitesini inceleyen bir çalışmada, BioMTA, ProRoot MTA ve cam iyonomer simana göre daha düşük biokompabilite göstermiştir[103].

Yapılan bir ex-vivo çalışmada kan kontaminasyonu sonrası kalsiyum silikat bazlı materyallerin diş renkleştirme oranları incelenmiş ve kontaminasyonlu ortamda tüm materyaller renkleşme oluştururken, kontaminasyonun bulunmadığı ortamda BioMTA, Biodentine ve ERRM'ye göre daha fazla renkleşme oluşturmuştur[104]. BioMTA'nın renkleştirme potansiyelinin içerdiği tetrakalsiyum aluminoferrit ve bizmut oksit nedeniyle oluştuğu düşünülmektedir.

Üretici firmaya göre materyalin kullanım talimatı;

- Kapsülün kapağını açın ve tozun üzerine 3mm distile su ilave edin. Sterilize edilmiş karıştırma çubuğu ile BioMTA tozunu sulandırın.
- Kapsülü oto-miksere yerleştirin ve 20 saniye boyunca çalıştırın.
- Kapsülü oto-mikserden çıkarın, fazla suyu steril bir pamuk yardımıyla alın ve puttu kıvamına benzer bir karışım elde edildiğinden emin olun.
- BioMTA patını, taşıyıcısına doldurun ve kanal boşluğuna 3 seferde yerleştirin.
- Motoru 60 rpm'e ayarlayın ve BioMTA sıkıştırıcısını kanal içine döndürerek ve dikey resiprokasyon hareketi ile sokun.
- Kanal boşluğuna, BioMTA patını taşıyıcı kullanarak tekrar yerleştirin.
- Sıkıştırıcı ile dikey resiprokasyonu yineleyin.
- Kanal içerisindeki fazla su #25 paper-point ile alınabilir.
- Obturasyon tamamlandıktan sonra fazla patı hidrojen peroksit ile yıkayarak uzaklaştırın veya kanal boşluğuna hidrojen peroksit içeren nemli bir pamuk yerleştirin ve geçici restorasyon ile kapatın.

2.3. Bioseramik simanların test edilmesinde kullanılan yöntemler

MTA benzeri materyaller günümüzde oldukça geniş bir yelpazede piyasaya satış imkanı bulmuştur. Bu materyaller, dentin replasmanı, pulpa kuafajı, pulpotomi, açık apeksli dişler için apikal tıkaç, kök perforasyonu ve rezorptif defektlerin tamiri gibi tedavilerde kullanılabilir. Bu materyallerin mekanik, kimyasal ve mikrobiyolojik

hedeflerini gerçekleştirip gerçekleştiremediğini ve bioaktif özelliklerini görebilmek amacıyla araştırmacılar farklı model ve test metodları geliştirmiştir.

2.3.1. Mekanik (fiziksel) özellik testleri

2.3.1.1. Sertleşme Süresi

Bir materyalin sertleşme süresi sıvı halden katı hale geçişinin aldığı zaman ile tanımlanır[105]. Klinik kullanım etkinliği etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Uzun sertleşme süresi simanın uygun şekli be tolere edebileceği kuvvet miktarını etkileyeceğinden klinik sorunlar doğurabilir. Biyoseramik simanların çoğunun hidrasyonu ilk birkaç haftada görülse de tamamlanması 1 veya 2 seneyi bulabilir[106].

Biyoseramik simanların sertleşme sürelerinin saptanması için özellikle birincil ve son sertleşme zamanını kullanan çeşitli metodlar öne sürülmüştür. ISO 6876 ve ISO 9917-1 standartları iki farklı ebat ve iki farklı ağırlıkta düz silindirik aygıtlar kullanır. Biyoseramik materyaller sertleşmek için suya ihtiyaç duyar bu nedenle örneklerin kurumasından kaçınılmalıdır. Hidrolik simanların fiziksel özellikleri su/siman oranına bağlıdır. Materyaller karıştırılır ve paslanmaz çelik kalıplara yerleştirilir ($r=10\text{mm}$ ve $h=2\text{mm}$). Örnekler genellikle steril distile suya emdirilmiş gaz tamponlara sarılır. Yapı daha sonra bir inkübatöre alınır (37°C ve $> \%95$ nem). Sertleşme süresi testleri bir Gillmore iğnesinin siman yüzeyine batırılması ile görsel olarak ölçülür. Birincil sertleşme zamanını ölçen Gillmore iğnesi 113.4g ağırlığa ve 2.12mm yarıçapında bir uca sahiptir. Son sertleşme zamanını ölçen iğne ise 453.6 g ağırlığa ve 1.06 yarıçapında bir uca sahiptir[107].

2.3.1.2. Mikrosertlik testleri

Materyallerin mekanik özelliklerinin testi için sıklıkla kullanılan girinti sertliği ölçümü materyallerin mekanik karakterizasyonu için birincil parametrelerden biridir. Yüzey mikrosertliği materyalin yüzey direnci ile ilgili bilgi verebilir. Materyalin mikrosertliği tek başına dikkate alınabilecek bir özellik değildir, esneme direnci, tensil direnci, elastikiyet modülü ve kristal yapı stabilitesi [108] gibi diğer temel özelliklerden etkilenir. Aynı zamanda sertleşme süresi ve deformasyona olan direncini

karıştırıldıktan sonraki ilk hali ile karşılaştırabilir. Bunun yanı sıra, materyalin toplam direnci üzerine çeşitli sertleşme koşullarının etkilerini de gösterebilir.

Mikrosertlik biyoseramik ürünler için test edilmiştir fakat ISO ve ADA standartlarına göre endodontik materyaller için bir gereklilik değildir. Mikrosertlik testi, elmas bir aygıt yardımıyla materyal yüzeyine yük uygulayarak gerçekleştirilir. Mikrosertlik testinin evrensel olan iki çeşidi vardır; Vickers ve Knoop. Bu iki test arasındaki temel farklılık elmas aygıtın şekline bağlıdır.

Kompresif direnç ise bir materyalin aksiyal yönlendirilen bir baskıya karşı gösterebildiği direnç kapasitesidir[109]. Bioseramik simanların kompresif direnci hidrolik silikat simanların sertleşmesi için kritik olan hidrasyon reaksiyonu gibi çoklu materyal özelliklerinin ölçümüdür. Materyalin sertleşmesini ve dayanıklılığını gösteren bir belirteçtir[61, 110]. Bir klinisyenin kullanacağı materyali seçmesinde, materyalin boyutsal stabilitesi ve yeterli tıkama sağlaması ne kadar önemliyse kompresif direnci de klinik performans açısından o kadar önemlidir. Bir kök tamir materyalinin yüksek kompresif dirence sahip olmasının deformasyon ve büzülme gibi kuvvetlere dayanmasını sağladığı belirtilmiştir[17]. Torabinejad et al[17]. gir MTA'nın kompresif direncini 40.0 MPa olarak belirtirken, Holt et al[29]. ve Watts et al[111]. beyaz MTA'nın gir MTA'ya göre daha yüksek kompresif direnci olduğunu sunmuştur.

Birçok araştırmacı tarafından biyoseramik simanların kompresif direncini ölçmede ANSI/ADA No.96 veya ISO 9917-1 testlerinin modifiye versiyonları kullanılmıştır[112]. ANSI/ADA No.96 standard toz/likit asit bazlı dental simanların kalıcı simantasyon, kaide ve restorasyon olarak kullanımı için gereklilikleri ve test metodlarını belirtmektedir. Kompresif direnç için örnekler silindir olarak hazırlanır ve bir konsola bağlı test kaidesi üzerinde uygun yükleme oranı altında test edilir. Silindirik örnek genellikle iki parçalı bir kalıp kullanılarak hazırlanır. Kalıplama sonrası her örnek ince grenli zımpara kağıdı ile zımparalanır. Defeksiz örnekler, 1mm/dk hızda hareket eden ve aksiyal yönde kuvvet uygulayan bir Inston test makinesinde kırılana kadar kompresif dirence tabii tutulur. Kırılma anındaki kuvvet MPa cinsinden şu formüle göre hesaplanır:

$$r_c . 4P = pD^2$$

Burada P maksimum kuvvet ve D örneklerde kanal boşluğunun mm cinsinden ortalama yarıçapıdır. Test edilen örneklerin boyutu ve şekli kompresif direncin sonuçlarını etkileyebilecek parametrelerin en önemli iki tanesidir. Test örneklerinin şekli temel olarak; küp, silindirik ve prizmadır. Silindirik örneklerde, örneklerin şeklinin standardize olması, örnek ve altına yerleştirilen kaide arasındaki kontak alanının çeşitlilik göstermemesi açısından çok önemlidir.

2.3.2. Kondansasyon basıncı

MTA üretici firma talimatlarına göre materyale uygulanması gereken minimum veya maksimum kondansasyon basıncı hakkında bir bilgi bulunmamaktadır. Standardizasyondaki yetersizlik ve el ile yerleştirme metodlarının yetersizliği sebebiyle bazı çalışmalardan düzensiz sonuçlar elde edilmiştir[70, 113, 114]. MTA çeşitli kondansasyon basınçları ile yerleştirildiğinde, bu durum kontrolsüz bir değişken oluşturur ve materyalin performansı ile özelliklerini etkileyebilir[45, 62]. Örneğin, MTA cerrahi olmayan perforasyonların tamirinde, immatür dişlerde apikal bariyer oluşturmak için veya kuafaj/pulpototmi materyali olarak kullanıldığında, materyalin periodontal ligaman veya pulpa dokusuna taşmasını engellemek için yumuşak bir basınç altında yerleştirilir. Farklı klinik uygulamalara bağlı olarak, komşu periodontal veya pulpal dokulardan gelen nem yeterli olabilir veya nemli bir pamuk pelet materyal üzerine yerleştirilebilir. Bir dereceye kadar kondansasyon basıncı MTA partikülleri ve su molekülleri arasındaki mesafeyi değiştirebilir ve hidrasyon reaksiyonu için gereken boşluk alanı değişebilir[115].

Nekoofar et al.[116], belki de MTA uygulaması esnasında uygulanan yüksek basınçların materyalin yüzey sertliğini anlamlı ölçüde azaltacağını belirtmiştir. Buna göre, materyalin maksimum kompresif direnci minimum basınç uygulandığında ortaya çıkar. Yüksek basınçla kondanse edilmiş materyalin daha sert olacağı düşünülse de, sonuçlar kondansasyon basıncının 3.22MPa'yı geçmesi durumunda materyalin yüzey sertliğinin azaldığı yönündedir.

Push-out testi genellikle kanal patının kanal duvarına bağlanma direncinin ölçümünde kullanılır. Push-out deney düzeneyi hazırlanırken dikkat edilmesi gereken önemli faktörler; materyalin katılığı, pin yarıçapı ve örneğin konumudur[117]. Uygun akışkanlık ve boyutsal stabilitesi sebebiyle üretici firmalar tek kon kök kanal dolgusunun

MTA Plus veya BC Sealer patları kullanılarak yapılmasını önermektedir. DeLong et al[118]. MTA Plus Sealer ve EndoSequence BC Sealer kanal patlarının push-out bağlanma dayanımını devamlı dalga (CW) tekniği ile karşılaştırmıştır. BC Sealer- CW tekniğinin bağlanma dayanımı MTA Plus- CW tekniğine göre anlamlı ölçüde yüksek çıkmıştır.

2.4. Kök kanal dentinine adezyon ve adezyonu etkileyen faktörler

Adezyon, birbirinden farklı iki materyalin yüzeyindeki moleküller arasında görülen çekim kuvvetidir. Adezyonu sağlamak için uygulanan maddeye ‘adesiv’, üzerine uygulandığı maddeye ‘aderent’ denir. Dentinin karmaşık bir organik yapıya sahip olması, dinamik bir yapı ve biyolojik aktivite göstermesi sağlam ve güçlü bir bağlantı önünde engel oluşturabilir[119]. Sekonder dentin, lateral kanallar, rezorbsiyon bölgeleri gibi kök kanal sistemindeki değişiklikler kullanılan materyallerin kanal dentinine bağlantısını etkileyebilir[107].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmanın örnek ve materyallerin hazırlanması ve gerekli sürede bekletilmesini içeren bölümü İstanbul Üniversitesi Aziz Sancar Deneysel Tıp Araştırma Enstitüsü, mekanik deneyleri içeren bölümü İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Mukavemet Laboratuvarı ve kimyasal analiz kısmı İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Kampüsü Metalurji ve Malzeme Bölümü Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Kök kesitlerinin hazırlanması

Kanal anatomisinin diğer dişlere kıyasla daha düz ilerleyen yapıda olması nedeniyle çalışma için üst santral dişler kullanıldı. Yeni çekilmiş 96 adet tek köklü ve kanallı üst santral dişi elde edilmiş ve deney öncesi %0.5 kloramin-T solüsyonunda bekletildi[65]. Kök gelişimini tamamlamamış, kırık veya çatlak bulunan ve kalsifiye kanala sahip olan dişler çalışmaya dahil edilmedi. Dişlerin yüzeyindeki diş taşı, yumuşak ve sert doku kalıntıları ultrasonik cihaz ile temizlendi. Dişlerin kuronlarına giriş kavitesi açılarak kanal açıklığı #10 numaralı K tipi eğenin apeksten görünene dek ilerletilmesi yoluyla kontrol edildi. Kök kesitlerinin hazırlanmasında düşük hızlı su soğutmalı elmas bıçaklı mikrotom cihazı (ISOMET, Buehler Ltd, Lake Buff, IL)(Resim 3.1) kullanıldı[120]. Dişler sadece kök kısmını içerecek düzgün kesitler oluşturmak amacıyla kuronal 1mm'lik kısımlardan cihaza sabitlendi (Resim 3.2). Daha sonra, orta üçlü kısmı su soğutması altında kesilerek 2mm kalınlığında dentin kesitleri elde edildi[121]. Son kalınlık ölçümü 0.001 mm hassasiyetteki dijital kaliper ile kontrol edildi. Örnek hazırlığı sonucunda 192 adet dentin kesiti elde edildi.

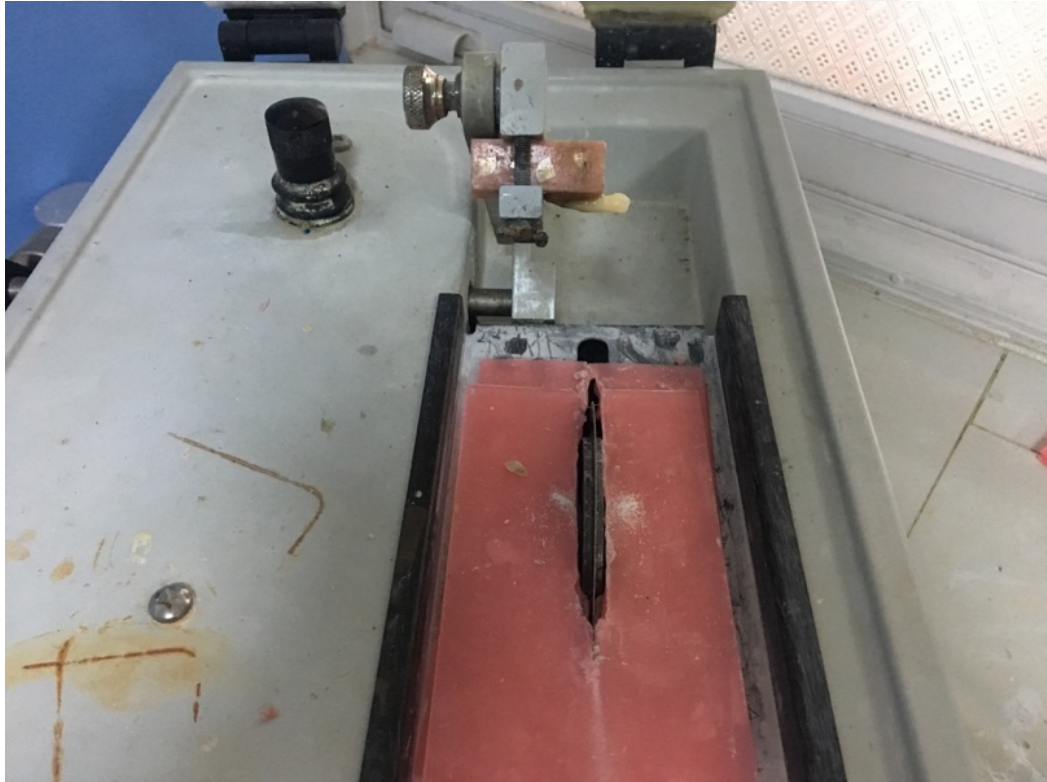
Elde edilen kesitlerin kanal boşlukları Gates-Glidden #1-5 frezleri sırasıyla kullanılarak genişletildi ve 1.3mm çapında standart kanal boşlukları elde edildi (Resim 3.3). Smear tabakasını kaldırmak için örnekler sırasıyla 10mL %17EDTA solüsyonunda 3 dakika, 10 mL distile suda 1 dakika, 10 mL %5.25'lik NaOCl'de 2 dakika ve tekrar 10 mLdistile suda 1 dakika bekletildi[43].



Şekil 3.1 Deneye uygun hale getirilmiş dentin kesitleri



Şekil 3.2 Örnek kesitlerinin hazırlanmasında kullanılan mikrotom cihazı



Şekil 3.3 Dişlerin mikrotom cihazına yerleştirilmesi

3.2. Deney gruplarının oluşturulması

Deney grupları kullanılacak materyale göre 4 ana grup olacak şekilde oluşturuldu. Dentin kesitleri ana gruplara serbest bilgisayar algoritması kullanılarak rastgele olacak şekilde dağıtıldı (www.random.org). Buna göre anagruplar aşağıdaki gibi oluşturuldu;

Grup 1. MTA Angelus (n=48)

Grup 2. Endosequence RRM (ERRM) (n=48)

Grup 3. Biodentine (n=48)

Grup 4. BioMTA (n=48)

3.2.1. Materyallerin ve Deney Gruplarının Hazırlanması

3.2.1.1. MTA Angelus

Üretici firma talimatına göre, 1.4 gr MTA Angelus tozu 0.33mL distile su ile karıştırıldı. Oluşan materyal örneklerdeki kanal boşluklarına el pluggeri yardımıyla yerleştirildi. Örnekler, materyalin maruz kalacağı saklama koşulları ve süresine bağlı olarak altgruplara ayrıldı.

- a. 4 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme
- b. 4 gün süreyle pH 4.5'e sabitlenmiş asidik asetik asit solüsyonunda bekletilme
- c. 34 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme
- d. 4 gün süreyle pH 4.5 asetik asit solüsyonunda bekletilmeyi takiben 30 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme[122]

3.2.1.2. Endosequence RRM

Materyal kullanıma hazır olduğundan kanal boşluklarına el pluggeri yardımıyla yerleştirildi. Örnekler, materyalin maruz kalacağı saklama koşulları ve süresine bağlı olarak altgruplara ayrıldı.

- a. 4 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme
- b. 4 gün süreyle pH 4.5'e sabitlenmiş asidik asetik asit solüsyonunda bekletilme
- c. 34 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme
- d. 4 gün süreyle pH 4.5 asetik asit solüsyonunda bekletilmeyi takiben 30 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme[122]

3.2.1.3. Biodentine

Üretici firma talimatına göre, Biodentine tek dozluk sıvısı toz içeren kapsüle eklenerek 4,000-4,200 rpm devirde 30sn karıştırılarak elde edildi. Materyal örneklerdeki kanal boşluklarına el pluggeri yardımıyla yerleştirildi. Örnekler, materyalin maruz kalacağı saklama koşulları ve süresine bağlı olarak altgruplara ayrıldı.

- a. 4 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme
- b. 4 gün süreyle pH 4.5'e sabitlenmiş asidik asetik asit solüsyonunda bekletilme
- c. 34 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme
- d. 4 gün süreyle pH 4.5 asetik asit solüsyonunda bekletilmeyi takiben 30 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme[122]

3.2.1.4. BioMTA

Üretici firma talimatına göre, 1.4gr BioMTA tozu 0.33mL distile su ile karıştırıldı. Oluşan materyal örneklerdeki kanal boşluklarına el pluggeri yardımıyla yerleştirilmiştir. Örnekler, materyalin maruz kalacağı saklama koşulları ve süresine bağlı olarak altgruplara ayrıldı.

- a. 4 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme
- b. 4 gün süreyle pH 4.5'e sabitlenmiş asidik asetik asit solüsyonunda bekletilme
- c. 34 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme

d. 4 gün süreyle pH 4.5 asetik asit solüsyonunda bekletilmeyi takiben 30 gün süreyle fosfat tamponlu salin solüsyonunda bekletilme[122]

3.3. Saklama koşullarının hazırlanması

3.3.1. Fosfat tamponlu salin hazırlanması

300 rpm devinim altında ısıtıcılı manyetik karıştırıcı üzerine yerleştirilen 800 mL distile suya sırasıyla 0.17 g KH_2PO_4 , 1.18g Na_2HPO_4 , 8.0 g NaCl ve 0.2 g KCl [9] çözdürülerek eklendi. Solüsyonun pH değeri pHmetre (HANA Instruments) ile ölçüldü ve tamponlama için bazik çözelti (NaOH) kullanıldı. Daha sonra 200mL distile su eklenerek solüsyon hacmi 1 litreye tamamlandı. Örnekler fosfat tamponlu salin solüsyonuna emdirilmiş gaz tamponlara sarılarak 10mL'lik falkon tüplere yerleştirildi (Resim 3.1) ve 37 derece sıcaklığa sabitlenmiş inkübatörde bekletildi.

