



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FURKASYON PERFORASYONLARINDA
KULLANILAN DÖRT FARKLI BİYOSERAMİK
İÇERİKLİ MATERYALİN PORÖZİTELERİNİN
MİKRO-BT İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hatice YALNIZ

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Fatma Gül ZIRAMAN**

**ANKARA
2018**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FURKASYON PERFORASYONLARINDA
KULLANILAN DÖRT FARKLI BİYOSERAMİK
İÇERİKLİ MATERYALİN PORÖZİTELERİNİN
MİKRO-BT İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hatice YALNIZ

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Fatma Gül ZIRAMAN**

**ANKARA
2018**

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Furkasyon Perforasyonlarında Kullanılan Dört Farklı Biyoseramik İçerikli Materyalin Porözitelerinin Mikro-Bt ile Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup tüm cümleler, yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Hatice Yalnız

Tarih:

İmza:

ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

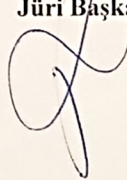
ENDODONTİ UZMANLIK PROGRAMI

Çerçevesinde yürütölmüş olan “Furkasyon Perforasyonlarında Kullanılan Dört Farklı Biyoseramik İçerikli Materyalin Porözitelerinin Mikro-BT ile Değerlendirilmesi” konulu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi :
02.11.2018

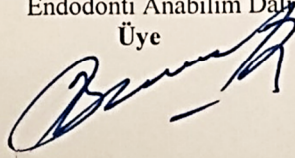
İmza

Prof.Dr.Fatma Gül ZİRİMAN
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilim Dalı
Jüri Başkanı



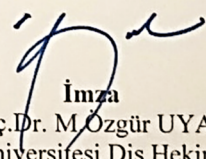
İmza

Doç.Dr. Berkan ÇELİKTEN
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilim Dalı
Üye



İmza

Doç.Dr. M.Özgür UYANIK
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilim Dalı
Üye



İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	iii
Kabul ve Onay	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
İçindekiler	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
Önsöz	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	x
Tablolar	xi

1. GİRİŞ	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.1. Biyoseramik İçerikli Materyaller	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.1.1. Kalsiyum Silikat İçerikli Biyoseramikler	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.1.2. Deneysel Kalsiyum-Alümina Silikat İçerikli Biyoseramikler	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.1.3. Kalsiyum Fosfat İçerikli Biyoseramikler	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.1.4. Kalsiyum Silikat ve Kalsiyum Fosfat Karışımı Biyoseramikler	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2. Biyoseramik İçerikli Materyallerin Özellikleri	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.1. Fiziko-Kimyasal Özellikler	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.1.1. Akışkanlık, Partikül Boyutu	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.1.2. Marjinal Adaptasyon ve Sızdırmazlık	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.1.3. Porözite	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.1.4. Mekanik Dayanım	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.1.5. Sertleşme Zamanı	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.1.6. Radyoopasite	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.2. Biyolojik Özellikler	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.2.1. Biyouyumluluk	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.2.2. Biyoaktivite	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.2.2.3. Antibakteriyel Aktivite	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3. Biyoseramiklerin Özelliklerini Belirleyen Bileşenleri	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.1. Trikalsiyum Silikat	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.2. Dikalsiyum Silikat	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

1.3.3. Trikalsiyum Alüminat	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.4. Stronsiyum Tuzları	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.5. Kalsiyum Sülfat	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.6. Radyoopasite Sağlayan Ajanlar	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.6.1. Bizmut Oksit	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.6.2. Zirkonyum Oksit	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.6.3. Tantalum Pentaoksit	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.6.4. Baryum Sülfat	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.7. Metil Selüloz	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.3.8. Kalsiyum Klorür	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.4. Biyoseramiklerin Klinik Uygulama Alanları	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
2.4.1. Biyoseramik İçerikli Simanların Kök Perforasyonunda Kullanımı	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
2.4.1.1. Kök Perforasyonları	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.4.1.2. Perforasyonların Tedavisi ve Prognozu	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.4. Çalışmamızda Kullanılan Materyaller	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.4.1. Mineral Trioxide Aggregate (MTA)	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.4.2. Biodentine	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.4.3. EndoSequence	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.4.4. BioAggregate	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
1.5. Çalışmanın Amacı	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
2. GEREÇ VE YÖNTEM	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
2.1. Dişlerin Seçilmesi	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
2.2. Diş Kesitlerinin Hazırlanması ve Perforasyon Oluşturulması	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
2.3. Siman Karışımlarının Hazırlanması ve Perforasyonun Onarımı	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
2.4. Örneklerin Mikro-BT’de Taranması	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
2.5. Örneklerin Mikro-BT Rekonstrüksiyonu ve Analizi	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
3.BULGULAR	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
4.TARTIŞMA	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
5. SONUÇLAR	73
ÖZET	75
SUMMARY	76
KAYNAKLAR	77

EKLER	94
Ek-1. Etik Onay	94
ÖZGEÇMİŞ	95

ÖNSÖZ

Uzmanlık öğrenimim boyunca desteklerini esirgemeyen başta danışman hocam Prof. Dr. Fatma Gül Zıraman olmak üzere Endodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerine, her zaman her konuda yardımını ve desteğini hissettiğim, tezimde ve klinik çalışmalarımda bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım Doç. Dr. Berkan Çelikten'e, mikro-BT görüntülemeleri ve analiz işlemlerinin gerçekleştirildiği ODTÜ Biyomateryal ve Doku Mühendisliği Araştırma Laboratuvarı'nda bana her konuda yardımcı olan Dr. Arda Büyüksungur'a, beraber çalıştığım asistan arkadaşlarıma, hayatım boyunca sevgilerini ve desteklerini sürekli hissettiğim aileme en içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

A. odontolyticus: Actinomyces odontolyticus

Al: Alüminyum

BMP: Kemik morfogenetik proteini (Bone morphogenetic protein)

C. albicans: Candida albicans

Ca: Kalsiyum (Ca^{+2})

CEM: Kalsiyum bakımından zenginleştirilmiş siman (Calcium enriched mixture)

CHX: Klorheksidin (Chlorhexidine)

CLSM: Lazer Taramalı Konfokal Mikroskop (Confocal laser scanning microscopy)

CTAn: CT Analyser (Bilgisayarlı tomografi analiz yazılımı)

Dk: Dakika

E.coli: Escherichia coli

EDTA: Etilen diamin tetra asetik asit

E. faecalis: Enterococcus faecalis

ERRM: EndoSequence kök onarım materyali

F. nucleatum: Fusobacterium nucleatum

Fe: Demir (Fe^{+3})

IL: İnterlökün (Interlucuin)

IRM: Intermediate restorative material

ISO: International Standards Organization (Uluslararası Standartlar Organizasyonu)

K: Potasyum (K^+)

KIBT: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (Cone beam computed tomography)

kV: Kilovolt

kVp: Kilovolt pik (Radyasyon birimi)

mA: Miliamper (elektrik akımı)

MAP: Micro apical placement

Mg: Magnezyum (Mg^{+2})

Mikro-BT: Micro-CT (Mikro bilgisayarlı tomografi)

MIP: Cıva intrüzyon porözimetre teknik

mm: Milimetre

μ m: Mikrometre

MPa: Megapascal basınç birimi

MTA: Mineral trioxide aggregate (Mineral trioksit agregat)

MTAD: Mixture Tetracycline Citric Acid and Detergent (Tetrasiklin sitrik asit ve deterjan karışımı)

N/min: Newton/dakika (basınç birimi)

NaOCl: Sodyum hipoklorit

nm: Nanometre

P. aeruginosa: Pseudomonas aeruginosa

pH: Asitlik birimi

PO₄: Fosfat(PO_4^{-3})

S. aureus: Staphylococcus aureus

S.sanguis: Streptococcussanguis

SEM: Scanning electron microscope (Taramalı elektron mikroskobu)

SiO₄: Silikat (SiO_4^{-2})

sn: Saniye

Süper EBA: Super ethoxy benzoic acid (Süper etoksi benzoik asit)

TCS-Zr : Zirkonyum ilaveli trikalsiyum silikat siman

TNF: Tümör nekroz faktör (Tumor necrosis factor)

VHN: Vickers sertlik değeri (Vickers hardness number)

yy: Yüzyıl



ŞEKİLLER

- Şekil 1.1.** Pozzolana- Portland çimentosu kullanılarak yapılmış Brooklyn Köprüsü
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.1 A).** Furkasyon perforasyonunun oluşturulması
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.1 B).** Örneklerin silikon ölçü içerisine gömülmesi
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.2.** Furkasyon alanındaki dentin sement kalınlığının kumpasla ölçülmesi
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.3.** MTA'nın hazırlanması
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.4.** EndoSequence kök onarım materyali
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.5.** Biodentin'nin hazırlanması
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.6.** BioAggregate
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.7.** Mikro-BT cihazı, Bruker MicroCT SkyScan 1172
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.8.** Kesitlerin CTAn programına aktarılması
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.9.** Kesitler üzerinde ROI çizilmesi
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.10.** Belirlenen ROI içerisindeki porözitenin belirlenmesi
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.11.** Bir örneğin CTAn yazılımında analizi
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.12.** Bir örneğin koronal, sagittal, transversal düzlemlerde Data Viewer ile görüntülenmesi
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 2.13.** CTvox ile bir örneğin 3 boyutlu olarak görüntülenmesi
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 3.1.** Grup I, II, III ve IV için kapalı por hacim değerleri
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 3.2.** Grup I, II, III ve IV için kapalı por yüzdeleri
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 3.3.** Grup I, II, III ve IV için açık por hacim değerleri
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 3.4.** Grup I, II, III ve IV için açık por yüzdeleri
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
- Şekil 3.5.** Grup I, II, III ve IV için total por hacimleri
Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

Şekil 3.6. Grup I, II, III ve IV için total por yüzdeleri *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Şekil 3.7. Grup I (MTA)'e ait bir inceleme örneği *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Şekil 3.8. Grup II (EndoSequence)'e ait bir inceleme örneği *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Şekil 3.9. Grup III (Biodentine)'e ait bir inceleme örneği *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Şekil 3.10. Grup IV (BioAggregate)'e ait bir inceleme örneği *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

TABLÖLAR

Tablo 3.1. Grup I, II, III, IV için porözite değerlerinin karşılaştırılması *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Tablo 3.2. Her grup için kapalı por hacim değerleri *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Tablo 3.3. Her grup için kapalı por yüzde değerleri *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Tablo 3.4. Her grup için açık por hacim değerleri *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Tablo 3.5. Her grup için açık por yüzdeleri *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Tablo 3.6. Her grup için total por hacim değerleri *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*

Tablo 3.7. Her grup için total por yüzde değerleri *Hata! Yer işareti tanımlanmamış.*



1. GİRİŞ

Endodontik tedavilerde başarısızlığın en büyük sebebi, mikroorganizmaların iyi tedavi edilmemiş, eksik doldurulmuş kanallara invaze olup periapikal dokulara ulaşmasıdır (Haapasalo ve ark., 2005). Kök kanal tedavisi sonrasında meydana gelen mikrosızıntı dolgu materyali, pat veya tamir materyali ile dentin arasında meydana gelmektedir. Uzun süreli endodontik tedavinin başarısını sağlamak için kalıcı olarak yerleştirilen materyallerin kök kanalı ile çevre dokular arasındaki tüm bağlantı yollarını kapatması gerekmektedir (Darvell ve Wu, 2011). Endodontide kullanılacak materyallerin ideal özellikleri; toksik olmaması, vücut sıvılarında çözünmemesi, sızdırmaz, boyutsal stabil, biyouyumlu, biyoaktif, radyoopak ve kullanımının kolay olmasıdır (Koubi ve ark., 2013). Ancak günümüzde endodontide kullanılan hiçbir kanal dolgusu, restoratif ve tamir materyalleri bu özelliklerin tamamını karşılayamamaktadır. Biyoseramik esaslı materyaller biyouyumlu seramiklerdir ve insan vücudunda kullanıma uygundur (Veljovic ve ark., 2012). İlk olarak 1993'te Mahmoud Torabinejad tarafından kök ucu dolgu materyali olarak tanıtılan biyoseramik esaslıkalsiyum silikat içerikli materyal Mineral Trioxide Aggregate (MTA)'tır (Atmeh ve ark., 2012; Koch ve Brave, 2012).

MTA, Portland simanının formülasyonunun geliştirilmesiyle oluşturulmuştur. Kalsiyum silikat içerikli Portland simanının ise tarihi Romalılara kadar dayanmaktadır. Kireç ve volkanik ürünlerin öğütülmesiyle suya karşı dayanıklı çimentoyu elde eden Romalılar Neapolis civarında Puteoli'de artık batık olan köprüler, su kemerleri, anıtlar, binalar inşa etmişlerdir. Bu çimentoya da Pozzolana demişlerdir. Orta Çağ'da çimentonun yapım sırrı kayıp olup 18. yy'da bir İngiliz mühendisin kil ve kireç taşıını doğru oranlarda karıştırmasıyla tekrar elde edilmiş, 1824'te Joseph Aspdin isimli İngiliz bir duvar ustası Portland çimentosu olarak patentini almıştır. 19.yy sonlarında Amerika'nın ilk en büyük köprüsü olan Brooklyn köprüsü (Resim 1.1.) Portland-Pozzolanik çimentosu kullanılarak inşa edilmiştir (Prati ve Gandolfi, 2015).



Şekil1.1. Pozzolana- Portland çimentosu kullanılarak yapılmış Brooklyn Köprüsü

İlk olarak 1878’de tri- ve dikalsiyum silikatın meydana getirdiği Portland simanı diş hekimliğinde kullanılmıştır (Witte, 1878). Kan, tükürük ihtiva eden ağız ortamında nem varlığının sertleşme reaksiyonuna izin vermesi, apatit oluşumunu aktive etmesi Portland simanı ve MTA kullanımını önemli kılmaktadır (Gandolfi ve ark., 2010). Orijinal MTA gri renktedir ve 1998’de ProRoot MTA (Dentsply, Tulsa Dental, Johnson City, TN, USA) ismiyle piyasaya sürülmüştür (Primus, 2011). MTA, %20 oranında bizmut oksit, %5 oranında alçı tozu, %75 oranında Portland simanından oluşmaktadır (ProRoot MTA için) (Sarkar ve ark., 2005). Portland simanının ise ana bileşenleri trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, tetrakalsiyum alüminoferrit’tir ve trikalsiyum silikat %68’ini oluşturmaktadır (Camilleri, 2011).

Endodontide pratik uygulamalarda biyoseramik esaslı materyallerin kullanımını takiben, özellikle tamir materyali olmak üzere çeşitli uygulamalar için MTA fiziksel, kimyasal, biyolojik özellikleri göz önüne alındığında altın standart olarak kabul görmüştür (Camilleri ve Pitt Ford, 2006; Parirokh ve Torabinejad, 2010). Son zamanlarda ideal materyale ulaşmak amacıyla benzer in-vitro, in-vivo özelliklere sahip yeni biyoseramik esaslı materyaller üretilmektedir.

1.1. Biyoseramik İçerikli Materyaller

ProRoot (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) tarafından üretilen kalsiyum silikat içerikli gri renkli MTA, 2002’de beyaz renkli MTA’nın üretilmesine kadar piyasada tek olarak yerini almıştır. Gri ve beyaz MTA formülasyonu ilk olarak Angelus (Solucos Odontologicas, Londrina, Brazil) tarafından tanıtılmıştır. Çoğu alışma bu iki materyal ile yapılmıştır. Sonrasında geliştirilen yeni materyaller altın standart kabul edilen bu iki MTA ile kıyaslanarak değerlendirilmiştir. Yeni geliştirilmiş materyaller, var olan materyallerin sahip oldukları uzun sertleşme süresi, manipülasyonlarının zorluğu, diş dokularında renkleşmeye sebep olmaları, düşük radyoopasite ile dentine göre düşük basma, eğilme dayanımı göstermeleri ve yüksek maliyet oluşturmaları gibi olumsuz özelliklerinin geliştirilmesiyle piyasaya sunulmuştur (Prati ve Gandolfi, 2015).

Biyoseramikler biyouyumlu doğaları ve üstün fizikokimyasal özellikleri sebebiyle endodontik uygulamalarda geniş bir yere sahiptir. Siman, kök onarım materyali, kanal patı veya kanal dolgu materyali olarak kullanılmaktadırlar.

Biyoseramikler endodontide genel olarak; kalsiyum silikat içerikli, deneysel olarak kullanımda olan kalsiyum-alümina silikat içerikli, kalsiyum fosfat içerikli, kalsiyum silikat ile kalsiyum fosfatların karışımı olarak sınıflandırılabilirler.