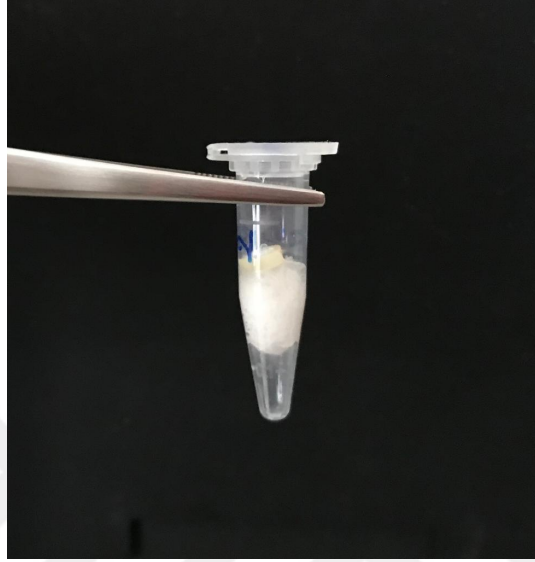
3.3.2. Asidik asetik asit çözeltisinin hazırlanması

300 rpm devinim altında ısıtıcılı manyetik karıştırıcı üzerine yerleştirilen 260mL distile suya %99.9 saflıkta asetik asit sıvısından 1 µlitre eklendi ve çözeltinin pH'ı 4.5'e sabitlendi[65]. Örnekler fosfat tamponlu salin solüsyonuna emdirilmiş gaz tamponlara sarılarak 10mL'lik falkon tüplere yerleştirildi ve 37 derece sıcaklığa sabitlenmiş inkübatörde bekletildi (Resim 3.2).

3.3.3. Örneklerin deney öncesi solüsyonda bekletilmesi

31.10.2018 tarihinde 34 günlük asit ve fosfat tamponlu salinde (PBS) bekletilmek üzere örnekler tüplere yerleştirildi. Asidik solüsyonda bekleyen örnekler, 4 günlük bekleme süreci sonrası 05.11.2018 tarihinde asidik solüsyondan çıkarılarak PBS'ye aktarıldı. PBS'de bekletilen örneklerin solüsyonları değiştirildi. Bu işlemten sonra örneklerin bekletildiği PBS solüsyonu 5 günde bir olacak şekilde sırasıyla 10.11.2018, 15.11.2018, 20.11.2018, 26.11.2018, 01.12.2018 tarihlerinde değiştirildi. 34 günlük süreçte örnekler 37 derecelik inkübasyon ortamında bekletildi.

28.12.2018 tarihinde 4 günlük asit ve PBS’de bekletilmek üzere örnekler tüplere yerleştirildi (Resim 3.4.1) ve 01.01.2019 tarihinde solüsyonlardan çıkarıldı. 4 günlük süreçte örnekler 37 derecelik inkübasyon ortamında bekletildi.



Şekil 3.4 Asidik solüsyona yerleştirilmiş bir örnek

3.4. Materyallerin bağlanma dayanımının push-out testi ile ölçülmesi

Push-out bağlanma dayanımı ölçümleri universal test makinesi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Push-out test düzeneği 3 parçadan oluşmaktadır;

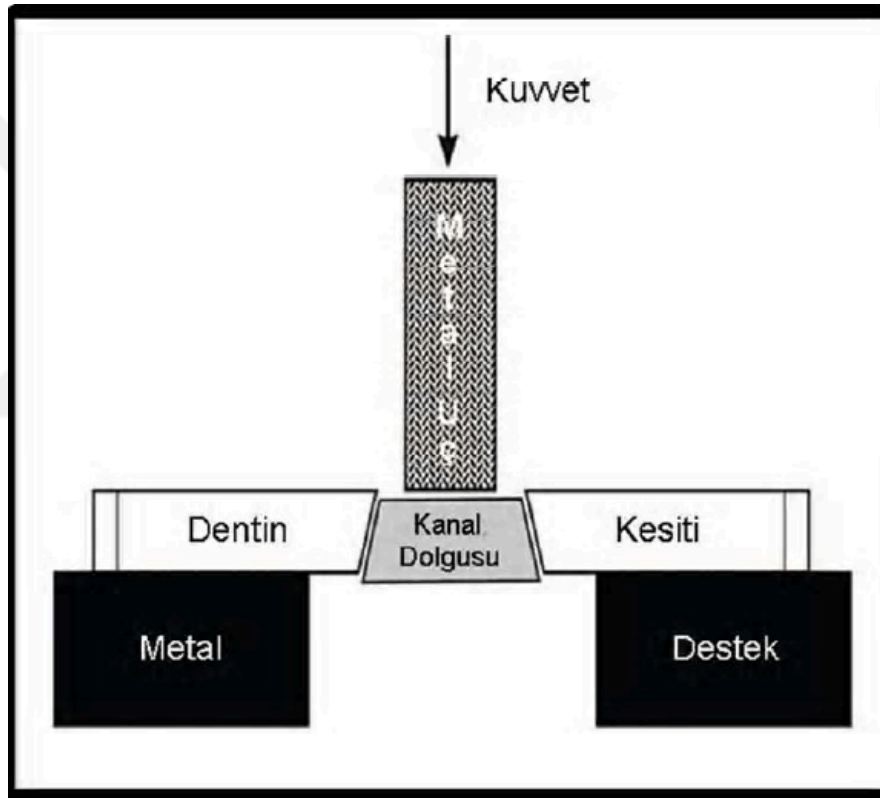
1. Çapı 1.3 mm olan silindirik paslanmaz çelik metal uç
2. Kesitlerin yerleştirileceği ortası delik metal kaide (Resim 3.4.1)
3. Bilgisayar kontrollü test cihazı (Resim 3.4.2)

Örnekler, test ucunun serbest hareketini sağlayabilmek adına orta kısmında delik bulunan bir metal kaide üzerine yerleştirilmiştir. Baskı direnci ölçümü için dakikada 1mm hızla hareket eden 1.3-mm çapında paslanmaz çelik test ucu materyal üzerine dışarı itici güç uygulamıştır (Resim 3.4.3). Test ucunun dişe temas etmesini engellemek adına ucun sınırları dentin sınırlarından 0.2mm uzak olacak şekilde ayarlanmıştır. Test ucu, materyal hazırlanan kaviteden tamamen uzaklaşana kadar kuvvet uygulamıştır. Materyalin dislokasyonu sonrası uygulanan kuvvete karşı oluşan dirençteki azalma

bilgisayar tarafından otomatik olarak algılanmış ve oluşan en yüksek kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedilmiştir. Bağlanma dayanımının MPa cinsinden kaydedilmesi için aşağıdaki formül kullanılmıştır[65];

$$N/2\pi r \times h$$

Burada ‘r’ materyalin yerleştirildiği kavitenin yarıçapı, ‘h’ kök dentin kesitinin milimetre cinsinden kalınlığını ifade etmektedir. ‘ π ’ değeri sabit 3.14 olarak kabul edilmiştir.



Şekil 3.5 Push-out deney düzeneği



Şekil 3.6 Örneklerin yerleştirildiği metal kaide



Şekil 3.7 Deneylerde kullanılan bilgisayar kontrollü test cihazı

3.5. Stereomikroskop analizi

Push-out testi sonrası örnekler, materyallerin kırılma şekli analizi için stereomikroskop (Olympus, USA) ile 40x büyütme altında incelenmiştir. Kırılma şekli; test materyali ve dentin arayüzeyi arasında oluşan adesiv kırılma veya test materyalinin kendi içinden kırılması olan kohesiv kırılma olarak sınıflandırılmıştır.

3.6. Taramalı elektron mikroskobu (ESEM) ve Enerji Dağılım Analizleri (EDX)

Çalışmada, materyal ve dentin dokusu arayüzeyinde oluşan hidroksiapatit benzeri yapının analizinin değerlendirilmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu (ESEM) görüntüleri ve enerji dispersif x-ışın analizi (EDX) yöntemleri kullanılmıştır. Elemental analiz 15 kV'luk artan voltaj altında, 25 spot size ile gerçekleştirilmiştir. Bu yöntem diş dokusu ve materyal arayüzeyinde oluşan hidroksiapatit benzeri çökelti yapının kalitatif olarak incelenmesine olanak vermektedir. Elektron mikroskobu ile görüntü alınmadan önce, numuneler altın-paladyum ile 3-4 nm kalınlıkta kaplanmıştır.

3.7. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapıldı. Push-out testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra *Shapiro – Wilk* normallik testi ile değişkenlerin dağılımına bakıldı. Verilerin normal dağılıma sahip olduğu saptandıktan sonra normal dağılım gösteren değişkenlerin karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, normal dağılım göstermeyen değişkenlerin karşılaştırmalarında ise Kruskal Wallis Testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. İstatistiksel değerlendirmelerde anlamlılık düzeyi $\alpha=0,05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Push-out testi ölçümlerine ait bulgular

Push-out metoduyla elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin dağılıma göre normallik uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmiştir. Örneklerin normal dağılıma uygun olduğu belirlendikten sonra Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

Push-out testi sonucunda elde edilen bulgular iki ana başlık altında incelenmiştir.

1. Materyallerin bağlanma dayanımının karşılaştırması
2. Saklama koşuluna göre bağlanma dayanımının karşılaştırılması

4.1.1. Materyallerin bağlanma dayanımının karşılaştırması

4 materyal grubunun altgruplarına göre karşılaştırma sonuçları Tablo1’de verilmiştir.

MTA Angelus grubunun 4 gün PBS, 4 gün asit, 34 gün PBS ve 4 gün asit+ 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). 34 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları 4 gün PBS, 4 gün asit ve 4 gün asit+ 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,005$, $p=0,0001$), 4 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları 4 gün asit ve 4 gün asit+ 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,011$, $p=0,0001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

ERRM Grubunun 4 gün PBS, 4 gün Asit, 34 gün PBS ve 4 gün asit+ 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). 34 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları 4 gün PBS, 4 gün asit ve 4 gün asit+ 30 gün PBS Bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede

yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Biodentine grubunun 4 gün PBS, 4 gün asit, 34 gün PBS ve 4 gün asit+ 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). 34 gün PBS Bağlanma oranı ortalamaları 4 gün PBS, 4 gün asit ve 4 gün asit+ 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,005$, $p=0,0001$), 4 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları 4 gün asit + 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,038$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

BioMTA grubunun 4 gün PBS, 4 gün asit, 34 gün PBS ve 4 gün asit + 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). 4 gün Asit+ 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları 4 gün PBS, 4 gün asit, 34 gün PBS bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,0001$), 4 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları 4 gün asit ve 34 gün PBS bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,033$, $p=0,016$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

	4 gün PBS	4 gün Asit	34 gün PBS	4 gün asit+ 34 gün PBS	p
MTA Angelus	2,85±1,57	1,40±0,63	4,42±1,32	0,60±0,34	0,0001
ERRM	6,17±3,19	4,74±2,83	13,54±5,56	5,47±2,95	0,0001
Biodentine	4,34±1,17	3,01±0,55	6,21±2,20	2,87±0,43	0,0001
BioMTA	2,83±0,61	2,12±0,83	2,05±0,60	0,92±0,22	0,0001

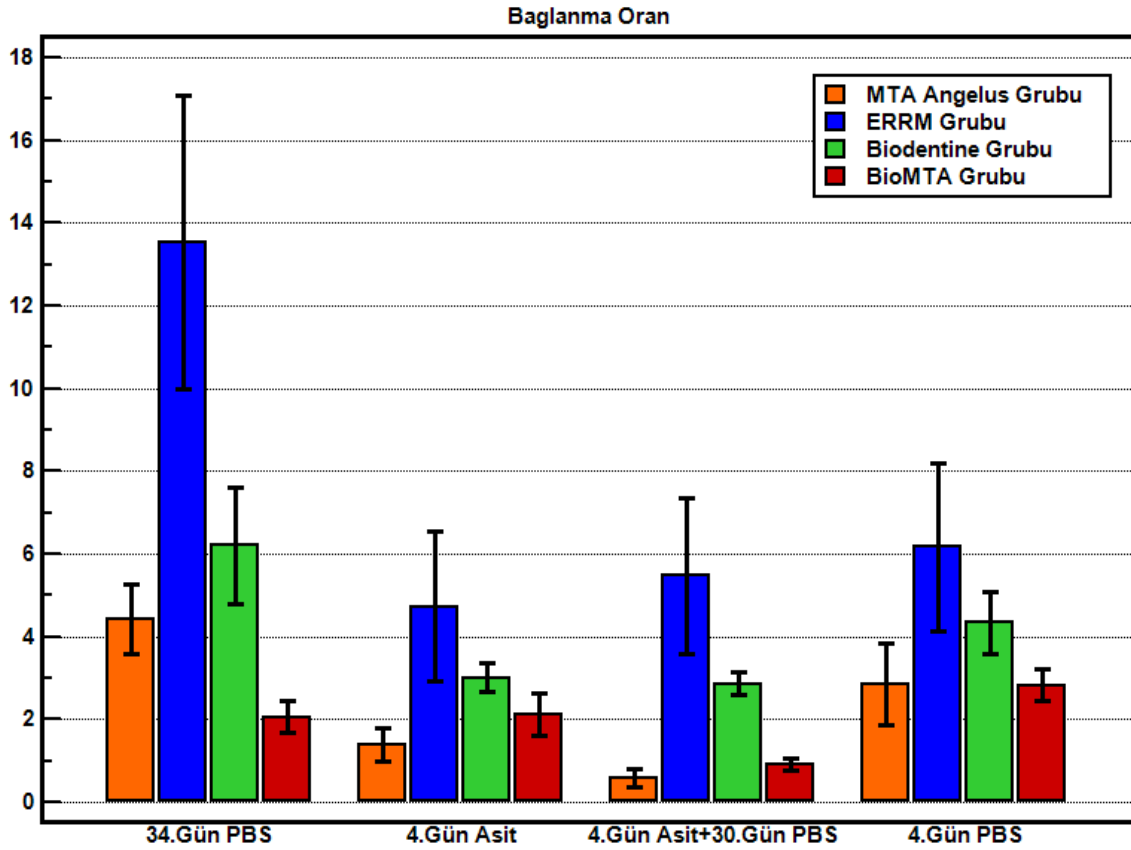
Tablo 4.1. Materyallerin altgruplara göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

Tukey Çoklu Karşılaştırma testi	MTA Angelus	ERRM	Biodentine	BioMTA
4 gün PBS / 4 gün Asit	0,011	0,794	0,072	0,033
4 gün PBS / 34 gün PBS	0,005	0,0001	0,005	0,016
4 gün PBS / 4 gün Asit+30 gün PBS	0,0001	0,970	0,038	0,0001
4 gün Asit / 34 gün PBS	0,0001	0,0001	0,0001	0,992
4 gün Asit / 4 gün Asit+30 gün PBS	0,282	0,964	0,993	0,0001
34 gün PBS / 4 gün Asit+30 gün PBS	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001

Tablo 4.2. Materyallere göre altgrupların birbirlerine olan anlamlılığının karşılaştırması

Biodentine Grubunun 4 gün PBS, 4 gün Asit, 34 gün PBS ve 4 gün Asit+ 30 gün PBS Bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). 34. gün PBS Bağlanma oranı ortalamaları 4 gün PBS, 4 gün Asit ve 4 gün Asit+ 30. gün PBS Bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,005$, $p=0,0001$), 4. gün PBS Bağlanma oranı ortalamaları 4. gün Asit Bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,038$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

BioMTA Angelus Grubunun 4 gün PBS, 4 gün Asit, 34 gün PBS ve 4 gün Asit+ 30 gün PBS Bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). 4. gün Asit+ 30. gün PBS Bağlanma oranı ortalamaları 4 gün PBS, 4 gün Asit, 34. gün PBS Bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,0001$), 4 gün PBS Bağlanma oranı ortalamaları 4 gün Asit ve 34 gün PBS Bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,033$, $p=0,016$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).



Tablo 4.3 Materyallerin altgruplara göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

4.1.2. Saklama koşullarına göre bağlanma dayanımının karşılaştırması

4 gün PBS grubunda MTA Angelus, ERRM, Biodentine ve BioMTA Gruplarının bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). ERRM grubunun bağlanma oranı ortalamaları MTA Angelus ve BioMTA gruplarının bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

4 gün asit grubunda MTA Angelus, ERRM, Biodentine ve BioMTA Gruplarının bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). ERRM Grubunun bağlanma oranı ortalamaları MTA Angelus, Biodentine ve BioMTA gruplarının bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,041$, $p=0,001$, $p=0,0001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

	MTA Angelus	ERRM	Biodentine	BioMTA	p
4 gün PBS	2,85±1,57	6,17±3,19	4,34±1,17	2,83±0,61	0,0001
4 gün Asit	1,40±0,63	4,74±2,83	3,01±0,55	2,12±0,83	0,0001
34 gün PBS	4,42±1,32	13,54±5,56	6,21±2,20	2,05±0,60	0,0001
4 gün Asit+30 gün PBS	0,60±0,34	5,47±2,95	2,87±0,43	0,92±0,22	0,0001

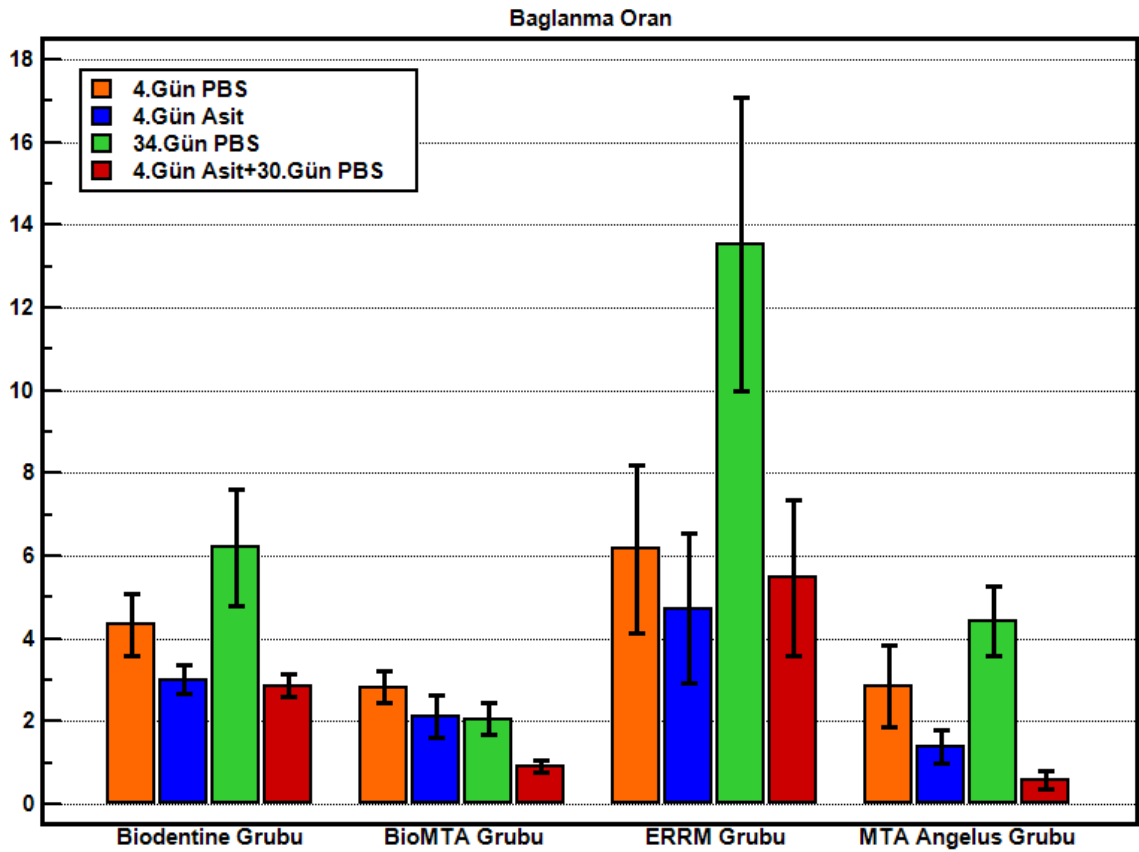
Tablo 4.4. Altgrupların materyallere göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

	4 gün PBS	4 gün Asit	34 gün PBS	4 gün asit+ 30 gün PBS
Tukey Çoklu Karşılaştırma testi				
MTA Angelus Grubu / ERRM Grubu	0,001	0,0001	0,0001	0,0001
MTA Angelus Grubu / Biodentine Grubu	0,232	0,062	0,491	0,003
MTA Angelus Grubu / BioMTA Grubu	0,999	0,656	0,250	0,951
ERRM Grubu / Biodentine Grubu	0,100	0,041	0,0001	0,001
ERRM Grubu / BioMTA Grubu	0,001	0,001	0,0001	0,0001
Biodentine Grubu / BioMTA Grubu	0,222	0,494	0,01	0,014

Tablo 4.5. Altgruplara göre materyal gruplarının birbirlerine olan anlamlılığının karşılaştırılması

34 gün PBS grubunda MTA Angelus, ERRM, Biodentine ve BioMTA gruplarının bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). ERRM grubunun bağlanma oranı ortalamaları MTA Angelus, Biodentine ve BioMTA gruplarının bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), Biodentine grubunun bağlanma oranı ortalamaları BioMTA grubunun bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,01$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

4 gün Asit+30 gün PBS grubunda MTA Angelus, ERRM, Biodentine ve BioMTA Gruplarının bağlanma oranı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). ERRM Grubunun Bağlanma oranı ortalamaları MTA Angelus, Biodentine ve BioMTA Gruplarının Bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,001$, $p=0,0001$), Biodentine grubunun bağlanma oranı ortalamaları MTA Angelus ve BioMTA Grubunun bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,003$, $p=0,014$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).



Tablo 4.6. Altgrupların materyallere göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

4.2. Stereomikroskop analizine ait bulgular

Materyalin dentin doksundan ayrılma doğasının analizi için örnekler stereomikroskop (Olympus, USA) ile 40x büyütme altında incelenmiştir. Kırılma şekli; test materyali ve dentin arayüzeyi arasında oluşan adesiv kırılma veya test materyalinin kendi içinden kırılması olan kohesiv kırılma olarak sınıflandırılmıştır.

4.2.1. MTA Angelus

MTA Angelus grubunun 4 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerinde 12 örnekten 10 adeti kohesiv kırılma gösterirken (Resim 4.2.1.1), 2 adeti adesiv kırılma göstermiştir. 4 gün pH 4.5 asit solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 11 adeti kohesiv (Resim 4.2.1.2) kırılma gösterirken 1 adeti adesiv kırılma şekli göstermiştir.



Şekil 4.1 PBS solüsyonunda 4 gün bekletilen MTA Angelus örneği

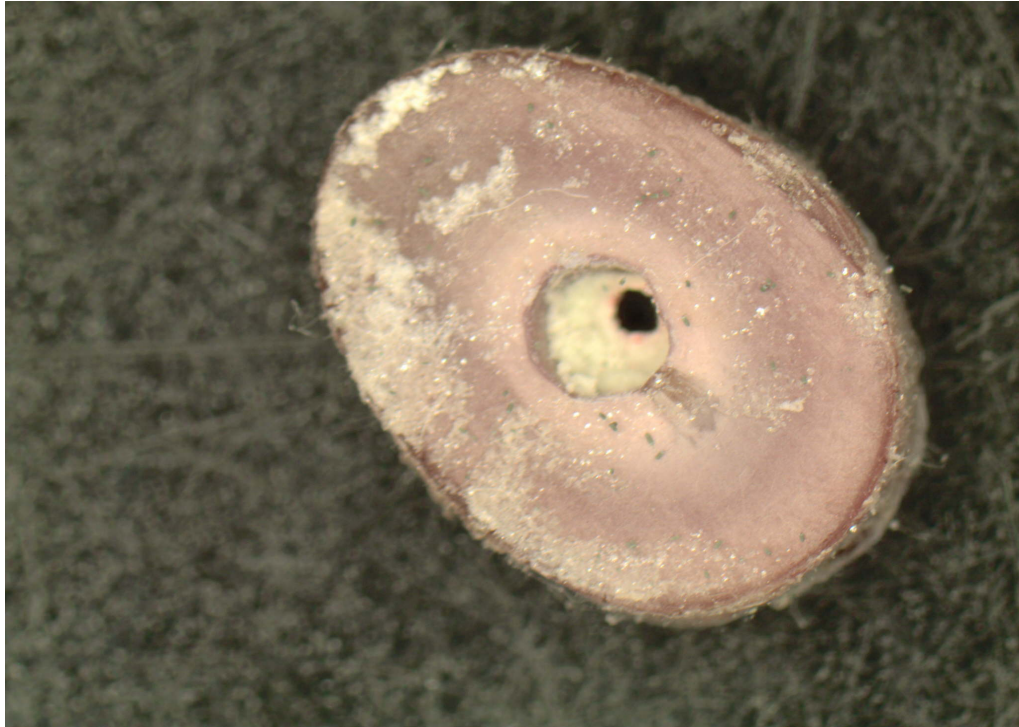


Şekil 4.2. pH 4.5 asit solüsyonunda 4 gün bekletilen MTA Angelus örneği

34 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 8 adeti kohesiv kırılma yapısı gösterirken (Resim 4.2.1.3) 4 adeti adesiv kırılma yapısı göstermiştir. 4 gün pH 4.5 asidik solüsyonu takiben 30 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 4 adetinde kohesiv kırılma yapısı görülürken, 8 adetinde adesiv kırılma yapısı gözlenmiştir. İki grupta da örneklerde oluşan yoğun renkleşme dikkat çekmiştir.



Şekil 4.3. 34 gün PBS solüsyonunda bekletilen MTA Angelus örneği



Şekil 4.4. 4 gün pH 4.5 + 30 gün PBS solüsyonunda bekletilmiş MTA Angelus örneği

4.2.2. ERM

ERM grubunun 4 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerinde 12 örnekten 6 adeti kohesiv kırılma gösterirken (Resim 4.2.2.1), 6 adeti adesiv kırılma göstermiştir. 4 gün pH 4.5 asit solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 7 adeti kohesiv (Resim 4.2.2.2) kırılma gösterirken 5 adeti adesiv kırılma şekli göstermiştir.

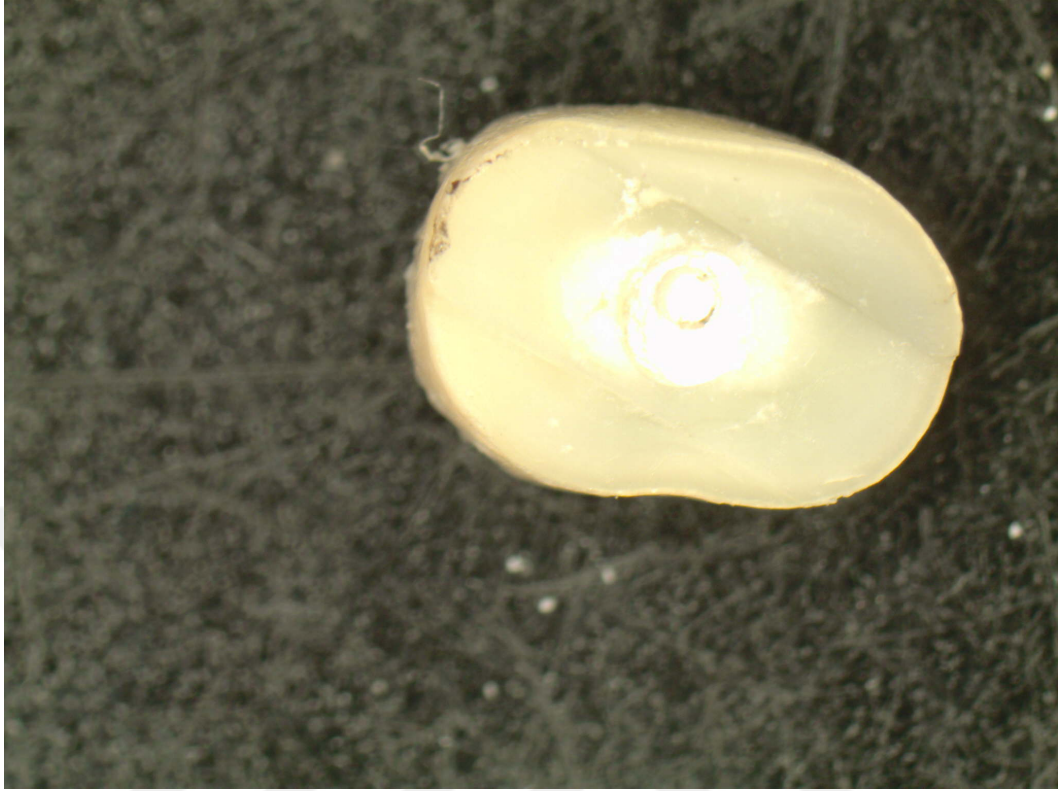


Şekil 4.5. PBS solüsyonunda 4 gün bekletilen ERM örneği



Şekil 4.6. pH 4.5 asit solüsyonunda 4 gün bekletilen ERRM örneği

34 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 11 adeti kohesiv kırılma yapısı gösterirken (Resim 4.2.2.3) 1 adeti adesiv kırılma yapısı göstermiştir. 4 gün pH 4.5 asidik solüsyonu takiben 30 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 10 adetinde kohesiv kırılma yapısı görülürken (resim 4.2.2.4), 2 adetinde adesiv kırılma yapısı gözlenmiştir.



Şekil 4.7. 34 gün PBS solüsyonunda bekletilen ERRM örneği

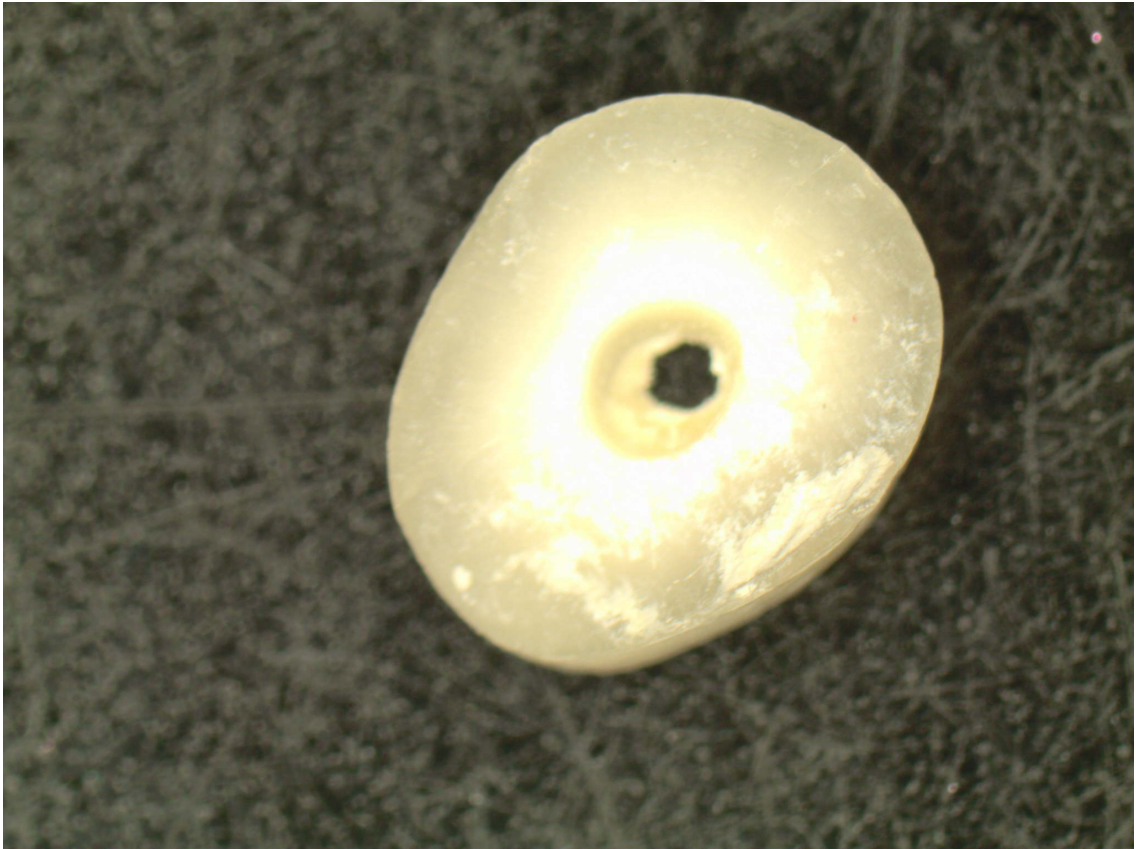


Şekil 4.8. 4 gün pH 4.5 + 30 gün PBS solüsyonunda bekletilmiş ERRM örneği

4.2.3. Biodentine

Biodentine grubunun 4 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerinde 12 örnekten 8 adeti kohesiv kırılma gösterirken (Resim 4.2.3.1), 4 adeti adesiv kırılma göstermiştir. 4 gün pH 4.5 asit solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 10 adeti kohesiv (Resim 4.2.3.2) kırılma gösterirken 2 adeti adesiv kırılma şekli göstermiştir.

34 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 8 adeti kohesiv kırılma yapısı gösterirken (Resim 4.2.3.3) 4 adeti adesiv kırılma yapısı göstermiştir. 4 gün pH 4.5 asidik solüsyonu takiben 30 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 11 adetinde kohesiv kırılma yapısı görülürken (Resim 4.2.3.4), 1 adetinde adesiv kırılma yapısı gözlenmiştir.



Şekil 4.9. PBS solüsyonunda 4 gün bekletilen Biodentine örneği



Şekil 4.10. pH 4.5 asit solüsyonunda 4 gün bekletilen Biodentine örneği



Şekil 4.11. 34 gün PBS solüsyonunda bekletilen Biodentine örneği



Şekil 4.12. 4 gün pH 4.5 + 30 gün PBS solüsyonunda bekletilmiş Biodentine örneği

4.2.4. BioMTA

BioMTA grubunun 4 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerinde 12 örnekten 8 adeti kohesiv kırılma gösterirken (Resim 4.2.4.1), 4 adeti adesiv kırılma göstermiştir. 4 gün pH 4.5 asit solüsyonunda bekletilen örneklerde yine 12 örnekten 8 adeti kohesiv (Resim 4.2.4.2) kırılma gösterirken 2 adeti adesiv kırılma şekli göstermiştir.

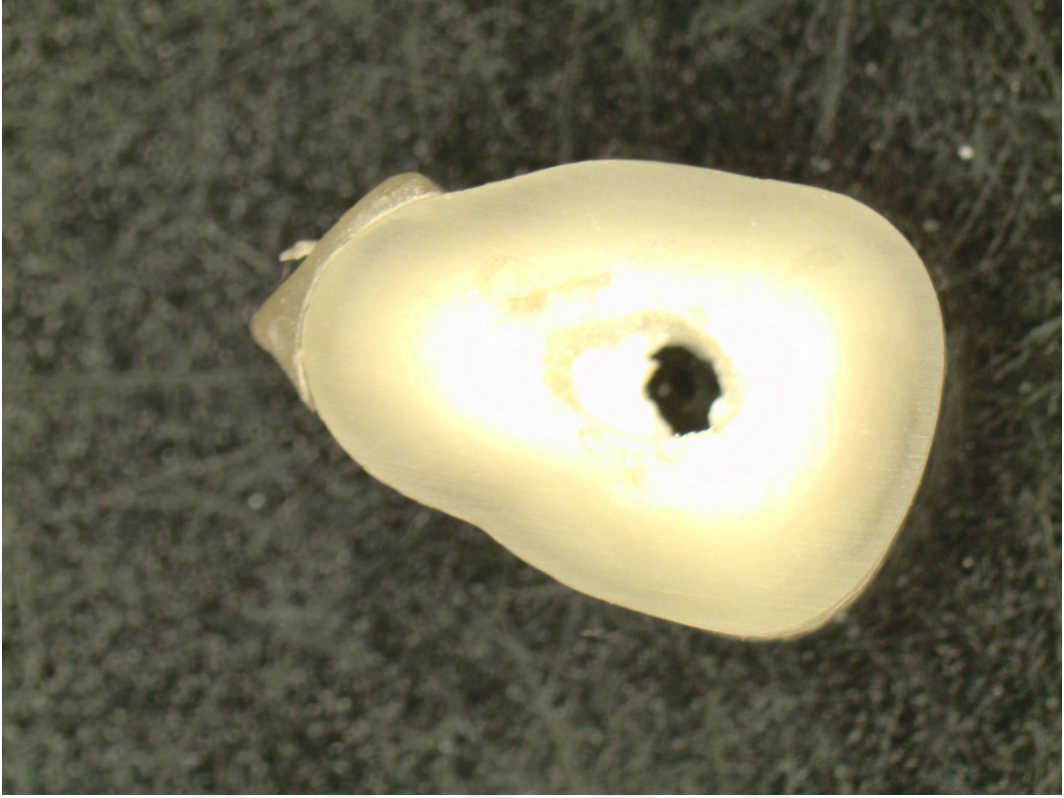


Şekil 4.13 PBS solüsyonunda 4 gün bekletilen BioMTA örneği



Şekil 4.14 pH 4.5 asit solüsyonunda 4 gün bekletilen BioMTA örneği

34 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 7 adeti kohesiv kırılma yapısı gösterirken (Resim 4.2.4.3) 5 adeti adesiv kırılma yapısı göstermiştir. 4 gün pH 4.5 asidik solüsyonu takiben 30 gün PBS solüsyonunda bekletilen örneklerde ise 12 örnekten 11 adetinde kohesiv kırılma yapısı görülürken (Resim 4.2.4.4), 1 adetinde adesiv kırılma yapısı gözlenmiştir.



Şekil 4.15 34 gün PBS solüsyonunda bekletilen BioMTA örneği



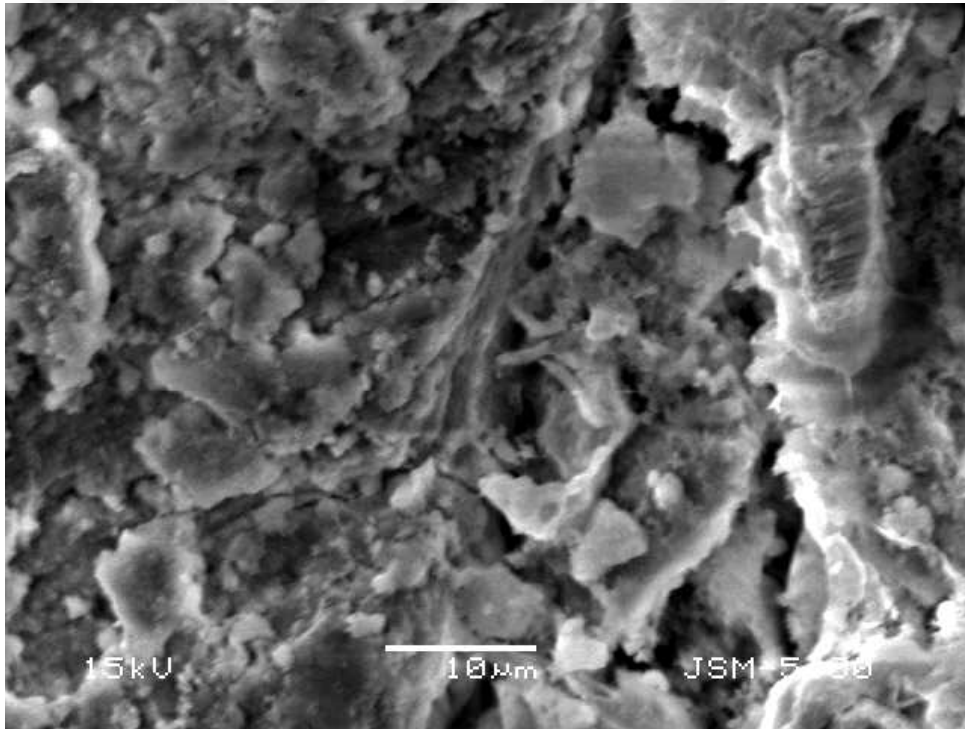
Şekil 4.16 4 gün pH 4.5 + 30 gün PBS solüsyonunda bekletilmiş BioMTA örneği

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılım Analizi'ne (EDX) ait bulgular

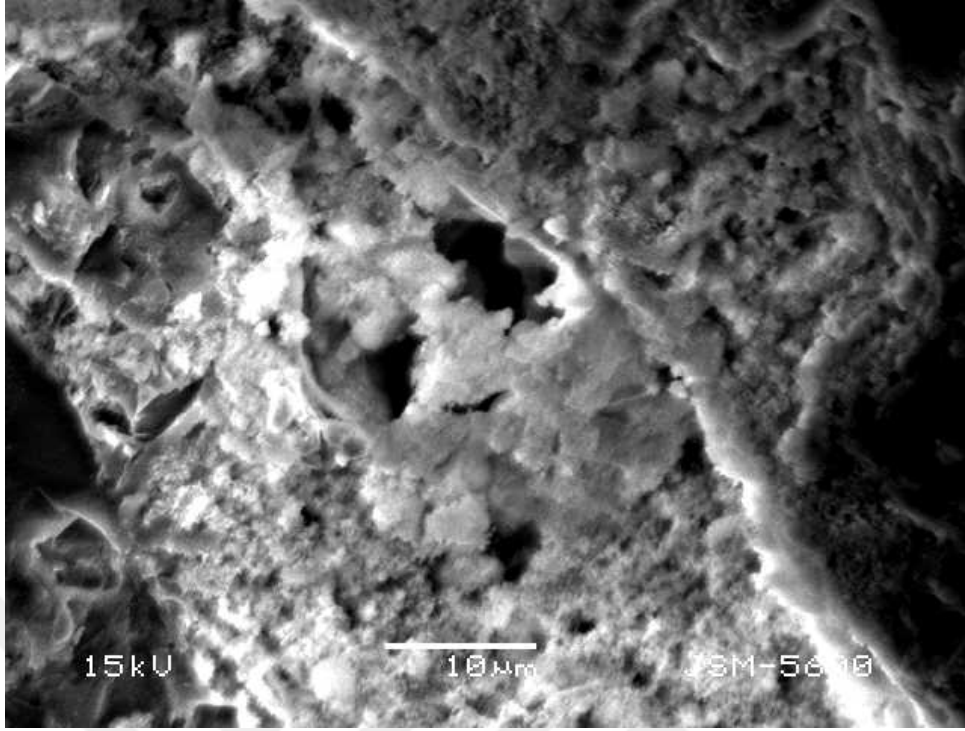
Çalışmamızda, materyal ve dentin dokusu arayüzeyinde oluşan hidroksiapatit benzeri yapının analizinin değerlendirilmesi amacıyla taramalı elektron mikroskobu (ESEM) görüntüleri ve enerji dispersif x-ışın analizi (EDX) yöntemleri kullanılmıştır. Elemental analiz 15 kV'luk artan voltaj altında, 25 spot size ile gerçekleştirilmiştir. Bu yöntem diş dokusu ve materyal arayüzeyinde oluşan hidroksiapatit benzeri çökelti yapının kalitatif olarak incelenmesine olanak vermektedir.