1.1.1. Kalsiyum Silikat İçerikli Biyoseramikler

Genellikle MTA olarak bilinir. Temel olarak di-, trikalsiyum içeren kalsiyum silikatlar kendi kendine sertleşen, hidrofilik siman grubundadır. Kalsiyum silikat simanların babası Portland simanıdır. Klinik kullanım için zgn özelliklere sahiptirler. Örtücülük zelliklerinin iyi olması, biyouyumlu oluşları retrograd dolgu, vital pulpa tedavi materyali ve kök onarım materyali olarak kullanımına olanak sağlarken rejeneratif tedavilerde de kullanımları uygundur (Parirokh ve Torabinejad, 2010; Torabinejad ve Parirokh, 2010). Klinik uygulamalarda dezavantajları ise

kullanım zorluğu, düşük radyoopasite göstermeleri ve uzun sertleşme süreleridir (Prati ve Gandolfi, 2015).

Piyasada yer alan kalsiyum silikat içerikli siman ve patlardan bazıları şunlardır:

- Portland simanı,
- ProRoot MTA (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland),
- White ProRoot MTA (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland),
- MTA-Angelus (Solucoes Odontologicas, Londrina, Brazil),
- MTA- Angelus Blanco (Solucoes Odontologicas, Londrina, Brazil),
- MTA Bio (Solucoes Odontologicas, Londrina, Brazil),
- NeoMTA Plus (Avalon Biomed Inc. Bradenton, USA)
- MTA Plus (Prevest DenPro Limited, Jammu, India),
- Protooth™ (Dentosolve, Aarhus, Denmark),
- Endocem (Maruchi, Wonju, Korea),
- Retro MTA, Ortho MTA (BioMTA, Seoul, Korea),
- Biodentine (Septodont, SaintMaur-des-Fossés Cedex, France),
- Endo CPM Sealer (EGO SRL, Buenos Aires, Argentina),
- MTA Fillapex (Angelus, Londrina, Brazil),
- BioRoot RCS (Septodont, St. Maur-des-Fossés, France),
- TechBiosealer (Profdent, Kielce, Poland) (Bahram ve ark., 2016; Chang ve ark., 2017; Parirokh ve Torabinejad 2010; Raghavendra ve ark, 2017 ve Siboni ve ark., 2017).

1.1.2. Deneysel Kalsiyum-Alümina Silikat İçerikli Biyoseramikler

Kalsiyum silikat içerikli simanların eksikliklerinin üstesinden gelmek için geliştirilmektedir. Kalsiyum mono ve di-alümina içerdiğinden asidik ortamda kalsiyum silikat içerikli simanlara göre daha dayanıklıdırlar. Akışkanlıkları, manipülasyonları daha iyidir. Sertleşme zamanları daha kısadır ve daha az poröziteye sahiptirler. Ayrıca kalsiyum alümina bileşenleri osteojenik hücrelerin farklılaşmasında

daha fazla etkilidirler. Kalsiyum silikat içerikli simanlarla aynı endikasyonlara sahiptirler (Liu ve ark., 2011; Niu ve ark. 2016).

Çalışmalarda yer alan kalsiyum-alümina silikat içerikli materyaller;

- EndoBinder (Binderware, São Carlos, SP, Brazil),
- Generex A (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, USA),
- Capasio (Primus Consulting, Bradenton, FL, USA),
- Quick-Set (Primus Consulting, Bradenton, FL, USA) (Raghavendra ve ark, 2017)'dir.

1.1.3. Kalsiyum Fosfat İçerikli Biyoseramikler

Kemik defektinin onarımını veya yeni kemik oluşumunu sağlamak amacıyla 1971'de Hench tarafından geliştirilen, ortopedi alanında kullanımı olan kalsiyum fosfat içerikli biyoaktif cam seramiğe Bioglass adı verilmiştir. İçeriğindeki kalsiyum ve fosfor bileşenleri ile yapısal ve kimyasal olarak insan kemiği apatitlerine benzemektedir (Shirliff ve Hench, 2003).

Kalsiyum fosfat içerikli seramiklerin endodontide kullanım avantajları olarak biyouyumlu olmaları, hidroksiapatit oluşturma yetenekleri ve dentin ile aralarında bağ oluşturmaları sayılabilir. Ancak kalsiyum fosfat içerikli seramiklerin kullanım kısıtlaması, kuvvet karşısında direnç gösteremeyip kırılarak başarısız olmalarıdır. Ayrıca antibakteriyel etkinlikleri yoktur (Ko ve ark., 2014). Yapılarına hinokitiol gibi bileşenlerin ilavesi ile antibakteriyel özellik gösterirler. Bu bileşenlerin de eklenmesiyle yapısındaki porözite artış gösterebilir (Nomiya ve ark., 2004). Bu nedenle endodontide yüksek mekanik dayanım, antibakteriyel özellik gösteren kalsiyum silikatlarla birlikte kullanılırlar.

Kalsiyum fosfat içerikli seramiklerin yapısına kalsiyum silikat ilave edilmesiyle kalsiyum fosfatın mekanik dayanımı artar, apatit oluşumu gecikir ve sertleşme süreleri

uzun olan kalsiyum silikatların çalışma ve sertleşme zamanlarında düşüş görülür (Ko ve ark., 2014).

1.1.4. Kalsiyum Silikat ve Kalsiyum Fosfat Karışımı Biyoseramikler

Kalsiyum silikat içerikli simanlara mekanik ve biyolojik özelliklerin geliştirilmesi amacıyla fosfat tuzlarının ilavesiyle 2006'da piyasaya sürülmüştür (Lu ve Zhou, 2006; Zhou ve ark., 2013).

Başlıcaları;

- iRoot BP, iRoot BP Plus, iRoot FS (Innovative Bioceramix Inc., Vancouver, Canada),
- EndoSequence BC Sealer (Brasseler, Savannah, GA, USA)
- Total Fill BC(FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland),
- BioAggregate (Innovative Bioceramix Inc., Vancouver, Canada),
- Tech Biosealer (Isasan SRL, Rovello Porro; Italy),
- Ceramicrete (Argonne National Lab, Illinois, USA) (Prati ve Gandolfi, 2015, Raghavendra ve ark., 2017 ve Tanomaru-Filho ve ark., 2015)' dir.

1.2. Biyoseramik İçerikli Materyallerin Özellikleri

1.2.1. Fiziko-Kimyasal Özellikler

1.2.1.1.Akışkanlık, Partikül Boyutu

Kullanılan siman ve patlar akışkanlıkları ile kök kanal yapıları içindeki düzensizliklere penetre olmaktadırlar. Akıcılığı ne kadar fazla ise materyalin penetrasyon yeteneği, adaptasyonu o kadar iyidir (Candeiro ve ark., 2012).

Materyalin partikül büyüklüğü akışkanlık kabiliyetini etkilemektedir. Bir simanın partikül boyutu ne kadar küçük ise karışımında su ile temas eden tanecik yüzeyi o kadar fazla olur; bu durum simana kolay çalışılabilirlik ve erken dönem yüksek sertlik özellikleri sağlar (Parirokh ve Torabinejad, 2010). Dammaschke ve ark. (2005), beyaz MTA'nın mekanik ve biyouyumluluk özelliklerini partikül boyutundaki homojeniteye ve materyalin yüzey morfolojisinin düzgünlüğüne bağlamışlardır. Partikül boyutu küçüldükçe akışkanlık kabiliyeti artmaktadır (Silva ve ark., 2013). Ancak akıcılığın fazla olması materyalin periodontal dokulara taşarak, iyileşmeyi olumsuz etkilemesine neden olabilmektedir. Bu nedenle materyallerde orta düzeyde akıcılık istenmektedir (Candeiro ve ark., 2012; Silva ve ark., 2013). Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO)'na göre simanlarda minimal akıcılık 20 mm değerinde olmalıdır (Silva ve ark., 2013).

1.2.1.2. Marjinal Adaptasyon ve Sızdırmazlık

Biyoseramikler, nanoboyutta ve partiküler özellik taşıyan materyallerdir. Kalsiyum ve hidroksil iyonlarının çökmesi sonucu hidroksiapatit tabakası oluşmakta, bu da materyal ile dentin duvarı arasında kimyasal bağlanma sağlamaktadır. Ayrıca yüksek hidrofilik özelliği ve düşük yüzey gerilimi sayesinde kolayca yayılarak diş dokusuyla iyi bir marjinal adaptasyon göstermektedirler (Koch ve ark., 2013). Yapılan çalışmalarda marjinal adaptasyon ile sızdırmazlık kabiliyetinin direkt bağlantılı olduğu bildirilmiştir (Baranwal ve ark., 2015; Torabinejad ve ark., 1995).

Hidrofilik özelliği nedeniyle biyoseramikler, dentin tübülleri içerisindeki suyu çekerek sertleşmektedir. Su çekmesi materyalin başlangıç hacmine göre %0,02-6 oranında genleşmesine neden olmaktadır. Bu genleşme de materyalin sızdırmazlığına katkı sağlamaktadır (Koch ve ark., 2013). Kan, dentin sıvısı, tükürük gibi vücut sıvılarının varlığında da sertleşme gerçekleşir ancak genleşme azalır ve sertleşme süresi uzar (Gandolfi ve ark., 2007; Koch ve ark., 2013).

Başlangıçta biyoseramik esaslı simanlara boya çözeltileri ile mikrosızıntı testi yapılmış olsa da sıvı filtrasyon testi ve mikro bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) taramaları daha doğru değerler sunmaktadır (Camilleri ve ark., 2011; Martin ve ark., 2007). Sıvı filtrasyon testi koronalden apikale materyalin örtücülüğü hakkında daha dinamik bir fikir verirken, mikro-BT ile ara yüz ve dolgu materyali içindeki boşluklarla gözeneklerin 3 boyutlu nicel bir değerlendirilmesi yapılabilmektedir (Gandolfi ve ark., 2013). Ayrıca biyoseramik esaslı patların sızdırmazlık ve antibakteriyel özelliklerini değerlendirmek için polimikrobiyal testlerden yararlanılmaktadır.

1.2.1.3. Porözite

Porözite, biyoseramik esaslı simanların doğal karakteristik bir özelliğidir ve anhidrate siman granülleri arasındaki boşluklar nedeniyle oluşur. Hidratasyon reaksiyonu ilerledikçe hidratasyon ürünleri bu boşlukları doldurur, porözite azalır. Ancak karıştırma esnasında simanda su oranı fazla olursa reaksiyonda kullanılan suyun yerinin dolmaması sonucu porözite artar. Fridland ve Rosado (2005), yüksek su/toz oranlarının MTA'da porözite ve çözünürlükte artışa neden olduğunu, karışımda daha fazla su kullanımının MTA'dan kalsiyum salımını artırdığını bildirmişlerdir. Ayrıca karıştırma sürecinde karışımın içinde sıkışan hava miktarının ve ortamın pH değerinin de poröziteyi etkilediği bildirilmiştir (Coomaraswamy ve ark., 2007; Fridland ve Rosado 2003)

Üç çeşit por görülmektedir; kapalı, uçtan uca ve sonlu por (Webb, 1997; Camilleri ve ark., 2014). Kapalı por, başlangıcı ve bitişi materyalin içinde olan, yüzeyle dolayısıyla sızıntı ile ilişkisi olmayan boşluklardır. Ancak materyalin kuvvet karşısında mekanik dayanımını azaltmaktadır (Holt ve ark, 2007). Uçtan uca por, başı ve sonuyla materyalin dış yüzeyine açılan bir tünel gibidir. Sonlu por ise materyalin dış yüzeyinden başlayıp içinde son bulmaktadır. Uçtan uca ve sonlu porlar yüzeyle ilişkili olup açık por olarak adlandırılmaktadır. Açık por varlığı materyalin geçirgenliğini artırarak marjinal adaptasyonunu, sızdırmazlığını kötü etkilemektedir

(Milutinović-Nikolić ve ark., 2007). Porözitenin yoğunluğu, biyoseramik materyallerin fiziksel özelliklerini olumsuz etkilese de reaktiviteyi ve biyoaktif iyonların salınım kapasitesini artırarak biyolojik özellikleri üzerinde olumlu etkiye sahiptir (Camilleri ve ark., 2014).

Bir mikro-BT çalışmasında zamanla materyalin hidrolik genleşmesi ve içeriğinde bulunan kalsiyum fosfatın porların açık alanlarına çökmesiyle porözitenin azalabileceği gösterilmiştir (Gandolfi ve ark., 2010). Yapılan çalışmalarda materyal içindeki porözite miktarı, materyalin su emilimi öncesi ve sonrası ağırlık farklarının Archimedes prensipleri kullanılarak ölçülmesiyle, cıva intrüzyon porözimetre teknik (MIP) ile ve mikro-BT kullanılarak değerlendirilmiştir (Al-Fouzan ve ark., 2012; Camilleri ve ark., 2014; Gandolfi ve ark., 2014 ve Gandolfi ve ark., 2015).

1.2.1.4. Mekanik Dayanım

Basma (sıkıştırma) dayanımı, materyalin eksenel basınç yükü altında kırılmamak için gösterdiği direnme kabiliyetidir. Materyalin mekanik dayanımı hakkında en temel bilgiyi verir (Danesh ve ark. 2006). Basma dayanımının yüksek olmasının kök tamir materyallerinin kuvvet karşısında deformasyonunu, büzülmesini engellediği bildirilmiştir (Torabinejad ve ark., 1995a). MTA'nın basma dayanımının kondansasyon basıncından etkilenmediği rapor edilmiştir (Nekofaar ve ark. 2007). İrrigasyon solüsyonlarının ve diğer ajanların kullanımına dikkat edilmelidir. Govindaraju ve ark. (2017), bizmut oksit içeren biyoseramik esaslı simanların sodyum hipoklorit ile temasının basma dayanımını azalttığını, etilen diamin tetra asetik asit (EDTA)'in ise biyoseramik içerikli simanların dayanımını yaklaşık yarı yarıya düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Kayahan ve ark. (2009), %37'lik fosforik asit uygulamasından sonra beyaz MTA'nın sıkıştırma dayanımının azaldığını bildirmiş; dolayısıyla asitleme ve kondansasyon basıncının uygulanacağı muhtemel bir koronal restorasyonun, MTA'nın yerleştirilmesinden en az 96 saat sonra yapılmasını önermişlerdir.

Eğilme dayanımı (bükülme dayanımı) materyalin mekanik dayanımını belirlemek için kullanılan diğer bir ölçümdür. Klinik uygulamalarda yüksek eğilme direnci gösteren materyallerin kırılma riski düşüktür (Adabo ve ark., 2003; Moshaverinia ve ark., 2010). Walker ve ark. (2006), MTA'nın maksimum eğilme dayanıklılığının, her iki yüzeyinin neme 24 saat boyunca maruz kalması sonucunda oluşacağını öne sürmüşlerdir. Bu sebeple klinik uygulamada, nemli bir pamuk peletin MTA üzerine yerleştirilip 24 saat boyunca beklenmesi önerilmektedir. Ancak nemli peletin 72 saat bekletilmesinin de eğilme dayanımını azalttığı bildirilmiştir.

Bağlanma dayanımı ise materyalin kök dentinine adaptasyonunda etkilidir. Perforasyon tamirinde kullanılan materyaller için bağlanma dayanımı önemlidir. Dişin fonksiyonel hareketi ile perforasyon bölgesindeki materyalin yerinden oynamaması gerekmektedir (Sagsen ve ark., 2011). Ölçümü için universal test cihazı ile push-out testi uygulanır (Guneser ve ark., 2013). MTA yapısında bulunan dikalsiyum silikat, trikalsiyum silikata göre daha yavaş hidrate olduğu (Dammachke ve ark. 2005) ve dolayısıyla MTA' nın basma dayanımı ve bağlanma dayanımı değerlerinin ancak karıştırma işleminden günler sonra maksimum değerlere ulaştığı bildirilmiştir (Gancedo-Caravia ve Garcia-Barbero, 2006).

Materyallerin mikro sertliği, çiğneme stresleri altında materyalin performansını belirlemektedir. Yapılan çalışmaların çoğunda materyallerin mikro sertliğini ölçmek için Vickers testi kullanılmıştır (Danesh ve ark. 2006). Dentinin mikro sertlik değeri 60-90 VHN'dir. Biyoseramik materyallerin ideal özellik göstermeleri bakımından mikro sertlik değerinin dentin ile aynı aralıkta olması sağlanılmalıdır (Lai ve ark., 2003). Matt ve ark. (2004), MTA'nın mikro sertliğini inceledikleri çalışmalarında, 5 mm kalınlığında uygulanan bir bariyerin 2 mm kalınlığındaki bir bariyerden daha dayanıklı olduğunu gözlemlemişlerdir. Ortamın pH değeri, materyalin kalınlığı, kondansasyon uygulama basıncı, karışımda hapsedilen hava miktarı, porözite, nem mikro sertlik değerini etkileyen faktörlerdir (Nekoofar ve ark., 2007).

1.2.1.5. Sertleşme Zamanı

Biyoseramikler hidrofilik materyallerdir ve su varlığında yaklaşık olarak 40-120 dk'da sertleşmektedirler. Başlangıç sertleşme süresi yaklaşık olarak 40-50 dk iken final sertleşme süresi 120-170 dk'yı bulmaktadır (Gandolfi ve ark., 2011; Storm ve ark., 2008 ve Tingey ve ark., 2008). Final sertleşme süresi için reaksiyon ürününün en az %95'inin oluşması gerekmektedir (Parirokh ve Torabinejad, 2010).