Her altgruptan birer örnek seçilerek sırasıyla x2000 büyütmede görüntüler alınmış Kristal yapısı ve büyüklüğü incelenmiştir.

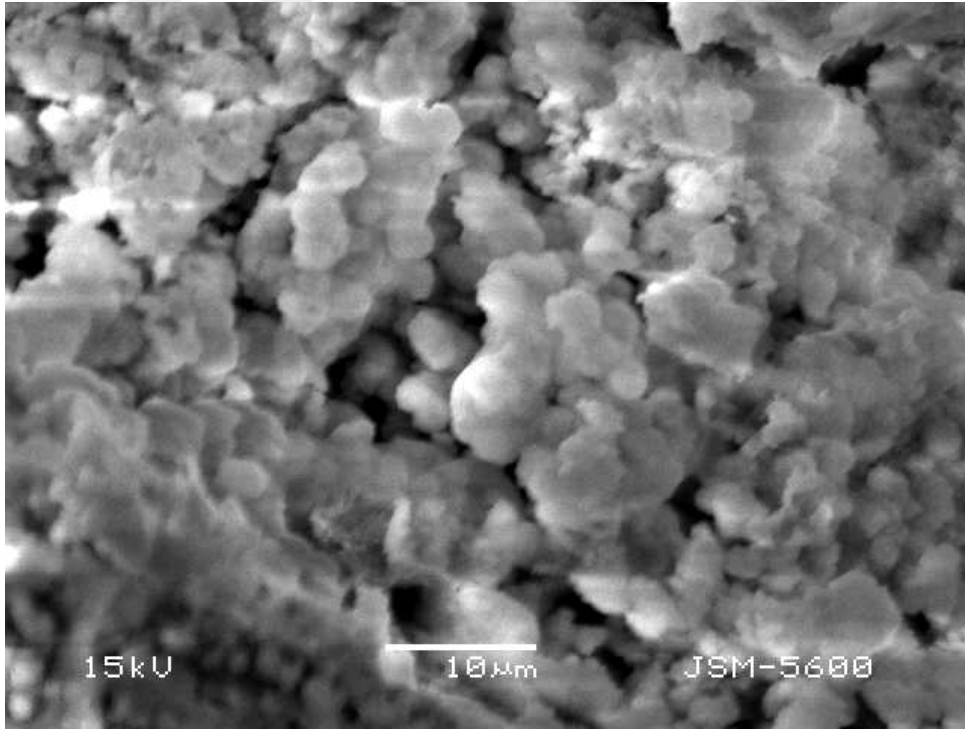
4.3.1. MTA Angelus



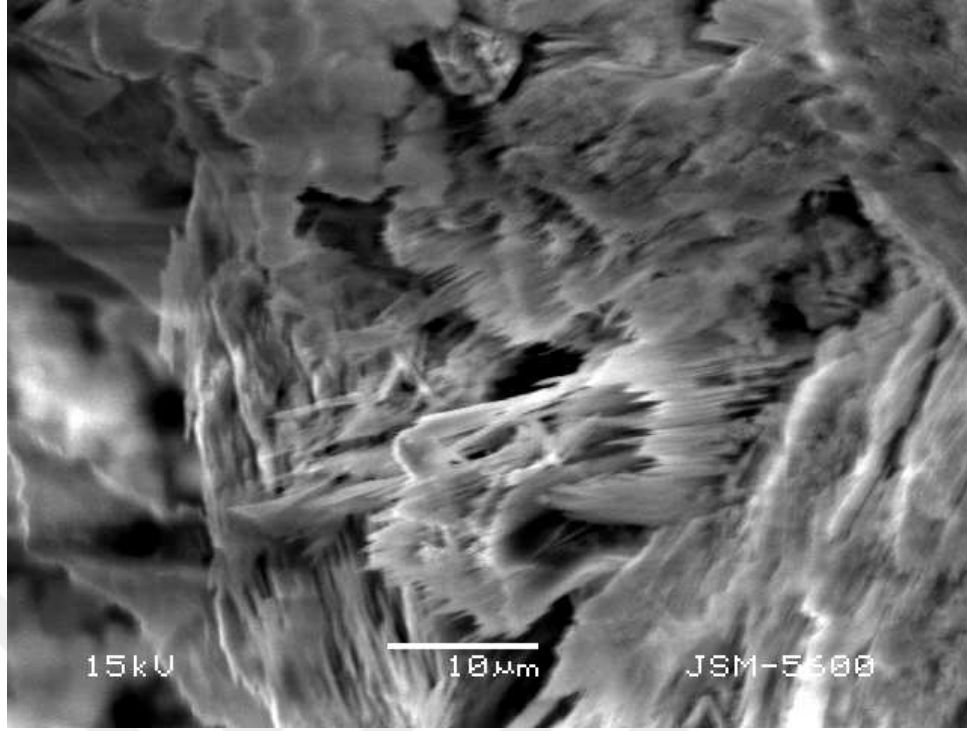
Şekil 4.17 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



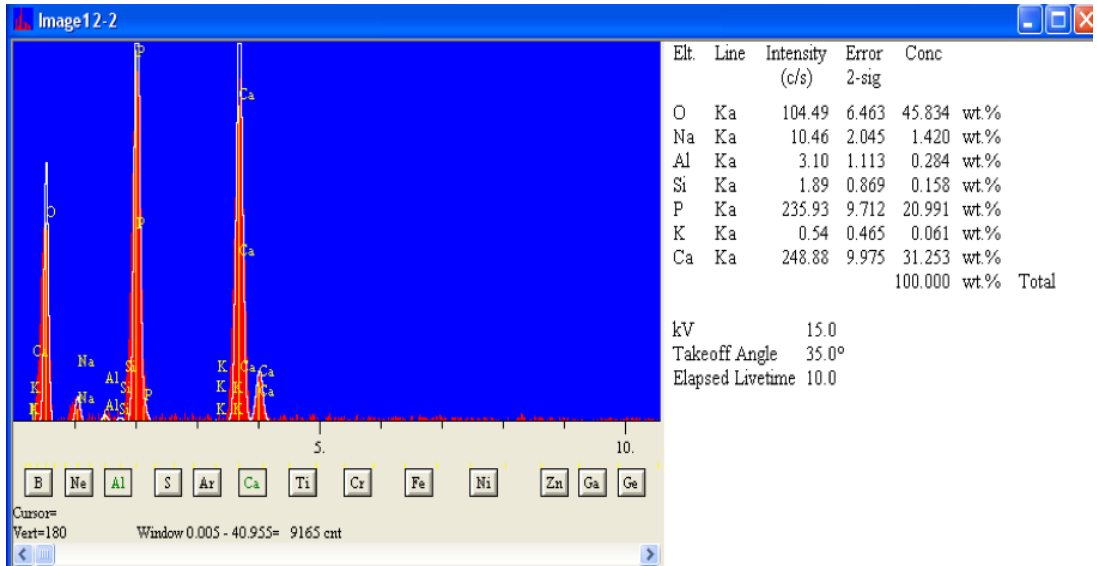
Şekil 4.18 x2000 büyütmede 34 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



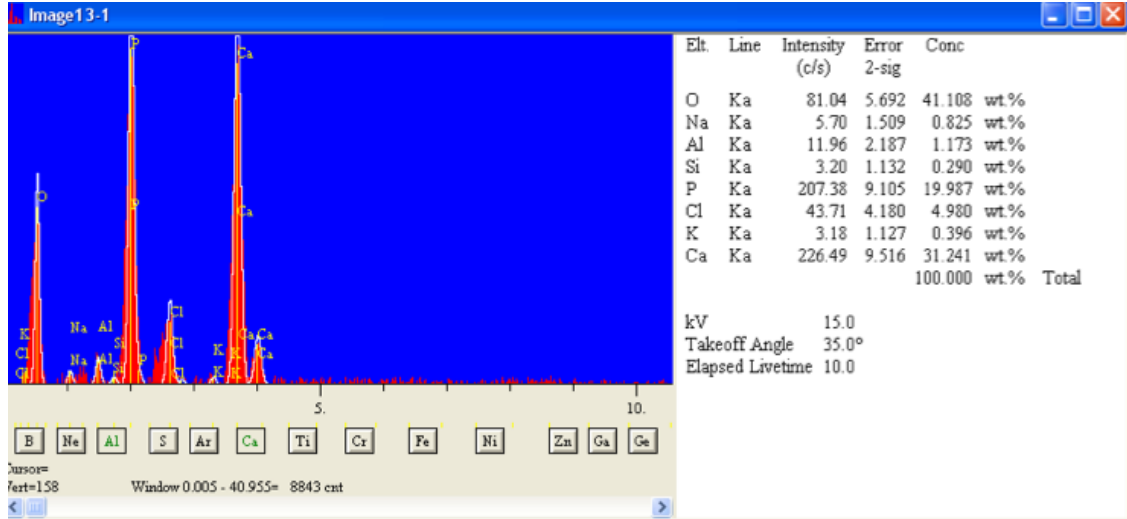
Şekil 4.19 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5 + 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



Şekil 4.20 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5 + 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü

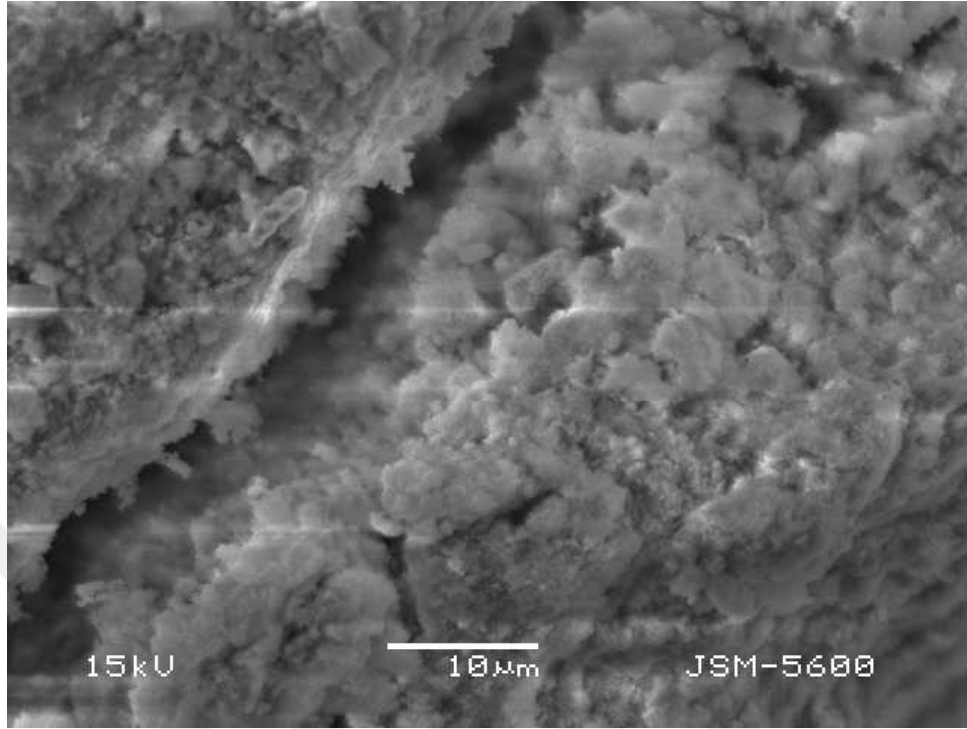


Şekil 4.21 4 gün pH 4.5+ 30 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizi bulguları

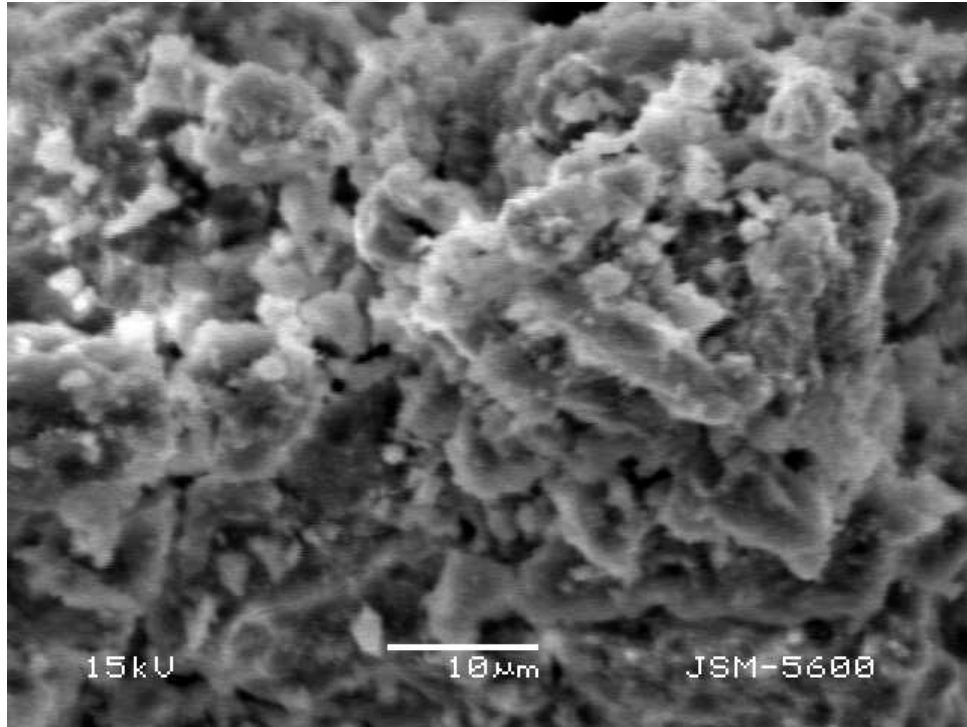


Şekil 4.22 34 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizi bulguları

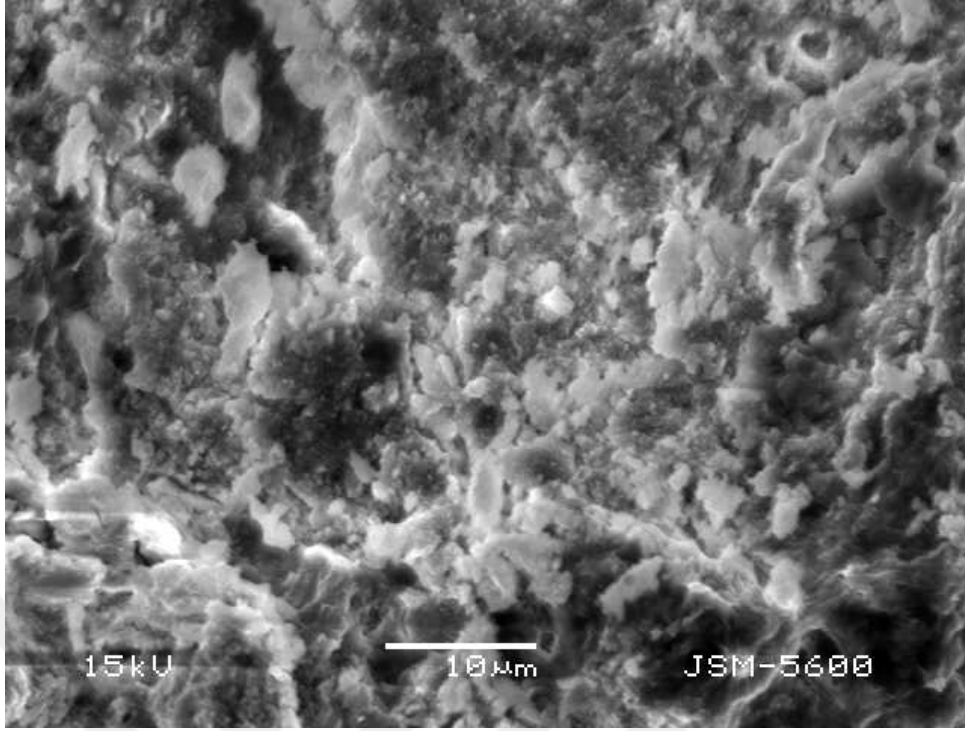
4.3.2. Endosequence RRM



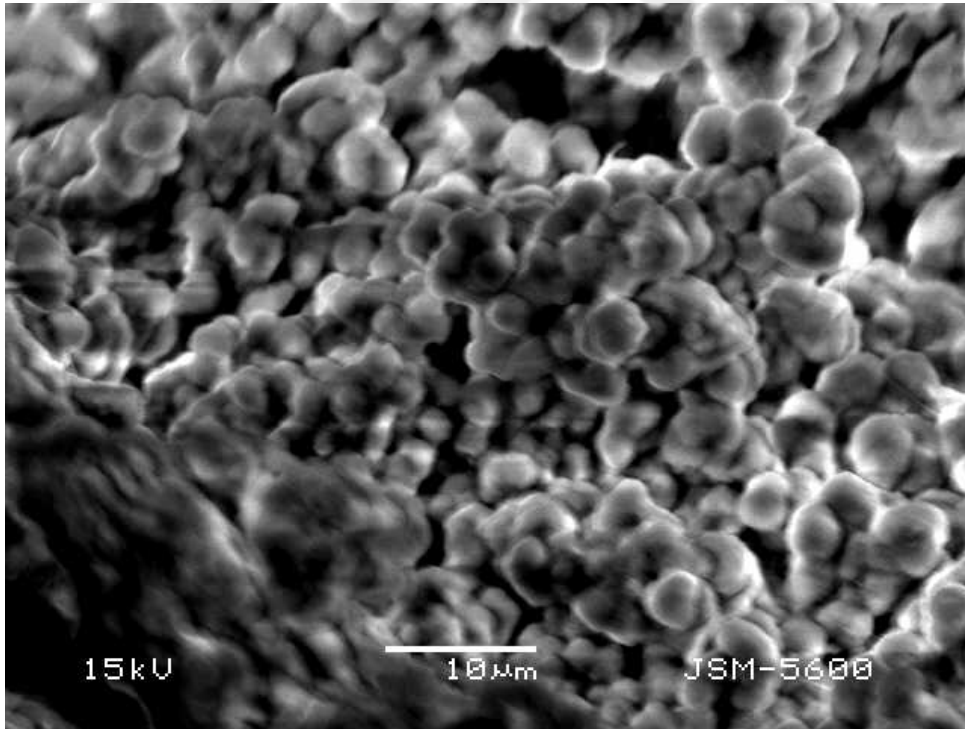
Şekil 4.23 x2000 büyütmede 34 gün PBS alt grubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



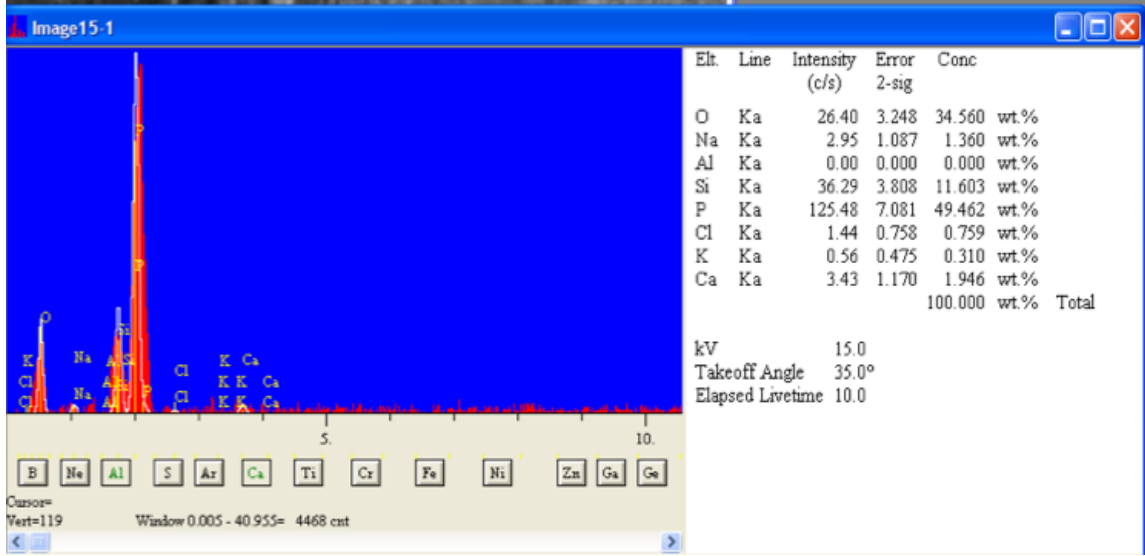
Şekil 4.24 x2000 büyütmede 34 gün PBS alt grubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



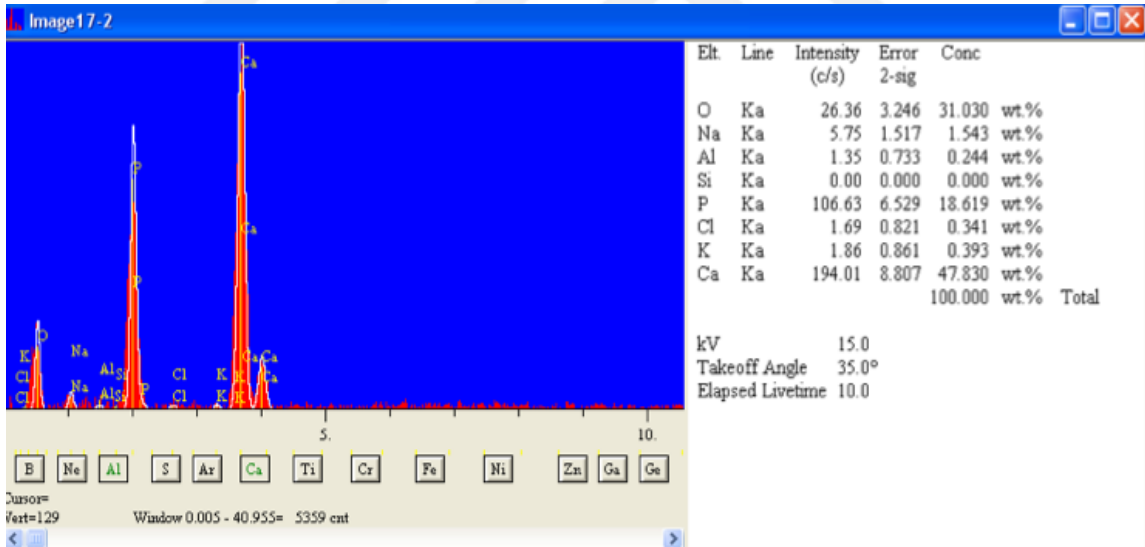
Şekil 4.25 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5 + 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



Şekil 4.26 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5+ 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü

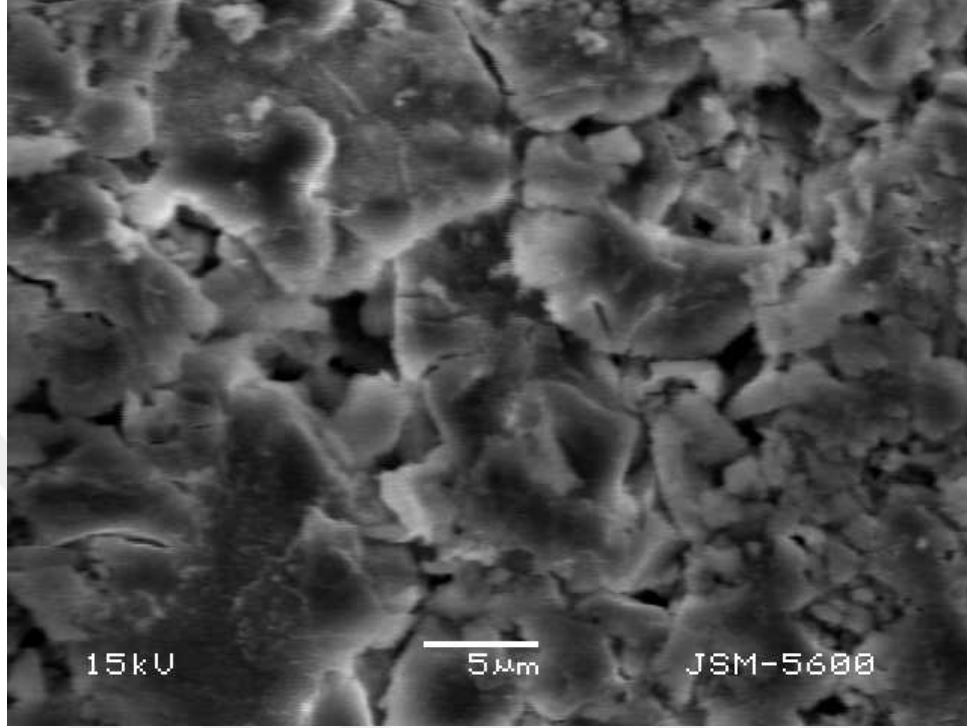


Şekil 4.27 4 gün pH 4.5+ 30 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizinin bulguları

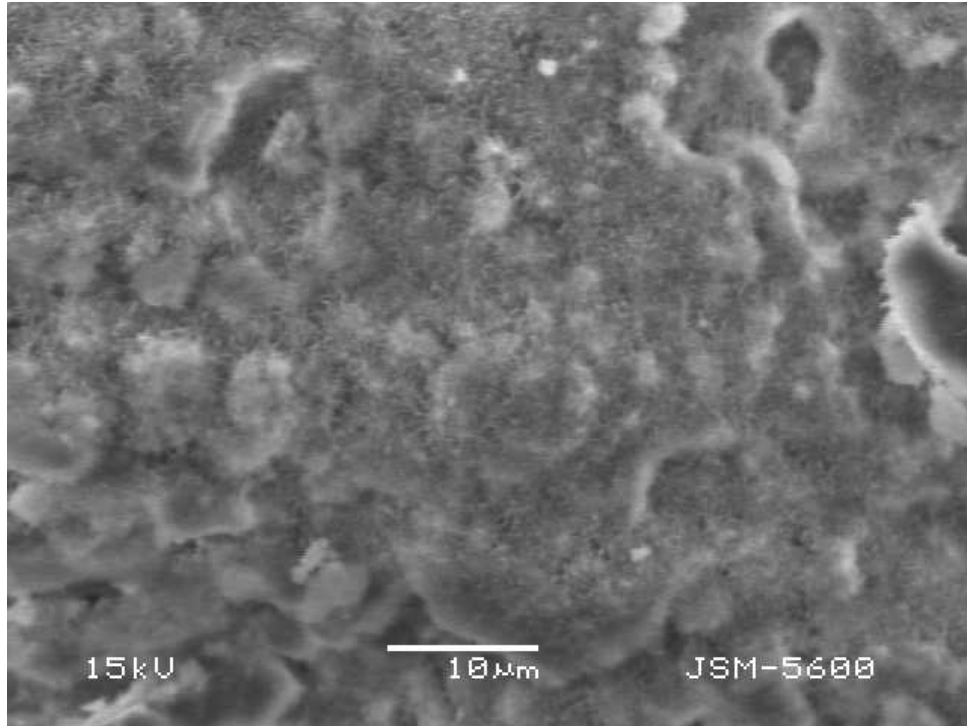


Şekil 4.28 34 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizinin bulguları

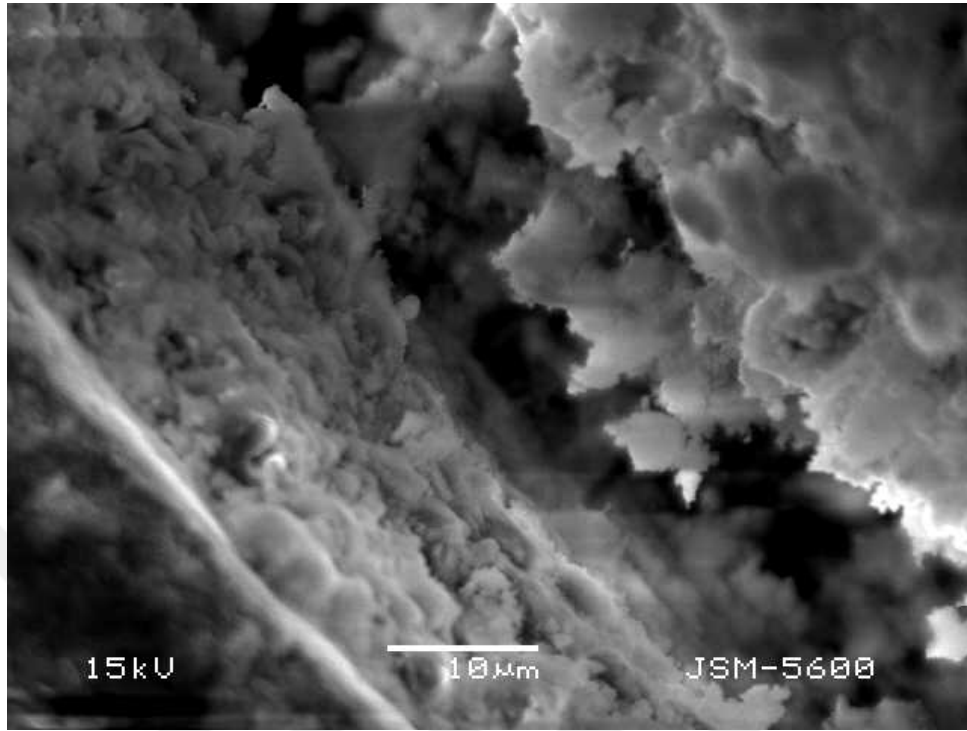
4.3.3. Biodentine



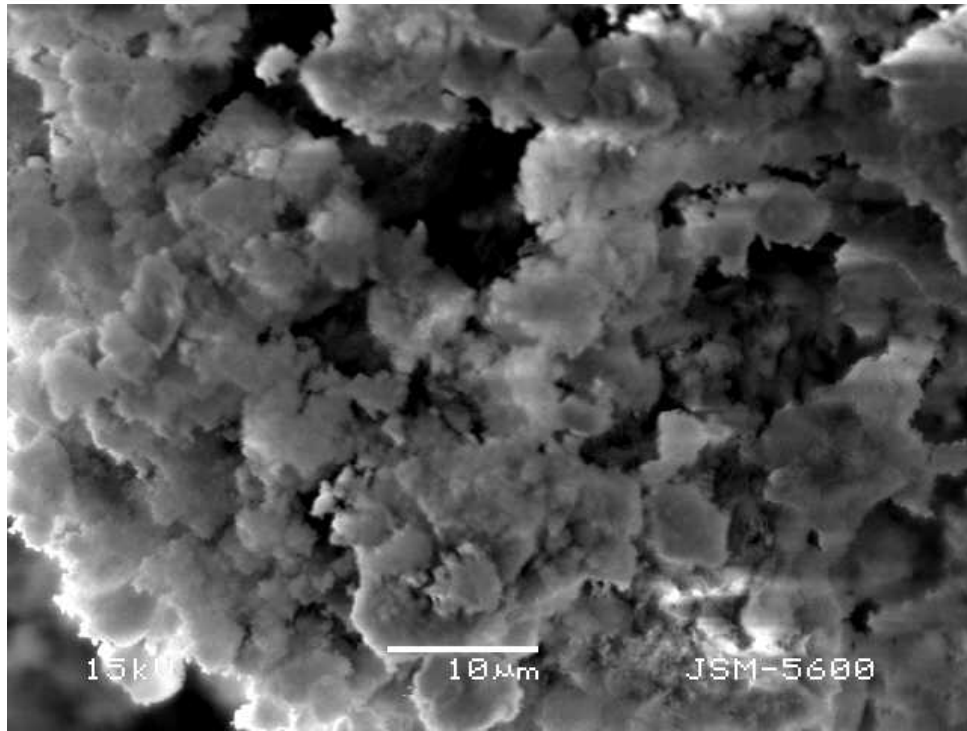
Şekil 4.29 x2000 büyütmede 34 gün PBS alt grubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



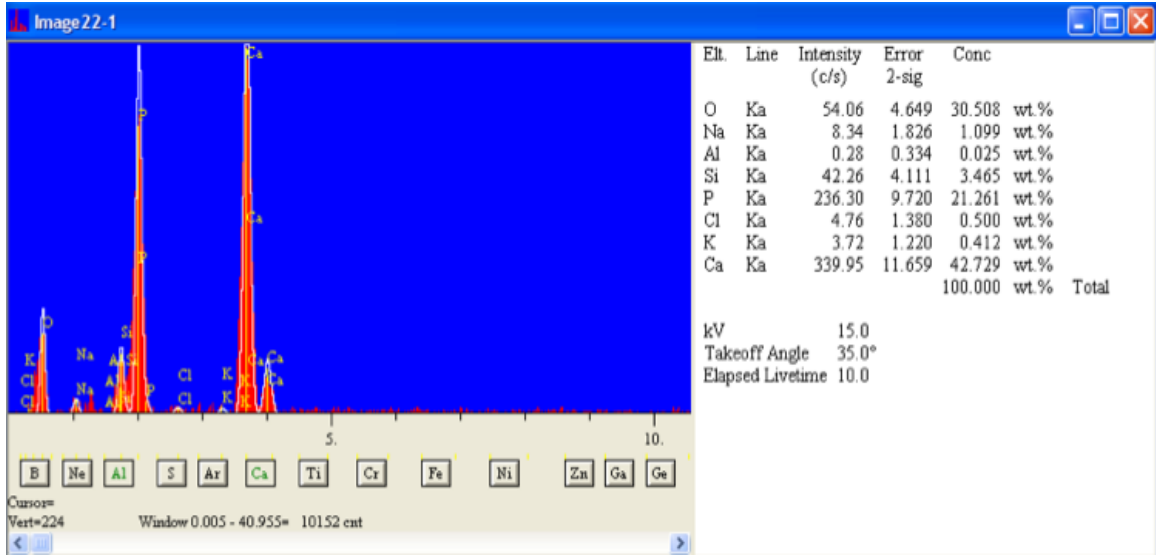
Şekil 4.30 x2000 büyütmede 34 gün PBS alt grubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



Şekil 4.31 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5+ 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü

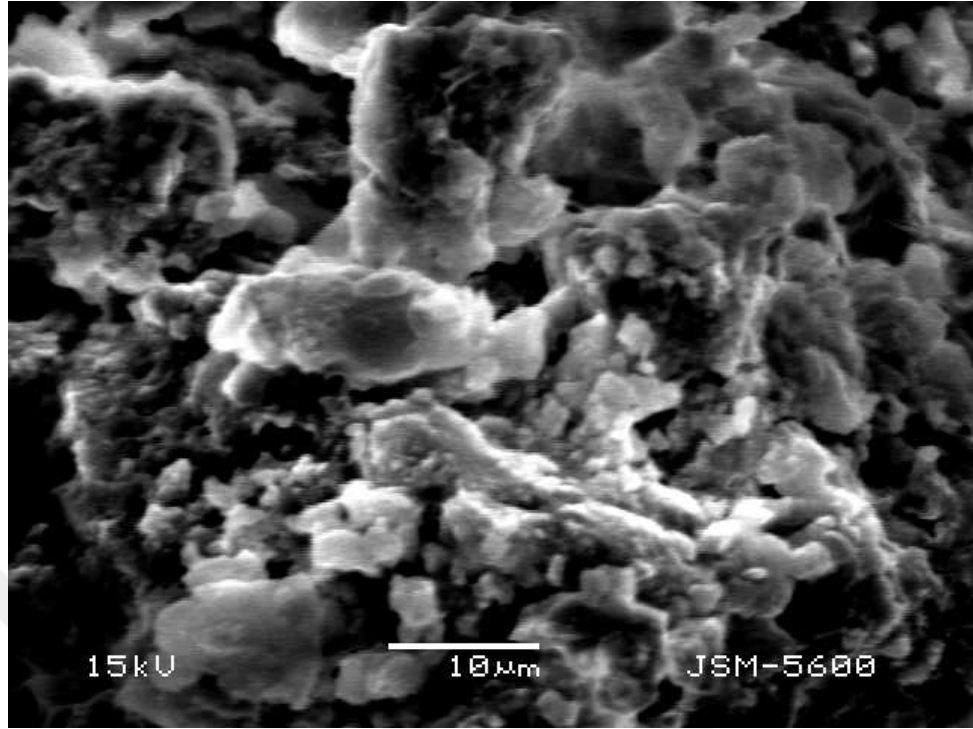


Şekil 4.32 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5+ 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü

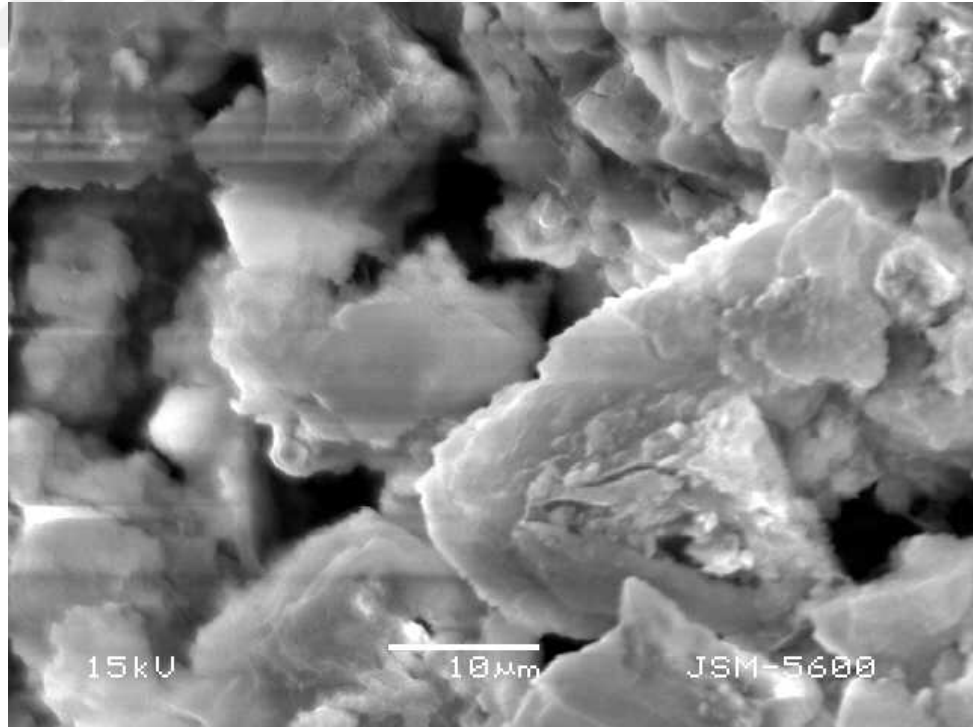


Şekil 4.33 34 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizinin bulguları

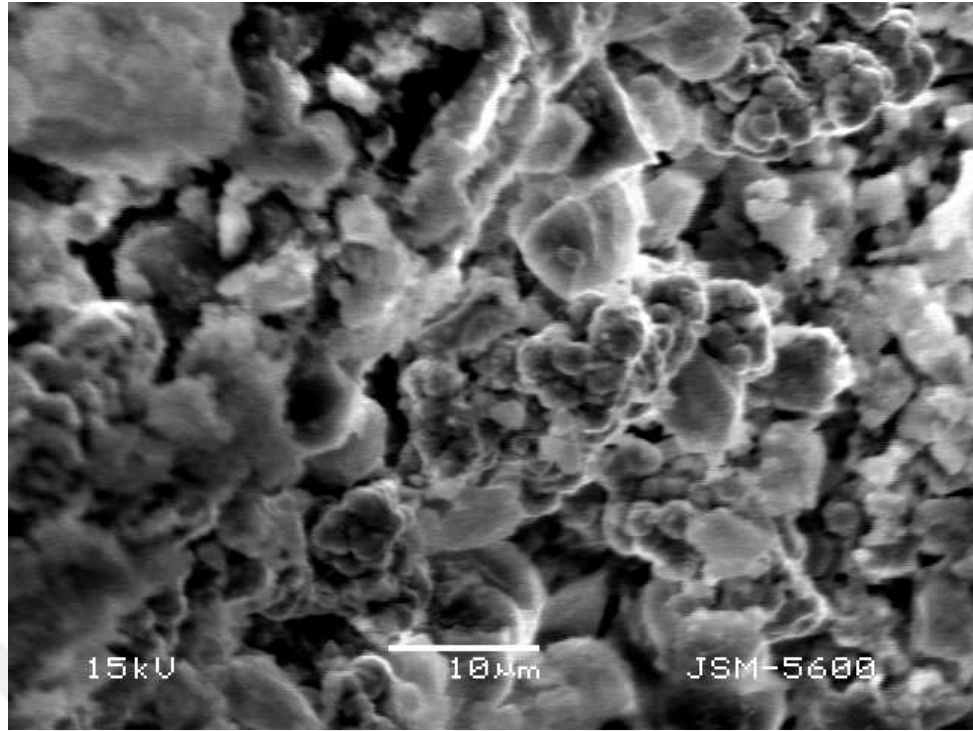
4.3.4. BioMTA



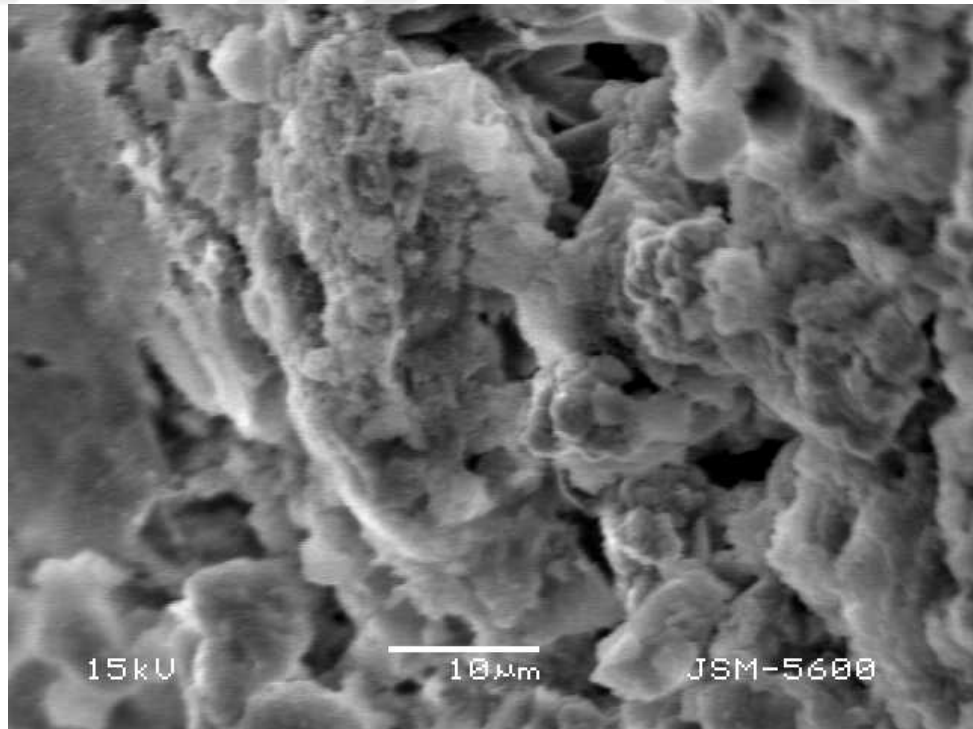
Şekil 4.34 x2000 büyütmede 34 gün PBS alt grubuna ait SEM görüntüsü