Kısa sertleşme süresi kök kanal sistemi ve periodonsiyum arasında sızdırmazlığın sağlanmasında etkilidir, uzun sertleşme süresi ise karışımın uyumunun bozulmasına neden olur (Santos ve ark., 2008). Sertleşme süresi protein içerikli vücut sıvıları, kimyasal-fiziksel koşulları değiştiren pH, tozun karıştırılması sırasında basınç uygulanması gibi faktörlerden etkilenmektedir (Torabinejad ve ark., 1995a). Materyalin içeriğine kalsiyum klorür (CaCl_2) eklenmesi sertleşme süresini kısaltırken (Tronstad ve ark., 1981) sodyum florür (NaF) gibi bileşikler sertleşme süresini artırmaktadır (Reyes-Carmona ve ark., 2008).

1.2.1.6. Radyoopasite

Endodontik materyaller, tıkama kapasitelerinin kontrolünün sağlanması için radyografik değerlendirmeye uygun olan radyoopasiteye sahip olmalıdırlar (Torabinejad ve ark., 1995a). Radyoopasite ölçümünde alüminyum (Al) kontrol materyali olarak belirlenmiştir. ISO'nun belirlediği yönergeye göre, kök kanal materyallerinin minimal radyoopasitesi için 3 mm kalınlığında alüminyuma eş değerlik gereklidir (Gancedo-Caravia ve Garcia-Barbero, 2006). 1 mm kalınlığında dentin ve minenin radyoopasite değerleri sırasıyla 1 mm Al, 2 mm Al olarak bildirilmiştir (Oztas ve ark., 2012). Biyoseramiklerin radyoopasite değeri ortalama 3.8 mm Al olarak bulunmuştur. Altın tozu, gümüş kalay alaşımı, baryum sülfat, iyodoform, zirkonyum oksit, çinko oksit, kurşun oksit, bizmut subnitrat, bizmut karbonat ve kalsiyum tungstat ilavesiyle materyallerin radyoopasitesi 3 mm Al'dan yüksek değerlere ulaşmaktadır. Ticari materyallerde genellikle zirkonyum oksit ve

tantalum pentaoksit kullanılmaktadır. BioAggregate’de tantalum pentaoksit, Biodentine’de zirkonyum oksit, EndoSequence’te tantalum pentaoksit ve zirkonyum oksit bulunmaktadır. Bu komponentler inert yapıda olup hidrasyon reaksiyonuna girmezler. Diğer metalik komponentler sıvılarla temas ettiğinde dağılarak uzaklaşırlar. Altın inerttir ancak düşük radyoaktivitesi, yüksek maliyeti ve rengi kullanımını sınırlandırmaktadır (Camilleri, 2015 ve Dawood ve ark., 2017).

1.2.2. Biyolojik Özellikler

1.2.2.1. Biyouyumluluk

Kök kanal tedavisinde kullanılan materyaller doğrudan periapikal dokularla ilişkide olabilmektedir. Bu nedenle, kök kanal tedavisinde kullanılacak materyallerin tercihinde biyouyumluluk önemli bir parametredir. Biyoseramiklerin periodontal doku rejenerasyonunu uyardığı, hücreler arası bağlantıyı ve hücre değişimlerini artırdığı bilinmektedir. Güven ve ark. (2013), insan diş germi hücresine biyoseramik esaslı patların sitotoksik etkisinin oldukça düşük olduğunu bildirmişlerdir. Periradiküler dokulara taşkınlık durumunda enflamatuvar reaksiyona neden olmazlar.

Dental materyallerin biyouyumluluğunun değerlendirilmesi için in vitro, in vivo farklı teknikler mevcuttur. İn vitro olarak akış sitometrisi ile boyanan canlı hücrelerin materyal üzerinde gelişimi gözlenir, materyalin sitotoksik profili çıkarılır (Zhou ve ark., 2013). İn vivo testler için klinik protokollere uygun deney hayvanları kullanılarak histolojik incelemeler yapılır (Gomez-Filho ve ark., 2012).

1.2.2.2. Biyoaktivite

Belirli konsantrasyon aralıklarında kalsiyum ve silika iyonlarının hücre proliferasyonunu uyardığı çalışmalarla bildirilmiştir (Wu ve ark., 2007). Çözünen silika, osteoblastların proliferasyonunda, kemik mineralizasyonunda rol oynarken

(Bryan ve ark.,2010; Kim ve ark., 2013 ve Reyes-Carmona ve ark., 2011); kalsiyum, osteogenezin düzenlenmesini, osteoblastların proliferasyonu ve farklılaşmasını teşvik etmektedir (Maehira ve ark., 2009).

Biyoseramikler final sertleşmesinden sonra, nemli dentin ve kemik ile temas halinde kalsiyum (Ca^{+2}) iyonlarını salmaya devam eder (Gandolfi ve ark., 2015). Kalsiyum fosfat çekirdekleri ve apatit oluşumu ile yüzeyinde bir biyoaktif tabaka oluşur. Bu tabaka kemik hücreleri için biyolojik aktive edici substrat görevi görür ve sementoblast tutulumuna, gelişimine, mineralize matriks geni üretimine ve osteokalsin salınımına olanak sağlamaktadır (Okabe ve ak., 2006). In-vitro araştırmaların birçoğu MTA ve diğer biyoseramik esaslı materyallerin sert doku iyileşmesi sürecinde gerekli olan sitokin ve sinyal moleküllerinin üretimini teşvik ettiği konusunda hemfikirdir. MTA'nın ortamda bulunmasının, IL-1 α , IL-1 β , IL-2, IL-4, IL-6, IL-8, IL-10, IL-18, osteokalsin, alkalen fosfataz, kemik sialo proteini, osteopontin ve BMP-2 gibi birçok sitokinin upregülasyonuna neden olduğu çeşitli hücre kültürü çalışmalarında gösterilmiştir (Torabinejad ve Parirokh 2010).

Biyomineralizasyonun gerçekleşmesi materyal-doku arasındaki iyileşmeyi kolaylaştırır. Kalsiyum ve kalsiyum silikat içerikli materyaller sert doku onarımını uyarır (Gandolfi ve ark., 2011). Yeni oluşan mineralize doku bariyeri marjinal örtücülük sağlayarak kök kanalını mikroorganizma ve toksinlerinden koruyabilir. Mikroskopik, spektroskopik teknikler ve histokimyasal tetkikler ile biyoaktivitenin tanımlanması sağlanır (Leiendecker ve ark., 2012; Salles ve ark., 2012). Kim ve ark. (2016), ProRoot MTA, Biodentine ve BioAggregate'in reperatif dentin oluşumunda etkinliklerini mikro-BT ile değerlendirmişlerdir. MTA'da yoğun, Biodentine'de düzensiz, heterojen bir mineralize yapı oluşmuşken en düşük mineral yapı BioAggregate'de gözlenmiştir. Biyoseramiklerin bu özelliği onların vital pulpa tedavilerinde ve rejeneratif uygulamalarda kullanımını sağlamaktadır.

1.2.2.3. Antibakteriyel Aktivite

Kök kanal tedavisi ile mikroorganizmaları dentin tübüllerinde, yan kanallarda, apikal dallanmalarda tamamen yok etmek mümkün değildir, sadece sayıca azaltılmaları mümkündür. Bu yüzden endodontide kullanılan materyallerin uzun süreli antibakteriyel özellikte olması önemlidir (Nair ve ark., 2005).

Biyoseramikler gösterdikleri biyolojik etkinliklerini; alkali pH göstermesi ($\text{pH} > 12$), yüksek Ca^{+2} iyonlarının salınımı ve hidroksiapatit oluşumu ile sağlamaktadırlar. Antibakteriyel etkinlikleri de bu durumla ilişkilendirilmiştir (Al-Hazeimi ve ark., 2005; Siqueira ve Lopes, 1999). 15-30 güne kadar bakteriyostatik etkiye sahiptirler. Mikroorganizma üzerinde ölümcül etkileri ise kalsiyum hidroksitin protein denatürasyonu, DNA ve sitoplazmik membrana hasar vermesiyle oluşur (Siqueira ve Lopes, 1999). Yüksek pH antimikrobiyal etki sağlar. pH'nın 10,5–11,0 olması *E. faecalis*'in büyümesini yavaşlatırken 11,5 ve üzeri olması büyümelerini engeller (McHugh ve ark., 2004). Candeiro ve ark. (2016)'nın çalışmasında, biyoseramik esaslı patların *E. faecalis*'e karşı antibakteriyel etkinliğinin yanında hücreler üzerinde sitotoksitesinin de oldukça az olduğu bildirilmiştir. Stowe ve ark. (2004), beyaz MTA'nın antimikrobiyal aktivitesini araştırdıkları çalışmalarında, test edilen sekiz mikroorganizmaya (*A. odontolyticus*, *F. nucleatum*, *S. sanguis*, *E. faecalis*, *E. coli*, *S. aureus*, *P. aeruginosa*, *C. albicans*) karşı MTA'nın etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Geçmişteki çalışmalarda materyalin antibakteriyel özelliği Agar difüzyon testi ile değerlendirilmiştir (Cobankara ve ark., 2004). Ancak çok fazla değişkenin kontrolünün sağlanması zor olduğundan günümüzde çalışmalarda canlı hücrelerin boyanması, konfokal lazer tarama mikroskobu (CLSM) kullanılmaktadır (Wang ve ark., 2012).

1.3. Biyoseramiklerin Özelliklerini Belirleyen Bileşenleri

1.3.1. Trikalsiyum Silikat

Ham maddesini kalsiyum oksit ve silika oluşturmaktadır (Zhao ve ark., 2008). Parkinson ve Alzheimer hastalıklarında rol oynayan alüminyum içeriğe dahil edilmemiştir (Forbes ve Gentleman, 1998). Trikalsiyum silikat simanlar enjekte edilebilir, biyouyumlu, orta derecede parçalanabilir özellikler sergiler. Özelliklerini geliştirmek için yapısına %30'a kadar kalsiyum karbonat, kalsiyum sülfat, kalsiyum klorür eklenebilmektedir (Zhao ve ark., 2008).

Portland simanı, MTA, Biodentine, BioAggregate gibi tescilli markalarda trikalsiyum silikat ana bileşeni oluşturmaktadır. MTA simanının hacminin yaklaşık %55'ini oluşturur (Kosmatka ve ark 2002). Hidratasyonu sonucu meydana gelen kalsiyum silikat hidrat, materyalin sertleşmesini, hacimsel stabilitesini, erken dayanımını belirler. Geç dayanımı sağlayan isedüşük reaktivitesi ile dikalsiyum silikattır (Saghiri ve ark., 2017).

1.3.2. Dikalsiyum Silikat

α , α' H, α' L, β ve γ olmak üzere 5 polimorfu vardır (Odler, 2000). Genellikle yapısına stabilizasyonu sağlamak için büyük oranda alüminyum (Al^{+3}), demir (Fe^{+3}), magnezyum (Mg^{+2}), potasyum (K^{+}) gibi katyonlar, silikat (SiO_4^{-2}) ve fosfat (PO_4^{-3}) gibi anyonlar eklenmektedir. İmplantların yüzeyine α -trikalsiyum fosfat ile dikalsiyum silikatlar ilave edilerek biyoyumluluk ve biyoaktivitesi artırılmaktadır (De Aza ve ark., 2013). Biyoseramik esaslı simanlar biyoaktif ve biyouyum gösteren β -dikalsiyum silikat içermektedir. Vücut sıvılarında 1 saatte kemik benzeri apatit oluşturur. Hidratasyonu yavaş gerçekleşir ve materyalin son sertleşmesinden ve mikro sertliğinden sorumludur. Sert doku gelişimi ve onarımında önemli rol oynamaktadır (Saghiri ve ark., 2017).

Dikalsiyum silikat kök ucu dolgu materyali ya da kök onarım materyallerinde kullanıldıklarında yüksek oranda apatit oluşturmakta, asidik ortamda düşük çözünme göstermektedir. Geleneksel materyallere kıyasla biyouyumlulukları yüksektir (Chiang ve Ding, 2013).

MTA simanının hacminin yaklaşık %20'sini oluşturur. Simanın yavaş bir şekilde nemlenmesini ve katılaşmasını sağlamaktadır. Büyük ölçüde geç dayanımdan sorumlu tutulmaktadır (Kosmatka ve ark 2002).

1.3.3. Trikalsiyum Alüminat

Alüminatlar simanın yaklaşık olarak %20'sini oluşturmaktadır. Hidratasyon sırasında çok hızlı tepkimeye girmekte ve sülfata karşı direnç göstermektedir (Kosmatka ve ark 2002). Portland simanı içinde en hızlı hidratasyon oranına sahip, ana maddeleri arasında yer almaktadır. Biyoseramik esaslı simanlara ilave edildiğinde hidratasyon sürecini hızlandırır, kısa süreli basma dayanımını artırır (Black ve ark., 2006).

1.3.4. Stronsiyum Tuzları

Az miktarda ilave edilerek simanların biyoaktif ve biyokondüktif özelliklerinin artırılması sağlanmaktadır (Yang ve ark., 2011). MTA'nın hızlı sertleşen formülasyonlarında stronsiyum florür, stronsiyum oksit veya stronsiyum hidroksit kullanılmaktadır (Lovschall ve ark. 2014). Stronsiyum karbonat osteopromotif özellikleri ve biyoetkinliği artırır. Osteoblastik aktivite, hücre canlılığı ve farklılaşmasına etkili olan stronsiyumun yüksek maliyeti, kullanımını kısıtlayan faktördür (Saint-Jean ve ark., 2005).

1.3.5. Kalsiyum Sülfat

Kalsiyum hemihidrat ve dihidrat yaygın olarak biyoaktif materyallerde kullanılmaktadır. Hemihidrat formu çözünür bir faz oluşturur. Genellikle sertleşme reaksiyonlarını kontrol etmek için dihidrat formu kullanılmaktadır (Darvell ve Wu, 2011). Portland simanında MTA'da bulunanın iki katı kadar kalsiyum sülfat bulunmaktadır. Kalsiyum sülfat tercihen kalsiyum alüminat ile reaksiyona girerek sertleşme reaksiyonunu geciktirmektedir (Fleming ve ark., 2003). Simanın içerisinde sülfat bulunmadığı zaman sertleşme çok hızlı bir şekilde gerçekleşmektedir. Ayrıca başlangıç sertleşmesini, erken dayanım artışını kontrol altına almaktadır (Kosmatka ve ark., 2002)

1.3.6. Radyoopasite Sağlayan Ajanlar

Biyoseramik esaslı simanlar için intrinsik radyoopasite değeri 0,86-2,02 mm Al arasında değişkenlik göstermektedir (Kim ve ark., 2008). Radyografik görüntüde simanların ayırt edilebilmesinin sağlanması, içeriklerine radyoopak ajanların ilave edilmesini gerektirmektedir. İlk kullanılan radyoopak madde MTA'nın içeriğinde bulunan bizmut oksittir. Daha kararlı moleküller olan altın tozu, altın kalay alaşımı, baryum sülfat, iyodoform, zirkonyum oksit, çinko oksit, kalsiyum tungstat alternatif olarak kullanılmaktadır (Hungaro Duarte ve ark., 2012).

1.3.6.1. Bizmut Oksit

Büyüklüğü sebebiyle eklendiği materyalin fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Portland simanına ağırlıkça %40 oranında ilavesiyle simanın basma dayanımı 82,1'den 28,7 MPa'a gerilemektedir (Coomaraswamy ve ark., 2007). Mekanik dayanımı yanı sıra sitotoksisite, genotoksisite ile ilgili biyouyumluluk çalışmalarında başarısız olmuştur (Hwang ve ark., 2009; Zeferino ve ark., 2010). MTA'da yer alan bizmut oksit MTA'nın suda dolayısıyla doku sıvılarında çözünürlüğünü azaltmaktadır

(Fridland ve Rosado, 2003).

1.3.6.2. Zirkonyum Oksit

Bizmut oksit yerine eklenerek materyallerin mikroyapıları, radyoopasiteleri, mekanik dayanımı, sertleşme zamanı, çözünürlüğü, emilimi, porözitesi değerlendirilmiştir. Portland simanına %30 zirkonyum oksit ilave edildiğinde bu özelliklerin optimum olduğu görülmüş, yalnız kapiller porözite varlığı ve hava boşluğu saptanmıştır (Cutajar ve ark., 2011). Cam iyonomer siman ve Biodentine’de radyopak ajan olarak bulunmaktadır (Saghiri ve ark., 2017).

1.3.6.3. Tantalum Pentaoksit

Bizmut oksit renk değişikliklerine neden olabilmektedir. Bunu önlemek için tantalum pentaoksit ya da zirkonyum oksit kullanılmaktadır. BioAggregate ürünlerinin bir kısmına radyoopasitenin artırılması için zirkonyum oksit ilave edilmiştir. Genellikle radyopasiteyi artırması ve biyouyumlu olması bakımından tantalum pentaoksit tercih edilmektedir (Saghiri ve ark., 2017).

1.3.6.4. Baryum Sülfat

X ışını görüntüleme tekniklerinde radyokontrast ajan olarak kullanılmaktadır. Portland simanına %20 ilave edildiğinde değerlerin altında bir radyoopasite göstermiştir. Ayrıca doku ile uyumu zayıftır (Bortoluzzi ve ark., 2009).

1.3.7. Metil Selüloz

İlavesiyle materyalin eğilme dayanımı artarken, basma dayanımı ve termal stabilitede düşüşe neden olur. Yüksek oranlarda bulunması Portland simanının

sertleşme süresini uzatır. Materyalin plastisitesini artırarak uygulanmasında kolaylık sağlar. Yapışkanlığı artırdığından vücut sıvılarında çözünüp uzaklaşmayı engeller (Nawy, 2008).

1.3.8. Kalsiyum Klorür

Hidratasyonun ve sertleşme zamanının en etkili hızlandırıcı ajanıdır. Kalsiyum silikat hidrat gibi hidrofilik kolloidlerin biraraya gelmesinde, iyonların ve suyun difüzyonunda rol oynamaktadır. Materyale ağırlıkça %1-2 oranında ilavesi uygundur. %2'den fazla eklenmesi materyalin büzülmesine, mekanik dayanımının azalmasına neden olmaktadır (Juenger ve ark., 2005). Portland simanına ilave edildiğinde materyalin çözünürlüğünü azaltır (Bortoluzzi ve ark., 2009).

1.4. Biyoseramiklerin Klinik Uygulama Alanları

- Kök ucu dolgu materyali olarak,
- Vital pulpa tedavilerinde,
- Süt dişlerinin pulpal tedavilerinde
- Dentin hipersensitivitesinde,
- Dentin remineralizasyonunda,
- Apeksogenezis, apeksifikasyon sağlanmasında,
- Rejeneratif tedavilerde,
- Kök kanal patı olarak,
- Kök perforasyonlarında tamir materyali olarak klinik uygulamalarda yer almaktadırlar (Prati ve Gandolfi, 2015).

2.4.1. Biyoseramikİçerikli Simanların Kök Perforasyonunda Kullanımı

2.4.1.1. Kök Perforasyonları

Perforasyonlar, kök kanalı ile dişi çevreleyen periodontal dokular veya oral kavite arasında meydana gelen patolojik ya da iatrojenik faktörlerle oluşan yapay açıklıklardır. Yaşanma sıklığı %3 ile %10 arasında bildirilmiştir. Ingle ve ark. (1985), tarafından perforasyonun gelişmesi, dişi çekime götürebilecek ikinci büyük neden olarak değerlendirilmiştir. Bakteriyel enfeksiyon, dolgu materyalinin irritan olması perforasyonun ardından doku için ikinci bir travma oluşturmaktadır. Diş eti epitelinin perforasyon sahasına doğru proliferasyonu, enflamasyon, kemik rezorpsiyonu, nekroz gelişebilmektedir (Balla ve ark., 1991).

Perforasyonların çürük veya rezorpsiyonlardan kaynaklanması patolojik bir durumdur. Yaygın, derin çürükler, tedavi edilmediğinde mikrobiyal faaliyetlerin devam etmesi ile pulpa tabanını içine alıp periodonsiyuma açılana kadar devam eder (Gulabila ve Ng, 2014). Rezorpsiyonlar osteoklastik hücre aktivasyonunun sürekliliği ile dentin ve sementin kaybına neden olur (Patel ve Duncan, 2011). İnternal rezorpsiyon kanal içinde sınırlı olsa da yıkımın devamı ile periodonsiyuma kadar ulaşabilir. Eksternal rezorpsiyon ise kök yüzeyinde sement ve periodontal ligamanın hasarı ile başlayıp kanala kadar ilerleme gösterebilir. Bu durumlarda kök kanalı ve periodontal dokular arasında patolojik bir iletişim başlar (Darcey ve Qualtrough, 2013). Perforasyonlar patolojik faktörlerden çok iatrojenik sebeplerden meydana gelmektedir. Giriş kavitesinin açılması, kanal girişlerinin aranması, kanalların preparasyonu, post uygulanması esnasında hekim perforasyonlara sebep olabilmektedir (Frank, 2002). Kvinnsland ve ark. (1989)'na göre iatrojenik perforasyonların %53'ü post uygulanması, %47'si ise endodontik işlemler sırasında olmaktadır. Vakaların %73'ü maksiller dişlerde ve daha çok keserlerin labial yüzeylerinde, molar dişlerde de pulpa tabanının kaldırılmasıyla furkasyonda gözlenmektedir.

Pulpa odasının, kanal girişlerinin kalsifiye olması, kanalların yanlış yerde aranması, belirgin kuron-kök eğimleri, koronal dentinin fazla alınması, Gates-Glidden frezlerin kullanılması koronal ve furkal perforasyonlara neden olmaktadır. Koronal perforasyonlar eğer periodontal ataşman seviyesinden yukarıda oluştuyorsa ilk belirti giriş kavitesinde sızıntının olması ya da irrigasyon ajanının hasta ağızına akmasıyla hasta tarafından hissedilen acı taktır. Periodontal ligamanlar etkilendiyse kanama başlar (Frank, 2002; Guzy ve Nicholls, 1979).

Orta üçlüde genellikle kanalların eğimli olması lateral perforasyonlara neden olmaktadır. İlk giriş aletinin kanalda düz ilerletilip bir çıkıntı oluşturmaması, eğimli kök kanal yüzeyinin iç eğriliği boyunca eğeleme yapılması ile ince olan dentinin uzaklaştırılması veya kanalın sklerotik dentin ile tıkalı olması sonucu perforasyon oluşmaktadır. Fazla enstrümantasyon sonucu eğimli kök kanalının iç yüzeyi özellikle mandibular dişlerin mesial köklerinin distal duvarındaki ince dentinin uzaklaştırılmasıyla oluşan lateral perforasyona stripping denilmektedir. Stripping oluşumu ile kanalda ani bir kanama, hastada ağrı gözlenebilir (Frank, 2002).

Apikal üçlüde, yıkama ve şekillendirmenin eksik yapılması kanalın tıkanmasına ya da basamak oluşumuna neden olmaktadır. Apikale ulaşılmaya çalışılması ile apikal perforasyonlar oluşur. Ayrıca eğimli bir apikal üçlüde düz eğeleme yapılması ile apikal transportasyon ve zip perforasyonların oluşumu kaçınılmazdır. Bu da apikal konstrüksiyonun bozulmasına neden olur. Özellikle maksiller lateralın apikali, maksiller molarların meziobukkal ve palatal kökleri ile mandibular molarların mesial kökünün apikalleri sıklıkla eğimlidirler (Bergman ve ark., 1989; Frank, 2002).

İatrojenik perforasyonlar genellikle işlem esnasında kanamanın başlamasıyla fark edilir. Koronal ve furkal perforasyon direkt görülebilirken strip ve apikal perforasyonlar kanala yerleştirilen paper pointlerin kanlanmasıyla ortaya çıkar. Hastada anesteziye rağmen ağrı oluşması da gözlenebilir. Apeks bulucular perforasyonun tespit edilmesinde oldukça kullanışlı ve yararlıdır. Perforasyonda şüphe edilen alana getirildiğinde taşkın yanıt veriyorsa perforasyon varlığı doğrulanır. Periapikal radyografiler iki boyutlu görüntü verdiği için perforasyonların tespitini

zorlaştırır. Horizontal açılama değiştirilerek filmler alınarak değerlendirme yapılmalıdır. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile perforasyonların üç boyutlu, net bir şekilde görüntülenmesi sağlanabilir.

Patolojik perforasyonların tanısı ise çoğunlukla klinik muayene, radyografler ve hastada başlayan ağrı şikayetlerinin değerlendirilmesiyle belirlenir. Perforasyon alanından veya fistülden eksüda drenajı, perküsyon hassasiyeti, periodontal cep varlığı, alveolar kemiğe ulaşan perforasyon varlığında ise kronik diş etinin iltihabı klinikte karşılaşılabilecek tablolardır. Radyografide ise radyolusent lezyonlar dikkat çekmektedir (Saed ve ark., 2016).

1.4.1.2. Perforasyonların Tedavisi ve Prognozu

Perforasyon tedavisinde seçenekler perforasyonun onarımı, yapılamıyorsa dişin çekimidir. Perforasyonun boyutu, oluşum zamanı, konumu, özellikle perforasyonun alveolar kreti ve periodontal ataşman ile ilişkisi, dişin semptomatik oluşu tedavi yönteminin belirlenmesinde oldukça önemlidir. Ancak dişin restore edilemeyecek olması ve perforasyonun kanal tedavisinin tamamlanmasına engel oluşturması başlıca çekim endikasyonunu oluşturmaktadır.

Perforasyonun onarımında genellikle cerrahi olmayan, konservatif yaklaşım tercih edilmektedir. Cerrahi yaklaşım periodontal ataşman kaybına, kronik enflamasyona neden olabileceğinden ilk başvurulanan konservatif yöntemlerdir (Arens ve Torabinejad, 1996). Ancak, cerrahi olamayan tedavilerin başarısız olması, periodonsiyumun tedaviyi kısıtlaması, defekte subkrestal alanda patolojinin eşlik etmesi, onarım materyalinin adaptasyonuna engel olacak kadar şekilsiz ya da geniş defektlerin olması durumlarında perforasyonlara ulaşım sağlanması için cerrahi yaklaşım tercih edilmektedir (Clauder ve Shin., 2006).

Perforasyon onarımında öncelik endodontik tedavinin ivedilikle bitirilmesiştir. Bu durumda dikkat edilmesi gereken perforasyonun oluşum zamanıdır. İşlem sırasında

gerçekleşen, kontaminasyonun olmadığı perforasyonlar; kanal girişleri pamuk pelet, gütta perka ya da paper point ile kapatıldıktan sonra hemen tamir edilmelidir. Daha önce gerçekleşmiş, periodonsiyum ile ilişkili kronik enfekte perforasyonlar ise öncelikle dezenfekte edilmelidir. Frez ve ultrasonik uçlardan yararlanılarak tercihen mikroskop büyütmesi altında enfekte dentin kaldırılmalıdır. %2,5'lik NaOCl ile perforasyon ve çevresi yıkanmalıdır ancak periradiküler dokulara taşmasından şüpheleniliyorsa steril salin kullanılmalıdır. Geniş perforasyonlarda, hiperplastik, vasküle granülasyon dokusu görülebilir. Dikkatlice kürete edilmelidir ancak bol kanama meydana gelir. Ferrik sülfat içerikli kanama durdurucu ajanlar alveol kemiğinde irreversibl hasara, iyileşmenin gecikmesine neden olduğundan tercih edilmemelidir. Kollajen, kalsiyum sülfat, kalsiyum hidroksit kullanılmalı; kanamanın durmadığı durumlarda ise perforasyon alanı kalsiyum hidroksit ile kaplanıp kapatılmalı, ikinci seans tedaviye devam edilmelidir. Enfeksiyon durumlarında da kalsiyum hidroksit uygulaması gereklidir. Hemostaz sağlandıktan sonra plugger, taşıyıcı sistemler kullanılarak irritan olmayan onarım materyalleri perforasyon alanına yerleştirilip kondanse edilir (Saed ve ark. 2016). Perforasyon alanının operasyon mikroskobu altında onarımı; boş olan kanalın onarım materyaliyle tıkanmasının önlenmesinde, onarım materyalinin doğru yerleştirilmesinin sağlanmasında önem taşımaktadır (Bargholz, 2005).

Perforasyon tedavisinin başarısını belirleyen en önemli etken perforasyon oluşmasından tedavi edilmesine kadar geçen zaman ve gecen zamana bağlı olarak perforasyon alanının enfekte olup olmadığıdır (Bargholz, 2005; Fuss ve Trope, 1996). Ancak perforasyon oluşumu tedavi sırasında genellikle fark edilememekle birlikte tedavi başarısızlığında akla gelebilmektedir. Bu nedenle perforasyon alanının enfekte olduğu varsayılmalıdır. Özellikle perforasyon kritik krestal alanda ise kontaminasyonun, enfeksiyonun kaçınılmaz olduğu bilinmelidir. Tedavi planlaması yaparken şu sorulara yanıt aranmalıdır:

- Kök kanalı ve perforasyon alanından mikroorganizmaların etkili bir şekilde eliminasyonu sağlanabilir mi?

- Ekstraradiküler alanın ve de perforasyon alanının enfekte olmuş materyallerle, örneğin kök kanal dolgusuyla kontaminasyonu önlenabilir mi?
- Periodontal dokulara açılan perforasyonun periodontal cep aracılığı ile ağız ortamı ile bağlantısının önüne geçilebilir mi?

Bu soruların herhangi birine negatif yanıt verildiği durumlarda periodontal dokuların iyileşmesi gerçekleşmeyecek ve büyük olasılıkla tedavinin başarısızlığı söz konusu olacaktır. Bu nedenle mikroorganizmaların eliminasyonu, tedavinin başarılı olmasında nihai hedeftir (Bargholz, 2005).

Uygun tedavinin ve prognozun belirlenmesi için Fuss ve Trope (1996) perforasyonları lokalizasyonuna göre sınıflandırmıştır:

- ✓ Lateral Perforasyonlar
 - Koronal perforasyonlar
 - Krestal perforasyonlar
 - Apikal perforasyonlar
- ✓ Furkal Perforasyonlar

Koronal perforasyonların kapatılması kolaydır. Pamuk peletle kapatılıp kanal tedavisi tamamlanır. Genellikle maksiller keserlerde görüldüğünden estetik restorasyon gerektirir. Asitleme ve bonding ajanı uygulanması sonrası kompozit rezin ya da cam iyonmer siman uygulanabilir. Posterior bir dişte kompozit rezin ya da amalgam tercih edilebilir.

Krestal perforasyonlar, epitelyal ataşmana yakınlığı ve gingival sulkus ile bağlantısı ile onarımı en güç perforasyonlardır. Furkasyon perforasyonları da epitelyal ataşman ve gingival sulkus ile ilişkili olduğundan krestal perforasyonlar içinde yer almaktadır. Geniş krestal perforasyonlar oluşum zamanı fark etmeksizin genellikle cerrahi tedavi gerektirmektedir. Ortodontik olarak dişin tedavi edilebilecek şekilde

ekstrüze edilmesi diğer bir seçenektir. Minimal etkilenmiş, ulaşımı kolay bir defektin tedavisinde ise cerrahi yola başvurulmadan aseptik koşullar altında, hızlı sertleşen, periodontal dokularla uyumlu biyoseramik esaslı materyaller kullanılabilir. Operasyon mikroskobu altında, plugger ile materyalin yerleştirilmesiyle perforasyon alanı kapatılıp kanal tedavisi tamamlanabilir.

Apikal perforasyonlarının onarım materyali ile ortograd yolla kapatılması mümkün değildir. Ancak çok geniş kanallarda onarım materyalini apikale taşımak mümkündür, bu dişlerde de perforasyon oluşma riski oldukça düşüktür. Apikalde perforasyon varlığında temizleme, şekillendirme işlemi sonrası kanal dolgusu tamamlanır. Defektin pat ve güta perka ile kapanması sağlanır. Kanal dolgusunda biyoseramik esaslı patların kullanımı, sıcak vertikal kondansasyon tekniğinin tercih edilmesi defektin daha iyi kapanmasında yararlı olabilmektedir. Patoloji ve semptom görülmesi durumunda cerrahi yaklaşım ya da çekim tedavi seçeneklerini oluşturmaktadır (Fuss ve Trope, 1996).

Molar dişlerde furkasyon perforasyonları, periodonsiyumda hasar oluşturması, sulkus ile bağlantılı olması nedeniyle periradiküler dokularda kronik enflamasyona, periodontal ataşmanın hatta ilgili dişin kaybına neden olabilmektedir (Meister ve ark., 1979). Onarımı oldukça zordur. Küçük çaplı furkal perforasyonlar hızlı sertleşen, irritan olmayan materyallerle kapatılmalıdır. Ayrıca materyalin çözünürlüğünün oldukça düşük, mekanik özelliklerinin oldukça dentine yakın olması gereklidir. Perforasyon çapının artması ile materyalin alana yerleştirilmesi, kondansasyonu zorlaştırır, taşkınlık oluşabilir. Bunu engellemek için rezorbe olabilen, hemostatik kollajen bariyerler kullanılabilir (Frank, 2002). Lemon (1992) kök perforasyonlarının tedavisinde internal matris kavramını ortaya koymuştur. Amalgamın uygulanmasında kondansasyonun sağlanması sırasında amalgamın perforasyon alanından taşmasının önlenmesi için eksternal hidroksiapatit yerleştirilmesi gerektiğini, MTA uygulamasında ise fazla basınç uygulanmasına gerek olmadığı için küçük parçalar halinde rezorbe olan kollajenin yeterli olacağını bildirmiştir. Biyoseramik esaslı materyaller nemden etkilenmeyip, sement formasyonunu engellemediğinden bariyer uygulanmadan da kullanılabilmektedirler (Saed ve ark., 2016).