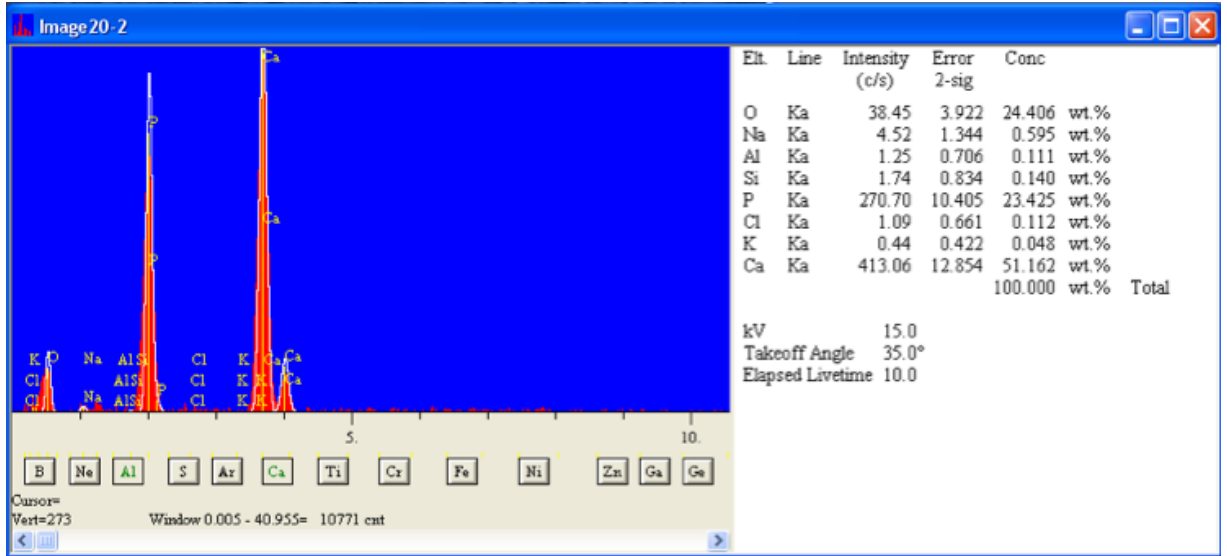
Şekil 4.35 x2000 büyütmede 34 gün PBS alt grubuna ait SEM görüntüsü



Şekil 4.36 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5 + 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



Şekil 4.37 x2000 büyütmede 4 gün pH4.5+ 30 gün PBS altgrubuna ait arayüzeyin SEM görüntüsü



Şekil 4.38 34 gün PBS altgrubunda dentin-materyal arayüzeyinden alınan EDX analizinin bulguları

5. TARTIŞMA

Prati et al[123]. MTA-benzeri simanların tümünü hidrolik kalsiyum silikat simanlar (HCSC) olarak tanımlamıştır. Günümüzde orijinal formülasyonlara minor modifikasyonlar eklenerek yeni materyaller üretilmekte ve klinik pratiğinde kullanılmaktadır. Yapılan ilk in-vitro çalışmaların verdiği bilgilerdeki yetersizlik ve klinik çalışmaların yetersizliği olsa da HCSC'ler apeksogenez, pulpa kuafajı ve diğer işlemlerde klinisyenlerin yoğun ilgisini çekmiştir. 2008'de Tay ve Pashley [48] kısmen demineralize edilmiş dentinin MTA kullanılarak 'biomimetik remineralizasyonu' konseptini tanıtmıştır. Bu durumun, silikon içeren biyomateryallerin ortak karakteristiği olarak fosfat içerikli solüsyonlarda bekletildiğinde materyalin doku üzerinde apatit benzeri yapı oluşturması sebebiyle gerçekleşmektedir[47]. Portland çimentosunda fosfor iyonları bulunmaz bu nedenle siman, fosfat iyonu içeren vücut sıvıları ile temas ettiğinde simanın içerdiği kalsiyum ve vücut sıvısından gelen fosfat birleşerek kalsiyum fosfat çökelti tuzunu oluşturur. Bu özellik, in-vitro koşullarda bioaktivite olarak adlandırılır; biyoaktif özelliği olan materyaller simüle vücut sıvılarına maruz bırakıldıklarında yüzeylerinde bu çökeltiye bağlı olarak karbone apatit meydana getirebilir.

Çalışmamızda kalsiyum silikat içerikli tamir materyallerinin dentin dokusuna bağlanma dayanımını arttırıcı faktör olarak yukarıda bahsedilen materyal-dentin arayüzeyinde oluşan karbone apatit yapı belirlenmiştir. Bu yapının oluşumu için gerekli simüle vücut sıvı olarak ise; 0.17 g KH_2PO_4 , 1.18g Na_2HPO_4 , 8.0 g NaCl ve 0.2 g KCl kompozisyonundan oluşan fosfat iyonu içeren tamponlu salin (PBS) solüsyonu seçilmiştir[9].

Periapikal enfeksiyon esnasında periapikal dokuların pH değeri düşer. Bu değişim dentin ve tamir materyali arasındaki bağlantıyı etkiler. Bu durum sadece periapikal cerrahi işlemleri değil, lezyonlu ve açık apeksli non-vital dişlerde ortograd yolla kök ucu kapatma operasyonu veya radyolusent lezyon bulunan lateral veya furkal perforasyonların tamiri gibi klinik koşulları da etkilemektedir. Yakın zamanda geliştirilmiş kalsiyum silikat içerikli materyaller, kimyasal, mekanik ve biyolojik özellikleri sayesinde kemik oluşumu ve tıkamayı stimüle ettiğinden klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir. Amalgam, IRM, kalsiyum hidroksit veya cam

iyonomer siman gibi geleneksel materyaller endodontik kök perforasyonu tamiri için yeterli gerekliliklere sahip değildir. Bu tip ‘eski’ materyallerin osteojenik, sementojenik veya antibakteriyel özellikleri bulunmadığından bölgede hermetik bir tıkama sağlayamazlar[123].

Kalsiyum silikat içerikli materyallerin pH değeri diğer farklı içerikte materyallere göre daha yüksektir. Lezyonlu ortama apikal tıkaç veya tamir materyali olarak yerleştirildiğinde materyaller asidik ortama uzun süre maruz kalır. Bu nedenle, bakteri indüklü lokal metabolik asidozis veya doku inflamasyonu gibi önceden varolan patolojik koşullara bağlı konak dokudaki asidik pH, kalsiyum-silikat içerikli materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkileyebilir[124, 125].

Bazı klinik durumlarda materyal yüksek pH ortamına maruz kalabilir. Tronstad et al.[126] tamamlanmış veya tamamlanmamış kök oluşumuna sahip vital veya nekrotik pulpal dişlerin pulpa,dentin,sement ve periodontal ligaman pH’ını 6.4-7 arası olduğunu belirtmiştir. Fakat, kök kanallarına kalsiyum hidroksit yerleştirildiğinde sirkumpulpal dentinin iç kısımlarının büyük bir bölümünün pH’ı 11.2-12.2 seviyesine gelir. Nekrotik açık apeksli dişlerde veya kök perforasyonlarında[44], MTA yerleştirilmeden önce kalsiyum hidroksit ile bekletme, tedavinin yararına olabilir. Çalışmalar, ilk tedavi aşamasında kalsiyum hidroksitin kullanımının bazı tedavilerde gerekli olmadığını göstermiş olsa da[127], yüksek alkalın pH’ın materyallerin dentine bağlanma dayanımı üzerine etkisi tartışılması gereken bir konudur. Bu konuyla ilgili olarak, Saghiri et al[64]. ProRoot MTA’nın push-out bağlanma dayanımını yüksek alkalın pH ortamında araştırdığı çalışmada, materyal pH 8.4’te en yüksek bağlanma dayanımını gösterirken, pH değeri 10.4’e çıkarıldığında bağlanma dayanımı anlamlı ölçüde düşmüştür. Alkalın yükselticilerin Portland çimentosunun erken hidrasyon mekanizmasını etkilediği bulunmuştur[128]. Bu, yüksek alkalın pH’ın da kalsiyum-silikat içerikli materyallerin fiziksel özelliklerini etkileyebileceğini düşündürmektedir.

Kök tamir materyali kavite duvarlarına adhere olabilmeli ve kök kanal sistemi ile periapikal dokular arası bağlantıyı sağlam şekilde kapatmalıdır. Bu nedenle materyallerin dentine bağlanma dayanımı önemli bir faktörü oluşturmaktadır[60, 124].

Biomimetik apatit kaplama işleminde, hidroksiapatit kristallerinin morfoloji ve kompozisyonunun farklı pH değerlerine göre etkilendiği bilinmektedir. pH 7.4, hidroksiapatit formasyonu için ideal pH değeridir[47]. Bazı klinik koşullarda,

endodontik tamir materyalleri düşük pH'lı enflame ortamlara maruz kalabilir[62]. Çalışmamızda periradiküler enfeksiyon ile ilişkili klinik koşulları simüle etmek için, anaerobik bakteri metabolizmasının yan ürünü olan, pH'ı 4.5'e sabitlenmiş asetik asit çözeltisi seçilmiştir[122]. Çalışmamızda asidik pH'ın materyal üzerinde oluşturduğu zararın stimüle edilmiş nötr pH'ta hazırlanan vücut sıvısında (PBS) geri döndürülebilir bir etki olup olmadığı da incelenmiştir.

Çalışmamızda pH 7.4 PBS çözeltisinde 4 gün bekletilme sonrası en yüksek ortalama bağlanma dayanımını ERRM göstermiştir. Shoukhouhinejad et al.[129] yaptığı çalışmada, pH 7.4 PBS solüsyonunda 1 ve 2 ay bekletilmiş ERRM ve MTA materyallerinin kök kanal dentininine bağlanma dayanımı ölçtüğü çalışmasında ve ERRM'nin MTA'ya göre anlamlı ölçüde yüksek dayanım gösterdiğini belirtmiştir. Bu sonuç bizim çalışmamızın sonuçlarıyla da paralellik göstermektedir.

Shoukhouhinejad et al.[125] 4 gün asidik ortamda bekletilen ERRM putty, MTA ve ERRM patı materyallerinin bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmasında, ERRM putty'nin asidik ortamdan etkilenmezken MTA ve ERRM patı materyallerinin bağlanma dayanımında anlamlı düşüş gözlemlendiğini belirtmiştir.

Bu çalışmanın bulgularına göre ise, pH 4.5 asidik çözelti ve PBS solüsyonu içinde 4 gün bekletilme sonrası en yüksek ortalama bağlanma dayanımını gösteren materyal yine ERRM olmuştur. Fakat bağlanma dayanımı incelendiğinde 4 gün PBS solüsyonunda bekleyen ERRM putty, asidik solüsyonda bekleyen gruba göre daha yüksek dayanım göstermiştir.

Bayram et al.[130] yaptıkları çalışmada ERRM putty, Biodentine ve Tech Biosealer Apex materyallerinin push-out bağlanma dayanımlarını nötr ve asidik pH ortamlarında bekletilme sonrası incelemiş, pH 7.4'te tüm materyallerin bağlanma dayanımını asidik ortama göre anlamlı ölçüde göre yüksek bulmuştur. Çalışmada Biodentine ve ERRM putty materyallerinin bağlanma dayanımı arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda da benzer olarak asidik ortamda bekletilen materyallerin push-out bağlanma dayanımı nötr pH'da bekletilen gruplara göre anlamlı ölçüde düşük görülmüştür. Farklı olarak, bizim çalışmamızda ERRM putty ve Biodentine bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında sadece 4 gün PBS grubunda anlamlı bir farklılık gözlenmemiş, diğer gruplarda ise ERRM putty, anlamlı ölçüde yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu sonuçtaki farklılık materyallerin

hazırlanması sürecine ve Biodentine'in kapsül içerisinde özel sıvısı karıştırılarak hazırlanırken, ERRM Putty'nin yerleştirilmeye hazır olarak bulunmasına dayandırılabilir.

MTA Angleus, saklama koşullarına göre incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanımını 34 gün PBS solüsyonunda saklanma sonrası göstermiştir. 4 gün PBS solüsyonunda bekletilme ise, 4 gün asit ve 4 gün asit + 30 gün PBS'de saklanma sonrası görülen dayanım miktarına göre anlamlı ölçüde yüksektir. Bu sonuçlara düşük pH ortamının MTA'nın dentine bağlanma oranını önemli ölçüde etkilediği ve asit ile temas etmiş materyal yüzeyinin tekrar nötr ortama yerleştirildiğinde asidin oluşturduğu hasarı geri döndürebilme etkinliğinin düşük olduğunu göstermektedir. Çalışmalar MTA'nın mikroyapısı ve fizikokimyasal özelliklerinin düşük pH ortamında etkilendiğini belirtmektedir[60-62]. Lee et al.[62] , sıvı ile karıştırılmış MTA yüzeyindeki kübik kalsiyum hidroksit (CH) kristallerinin pH 7.4'te tam olarak oluşabilirken, asidik pH'ta yetersiz gelişim gösterdiği, kristal yapının sınırlarının düzensizlik gösterdiğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda asidik pH ortamının MTA üzerinde oluşturduğu yıkıcı etki ve düşük bağlanma dayanımı bu tanım ile açıklanabilir.

Hashem et al.[122], çalışmasında 4 gün aside (pH=5.4) maruz bırakılmış MTA Angelus'un 30 gün PBS'de bekletilme sonrası asidin oluşturduğu yıkıcı etkiyi geri çevirebildiği ve materyalin yüksek bağlanma oranı gösterebildiğini belirtmiştir. Bu sonuçlara ters olarak, bizim çalışmamızda MTA Angelus, en yüksek bağlanma dayanımını 34 gün PBS solüsyonunda bekletilme sonrası göstermiştir. Asidik ortam (pH=4.4) bağlanma dayanımını anlamlı ölçüde düşürmüş, materyalin asidik solüsyonunda 4 gün bekletilmesi sonrası PBS'de 30 gün saklanması asidik ortamın etkilerini geri çevirmeye yeterli olmamıştır. Bu durum MTA retansiyonunu etkileyebilecek saklama ortamının nem oranı, sıcaklığı, materyalin çözünürlüğünün yüksek olması ve uzun sertleşme süresine dayandırılabilir. Ayrıca, Hashem et al.'ın çalışmasında kullanılan asidik ortamın bizim çalışmamızda kullanılan asidik ortama göre daha yüksek pH'ta bulunması, bizim çalışmamızda materyal üzerinde daha yıkıcı bir etki oluşturması ile açıklanabilir.

MTA Angelus, uzun dönem çözünürlüğü yüksek bir materyaldir ve bileşenlerinin salınımı sebebiyle etrafındaki diş dokularını renkleştirebilir. Bizim çalışmamızda da, MTA Angelus içeren örneklerin sıvı ortamda yüksek ölçüde

çözündüğü ve sarıldığı gaz tamponu fazlaca renkleştirdiği gözlenmiştir. Çalışmamızda materyalin nemli ortamda sertleşebilme ve yüksek retansiyon etkisinin oldukça yetersiz olduğu görülmüştür.

Estrela et al.[131] MTA ve Portland çimentosunun bizmut oksit hariç benzer kimyasal elementlerden oluştuğunu göstermiştir. Bu nedenle, MTA'nın hidrasyon reaksiyonu Portland çimentosuna benzer şekilde olacaktır. Bu reaksiyon sonucu kalsiyum silikat hidrat ve Portlandite oluştuğu görülür. Portlandite'in temel olarak kristallin kalsiyum hidroksit olduğu düşünüldüğünde, MTA'nın reaksiyon mekanizmasının kalsiyum hidroksit'e benzer olduğu da düşünülebilir. Bu durum, MTA ve kalsiyum hidroksitin dentin köprüsü oluşumu ve osteoblast proliferasyonu üzerine gösterdiği benzer etki ile desteklenebilir.

MTA kristallizasyonu esnasında kübik ve iğne benzeri kristaller oluşturur. Roy et al.[132] pH 5.0'a maruz kalmış MTA materyalini incelediği çalışmada materyalde sadece kübik kristallerin görüldüğünü belirtmiştir. Bizim çalışmamızda alınan SEM görüntüleri incelendiğinde, PBS'de bekletilen grupta iğne benzeri ve kübik kristaller dikkat çekerken, asidik solüsyonda bekletilen grupta yoğunluklu olarak kübik kristal dağılımı gözlenmiştir. İğne benzeri kristal yapısının asit ortamda görülmemesi, kristalin geniş yüzey alanı nedeniyle hızlı çözünürlük göstermesi ile açıklanabilir.

Namazikhah et al.[60] WMTA'nın butirik asit içine yerleştirildikten sonra daha yüksek porozite gösterdiğini belirtmiştir. Çalışmamızda alınan SEM görüntüleri, bu sonuç onaylayacak niteliktedir. PBS'de bekletilen örnekler için görüntülerde materyalin dış dokusuna afezyonu ve arayüzeydeki kristalleşme görülebilirken, asidik ortamda bekletilen örnekler için görüntülerde kristalleşmenin bozulduğu, iğne-benzeri şekilli kristal yapının ortaya çıktığı ve materyal-dentin adezyonunun boşluklu yapıda olduğu görülmektedir. Yüksek asidik ortam kalsiyum-silikat içerikli materyallerin degradasyon ve çözünürlüğünü etkilemektedir. Bu durum, klinik koşullara aktarıldığında iltihabi bir ortama yerleşen poröz yapıda bir materyalin, mikroorganizmaların veya mikroorganizmaların metabolik ürünlerinin periapikal dokulara ilerlemesini kolaylaştıracağını düşündürmektedir[44, 59].

ERRM Putty, saklama koşullarına göre incelendiğinde, tüm gruplarda en yüksek bağlanma dayanımını gösterdiği gözlenmiştir. 34 gün PBS solüsyonunda saklanması materyalin bağlanma dayanımını diğer gruplara göre anlamlı ölçüde arttırmıştır. Asidik

ortama maruz kalması materyalin bağlanma dayanımını düşürmüştür fakat genel olarak materyal asidin yıkıcı etkilerine direnç göstermiştir. 4 gün asitte bekletilme sonrası PBS’de saklanma materyalin bağlanma dayanımını arttırmıştır fakat bu sonuç anlamlı değildir. Buna göre materyalin asidin yıkıcı etkilerine direnç gösterdiği ve nötr pH’ta kendini tamir edebilme özelliği olduğu görülebilir. Bu direnç, materyalin putty haline getirilebilmesi için kullanılan doldurucular ve sertleştirici ajanların eklenmesi ile açıklanabilir. Materyale zirkonyum oksit eklenmesinin belirli fiziksel özellikleri arttırdığı belirtilmiştir[133]. Bizim çalışmamızın sonuçlarına paralel olarak Shoukhouhinejad et al.[125] çalışmasında ERRM Putty materyalinin dislokasyonu için gereken kuvvetin MTA ve ERRM patı ile karşılaştırıldığında daha yüksek olduğunu belirtmiştir. Asidik ortamda ERRM putty’nin MTA’ya göre yüksek bağlanma dayanımı, ERRM’nin hazır formda bulunurken, MTA’nın toz ve likit karışımından oluşmasına dayandırılabilir.

ERRM sertleşme süresi 2 ila 4 saati bulan bir radyoopak materyaldir. Bulunduğu ortamın nemini arttırmak sertleşme süresini artırır ve materyalin mikrosertliğini azaltır. Üretici, dentin tübüllerine bulunan nemin materyalin sertleşmesi için yeterli olduğunu vurgulamaktadır. ERRM’nin nanoküre şeklinde bulunan parçacıkları dentin tübüllerine penetrasyonunu sağlar. Bunun yanı sıra, dentin sıvısının ortamda bulunması materyalin dentine mekanik bağlantısını sağlar ve materyalin büzülme potansiyelini azaltarak boyutsal stabilitesini artırır[134].