Grossman (1957) geniş furkal perforasyonlarda amalgam kullanmıştır. Halen de perforasyon onarımında kullanımı mevcuttur. Aguirre ve ark. (1986) da amalgamın taşkınlığının önüne geçmek için indiyum folyonun kullanılmasını önermişlerdir. Ancak indiyum folyonun kullanıldığı vakalarda kullanılmayanlara göre daha fazla kemik rezorpsiyonu olduğu rapor edilmiştir.

Pitt Ford ve ark. (1995), doku ile uyumlu olan MTA'nın periradiküler dokulara taşması durumunda enflamasyona, rezopsiyona neden olmadığını, sementin simana tutunarak oluşumunu tamamlayarak iyileşmenin gerçekleştiğini klinik ve radyografik olarak gözlemlemişlerdir. Fiziksel, mekanik, biyolojik özellikleri yüksek olan biyoseramik esaslı simanlar geniş perforasyon alanları için bariyer kullanmadan kullanılabilir. Bunu destekler nitelikte Al-Daafas ve Al-Nazhan (2007) köpeklerde yaptıkları çalışmada amalgam ve MTA altına bariyer olarak yerleştirdikleri kalsiyum sülfatın periodonsiyumda enflamatuvar yanıt oluşturduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca başka bir çalışmada kalsiyum sülfatın MTA'nın sızdırmazlık özelliğini azalttığı bildirilmiştir. Diğer bir bariyer çeşidi olan Collaplug (Calcitek, Carlsbad, CA) bariyerlerinin de bu özelliği değiştirmemekle beraber MTA'nın periradiküler dokulara taşmasını önleyemediği bildirilmiştir (Clauder ve Shin, 2006; Zou ve ark., 2008).

Perfore edilen bir dişin prognozu;

- ✓ Periodontal dokunun gördüğü zarara,
- ✓ Perforasyonun boyutuna,
- ✓ Lokalizasyonuna,
- ✓ Gingival sulkus ile ilişkisine,
- ✓ Onarım zamanına,
- ✓ Kullanılan materyalin sızdırmazlığına ve
- ✓ Biyouyumluluğuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir (Arens ve Torabinejad, 1996).

Fuss ve Trope (1996) endodontik tedavi esnasında oluşmuş, 15, 20 nolu eğerlerin geçebileceği genişlikte küçük, periodontal ataşmandan uzak koronal ve apikal perforasyonların prognozunu iyi; eskiden oluşmuş, büyük çaplı krestal

perforasyonların prognozunu şüpheli olarak sınıflandırmışlardır. Furkasyonun perfore olduğu çok köklü dişlerde prognoz, tek köklü dişler için açıklanan faktörlere göre farklılık gösterir. Kaza sonucu oluşan, ciddi etkileri görülen durumlar %2-12 civarındadır.

Perforasyon alanı açık bir kanal gibi davranır, kök kanalından, periodontal aralıktan ya da her ikisinden bakteriyel geçiş sağlar. Enflamatuvar cevap olarak kemikte rezorpsiyonun da eşlik edebildiği fistül yolu oluşumu gözlenebilir. Furkal veya lateral perforasyon alanlarına doğru diş eti epitelinin büyümesi dişin prognozunu kötü etkiler. Apikal ile krestal kemik arasında oluşmuş küçük bir perforasyonun kapatılması ile dişin prognozu her zaman iyidir. Tedavide klinisyene bağlı faktör, kullanılan materyaldir. (Frank, 2002; Fuss ve Trope, 1996 ve Kakani ve ark., 2015). Standart materyal yıllardır amalgam olmuştur (Balla ve ark., 1991). Amalgamın tercih edilme sebeplerinin arasında ucuz olması, kolay elde edilebilmesi, kolaylıkla uygulanabilmesi gibi özellikler sayılabilmektedir (Ahmetoglu ve Colak, 2010). Bunun yanında dokulara civa salması, korozyona uğraması, dokularda renk değişikliğine neden olması, dişe mekanik tutunması, boyutsal olarak stabil olmaması, köklerde mikro çatlaklar oluşturması gibi birçok olumsuz özelliğinden dolayı kullanımı azalmıştır (Gartner ve Dorn, 1992). Dental materyaller arasında üstün özellikler göstermesiyle MTA perforasyonlarda onarım materyali olarak yerini almıştır (Pitt Ford ve ark., 1995).

Furkasyon perforasyonlarının tamirinde bakteriyel sızıntı açısından MTA ve amalgamı değerlendiren Nakata ve ark. (1998), MTA'nın amalgamdan üstün olduğunu gözlemlemişlerdir. Pitt Ford ve ark. (1995), köpeklerde oluşturdukları furkasyon perforasyonlarında, MTA ve amalgamı histopatolojik olarak incelemişlerdir. Tedavisi hemen yapılan grupta, amalgamın kullanıldığı dişlerin tümünde enflamasyon görülürken, MTA yerleştirilen 6 dişin sadece 1 tanesinde enflamasyon gözlemlendiği ve enflamasyon gözlenmeyen dişlerin perforasyon alanlarında bir miktar sement oluştuğu bildirilmiştir. Tedavisi gecikmiş olan grupta da yine perforasyon alanlarına amalgam yerleştirilen dişlerin tümünde enflamasyon gözlenirken, MTA yerleştirilen dişlerden 4'ünde enflamasyon tespit edilmiştir. Ghoddusi ve ark. (2007), furkal veya strip perforasyonu bulunan 28 vakada MTA kullanmış, 6-12 aylık takiplerinde vakaların

%92,9’unda başarı bildirmişlerdir.Perforasyon tamir materyali olarak MTA kullanılan 60 hastanın uzun dönem takip sonuçlarına yer verilen bir çalışmada, klinik ve radyografik değerlendirme sonunda hiçbir hastada başarısızlık ile karşılaşılmamıştır (Main ve ark., 2004).

Mente ve ark. (2014) kök perforasyonlarında MTA kullanımının uzun süreli takibini gerçekleştirerek prognozu etkileyen faktörleri belirlemişlerdir. 45 yaş altı hastalarda tedavi daha başarılı iken erkeklerde kadınlara göre daha yüksek oranda iyileşme gözlenmiştir. Çok köklü dişlerin tedavi başarı oranı tek köklü dişlere göre, maksiller dişlerin başarı oranı mandibular dişlere göre daha yüksektir. 3 mm’den yüksek çaplı perforasyonların onarımı ile elde edilen başarı oranı, daha küçük perforasyonlara göre daha düşüktür.

Geçmişten günümüze perforasyon onarımı için kullanılan çeşitli materyaller şunlardır:

- İndiyum folyo
- Amalgam
- Paris alçısı
- Çinko oksit öjenol
- Süper EBA (Süper etoksi benzoik asit)
- IRM (İntermediat restoratif materyal)
- Güta perka
- Cavit
- Cam iyonomer siman
- Modifiye cam iyonomer siman
- Kompozit rezin
- Dekalsifiye dondurulmuş kurutulmuş kemik
- Kalsiyum fosfat siman
- Trikalsiyum fosfat siman
- Hidroksiapatit
- Kalsiyum hidroksit

- Portland simanı
- MTA
- Biodentine
- EndoSequence
- BioAggregate
- CEM (Calcium enriched mixture) simanı (Kalsiyum bakımından zenginleştirilmiş karışım) (Kakani ve ark., 2015).

1.4. Çalışmamızda Kullanılan Materyaller

1.4.1. Mineral Trioxide Aggregate (MTA)

MTA diş hekimliği literatürüne ilk defa 1993 yılında Loma Linda Üniversitesi'nde Lee ve Torabinejad'ın yaptıkları çalışma ile girmiş, sonrasında deneysel olarak kullanılmış, 1998 yılında da FDA tarafından onaylanıp piyasaya sürülmüştür. Retrograd dolgu malzemesi olarak geliştirilen MTA, bu alanda başarılı bulununca klinik uygulama alanı genişlemiş ve tüm dünyada yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Roberts ve ark.,2008).

Günümüzde MTA;

- ✓ Vital tedavilerde kuafaj ve pulpotomi materyali olarak,
- ✓ Kanal tedavili dişlerde yapılan beyazlatma işleminde bariyer materyali olarak,
- ✓ Furkasyon ve kök perforasyonlarında onarım materyali olarak,
- ✓ Kök rezorpsiyonu ve kök kırığı olgularında tamir materyali olarak,
- ✓ Retrograd dolgu materyali olarak,
- ✓ Apeksifikasyon tedavisinde apikal tıkaç materyali olarak endodontik tedavilerde kullanım alanı bulmuştur (Holland ve ark., 2001; Roberts ve ark., 2008)

MTA, Tip I Portland simanına radyoopasite sağlanması için 4:1 oranında bizmut oksitin ilave edilip geliştirilmesiyle oluşmuştur (Cavenago ve ark., 2014). Portland

simanından farklı olarak MTA'nın yapısına bizmut oksitin eklenmesinin yanı sıra potasyumun da çıkarıldığı bildirilmiştir (Islam ve ark., 2006). Portland simanına bizmut oksitin ilave edildiği bir çalışmada simanın fiziksel özellikleri değişmiş, simanın porözitesi, çözünürlüğü ve yapısındaki çatlak miktarında artış görülmüştür (Song ve ark., 2006).

MTA'nın gri ve beyaz olmak üzere iki formu vardır. 1993 yılında kullanıma sunulan ilk MTA içeriğinde yüksek derecede demir oksit bulunmaktadır ve koyu gri renktedir. Dişlerin kuronlarında renkleşmeye yol açmasından dolayı içeriğindeki demir oksit miktarı azaltılarak beyaz renkli MTA üretilmiştir (Roberts ve ark. 2008; Parirokh ve Torabinejad, 2010). Her iki tip MTA da ağırlıkça yaklaşık olarak %75 Portland simanı, %20 bizmut oksit ve %5 alçı taşından oluşmaktadır (Ferris ve Baumgartner, 2004). Beyaz MTA, gri MTA'ya göre daha küçük çaplı partiküllere sahiptir (Rao ve Shenoy, 2009). Her iki MTA tipinde de ortak yapı maddesi bizmut oksit ve trikalsiyum silikattır; gri MTA' da farklı olarak dikalsiyum silikat bulunur (Camilleri ve Pitt Ford, 2006). Araştırmacılar beyaz MTA'nın daha az miktarda demir, alüminyum ve magnezyum içerdiğini tespit etmişlerdir (Asgary ve ark., 2009).

MTA toz ve steril suyun 3:1 oranında karıştırılmasıyla hazırlanır (Torabinejad ve ark., 1993). MTA tozunun farklı sıvılar ile karıştırılması, materyalin sertleşme zamanını ve basma dayanımını etkilemektedir. MTA'nın manipülasyonunu kolaylaştırmak ve sertleşme süresini kısaltmak amacıyla kalsiyum klorür (CaCl_2), potasyum klorür (KCl), metil selüloz gibi materyallerin MTA'ya eklenmesi önerilmiştir (Kogan ve ark., 2006; Ber ve ark., 2007 ve Kao ve ark., 2009). MTA tozunun klinik uygulamalarda salin veya anesteziik solüsyonla karıştırılmasıyla MTA'nın sertleşme süresi uzarken basma dayanımı da olumsuz etkilenmektedir. Klorheksidin glukonat jel ile karıştırılarak hazırlanan MTA'nın ise 7 gün sonunda biletam olarak sertleşmediği bildirilmiştir (Kogan ve ark., 2006; Holt ve ark., 2007).

MTA'nın fiziksel özellikleri; karıştırılan su-toz oranı, karıştırma metodu (karışımın içinde sıkışan hava miktarı), kondansasyon basıncı, ortamın pH ve nem oranı, MTA'nın çeşidi, saklama koşulları, tercih edilen likitin çeşidi, karıştırma ile

değerlendirme yapılınca kadar geçen süre, materyalin kalınlığı, ortamın sıcaklığı gibi faktörlerden etkilenebilir (Damaschke ve ark., 2005; Rao ve ark., 2009 ve Parirokh ve Torabinejad, 2010). Fridland ve Rosado (2003), bu faktörlerin her zaman kolaylıkla standardize edilemediğini, dolayısıyla da MTA' nın fiziksel özelliklerinin incelendiği çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilebileceğini bildirmişlerdir. Pek çok araştırmacı MTA'nın sertleşme zamanı ve genleşmesi, çözünürlüğü, basma, eğilme ve bağlanma dayanımı, pH'sı, radyoopasitesi, partikül boyutu, porözitesi, mikrosertliği, kırılma direnci ve sızdırmazlık gibi özelliklerini incelemişlerdir.

MTA tozu, su ile karıştırıldığında kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat hidrat oluşur, bu ürünler kristal yapıdan fakir, poröz yapılı katı bir jele dönüşür (Camilleri, 2008). Kalsiyum çökeldikçe, kalsiyum silikat oranı düşer. Kalsiyum hidroksitin su ile tepkimesiyle kalsiyum ve hidroksil iyonu açığa çıkar ve ortamın pH' ı artar (Duarte ve ark., 2003). Salınan kalsiyum iyonları da dokudan gelen karbondioksit ile reaksiyona girerek kalsit kristallerini oluşturur. Bu da MTA'nın sert doku oluşumunu desteklemesinde rol oynar (Holland ve ark., 2002).

MTA'nın içeriğindeki alçı miktarı Portland simanına göre yaklaşık %50 daha az olduğu için bu reaksiyonlar daha yavaş gerçekleşir. MTA'nın sertleşme süresi bu yüzden Portland simanına göre daha uzundur (Camilleri, 2007). MTA gibi retrograd dolgu materyali olarak kullanılan amalgam, IRM, Super EBA'ya göre de sertleşme süresi daha uzun olup ortalama 165 dk'dır (Gandolfi ve ark., 2009). Gri MTA'nın sertleşme süresi beyaz MTA'dan daha uzundur (Islam ve ark., 2006).

MTA'nın pH değeri karıştırıldıktan sonra 10,2 iken 3 saat sonrasında kalsiyum hidroksit formasyonundan kalsiyum iyonlarının salınımı ile 12,5'e yükselir (Han ve Okiji, 2013; Torabinejad ve ark., 1995). MTA'nın çözünürlüğü hakkında birçok çalışma mevcuttur. Çoğu çalışmada MTA'nın çözünürlüğünün çok az olduğu ya da çözünmediği bildirilse de uzun dönemde çözünürlüğünün arttığı bildirilmiştir (Roggio ve ark., 2007; Shie ve ark., 2009). Porözitesi ise karıştırma yöntemine bağlı olarak oluşan hava kabarcığına, ortamın asidik olmasına bağlı olarak artmaktadır (Namazikhah ve ark., 2008). Fridland ve Rosado (2005), yüksek su/toz oranı ile

karıştırılan MTA'dan kalsiyum salımının arttığını, dolayısıyla karışımda daha fazla su kullanımının MTA'nın porözite ve çözünürlüğünde artışa neden olduğunu bildirmişlerdir. Radyoopasitesi 7,17 mm Al olarak bildirilmiştir (Torabinejad ve ark., 1995a). Islam ve ark. (2006), beyaz MTA'nın radyoopasitesinin gri MTA'ya göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. MTA'nın mekanik dayanımı MTA'nın tipine, kullanılan likite, likitin pH değerine, kondansasyon basıncına, MTA'nın saklama koşullarına bağlı olarak değişiklik göstermektedir (Basturk ve ark., 2013; Formosa ve ark., 2013). Torabinejad ve ark. (1995a), MTA ile birlikte amalgam, IRM, süper EBA'nın basma dayanımını değerlendirdiklerinde 24 saat sonra MTA'nın anlamlı olarak en düşük değeri gösterdiğini ancak 3 hafta sonra kullanılan materyaller arasında anlamlı bir fark görülmediğini bildirmişlerdir. Dolgu materyali altında okluzal kuvvetlerden etkilenen materyaller için basma dayanımı önemlidir. Apikal tıkaç, retrograd dolgu materyalleri okluzal kuvvetlerden direkt etkilenmediği için basma dayanımı değerleri daha önemsiz olabilir (Kayahan ve ark., 2009). Eğilme dayanımı ise ilk 24 saatte nemli pamuk varlığında artarken, 3 ay sonra değerlendirildiğinde anlamlı bir şekilde azalmaktadır (Sahebi ve ark., 2012). Perforasyon tamirinde kullanılan materyallerin bağlanma dayanımı, çiğneme kuvvetleri materyalin deplasmanına neden olabileceği için önemlidir. Bağlanma dayanımı geç sertleşme süresinden dolayı nemli ortamda zamanla artış göstermektedir (Dammaschke ve ark., 2005).

MTA'nın biyouyumluluğunun değerlendirildiği birçok çalışma mevcuttur. Yerine kullanılmış olan amalgam, süper EBA, IRM, cam iyonomer türleri ve güta perkadan daha iyi sonuçlar vermiştir (Huang ve ark., 2005, Souza ve ark., 2006). Biyoseramik içerikli Biodentine (Zhou ve ark., 2013), EndoSequence kök onarım materyali (Damas ve ark., 2011), iRoot SP (Zhang ve ark., 2010) ile kıyaslandığında materyaller arası benzer sonuçlar elde edilmiştir. Biyomineralizasyon ve hücre farklılaşmasının uyarımı MTA'nın karakteristik diğer iki biyolojik özelliğidir (Masuda-Murakami ve ark., 2010). Alkalın fosfataz, osteonektin, osteopontin salınımında etkili osteojenik aktiviteyi artırır (Bonson ve ark., 2004). Antibakteriyel özelliğine bakıldığında çeşitli fakültatif mikroorganizmalar üzerinde etkisi görülürken

anaerobik mikroorganizmalara karşı etkisi görülmemiştir (Torabinejad ve ark., 1995b).

Günümüzde MTA'nın orijinal formülasyonu "ProRoot MTA" ve "Tooth Colored MTA" adı altında satılmakla birlikte, farklı ticari isimler altında da satılmaktadır: Angelus (Beyaz ve Gri MTA, Angelus, Londrina, PR, Brazil), Egeo (Beyaz MTA, Egeo, Buenos Aires, Argentina), Micro Mega (Besançon, France), NeoMTA Plus (Avalon Biomed Inc. Bradenton, USA), MTA Plus (Prevest DenPro Limited, Jammu, India), Protooth™ (Dentosolve, Aarhus, Denmark). Ayrıca, ışıkla sertleşen MTA ve kanal dolgu patı olarak MTA (CPM Sealer (Egeo), MTA-Fillapex (Angelus) şeklinde MTA materyalleri de kullanıma sunulmuştur (Bahram ve ark., 2016; Parirokh ve Torabinejad, 2010 ve Siboni ve ark., 2017).

MTA Angelus %80 Portland simanı, %20 bizmut oksit içerir. ProRoot MTA'da bulunan kalsiyum sülfat MTA Angelus'ta çıkarılarak sertleşme süresinin azaltılması amaçlanmıştır. Sertleşme süresi yaklaşık 14 dk'dır. MTA'ya göre MTA Angelus'un partikül boyutu daha büyük olup partikül boyutu daha geniş bir aralıkta dağılım gösterir (Ha ve ark., 2016). 1 gün sonra ölçülen basma dayanımı MTA için 40 MPa, MTA Angelus için 46,4 MPa'dır (Chedella ve Berzins, 2010). Mikrosertlik değeri ise ProRoot MTA ve Angelus için sırasıyla 37,5 ve 32,7 VHN olarak bulunmuştur (Dawood ve ark., 2014).

Duarte ve ark. (2003) yaptıkları çalışmada, gri MTA'ya oranla MTA Angelus'un hidratasyonunda açığa çıkan kalsiyumun biraz daha fazla olduğunu, dolayısıyla da pH değerinin de az bir farkla yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Reyes-Carmona ve ark. (2009) da diğer çalışmanın aksine MTA'nın pH değerini ve iyon salınımını MTA Angelus'a göre daha yüksek bulmuşlardır.

Yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde, MTA Angelus, ProRoot MTA ile karşılaştırıldığında benzer kimyasal kompozisyona sahiptir. pH ve kalsiyum iyon salınımı çok fazla farklılık göstermemekle beraber sertleşme zamanı ve partikül boyutu bakımından belirgin farklılıklar mevcuttur (Parirokh ve Torabinejad, 2010b).

1.4.2. Biodentine

MTA'nın fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla formüle edilmiş olup Gilles ve Olivier (2011) tarafından piyasaya sürülmüştür (Septodont, Saint Maur des Fosses, France). Trikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, az miktarda dikalsiyum silikat, zirkonyum oksit içermektedir. Likitin yapısında su bazlı polimer likit ve sertleşme reaksiyonunu hızlandırıcı kalsiyum klorür bulunmaktadır (Camilleri ve ark., 2013). Hidratasyon reaksiyonu MTA ile benzerdir. Reaksiyon ürünü olarak kalsiyum silikat hidrat jel ve kalsiyum hidroksit oluşur. Yapısındaki kalsiyum karbonat kalsiyum silikat hidrat için çekirdeklenme sahası oluşturur. Bununla birlikte indüksiyon hızlanır ve mikro yapı gelişir, sertleşme süresi kısalmır. Likite kalsiyum klorür eklenmesi de süreyi azaltmaktadır. Su bazlı polimer viskoziteyi azaltarak, materyalin uygulanmasını kolaylaştırır (Malkondu ve ark., 2014). Toz kapsülde, likit pipette bulunur. Likitin kapsüle ilave edilmesinden sonra 30 sn amalgamatörde karıştırılır. Kıvamı fosfat simanına benzer (Kaup ve ark., 2015).

Çalışma süresi 6 dk civarı iken başlangıç sertleşmesi için 9-12 dk, final sertleşmesi için 45 dk yeterlidir. Diğer biyoseramik esaslı simanlarla karşılaştırıldığında en kısa sertleşme süresine sahiptir (Singh ve ark., 2014). Başka bir avantajı da renkleşmeye sebep olmaması, MTA'nın kullanımından çekinilen estetik bölgelerde rahatlıkla kullanılabilir olmasıdır (Keskin ve ark., 2015).

Radyoopasitesi değerlendirildiğinde ise biyoseramik esaslı materyaller içinde en düşük değeri göstermektedir. Zirkonyum oksit radyoopasite sağlayan ajanıdır. Üretici firmanın verilerine göre radyoopasite değeri 3,5 mm Al'dir (SeptodontBiodentine™ Active Biosilicate Technology™. Scientific file 2010). Grech ve ark. (2013)'da bu değerin 3'ten büyük olduğunu rapor etmişlerdir. Ancak Lucas ve ark. (2017), Tanalp ve ark. (2013), Biodentine'in radyoopasitesinin 3 mm Al'den daha az olduğunu belirtmişlerdir. Hatta Kaup ve ark. (2015) çalışmalarında bu değeri 1,5 mm Al olarak rapor etmişlerdir. Bu değişikliğin cihazın farklılığı, konvansiyonel ya da dijital sistemlerin kullanımı, mA, kV değerleri, ışınlama süresi, görüntüsü alınan materyalin X ışın kaynağına uzaklığı gibi faktörlerden kaynaklanabileceği düşünülmüştür (Lucas

ve ark., 2017). Biodentine’de bizmut oksit yerine zirkonyum oksit kullanılmasının amacı çalışmalarda sergilemiş olduğu biyouyumluluğu, biyo-inert olmasından dolayı gösterdiği uygun mekanik özellikler ile korozyona karşı direncidir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Biodentine mekanik dayanımı ile dentine yakınlık göstermektedir. Basma dayanımı 1 saat içinde şiddetli bir artış göstererek 100 MPa’ya ulaşır. 24 saat sonunda bu değer 200 MPa’dan yüksektir, bir ay sonra 300 MPa olur ki dentinin basma dayanımı 297 MPa’dır (Arora ve ark., 2013). Biodentine, BioAggregate, zirkonyum ilaveli trikalsiyum silikat siman (TCS-Zr) ve IRM kullanarak yaptıkları çalışmada Grech ve ark. (2013), 50 N/min kuvvete karşı Biodentine’in 3 kat daha dayanıklı olduğunu gözlemlemişlerdir. Bağlanma dayanımı 24 saat sonra maksimum değerine ulaşır. Bu da MTA’dan fazladır. Kan ile kontaminasyonu, bağlanma dayanımını ve sertleşme reaksiyonunu etkilememektedir (Ranjan, 2014). Mikrosertlik değeri ise 1 saat sonunda 51 VHN, 1 ay sonra 69 VHN olarak ölçülmüştür (Arora ve ark., 2013).

Biodentine biyoseramik simanlar içinde en küçük partikül boyutuna sahip olandır. Dentine bağlanımında partikül boyutu ve uniform bileşenleri rol oynamaktadır (Atmeh ve ark., 2012). Ayrıca alkali etkisi ile organik dokulara etki ederek, öncelikle dentin tübüllerini açıp sonrasında sızdırmaz bir örtücülük sağlamaktadır (Ranjan, 2014). Grech ve ark. (2013), Han ve Okiji (2013), çalışmalarında MTA, TCS-Zr, Biodentine, BioAggregate, EndoSequence gruplarının kalsiyum salınımını değerlendirmişler, Biodentine grubunun kalsiyum salınımının en fazla olduğunu belirtmişlerdir. Biodentine 12,5 olan pH değeri ile mikroorganizmaların gelişimini durdurarak dentinin dezenfeksiyonunu sağlamaktadır (Arora ve ark., 2013).

Biodentine ‘dentin yerine geçen biyoaktif’ restoratif siman olarak tanıtılmıştır. Koubi ve ark. (2013), posterior dişlerde sınıf I ve II kavitelelerin restorasyonlarında Biodentine kullanmış, 6 aylık takiplerinde herhangi bir klinik komplikasyonla karşılaşmamışlardır. Ancak 1 yıl sonra yapılan takiplerde vitalitesini koruyan dişlerin dolgularının anatomik formunun, marjinal adaptasyonunun, proksimal kontaktlarının bozulduğunu belirtmişlerdir. Biodentine 6 aya kadar restorasyon için uygundur. Derin

kavitelerde, vital pulpa tedavilerinde, furkasyon perforasyonlarında, invaziv eksternal kök rezorpsiyonlarında, apeksifikasyon, apeksogenezis tedavilerinde, bütünüyle kanalların doldurulmasında, kök ucu dolgusu olarak klinik uygulamaları mevcuttur (Rajasekharan ve ark., 2014).

1.4.3. EndoSequence

EndoSequence kök onarım materyali (ERRM) kalsiyum silikat ve kalsiyum fosfat kombinasyonundan oluşan biyoseramik materyallerden biridir. Önceden karıştırılmış olarak kullanıma hazır putty formlarında ve şırıngalarda hazır paste formunda bulunmaktadır. İçeriği trikalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantalum pentaoksit, monobazik kalsiyum fosfat ve doldurucu ajanlardan oluşmaktadır. Ma ve ark. (2011), ERRM ile gri MTA'nın kimyasal bileşimlerini inceledikleri çalışmalarında ortak olarak kalsiyum, silikat, fosfat, karbon, oksijen gibi elementlere rastlasalar da genel bileşimlerinin farklı olduklarını rapor etmişlerdir. Gri MTA'ya benzer şekilde ERRM'nin yüzey yapısı değişebilir boyutlarda altıgen şekilli kristallerden oluşmaktadır.

Üreticinin talimatına göre 30 dk'dan fazla çalışma süresi, 4 saat civarında sertleşme süresine sahiptir. Sertleşme sırasında neme ihtiyaç vardır. Sertleşme reaksiyonu esnasında pH değerinin 12,4 olmasıyla antibakteriyel etkinlik sağlamaktadır. Hansen ve ark. (2011), in vitro yaptıkları çalışmada MTA ile ERRM'nin pH değişimlerini incelemiş, MTA'nın pH değişiminin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Walsh ve ark. (2014), kök ucu materyalleri olarak kullanılan ERRM'nin basma dayanımını MTA ile benzer değerlerde bulmuşlardır. Şırıngada bulunan paste ve putty formunun ikisinde de mikrosertlik değerleri asidik ortamda azalmakta, materyalin kristal yapısının değişmesiyle poröziteli bir yapı göstermektedir (Wang ve ark., 2015). Shokouhinejad ve ark. (2014)'nın MTA ile ERRM'nin putty ve pasta formlarının kök ucu dolgu materyali olarak kullanılması durumunda marjinal adaptasyonlarını değerlendirdikleri çalışmalarında transversal aldıkları kesitlerde materyaller arası fark görülme de longitudinal aldıkları kesitlerde ERRM paste

formunun dentin duvarı ile olan ilişkisinin ERRM putty ve MTA'ya göre daha zayıf olduğu saptanmıştır.

ERRM'nin sitotoksitesini değerlendiren çalışmalar mevcuttur. ERRM'nin MTA ve MTA Angelus'a benzer şekilde minimal sitotoksiteye sahip olduğu görülmüştür (Ciasca ve ark., 2012; Damas ve ark., 2011 ve Ma ve ark., 2011). IL-1 β , IL-6, IL-8 ve minimal seviyede TNF- α sitokin salınımı saptanmıştır (Ciasca ve ark., 2012). MTA ve ERRM paste formunun kök ucu matreyali olarak kullanımı konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) ve mikro-BT kullanılarak değerlendirilmiştir. ERRM doku iyileşmesinde daha iyi bir yanıt oluşturmuş, indüktif ve kondüktif yapıda sement benzeri mineralize bir yapının oluşmasını hızlandırmıştır (Chen ve ark., 2015). Ma ve ark. (2011), ERRM putty ve paste formlarının biyouyumluluğunu karşılaştırdıkları çalışmada ERRM paste formunun putty formuna göre daha sitotoksik olduğunu bildirmişlerdir.

1.4.4. BioAggregate

Biyoseramik esaslı materyallerden biri olan BioAggregate kalsiyum silikat ve kalsiyum fosfat içerikli olup perforasyon onarımında, retrograd dolgu olarak, vital pulpa tedavisinde kullanılmaktadır (Park ve ark., 2010). Yapısında trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, monobazik kalsiyum fosfat, kalsiyum hidroksit, hidroksiapatit, silika ve tantalum pentaoksit bulunmaktadır. Monobazik kalsiyum fosfat hidrasyon reaksiyonuna etki ederken silika reaksiyonun hızlanmasını sağlar ve mekanik özellikleri düzenler. Tantalum pentaoksit radyopak ajan olarak ilave edilmiştir. Likiti deiyonize sudur (Roy ve ark., 2006, Zhang ve ark., 2009). Kullanılmadan önce 2-5 dk. toz ile likitin karıştırılması önerilir. Çalışma süresi yaklaşık 5dk., sertleşme süresi yaklaşık 4 saattir (Dawood ve ark., 2017). Üretici, kontaminasyonu engelleyen biyouyumlu seramik nanopartiküller içerdiğini iddia etmektedir. Piyasada nanopartikül içeren ilk tamir simanıdır. Hidrasyon işlemi sırasında genleşmesi ve nano boyutlu partiküllerin kök dentinine iyi adezyon göstermesi materyalin sızdırmazlığında etkilidir (El Sayed ve Saeed, 2012).

MTA ve BioAggregate yapısal olarak ve kullanım alanları bakımından benzerdir. İki materyal arasındaki en belirgin fark BioAggregate'in alüminyum içermemesidir. Bu durum, yumuşak ve sert doku ile temas eden onarım materyalinin toksik olmasından kaynaklanan dejenerasyonu, periapikal doku yara iyileşmesinin gecikmesini ortadan kaldırmayı amaçlamaktadır (De-Deus ve ark., 2006). Ayrıca alüminyum içermeyen BioAggregate MTA'dan farklı olarak kalsiyum fosfat ve silika içermektedir. Batur ve ark.(2013), MTA ve BioAggregate'in ratlar üzerinde biyouyumluluğunu değerlendirmiş, Bioaggregate'in enflamasyona ve yabancı cisim reaksiyonuna MTA'dan daha iyi sonuç verdiğini gözlemlemişlerdir. Ancak mineralize doku oluşumunun MTA'da daha iyi olduğu belirtilmiştir. Zhang ve ark. (2009), da BioAggregate'in biyoaktif özellik sergileyerek mineralize doku formasyonunda, kristal apatit çökmesinde rol oynadığını bildirmişlerdir. Hermetik örtücülük sağladığı ve sementogenezisi uyardığı iddia edilse de bunu desteklemeyen çalışmalar da mevcuttur (De-Deus ve ark., 2009; Zhang ve ark., 2009). Pulpa kuafaj materyali olarak kullanılan MTA, BioAggregate, Biodentin'in indükledikleri reparatif dentin formasyonu mikro-BT ile incelenmiştir. Mikro-BT tahribatsız bir şekilde mikro yapının görüntülenmesine olanak sağlamaktadır. Mikro-BT'de gözlemlenen sert doku bariyeri MTA'da BioAggregate grubuna göre daha kalındır. Yine MTA ile karşılaştırıldığında Biodentine grubu daha düzensiz bir yapı sergilemektedir. BioaAggregate grubunun en düşük dentin mineral yoğunluğuna sahip olduğu gözlenmiştir. MTA ve Biodentin dentin yapımı üzerinde BioAggregate'e göre üstün bulunmuştur (Kim ve ark., 2016).