Sertleşmemiş ERRM materyali EDX ile incelendiğinde trikalsiyum silikat, tantalum oksit ve zirkonyum oksit elementleri göstermiştir. Üretici, materyalin hem kalsiyum silikat hem de kalsiyum fosfat monobasic bileşenlerinden oluştuğu için materyalin çiftfazlı olduğunu belirtmektedir. Materyalin sertleşmesi esnasında oluşan hidrasyon reaksiyonu sonucu kalsiyum hidroksit oluşur[94]. Tuzlu salin ve kanda bekletildiğinde ise materyalin amorf kalsiyum fosfat çökeltisi oluşturduğu gösterilmiştir. Amorf kalsiyum fosfat, apatitin ön oluşumudur. Yüzeyinde, karbone apatit çökeltisi oluşturabilen bir materyalin bioaktivite potansiyeli olduğu düşünülmelidir. SBF’de bekletilen biyomateriyallerin kalsiyum fosfat çökeltisi oluşturabilmesi sıklıkla materyalin bioaktivite özelliğinin kanıtı olarak görülmektedir[9, 47]. Bizim çalışmamızda da materyal-dentin arayüzeyinden alınan EDX analizi bulguları dikkate alındığında, PBS’de bekletilen grubun EDX analizinin yüksek oranda

Ca^{+2} ve P pikleri verdiği, asitte bekletilen grubun EDX analizi çoğunlukla Ca^{+2} pikleri göstermektedir. Bu durum, asidik ortam materyalin hidrasyon reaksiyonu ile oluşturduğu Ca-P interaksiyonunu eritmiş olmasıyla açıklanabilir. PBS’de bekletilen örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde yüksek oranda nanokübik formda kristal yapısı oluşumu görülebilmektedir.

Biodentine, saklama koşullarına göre incelendiğinde, en yüksek bağlanma dayanımını 34 gün PBS solüsyonunda bekletildiğinde göstermiştir. Bunun yanı sıra, 4 gün PBS bağlanma oranı ortalamaları 4 gün asit + 30 gün PBS bağlanma oranı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu durum, materyalin asidik koşullardan etkilendiğini ve materyalin nötr pH koşullarında biyoaktivite özelliğinin yeterli olmadığını göstermiştir.

Biodentine, MTA Angelus ile karşılaştırıldığında tüm gruplarda anlamlı ölçüde yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Guneser et al.[22] NaOCl ve EDTA gibi farklı endodontik irrigantların Biodentine ve MTA’nın dentine bağlanma dayanımını üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında Biodentine’in MTA’ya göre anlamlı ölçüde yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmiştir. Ayrıca, Nagas et al.[135] yine endodontik irrigantların Biodentine ve ProRoot MTA’nın kök kanal dentinine bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada, Biodentine’in anlamlı ölçüde yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmiştir. Bu sonuçlar, bizim çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Biodentine, 4 gün asit + 30 gün PBS grubunda MTA Angelus’a göre anlamlı ölçüde yüksek bağlanma oranı ortalaması göstermiştir. Materyal kendi altgruplarıyla karşılaştırıldığında en düşük bağlanma dayanımını bu grupta göstermiştir. Bu durum materyalin düşük pH ortamında yeterli sertleşmeye ulaşamadığını düşündürmektedir. Düşük pH materyalin sertleşme reaksiyonunu, adezyonunu etkileyebilir veya kalsiyum-silikat içerikli materyallerin çözünürlüğünü arttırabilir[44, 60, 111]. Elnaghy[124], Biodentine ve beyaz MTA’nın yüzey mikrosertliği ve kompresif direncini karşılaştırdığı çalışmasında, asidik ortama maruz bırakılan Biodentine’in beyaz MTA’ya göre daha yüksek kompresif direnç ve yüzey mikrosertliği gösterdiğini belirtmiştir. Bu sonuç, bizim çalışmamızın bulgularıyla paralellik göstermektedir. Bu sonuçlar, düşük pH ortamında materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinde görülen değişime yorulabilir[60, 62, 65]. Doku sıvısı varlığında, kalsiyum-silikat içerikli materyallerin

hidrasyon reaksiyonu sonucunda dentin dokusu ve materyal arasında bir hibrit tabaka oluşur[47]. Bu hibrit tabakada hidroksiapatit benzeri kristalleşmenin görülmesi olasıdır. Materyal-dentin arasında görülen bu tabakanın ise asidik ortamda bozulması mümkündür[65]. Kırılma doğasının analizi incelendiğinde materyal-dentin arayüzeyinde görülen kırılma çeşitlerinin çoğunluğunun adesiv kırılma olduğu görülmektedir. Bu sonuç önceki çalışmalarla paralellik göstermektedir[65, 136].

EDX analizi sonuçlarına göre PBS’de bekletilen Biodentine örneklerinin dentin-materyal arayüzeyinde yüksek oranda Ca^{+2} ve P elementleri görülürken, Si elementi düşük çıkmıştır. Bu durum silikatın bir taşıyıcı olması ve materyal sıvı ortama girdiğinde çözünerek içerdiği elementleri ortama saldırdığını düşündürmektedir. Yüksek çıkan Ca^{+2} ve P elementleri ise, doku sıvısı varlığında materyalden gelen Ca^{+2} ve doku sıvısından gelen P elementlerinin Ca-P etkileşimini oluşturması ve kristalleşmeye önyak olduğunu belirtmektedir. Sertleşmiş Biodentine’in içerdiği bileşenlerden biri olan zirkonyum oksite ait elementler analizde görülmemiştir. Bunun nedeni analizin sadece materyal-dentin arayüzeyinden alınmış olması olabilir. Camilleri[100], dentin ile temas eden Biodentine materyalinin ‘mineral infiltrasyon zonu’ adı verilen bir arayüz tabakası oluşturduğunu, kalsiyum silikat simanların hidrasyon ürünlerinin arayüzey dentininin kollajen komponentini dağıtarak dentin içine uzanmasını sağlayan uzantı benzeri yapılar oluşturduğunu belirtmiştir. Benzer yapı çalışmamızdaki SEM görüntülerinde de görülmektedir. Bu yapının alkalın ortamda görüldüğü, düşük pH’lı ortamda ise kolaylıkla çözünebildiği anlaşılmaktadır.

Bağlanma dayanımı testi kök kanal siman ve materyallerinin klinik davranışının anlaşılması açısından güvenilir bir öngörü sağlayamasa da, bağlanma dayanımı günümüzde elimizde olan ve adezyonu test edebilecek en iyi metodlardan biridir[16]. Goracci et al.[137] push-out testinin bağlanma dayanımı ölçümü için etkili ve güvenilir bir metod olduğunu belirtmektedir[137]. Bu tez çalışmasında, push-out test metodu kalsiyum silikat içerikli Biodentine, ERM Putty, BioMTA ile MTA Angelus materyallerinin asidik ve nötr pH ortamında dentin duvarlarına bağlanma dayanımının ölçümünde kullanılmıştır.

Kök kanal dolgu ve tamir materyallerine uygulanan push-out testleri genel olarak kanalın uzun aksında dik olacak şekilde kesilmiş 1-2mm’lik ince kesitlerde gerçekleştirilir[138, 139]. Materyal üzerine baskı uygulayacak pin çapının alınacak

değerler üzerine etkisi çalışmalarda tartışılmıştır. Chen et al[117]. test edilen materyalin pinleme esnasında materyal-pin arayüzeyinden kırılmaması için pin çapının materyal yarıçapından biraz daha küçük olması gerektiğini belirtmiştir. Pane et al. ise 0.5-0.9mm yarıçapında bir pinin kanal yarıçapının %70-90 arası bir yüzey alanını kapladığı sürece bağlanma dayanımı değerini etkilemediği belirtmiştir. Buna benzer olarak, Nagas et al. pin yarıçapının kanal yarıçapının %50-38 arasında olmasının push out dayanımını anlamlı olarak etkilemediğini belirtmiştir. Bu tez çalışmasında da ilgili sonuçlar dikkate alınarak, 0.6mm yarıçapında pin seçilmiştir.



6. SONUÇLAR

Endodontik tedavide kullanılan kalsiyum silikat içerikli tamir materyallerinin nötr ve asidik pH ortamında kök kanal dentinine olan bağlanma dayanımının, osteoindüktif etkisi ve biyouyumluluğu bilinen ve rutin olarak kullanılan MTA ile push-out bağlanma dayanımı testi kullanılarak kıyaslandığı in-vitro çalışmamızda şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmamızda 4 gün asit, 4 gün PBS, 34 gün PBS ve 4 gün asit+30 gün PBS ortamlarında en yüksek bağlanma dayanımını ERRM materyali göstermiştir.
2. 34 gün PBS grubundan alınan bağlanma dayanımı değerleri tüm materyaller için en yüksek bulunmuştur.
3. 4 gün PBS ve 34 gün PBS gruplarından alınan bağlanma dayanımı değerleri, 4 gün asit ve 4 gün asit +30 gün PBS gruplarından alınan bağlanma değerlerine göre tüm materyaller için en yüksek bulunmuştur.
4. MTA Angelus ve BioMTA materyalleri tüm gruplarda en düşük bağlanma dayanımı değerlerini göstermiştir.
5. Materyallerin bioindüktif özellikleri dikkate alındığında 4 gün asit + 30 gün PBS grubu tüm materyaller için en düşük bağlanma değeri göstermiştir.
6. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntülerinde nötr ortamda bekletilen materyallerin materyal-dentin arayüzeyinde kristalleşme gözlenirken, asidik ortamda bekletilen materyallerin arayüzey tabakasında iğne benzeri kristalleşme ve boşluklu yapı gözlenmiştir.
7. Enerji dağılım analizi (EDX) bulgularına göre 34 gün PBS gruplarında bekletilen materyaller en yüksek Ca^{+2} ve P elementleri pikleri vermiştir. Bu sonuç, materyallerin PBS'de bekletildiğinde Ca-P çökeltisi oluşturduğu ve kristalleşmeye önayak olduğunu belirtmektedir.

Sonuçlara bakıldığında ERRM ve Biodentine diğer kalsiyum silikat içerikli tamir materyallerine göre en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini göstermiştir. Materyaller nötr pH ortamda 1 ay bekletildiklerinde en yüksek bağlanma dayanımını göstermiş ve taramalı elektron mikroskobu bulgularına göre nötr pH ortamında

materyal-dentin arayüzeyinde daha fazla kristalleşme gözlenmiştir. Materyaller asidik ortamdan sonra nötr pH ortamında bekletildiklerinde ise en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir. Bu sonuçlar materyallerin nötr pH'ta biyoaktivite özelliklerini daha iyi gösterdiklerini fakat asidik ortama maruz bırakıldıklarında yeniden biyoaktivite özelliğini sağlamada yetersiz kaldıkları göstermektedir. Sonuçlar endodontik tedavinin klinik koşullarına uyarlandığında klinisyenlerin ilgili durumlarda kullanacakları materyali seçerken, materyalin iltihabi ortamda diş dokusuna bağlanma direncini göz önünde bulundurmalarını ve gerekirse kanal için pH'I yükseltebilecek medikamentler ile ara seans uygulamaları tercih etmelerini düşünmekteyiz. Yine, bu çalışmadaki sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda ERRM ve Biodentine materyallerinin iltihabi bölge üzerine yerleştirilmesinin tedavi prognozunu iyi yönde etkileyeceği söylenebilir.

KAYNAKLAR

1. Haapasalo, M., et al., *Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation*. Endodontic Topics, 2005. **10**(1): p. 77-102.
2. Darvell, B.W. and R.C. Wu, *"MTA"-an Hydraulic Silicate Cement: review update and setting reaction*. Dent Mater, 2011. **27**(5): p. 407-22.
3. Koubi, G., et al., *Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(1): p. 243-9.
4. Ma, J., et al., *Biocompatibility of two novel root repair materials*. J Endod, 2011. **37**(6): p. 793-8.
5. Veljovic, D., et al., *The effect of grain size on the biocompatibility, cell-materials interface, and mechanical properties of microwave-sintered bioceramics*. J Biomed Mater Res A, 2012. **100**(11): p. 3059-70.
6. Atmeh, A.R., et al., *Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates*. J Dent Res, 2012. **91**(5): p. 454-9.
7. Koch, K.A. and D. g. Brave, *Bioceramics, part I: the clinician's viewpoint*. Dent Today, 2012. **31**(1): p. 130-5.
8. Camilleri, J. and T.R. Pitt Ford, *Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material*. Int Endod J, 2006. **39**(10): p. 747-54.
9. Reyes-Carmona, J.F., M.S. Felipe, and W.T. Felipe, *Biom mineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid*. J Endod, 2009. **35**(5): p. 731-6.
10. Parirokh, M. and M. Torabinejad, *Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties*. J Endod, 2010. **36**(1): p. 16-27.
11. Alanezi, A.Z., et al., *Cytotoxicity evaluation of endosequence root repair material*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2010. **109**(3): p. e122-5.

12. Hench, L.L. and J. Wilson, *Surface-active biomaterials*. Science, 1984. **226**(4675): p. 630-6.
13. Persson, C. and H. Engqvist, *Premixed calcium silicate cement for endodontic applications: injectability, setting time and radiopacity*. Biomater, 2011. **1**(1): p. 76-80.
14. Santos, A.D., et al., *Setting time and thermal expansion of two endodontic cements*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2008. **106**(3): p. e77-9.
15. Miyamoto, Y., et al., *In vivo setting behaviour of fast-setting calcium phosphate cement*. Biomaterials, 1995. **16**(11): p. 855-60.
16. Orstavik, D., *Physical properties of root canal sealers: measurement of flow, working time, and compressive strength*. Int Endod J, 1983. **16**(3): p. 99-107.
17. Torabinejad, M., et al., *Physical and chemical properties of a new root-end filling material*. J Endod, 1995. **21**(7): p. 349-53.
18. Moshaverinia, A., et al., *Measure of microhardness, fracture toughness and flexural strength of N-vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer dental cements*. Dent Mater, 2010. **26**(12): p. 1137-43.
19. Adabo, G.L., et al., *The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth*. J Dent, 2003. **31**(5): p. 353-9.
20. Sagsen, B., et al., *Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine*. Int Endod J, 2011. **44**(12): p. 1088-91.
21. Assmann, E., et al., *Dentin bond strength of two mineral trioxide aggregate-based and one epoxy resin-based sealers*. J Endod, 2012. **38**(2): p. 219-21.
22. Guneser, M.B., M.B. Akbulut, and A.U. Eldeniz, *Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials*. J Endod, 2013. **39**(3): p. 380-4.
23. Holland, R., et al., *Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tube filled with mineral trioxide aggregate, Portland cement or calcium hydroxide*. Braz Dent J, 2001. **12**(1): p. 3-8.
24. Okabe, T., et al., *Effects of pH on mineralization ability of human dental pulp cells*. J Endod, 2006. **32**(3): p. 198-201.

25. Yang, Q., T. Troczynski, and D.M. Liu, *Influence of apatite seeds on the synthesis of calcium phosphate cement*. Biomaterials, 2002. **23**(13): p. 2751-60.
26. Zhang, W., Z. Li, and B. Peng, *Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2009. **107**(6): p. e79-82.
27. Candeiro, G.T., et al., *Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer*. J Endod, 2012. **38**(6): p. 842-5.
28. Silva, E.J., et al., *Evaluation of cytotoxicity and physicochemical properties of calcium silicate-based endodontic sealer MTA Fillapex*. J Endod, 2013. **39**(2): p. 274-7.
29. Holt, D.M., et al., *The anti-microbial effect against enterococcus faecalis and the compressive strength of two types of mineral trioxide aggregate mixed with sterile water or 2% chlorhexidine liquid*. J Endod, 2007. **33**(7): p. 844-7.
30. Coomaraswamy, K.S., P.J. Lumley, and M.P. Hofmann, *Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system*. J Endod, 2007. **33**(3): p. 295-8.
31. Fridland, M. and R. Rosado, *Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios*. J Endod, 2003. **29**(12): p. 814-7.
32. Zanini, M., et al., *Biodentine induces immortalized murine pulp cell differentiation into odontoblast-like cells and stimulates biomineralization*. J Endod, 2012. **38**(9): p. 1220-6.
33. Liu, Y., et al., *Hierarchical and non-hierarchical mineralisation of collagen*. Biomaterials, 2011. **32**(5): p. 1291-300.
34. Tay, F.R., et al., *Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid*. J Endod, 2007. **33**(11): p. 1347-51.
35. Wang, Z., et al., *Dentine remineralization induced by two bioactive glasses developed for air abrasion purposes*. J Dent, 2011. **39**(11): p. 746-56.
36. Leiendecker, A.P., et al., *Effects of calcium silicate-based materials on collagen matrix integrity of mineralized dentin*. J Endod, 2012. **38**(6): p. 829-33.

37. Wang, Z., et al., *The dentine remineralization activity of a desensitizing bioactive glass-containing toothpaste: an in vitro study*. Aust Dent J, 2011. **56**(4): p. 372-81.
38. Wang, Z., et al., *Nerve-targeted desensitizing toothpastes occlude dentin tubules and induce mineral precipitation*. Am J Dent, 2012. **25**(1): p. 26-30.
39. Smith, A.J., et al., *Reactionary dentinogenesis*. Int J Dev Biol, 1995. **39**(1): p. 273-80.
40. Cox, C.F., et al., *Tunnel defects in dentin bridges: their formation following direct pulp capping*. Oper Dent, 1996. **21**(1): p. 4-11.
41. Schroder, U., *Effects of calcium hydroxide-containing pulp-capping agents on pulp cell migration, proliferation, and differentiation*. J Dent Res, 1985. **64 Spec No**: p. 541-8.
42. Nair, P.N., et al., *Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after "one-visit" endodontic treatment*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2005. **99**(2): p. 231-52.
43. Reyes-Carmona, J.F., M.S. Felipe, and W.T. Felipe, *The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength*. J Endod, 2010. **36**(2): p. 286-91.
44. Torabinejad, M. and N. Chivian, *Clinical applications of mineral trioxide aggregate*. J Endod, 1999. **25**(3): p. 197-205.
45. Torabinejad, M., T.F. Watson, and T.R. Pitt Ford, *Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material*. J Endod, 1993. **19**(12): p. 591-5.
46. Bozeman, T.B., R.R. Lemon, and P.D. Eleazer, *Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA*. J Endod, 2006. **32**(5): p. 425-8.
47. Sarkar, N.K., et al., *Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate*. J Endod, 2005. **31**(2): p. 97-100.
48. Tay, F.R. and D.H. Pashley, *Guided tissue remineralisation of partially demineralised human dentine*. Biomaterials, 2008. **29**(8): p. 1127-37.

49. Perez, A.L., et al., *Osteoblasts and MG-63 osteosarcoma cells behave differently when in contact with ProRoot MTA and White MTA*. Int Endod J, 2003. **36**(8): p. 564-70.
50. Asgary, S., et al., *Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement*. J Endod, 2009. **35**(2): p. 243-50.
51. Asgary, S., et al., *A qualitative X-ray analysis of white and grey mineral trioxide aggregate using compositional imaging*. J Mater Sci Mater Med, 2006. **17**(2): p. 187-91.
52. Camilleri, J., et al., *The constitution of mineral trioxide aggregate*. Dent Mater, 2005. **21**(4): p. 297-303.
53. Gandolfi, M. g., et al., *Setting time and expansion in different soaking media of experimental accelerated calcium-silicate cements and ProRoot MTA*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2009. **108**(6): p. e39-45.
54. Ferris, D.M. and J.C. Baumgartner, *Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate*. J Endod, 2004. **30**(6): p. 422-4.
55. de Vasconcelos, B.C., et al., *Evaluation of pH and calcium ion release of new root-end filling materials*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2009. **108**(1): p. 135-9.
56. Fridland, M. and R. Rosado, *MTA solubility: a long term study*. J Endod, 2005. **31**(5): p. 376-9.
57. Islam, I., H.K. Chng, and A.U. Yap, *Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement*. J Endod, 2006. **32**(3): p. 193-7.
58. Poggio, C., et al., *Solubility of root-end-filling materials: a comparative study*. J Endod, 2007. **33**(9): p. 1094-7.
59. Shie, M.Y., et al., *The effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate*. J Endod, 2009. **35**(1): p. 98-101.
60. Namazikhah, M.S., et al., *The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate*. Int Endod J, 2008. **41**(2): p. 108-16.

61. Kayahan, M.B., et al., *Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate*. Int Endod J, 2009. **42**(11): p. 1004-14.
62. Lee, Y.L., et al., *Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate*. Biomaterials, 2004. **25**(5): p. 787-93.
63. Lee, Y.L., et al., *Effects of EDTA on the hydration mechanism of mineral trioxide aggregate*. J Dent Res, 2007. **86**(6): p. 534-8.
64. Saghiri, M.A., et al., *Push-out bond strength of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH*. J Endod, 2010. **36**(11): p. 1856-9.
65. Shokouhinejad, N., et al., *Effect of acidic environment on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate*. J Endod, 2010. **36**(5): p. 871-4.
66. Kettering, J.D. and M. Torabinejad, *Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials*. J Endod, 1995. **21**(11): p. 537-42.
67. Torabinejad, M., et al., *Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination*. J Endod, 1994. **20**(4): p. 159-63.
68. Sluyk, S.R., P.C. Moon, and G.R. Hartwell, *Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material*. J Endod, 1998. **24**(11): p. 768-71.
69. Matt, G.D., et al., *Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one- or two-step apical barrier technique*. J Endod, 2004. **30**(12): p. 876-9.
70. Aminoshariae, A., G.R. Hartwell, and P.C. Moon, *Placement of mineral trioxide aggregate using two different techniques*. J Endod, 2003. **29**(10): p. 679-82.
71. Eidelman, E., G. Holan, and A.B. Fuks, *Mineral trioxide aggregate vs. formocresol in pulpotomized primary molars: a preliminary report*. Pediatr Dent, 2001. **23**(1): p. 15-8.
72. Faraco, I.M., Jr. and R. Holland, *Response of the pulp of dogs to capping with mineral trioxide aggregate or a calcium hydroxide cement*. Dent Traumatol, 2001. **17**(4): p. 163-6.
73. Schmitt, D., J. Lee, and G. Bogen, *Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material*. Pediatr Dent, 2001. **23**(4): p. 326-330.