Fiziksel özellikleri değerlendirildiğinde, radyoopasitesi önerilen değer olan 3 mm Al'dan fazladır. Grech ve ark. (2013), BioAggregate'in fiziksel özelliklerini değerlendirdikleri bir çalışmada radyoopasitenin 1. günde 5,7 mm Al, 28 gün sonra 5 mm Al olduğunu belirlemişlerdir. Basma dayanımı, mikrosertlik değeri IRM ve Biodentine ile kıyaslandığında daha düşüktür. 28 gün sonra ölçülen basma dayanımı 16,3 MPa, mikrosertlik değeri 10,7 VHN'dir. Ayrıca düşük yıkanma sergilerken uzun sertleşme süresine, yüksek sıvı alımına sahiptir. SEM incelemesinde partikül boyutunun 20 μm 'den büyük olduğu görülmüştür. Camilleri ve ark. (2013a)'nın bir çalışmasında MTA Plus ve ProRoot MTA'dan, bir diğer çalışmalarında (Camilleri ve

ark., 2013b) Biodentine, MTA Angelus ve TCS-Zr'dan daha büyük partiküle sahip olduğu rapor edilmiştir. Anhidrate BioAggregate SEM ile incelendiğinde kalsiyum silikat partiküllerinin internal poröziteye neden oldukları görülmüştür. İnternal porözite varlığı toz ve suyun karıştırılması anında daha fazla su gereksinimini ortaya çıkarır. Fazla su alan materyalin mekanik dayanımı düşer. Ayrıca porözitenin artışı daha fazla mikroorganizmanın materyal yüzeyine adezyonuna zemin hazırlar. Bu nedenle stres almayan bölge olan kök ucunda retrograd dolgu materyali olarak kullanımı uygundur. Zayıf fiziksel özellikler gösteren BioAggregate'in yerinden oynaması, yüksek çözünürlükten dolayı zamanla kaybı mümkündür (Camilleri ve ark., 2015; Grech ve ark., 2013). Hashem ve Amin (2012), furkasyon perforasyonlarında onarım materyali olarak kullanımında MTA'nın BioAggregate'e göre asidik ortamda daha dayanıklı olduğunu belirtmişlerdir.

1.5. Çalışmanın Amacı

Endodontide kullanılan materyallerin sızdırmaz bir ötüclük sağlaması kök kanal tedavisinin başarılı olmasında en önemli faktörlerden biridir. Materyallerin sahip olduğu porözite miktarı ise dentine adaptasyonu ve sızdırmazlığı ile direkt ilişkilidir. Çalışmamızın amacı günümüzde kullanılan biyoseramik esaslı materyaller olan MTA Angelus, EndoSequence kök onarım materyali, Biodentine ve BioAggregate'in perforasyon defektlerinde uygulanması durumunda yapılarındaki porözite miktarını mikro-BT kullanarak karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

2.GEREÇ VE YÖNTEM

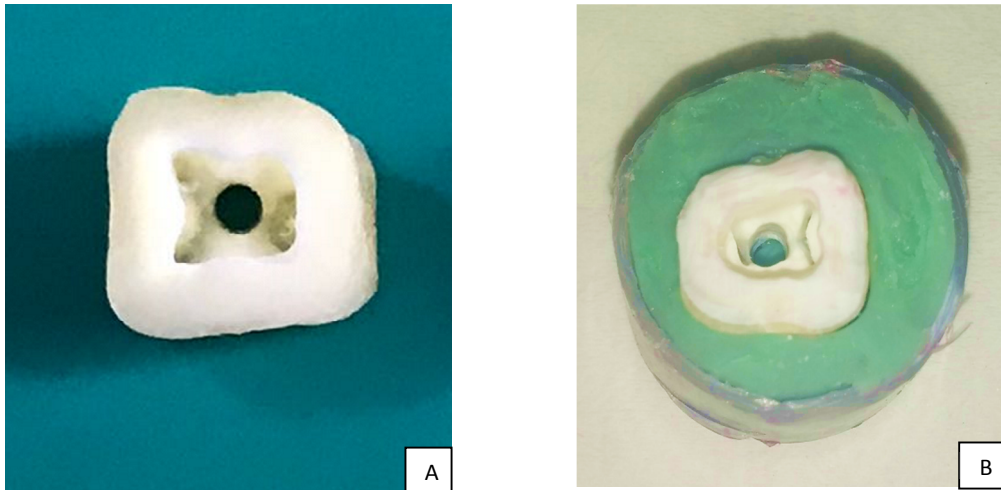
2.1. Dişlerin Seçilmesi

Bu çalışmada kullanılmak üzere periodontal sebeplerden çekilmiş, kök ucu gelişimi tamamlanmış, kalsifikasyon, rezorpsiyon, kök çürüğü, kırık veya çatlağı olmayan, ayırık kökleri olan 76 adet daimi alt birinci veya ikinci molar insan dişleri

seçilmiştir. Dişlerin üzerindeki diş taşları, organik debris ve yumuşak dokular kavitrone (Sirona, Germany) ve periodontal küret (Hu-Friedy Gracey #12-14, USA) vasıtasıyla dişlerin kök yüzeylerine ve furkasyon alanına zarar vermeden dikkatlice temizlenmiştir. Dezenfeksiyonun sağlanması için dişler %5'lik NaOCl içerisinde bir hafta bekletildikten sonra çalışmada kullanılıncaya kadar oda sıcaklığında %0,9'luk serum fizyolojik içerisinde saklanmıştır.

2.2. Diş Kesitlerinin Hazırlanması ve Perforasyon Oluşturulması

Dişlerin mine sement sınırından apikaline doğru 3 mm'lik mesafesi kumpasla ölçülmüştür. Bu ölçüm yerinden kökler elmas diskler ile su soğutması eşliğinde ampute edilmiştir. Standart endodontik giriş kaviteleri su soğutması altında elmas rond frez (Meisinger, Germany) ve elmas fissür frez (Meisinger, Germany) kullanılarak açılmıştır. Daha sonra tekrar mine sement sınırından koronale doğru 3 mm ölçüm yapılarak dişlerin kuronlarının geri kalan kısımları su soğutması altında elmas diskler ile kesilerek uzaklaştırılmıştır. Elde edilen dişlerin furkasyon alanları 1,6 mm çapında fissür frez (Meisinger, Germany) kullanılarak perforasyon oluşturulmuştur (Şekil 2.1.A).



Şekil 2.1 A). Furkasyon perforasyonunun oluşturulması
B) Örneklerin silikon ölçü içerisinde gömülmesi

Dişlerin furkasyon alanındaki dentin sement kalınlığının standart olması için, pulpa tabanı ve interradyküler furkasyon alanı arası mesafe kumpasla ölçülerek furkasyon kalınlığı 2-2,5 mm kalınlıkta olan dişler çalışmaya dahil edilmiştir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Furkasyon alanındaki dentin sement kalınlığının kumpasla ölçülmesi

Perforasyon alanının serum fizyolojik ile yıkanmasının ardından kavite ler pamuk pelet kullanılarak kurutulmuş, dişlerin dış yüzeyleri periradyküler dokuları taklit etmek amacıyla plastik silindir içerisine yerleştirilen silikon ölçünün (Zetaplus C tipi silikon, Zhermack, Badia Polesine, Italy) içine dikkatlice gömülmüştür (Şekil 2.1.B). Örnekler rastgele olarak her bir grupta 19'ar adet olacak şekilde 4 deneysel gruba ayrılmıştır. MTA kullanılan örnekler Grup I, EndoSequence kök onarım materyali (ERRM) kullanılan örnekler Grup II, Biodentine kullanılan örnekler Grup III, BioAggregate kullanılan örnekler Grup IV olarak adlandırılmıştır.

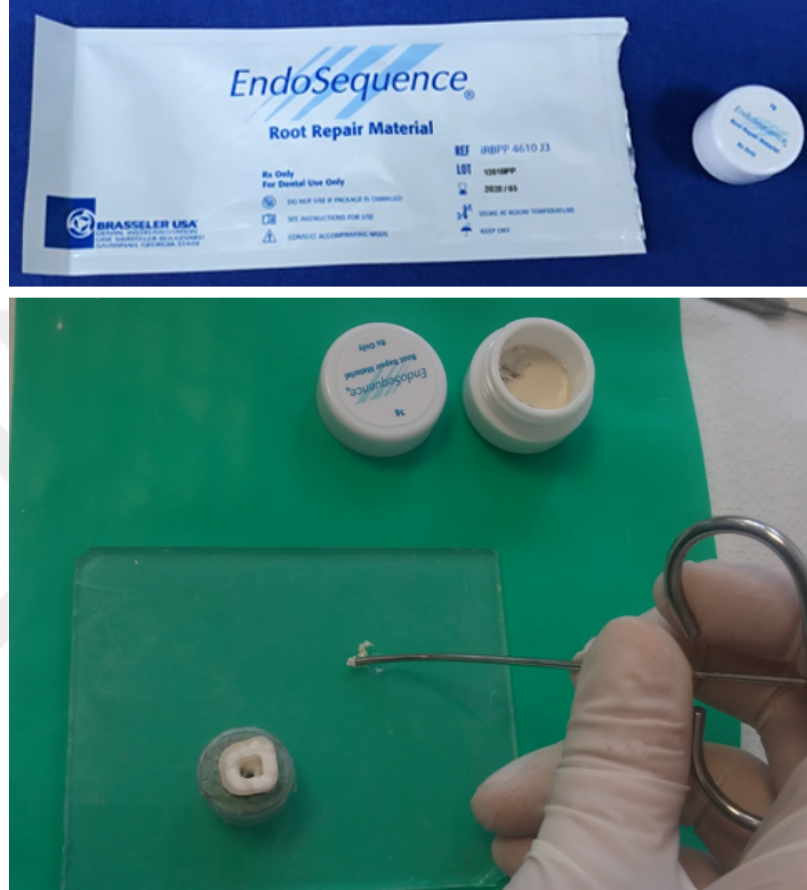
2.3. Siman Karışımlarının Hazırlanması ve Perforasyonun Onarımı

Grup I: MTA üretici firmanın önerdiği doğrultuda 3:1 oranında distile su ile steril cam üzerinde siman spatülü yardımıyla karıştırılmıştır (Şekil 2.3). Bütün örnekler büyütme oranı x3,3 olan dental loupe (Orange dental GmbH & Co. KG, Germany) kullanan tek operatör tarafından gerçekleştirilmiştir. MTA taşıyıcısı ile perforasyon alanına taşınan MTA, plugger ile hafif basınç uygulanarak kondanse edilmiştir.



Şekil 2.3. MTA'nın hazırlanması

Grup II: EndoSequence kök onarım materyali (ERRM) önceden hazırlanmış bir macun şeklinde olduğundan plastik spatül ile yeterli miktarda alınarak perforasyon alanına plugger ile kondanse edilmiştir (Şekil 2.4).



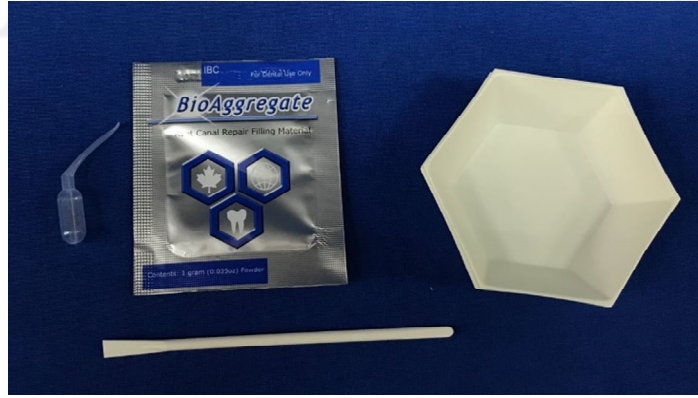
Şekil 2.4. EndoSequence kök onarım materyali

Grup III: Kapsül ve solüsyon sisteminden oluşan Biodentine'in hazırlanması için ilk olarak toz kapsül açılarak kap içine yerleştirilmiştir. Üretici firmanın önerdiği doğrultuda tek doz oranındaki likit, toz içeren kapsüle ilave edilerek amalgamatörde 30 saniye süre ile karıştırılmıştır (Şeki 2.5). Spatülle kapsülden alınan siman, perforasyon alanına plugger ile hafif bir basınç uygulanarak kondanse edilmiştir.



Şekil 2.5. Biodentin'in hazırlanması

Grup IV: BioAggregate (Şekil 2.6) tozu üreticinin talimatları doğrultusunda açılarak karıştırma kabına dökülmüş, üzerine likiti açılarak eklenmiştir. 2 dk boyunca koyu bir macun kıvamı alana dek plastik spatül kullanılarak karıştırılmıştır. Perforasyon alanına taşınan BioAggregate plugger ile kondanse edilmiştir.



Şekil 2.6. BioAggregate

Hidratasyonun gerçekleşmesi için giriş kavitelerinin içerisine nemli pamuk peletler yerleştirilerek giriş kaviteleri Cavit-G (3M ESPE, Seefeld, Germany) ile kapatılmıştır. Sonrasında tüm örnekler %100 nemli ortamda 37°C'de 72 saat boyunca inkübatörde bekletilmiştir. Sertleşme reaksiyonundan sonra Cavit-G ve pamuk pelet kavitelere uzaklaştırılmıştır. Mikro-BT taramaları için örnekler, bulundukları silindirden çıkarılarak yüzeylerindeki silikon ölçü maddesi temizlenmiştir.

2.4. Örneklerin Mikro-BT’de Taranması

Çalışmamızda her bir örnek numaralandırılarak falkon tüpleri içerisine yerleştirilmiştir. Falkon tüpleri içerisinde bulunan örnekler yüksek çözünürlükte taranmak üzere mikro-BT (Bruker MicroCT SkyScan 1172, Kontich, Belgium) (Şekil 2.7) cihazının döner platformu üzerine konularak sabitlenmiştir. Cihazın X ışını kaynağı 100 kVp ve 100 mA olacak şekilde ayarlanmıştır. Örnekler 0,5 mm Al/Cu filtresiyle, $0,4^{\circ}$ rotasyonla ışınlanmıştır. Her bir örnek 360 derece taranmış olup tarama süresi 48 dakikadır. Her görüntü 400 milisaniye pozlanmış, her açıdan 3 kez görüntü alınıp birleştirilerek tek görüntü haline getirilmiş ve böylece gürültü (noise) oranı azaltılmıştır. Cihazın diğer ayar ve parametreleri üretici firmanın önerisi doğrultusunda yapılmıştır. Taramalar sonucunda her bir örneğin piksel boyutu $10.0\ \mu\text{m}$ olacak şekilde ham görüntüleri elde edilmiştir.



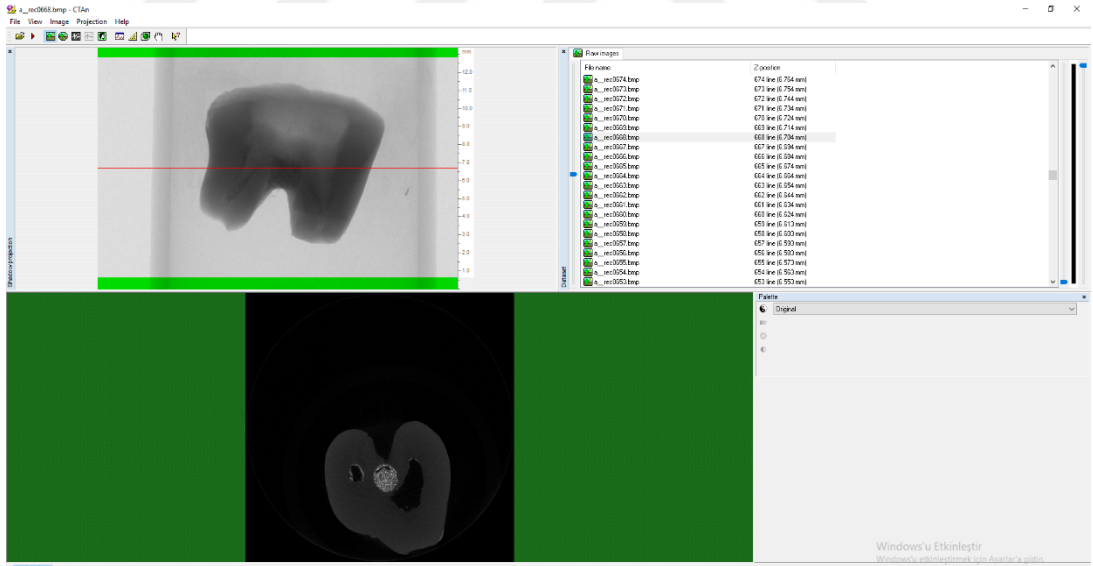
Şekil 2.7. Mikro-BT cihazı, Bruker MicroCT SkyScan 1172

2.5. Örneklerin Mikro-BT Rekonstrüksiyonu ve Analizi

Mikro BT analizlerinden materyallerin;

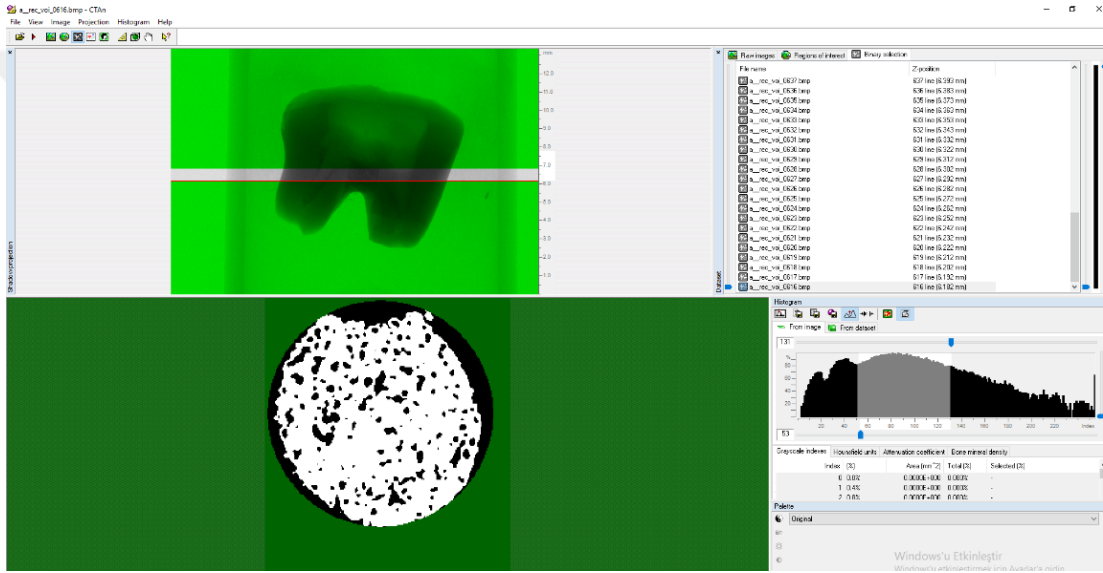
- Kapalı por hacmi,
- Kapalı yüzdesi,
- Açık por hacmi,
- Açık por yüzdesi,
- Total por hacmi,
- Total por yüzdesi değerlendirilmiştir.