74. Abdullah, D., et al., *An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material*. Biomaterials, 2002. **23**(19): p. 4001-10.
75. Ford, T.R., et al., *Using mineral trioxide aggregate as a pulp capping material*. J Am Dent Assoc, 1996. **127**(10): p. 1491-4.
76. Ford, T.R., et al., *Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 1995. **79**(6): p. 756-763.
77. Seux, D., et al., *Odontoblast-like cytodifferentiation of human dental pulp cells in vitro in the presence of a calcium hydroxide-containing cement*. Arch Oral Biol, 1991. **36**(2): p. 117-28.
78. Holland, R., et al., *Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations*. J Endod, 2001. **27**(4): p. 281-4.
79. Cehreli, Z.C., et al., *Short term human primary pulpal response after direct pulp capping with fourth-generation dentin adhesives*. J Clin Pediatr Dent, 2000. **25**(1): p. 65-71.
80. Koh, E.T., et al., *Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate*. J Endod, 1998. **24**(8): p. 543-7.
81. Duarte, M.A., et al., *pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2003. **95**(3): p. 345-7.
82. Song, J.S., et al., *Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2006. **102**(6): p. 809-15.
83. Komabayashi, T. and L.S. Spangberg, *Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer*. J Endod, 2008. **34**(1): p. 94-8.
84. Oliveira, I.R., V.C. Pandolfelli, and M. Jacobovitz, *Chemical, physical and mechanical properties of a novel calcium aluminate endodontic cement*. Int Endod J, 2010. **43**(12): p. 1069-76.
85. Hansen, S.W., J. g. Marshall, and C.M. Sedgley, *Comparison of intracanal EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA to induce pH changes in*

- simulated root resorption defects over 4 weeks in matched pairs of human teeth. J Endod, 2011. 37(4): p. 502-6.*
86. Lovato, K.F. and C.M. Sedgley, *Antibacterial activity of endosequence root repair material and proroot MTA against clinical isolates of Enterococcus faecalis. J Endod, 2011. 37(11): p. 1542-6.*
 87. Gandolfi, M. g., et al., *Environmental scanning electron microscopy connected with energy dispersive x-ray analysis and Raman techniques to study ProRoot mineral trioxide aggregate and calcium silicate cements in wet conditions and in real time. J Endod, 2010. 36(5): p. 851-7.*
 88. Shokouhinejad, N., et al., *Bioactivity of EndoSequence root repair material and bioaggregate. Int Endod J, 2012. 45(12): p. 1127-34.*
 89. Walsh, R.M., et al., *Evaluation of compressive strength of hydraulic silicate-based root-end filling materials. J Endod, 2014. 40(7): p. 969-72.*
 90. Wang, Z., et al., *Acidic pH weakens the microhardness and microstructure of three tricalcium silicate materials. Int Endod J, 2015. 48(4): p. 323-32.*
 91. Ciasca, M., et al., *A comparison of the cytotoxicity and proinflammatory cytokine production of EndoSequence root repair material and ProRoot mineral trioxide aggregate in human osteoblast cell culture using reverse-transcriptase polymerase chain reaction. J Endod, 2012. 38(4): p. 486-9.*
 92. Chen, I., et al., *Healing after root-end microsurgery by using mineral trioxide aggregate and a new calcium silicate-based bioceramic material as root-end filling materials in dogs. J Endod, 2015. 41(3): p. 389-99.*
 93. Septodont, *Biodentine™ scientific file, in Active Biosilicate Technology™. 2010: Saint-Maur-des-Fosses Cedex, France.*
 94. Camilleri, J., *Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. Dent Mater, 2011. 27(8): p. 836-44.*
 95. Grech, L., B. Mallia, and J. Camilleri, *Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. Dent Mater, 2013. 29(2): p. e20-8.*

96. Raskin, A., et al., *In vitro microleakage of Biodentine as a dentin substitute compared to Fuji II LC in cervical lining restorations*. J Adhes Dent, 2012. **14**(6): p. 535-42.
97. Laurent, P., et al., *Induction of specific cell responses to a Ca(3)SiO(5)-based posterior restorative material*. Dent Mater, 2008. **24**(11): p. 1486-94.
98. Aggarwal, V., et al., *Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair*. J Conserv Dent, 2013. **16**(5): p. 462-5.
99. S., P. and M. R., *Review on Biodentine- A Bioactive Dentin Substitute*. IOSR-JDMS, 2014. **13**(1): p. 13-17.
100. Camilleri, J., *Investigation of Biodentine as dentine replacement material*. J Dent, 2013. **41**(7): p. 600-10.
101. Chang, S.W., et al., *Heavy metal analysis of ortho MTA and ProRoot MTA*. J Endod, 2011. **37**(12): p. 1673-6.
102. Kim, M., et al., *Comparison of the biological properties of ProRoot MTA, BioMTA, and Endocem MTA cements*. J Endod, 2014. **40**(10): p. 1649-53.
103. Lee, B.N., et al., *Cytotoxicity of newly developed ortho MTA root-end filling materials*. J Endod, 2012. **38**(12): p. 1627-30.
104. Shokouhinejad, N., et al., *Evaluation and Comparison of Occurrence of Tooth Discoloration after the Application of Various Calcium Silicate-based Cements: An Ex Vivo Study*. J Endod, 2016. **42**(1): p. 140-4.
105. Loushine, B.A., et al., *Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer*. J Endod, 2011. **37**(5): p. 673-7.
106. Niu, L.N., et al., *A review of the bioactivity of hydraulic calcium silicate cements*. J Dent, 2014. **42**(5): p. 517-33.
107. Grazziotin-Soares, R., et al., *Effect of bismuth oxide on white mineral trioxide aggregate: chemical characterization and physical properties*. Int Endod J, 2014. **47**(6): p. 520-33.
108. Bentz, T., et al., *Reaction of hydrogen atoms with propyne at high temperatures: an experimental and theoretical study*. J Phys Chem A, 2007. **111**(19): p. 3812-8.

109. HM, A., N. JW, and M. JF, *The effect of using layered specimens for determination of the compressive strength of glass-ionomer cements*. J Dent Res, 1995(71): p. 1871-1874.
110. Parirokh, M. and M. Torabinejad, *Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action*. J Endod, 2010. **36**(3): p. 400-13.
111. Watts, J.D., et al., *Effects of pH and mixing agents on the temporal setting of tooth-colored and gray mineral trioxide aggregate*. J Endod, 2007. **33**(8): p. 970-3.
112. ANSI/ADA, *American National Standards/American Dental Association, in Dental Water-based cements*. 2000. p. 96.
113. Walker, M.P., A. Diliberto, and C. Lee, *Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength*. J Endod, 2006. **32**(4): p. 334-6.
114. Yeung, P., F.R. Liewehr, and P.C. Moon, *A quantitative comparison of the fill density of MTA produced by two placement techniques*. J Endod, 2006. **32**(5): p. 456-9.
115. Bordallo, H.N., L.P. Aldridge, and A. Desmedt, *Water dynamics in hardened ordinary Portland cement paste or concrete: from quasielastic neutron scattering*. J Phys Chem B, 2006. **110**(36): p. 17966-76.
116. Nekoofar, M.H., et al., *The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate*. Int Endod J, 2007. **40**(6): p. 453-61.
117. Chen, W.P., et al., *Limitations of push-out test in bond strength measurement*. J Endod, 2013. **39**(2): p. 283-7.
118. DeLong, C., J. He, and K.F. Woodmansey, *The effect of obturation technique on the push-out bond strength of calcium silicate sealers*. J Endod, 2015. **41**(3): p. 385-8.
119. Swift EJ, J., P. J, and H. HO, *Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of art*. Vol. 26. 1995: Quintessence Int.
120. Coniglio, I., et al., *Push-out bond strength of circular and oval-shaped fiber posts*. Clin Oral Investig, 2011. **15**(5): p. 667-72.

121. Carvalho, C.N., et al., *Micro Push-out Bond Strength and Bioactivity Analysis of a Bioceramic Root Canal Sealer*. Iran Endod J, 2017. **12**(3): p. 343-348.
122. Hashem, A.A. and S.A. Wanees Amin, *The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study*. J Endod, 2012. **38**(2): p. 245-9.
123. Prati, C. and M. g. Gandolfi, *Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications*. Dent Mater, 2015. **31**(4): p. 351-70.
124. Elnaghy, A.M., *Influence of acidic environment on properties of biodentine and white mineral trioxide aggregate: a comparative study*. J Endod, 2014. **40**(7): p. 953-7.
125. Shokouhinejad, N., et al., *Effect of acidic environment on dislocation resistance of endosequence root repair material and mineral trioxide aggregate*. J Dent (Tehran), 2014. **11**(2): p. 161-6.
126. Tronstad, L., et al., *pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide*. J Endod, 1981. **7**(1): p. 17-21.
127. Felipe, W.T., M.C. Felipe, and M.J. Rocha, *The effect of mineral trioxide aggregate on the apexification and periapical healing of teeth with incomplete root formation*. Int Endod J, 2006. **39**(1): p. 2-9.
128. Xu, Q. and S. J., *Early hydration of ordinary Portland cement with an alkaline shotcrete accelerator*. Adv Cement Res, 2005. **17**: p. 1-8.
129. Shokouhinejad, N., et al., *Push-out bond strength of bioceramic materials in a synthetic tissue fluid*. J Dent (Tehran), 2013. **10**(6): p. 540-7.
130. E., B., et al., *Effect of Acidic Environment on Dislodgment Resistance of Different Silicate-based Root Repair Materials*. Acta Scientific Dental Sciences, 2018. **2**(5): p. 25-28.
131. Estrela, C., et al., *Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal*. Braz Dent J, 2000. **11**(1): p. 3-9.
132. Roy, C.O., B. g. Jeansonne, and T.F. Gerrets, *Effect of an acid environment on leakage of root-end filling materials*. J Endod, 2001. **27**(1): p. 7-8.

133. De Aza, A.H., et al., *Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses*. Biomaterials, 2002. **23**(3): p. 937-45.
134. Damas, B.A., et al., *Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials*. J Endod, 2011. **37**(3): p. 372-5.
135. Nagas, E., et al., *Effect of several intracanal medicaments on the push-out bond strength of ProRoot MTA and Biodentine*. Int Endod J, 2016. **49**(2): p. 184-8.
136. Vanderweele, R.A., S.A. Schwartz, and T.J. Beeson, *Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids*. J Endod, 2006. **32**(5): p. 421-4.
137. Goracci, C., et al., *The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements*. Eur J Oral Sci, 2004. **112**(4): p. 353-61.
138. Gesi, A., et al., *Interfacial strength of Resilon and gutta-percha to intraradicular dentin*. J Endod, 2005. **31**(11): p. 809-13.
139. Soares, C.J., et al., *Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests*. Dent Mater, 2008. **24**(10): p. 1405-11.

HAM VERİLER

Örnek No. (34 gün)	pH 4.5 (N)	pH 4.5 (Mpa)	PBS (N)	PBS (Mpa)	Örnek No. (4 gün)	pH 4.5 (N)	pH 4.5 (Mpa)	PBS (N)	PBS (Mpa)
1	11	1.347378736	16	1.95982362	1	10	1.22488976	32	3.91964723
2	2.5	0.30622244	30.7	3.76041156	2	25	3.0622244	26	3.18471338
3	3.5	0.428711416	45	5.51200392	3	39	4.77707006	59	7.22684958
4	3.5	0.428711416	32	3.91964723	4	8	0.97991181	17	2.08231259
5	7	0.857422832	30	3.67466928	5	17	2.08231259	19	2.32729054
6	5	0.61244488	30	3.67466928	6	9	1.10240078	5	0.61244488
7	8	0.979911808	30	3.67466928	7	15	1.83733464	7	0.85742283
8	2.8	0.342969133	50	6.1244488	8	4	0.4899559	23	2.81724645
9	3	0.367466928	54	6.6144047	9	21	2.5722685	32	3.91964723
10	7	0.857422832	43	5.26702597	10	37	4.53209211	7	0.85742283
11	2.5	0.30622244	42	5.14453699	11	6	0.73493386	13	1.59235669
12	2.5	0.30622244	30	3.67466928	12	6	0.73493386	6	0.73493386

Grup A (MTA Angelus)

Örnek No. (34 gün)	pH 4.5 (N)	pH 4.5 (Mpa)	PBS (N)	PBS (Mpa)	Örnek No. (4 gün)	pH 4.5 (N)	pH 4.5 (Mpa)	PBS (N)	PBS (Mpa)	
1	60	7.34933856	95	11.6364527	1	9	1.10240078	13	1.59235669	
2	33	4.042136208	84	10.289074	2	10	1.22488976	40	4.89955904	
3	85	10.41156296	95	11.6364527	3	56	6.85938266	78	9.55414013	
4	38	4.654581088	186	22.7829495	4	12	1.46986771	35	4.28711416	
5	37	4.532092112	88	10.7790299	5	38	4.65458109	44	5.38951494	
6	21	2.572268496	150	18.3733464	6	53	6.49191573	100	12.2488976	
7	38	4.654581088	151	18.4958354	7	44	5.38951494	53	6.49191573	
8	94	11.51396374	52	6.36942675	8	23	2.81724645	19	2.32729054	
9	28	3.429691328	70	8.57422832	9	52	6.36942675	72	8.81920627	
10	54	6.614404704	140	17.1484566	10	88	10.7790299	73	8.94169525	
11	26	3.184713376	52	6.36942675	11	45	5.51200392	48	5.87947085	
12	22	2.694757472	163	19.9657031	12	34	4.16462518	29	3.5521803	

Grup B (ERRM)

Örnek No. (34 gün)	pH 4.5 (N)	pH 4.5 (Mpa)	PBS (N)	PBS (Mpa)		Örnek No. (4 gün)	pH 4.5 (N)	pH 4.5 (Mpa)	PBS (N)	PBS (Mpa)	
1	23	2.81724645	34	4.16462518		1	23	2.81724645	81	9.92160706	
2	25	3.0622244	16	1.95982362		2	50	6.1244488	59	7.22684958	
3	26	3.18471338	30	3.67466928		3	73	8.94169525	45	5.51200392	
4	20	2.44977952	30	3.67466928		4	49	6.00195982	41	5.02204802	
5	28	3.42969133	26	3.18471338		5	30	3.67466928	52	6.36942675	
6	25	3.0622244	28	3.42969133		6	43	5.26702597	81	9.92160706	
7	19	2.32729054	15	1.83733464		7	19	2.32729054	30	3.67466928	
8	29	3.5521803	17	2.08231259		8	30	3.67466928	19	2.32729054	
9	19	2.32729054	30	3.67466928		9	30	3.67466928	20	2.44977952	
10	19	2.32729054	56	6.85938266		10	25	3.0622244	25	3.0622244	
11	23	2.81724645	30	3.67466928		11	30	3.67466928	30	3.67466928	
12	25	3.0622244	30	3.67466928		12	22	2.69475747	25	3.0622244	

Grup C (Biodentine)

Örnek No. (34 gün)	pH 4.5 (N)	pH 4.5 (Mpa)	PBS (N)	PBS (Mpa)	Örnek No. (4 gün)	pH 4.5 (N)	pH 4.5 (Mpa)	PBS (N)	PBS (Mpa)
1	6	0.73493386	19	2.32729054	1	16	1.95982362	23	2.81724645
2	6.2	0.75943165	10	1.22488976	2	15	1.83733464	29	3.5521803
3	7	0.85742283	9	1.10240078	3	32	3.91964723	19	2.32729054
4	9	1.10240078	15	1.83733464	4	12	1.46986771	19	2.32729054
5	8	0.97991181	14	1.71484566	5	10	1.22488976	32	3.91964723
6	8	0.97991181	16	1.95982362	6	30	3.67466928	16	1.95982362
7	5	0.61244488	25	3.0622244	7	15	1.83733464	25	3.0622244
8	8	0.97991181	17	2.08231259	8	18	2.20480157	20	2.44977952
9	9	1.10240078	15	1.83733464	9	15	1.83733464	30	3.67466928
10	5	0.61244488	25	3.0622244	10	16	1.95982362	19	2.32729054
11	11	1.34737874	18	2.20480157	11	12	1.46986771	23	2.81724645
12	8	0.97991181	18	2.20480157					

Grup D (BioMTA)

ETİK KURUL KARARI



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı : 189

16.06.2017

Konu : Prof. Dr. Raif Erişen

Sayın Prof. Dr. Raif ERİŞEN
Endodonti Anabilim Dalı

İlgi : Endodonti Anabilim Dalının 24/04/2017 gün ve 154848 sayılı yazısı.

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2017/37 dosya nolu "Farklı İrrigasyon sistemlerinin Kök Kanalı Dolgu Materyalini Uzaklaştırmadaki Etkinliklerinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi" başlıklı çalışma kurulumuzun 16/06/2017 tarih ve 55 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof.Dr. Gamze AREN
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik
Araştırmalar Etik Kurul B. Yrd.

Eki:İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

ENDODONTİK TEDAVİDE KULLANILAN FARKLI PERFORASYON TAMİR MATERYALLERİNİN DENTİNE BAĞLANMA ORANLARININ KARŞILAŞTIRMALI İNCELEMESİ

ORJİNALLIK RAPORU

% 6	% 6	% 5	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	istanbulsaglik.gov.tr İnternet Kaynağı	% 2
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
3	Submitted to Yeditepe University Öğrenci Ödevi	% 1
4	www.endoruddle.com İnternet Kaynağı	<% 1
5	www.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	R. N. Weller. "Microscopic appearance and apical seal of root canals filled with gutta-percha and ProRoot Endo Sealer after immersion in a phosphate-containing fluid", International Endodontic Journal, 11/2008 Yayın	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Beliz	Soyadı	Özel
Doğ.Yeri	Kadıköy	Doğ.Tar.	31.10.1990
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	22378322942
Email	ozel.beliz@gmail.com	Tel	05362986170

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı	2019
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lisans		
Lise	TED İstanbul Koleji	2017

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	İyi	89	TOEFL:95 IELTS:7.5

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
--	----------------	---------------------	--------------

LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi

Ödüller

CED-IADR Travel Stipend Award, *IADR Genel Kongresi, 2018*

Johnson&Johnson Travel Bursary, *BSODR Kongresi 2015*

Travel Stipend Award, *CED-IADR/NOF Kongresi, 2015*

Travel Fellowship Award, *62. ORCA Kongresi, 2015*

Poster ve Yayınlar

Surface Roughness Evaluation of Various Nickel Titanium Instruments, *B.Ozel, R.Erisen, P.Anderson IADR/AADR/CADR Genel Kongresi, 2019*

Different Management Approaches for Traumatized Permanent Incisors, *B.Ozel, R.Erisen – 20. APEC Kongresi, 2019*

Evaluation of Calcium Ion Diffusion through Coronal Dentin: an ISE study, *B.Ozel, P.Anderson, R.Erisen- 66. ORCA Kongresi, 2019*

The quantification of surface roughness on root caries using non-contact Optical Profilometry - an in-vitro study, *A.Baysan, A.Sleibi, B.Ozel, P.Anderson – Lasers in Dental Science, 2018*

Calcium release from Bioactive Endodontic Cements: an in-vitro ISE study, *B.Ozel, P.Anderson, R.Erisen - IADR/PER Genel Kongresi, 2018*

Management of an orthodontically induced external root resorption: a case report, *B.Ozel, R.Erisen– ESE Kongresi, 2017*

Effect of a bioglass containing dental products on root caries by the employment of non-contact optical profilometry, *B.Ozel, A.Baysan, P.Anderson – 62. ORCA Kongresi, 2015*

Calcium release from bioactive glass on dentine: in-vitro ISE comparison, *B.Ozel, A.Baysan, P.Anderson –CED- IADR/NOF Kongresi, Antalya, 2015*

Surface roughness measurements on carious dentine using non-contact optical profilometry, *B.Ozel, A.Baysan, P.Anderson, BSODR Kongresi, Cardiff, 2015*

Sertifikalar

IX. DTI İmplant Sistemleri Eğitim Sempozyumu, *İtalya, 2017*

Moleküler tıpta kullanılan teknikler, Modül 1, *İstanbul Üniversitesi Aziz Sancar Deneyisel Tıp Merkezi, 2017*

Endodontik tedavide güncel yaklaşımlar, Prof. Dr. Raif Erişen, *Balıkesir Diş Hekimleri Odası, 2017*

İntihal ve yayın etiği çalıştay - *İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri, 2017*

Araştırma metodolojisi ve bioistatistiksel değerlendirmeye giriş, *İstanbul Üniversitesi, 2017*

Dr. Toygan Bora ile Güncel Kanal Şekillendirme ve Obtürasyon Yöntemleri, *İstanbul, 2016*

Kök hücre ve uygulamaları, *İstanbul Üniversitesi, 2016*

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

Müzik