Örneklerin rekonstrüksiyonu için NRecon (ver.1.6.5.2, SkyScan, Kontich, Belçika) yazılımı kullanılmıştır. NRecon yazılımı mikro-BT taramaları ile elde edilen ham görüntüleri birleştirerek her örneğin iç yapısının incelenmesine olanak sağlayan görseller oluşturan programdır. Çalışmamızda nicelik ölçümlerinin ve görüntülerin yapılandırmasında daha önceden Feldkamp ve ark. (1989) tanımladığı algoritma kullanılmıştır. Rekonstrüksiyon için ring artıfaktı 8, düzleştirme parametresi 3, beam hardening %38 olacak şekilde belirlenmiştir. Kontrast ayarları SkyScan firmasının talimatlarına göre ayarlanmıştır. Bir örnekten 2 boyutlu 1024 kesit elde edilmiştir. Ham görüntüler NRecon programı ile birleştirilerek her örneğin iç yapısının incelenmesine olanak sağlayacak şekilde BMP formatında kesitler elde edilmiştir. Bu kesitler; mikro-BT cihazıyla yapılan taramalardan elde edilen verileri kantitatif parametreler ve görsel modeller oluşturmakta kullanılan, densitometrik ve morfometrik ölçümlere olanak sağlayan CTAn (ver. 1.16.4.1.SkyScan) programına aktarılmıştır (Şekil 2.8).

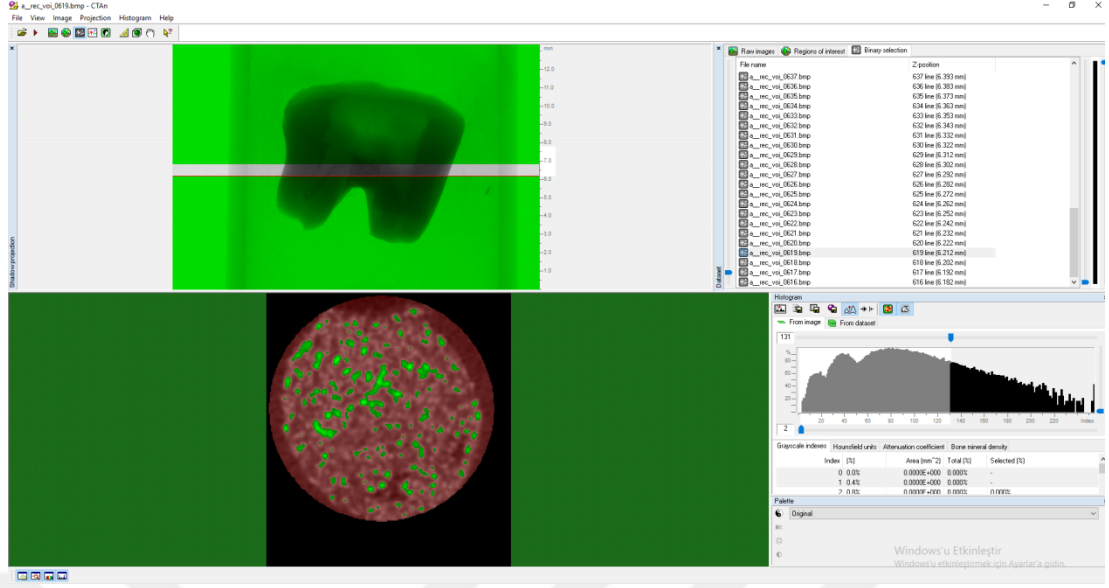


Şekil 2.8. Kesitlerin CTAn programına aktarılması

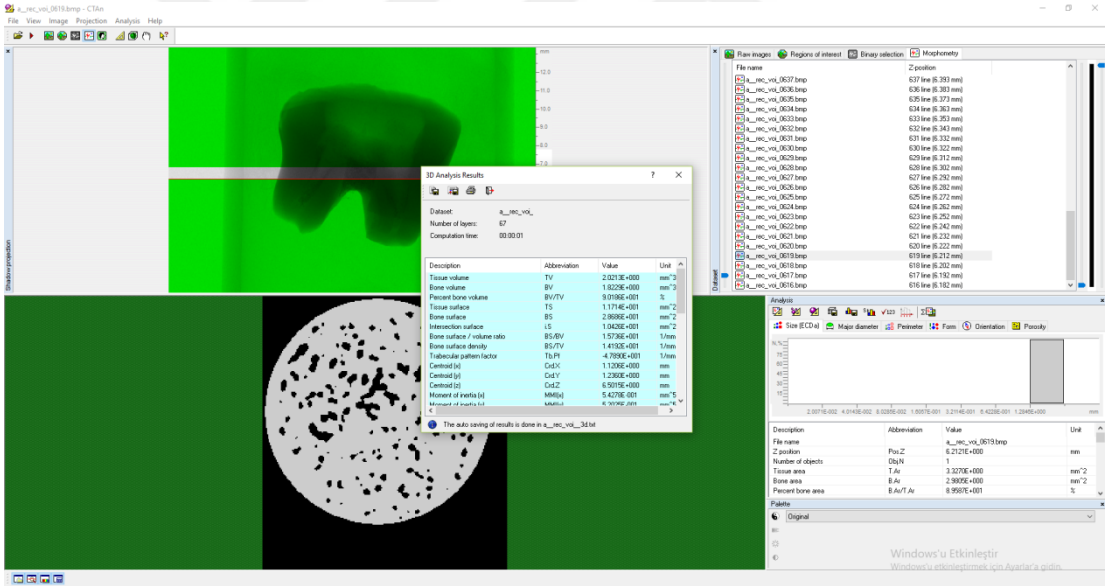
Daha sonra CTAn yazılımında, ölçüm yapılacak bölgenin sınırlarını belirlemek amacıyla kesitler üzerindeki ilgili alan (Region of Interest; ROI) dairesel olarak çizilmiştir (Şekil 2.9, Şekil 2.10). ROI'nin belirlenmesi ile çizilen daire içerisindeki vokseller siyah ve beyaz olarak görülmektedir. Siyah sıfır değerini verip minimum yoğunluklu alanları göstermektedir. Örneğin etrafını kaplayan hava ile örnek içindeki porözite siyah olarak görülmektedir. Standardizasyon için CTAn programının otomatik eşik değeri kullanılarak belirlenen ROI içerisinde porözitenin hacimsel değerleri hesaplanmıştır (Şekil 2.11).



Şekil 2.9. Kesitler üzerinde ROI çizilmesi

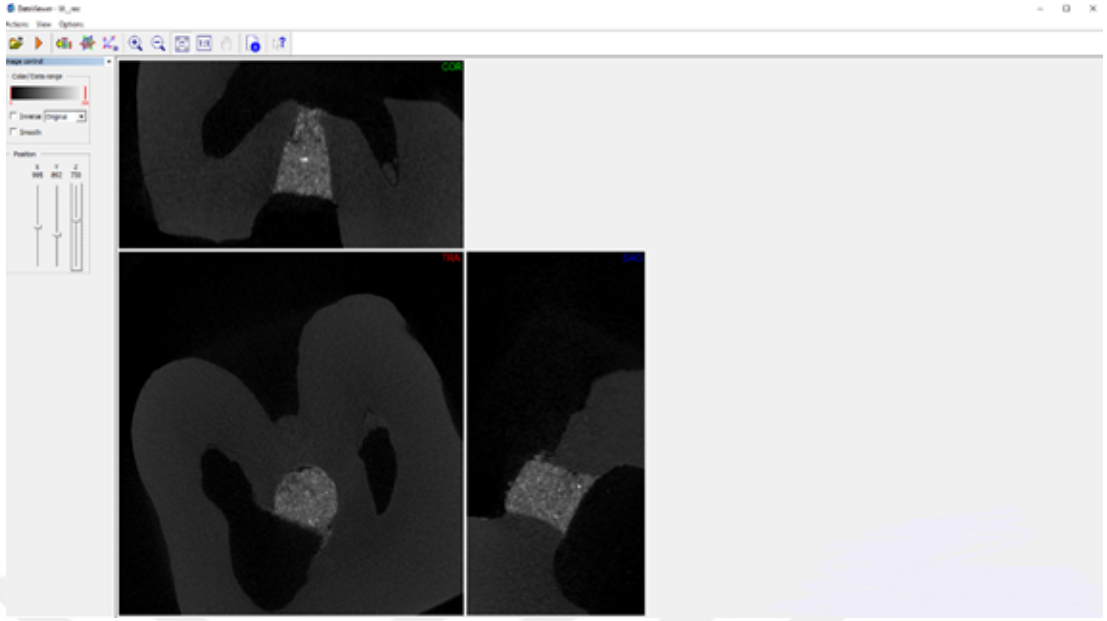


Şekil 2.10. Belirlenen ROI içerisindeki porözitenin belirlenmesi

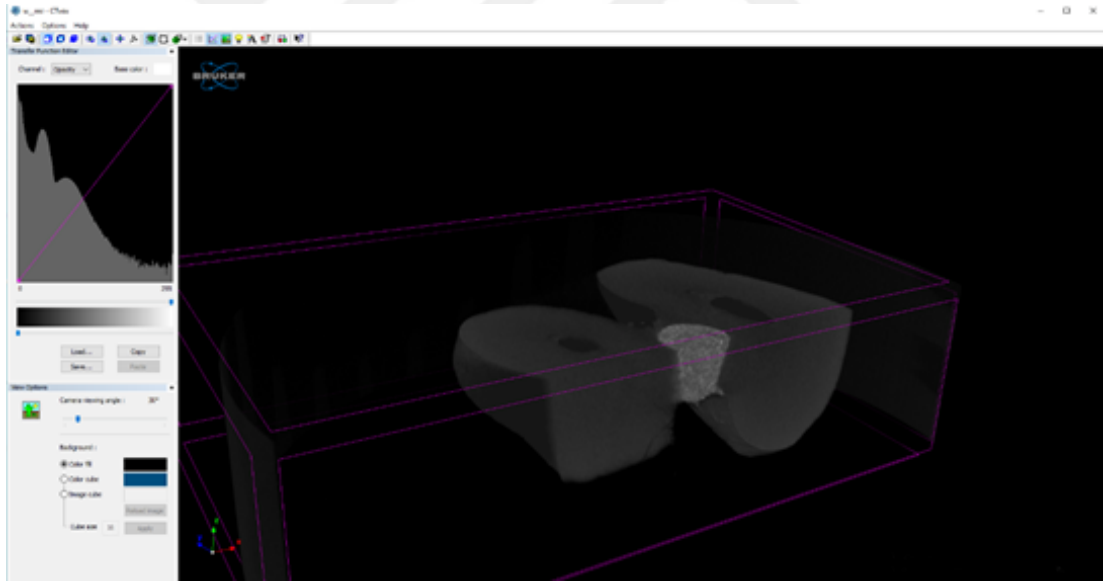


Şekil 2.11. Bir örneğin CTAn yazılımında analizi

Ayrıca Data Viewer yazılımı görüntülerin x,y,z düzlemlerinde görüntülenmesinde (Şekil 2.12), CTvox yazılımı ise örneklerin 3 boyutlu olarak görüntülenmesinde kullanılmıştır (Şekil 2.13).



Şekil 2.12. Bir örneğin koronal, sagittal, transversal düzlemlerde Data Viewer ile görüntülenmesi



Şekil 2.13. CTvox ile bir örneğin 3 boyutlu olarak görüntülenmesi

3.BULGULAR

Çalışmamızın istatistiksel analizinde gruplar arası korelasyonların değerlendirilmesinde Mann-Whitney U-testi kullanılmış olup gruplar arasındaki farklılıklarının değerlendirilmesinde ise Kruskal-Wallis H-testi ile Bonferroni doğrulama testinden yararlanılmıştır. Bütün analizler SPSS (ver. 20; Chicago, IL, USA) bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır. $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Çalışmada elde edilen sonuçlar Tablo 3.1.'de özetlenerek gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Grup I, II, III, IV için porözite değerlerinin karşılaştırılması

MATERYALLER	Ortalama Materyal Hacmi (mm ³)	Kapalı Por Hacmi (mm ³)	Kapalı Por Yüzdesi (%)	Açık Por Hacmi (mm ³)	Açık Por Yüzdesi (%)	Total Por Hacmi (mm ³)	Total Por Yüzdesi (%)
GRUP I (MTA)	4,421	0,251 ^a ±0,025	5,677 ^a ±1,23	0,226 ^a ±0,046	5,11 ^a ±0,135	0,477 ^a ±0,017	10,787 ^a ±1,02
GRUP II (ENDOSEQUENCE)	4,334	0,092 ^b ±0,015	2,122 ^b ±0,42	0,173 ^a ±0,043	3,991 ^a ±0,036	0,265 ^b ±0,025	6,113 ^b ±0,96
GRUP III (BIODENTINE)	4,525	0,342 ^a ±0,047	7,55 ^a ±2,27	0,248 ^a ±0,057	5,48 ^a ±0,146	0,59 ^a ±0,062	13,038 ^a ±2,32
GRUP IV (BIOAGGREGATE)	4,624	0,478 ^a ±0,054	10,337 ^c ±3,12	0,024 ^b ±0,009	2,162 ^b ±0,057	0,502 ^a ±0,083	12,499 ^a ±3,61

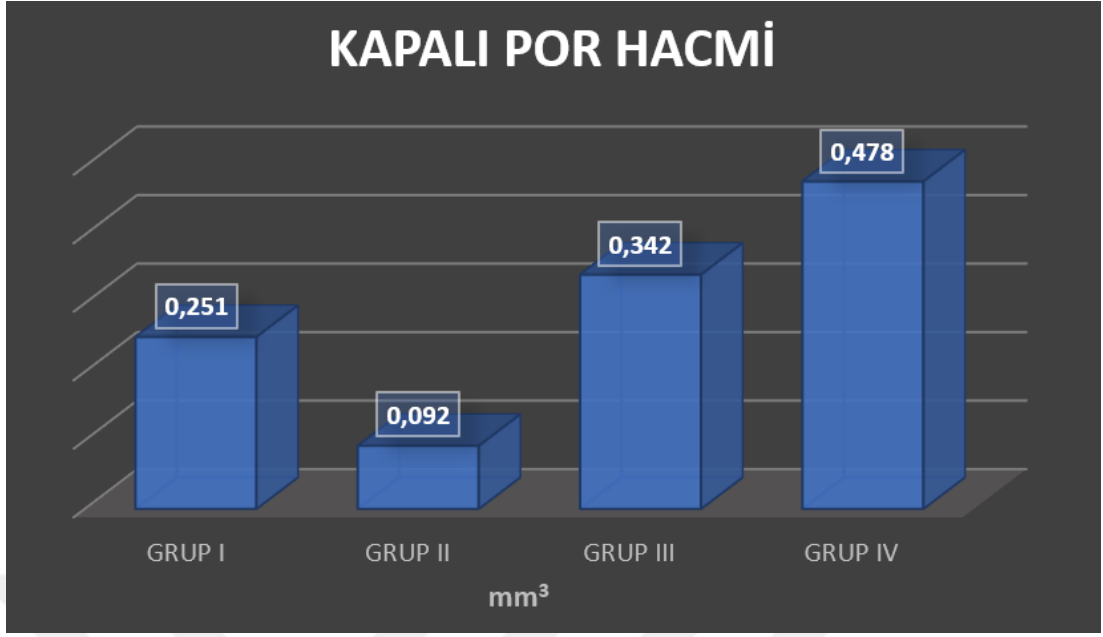
Kapalı por hacminin değerlendirilmesinde, Grup II (EndoSequence) ile diğer 3 deneysel grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken ($p<0.05$), Grup I, Grup III, Grup IV arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Şekil 3.1). Gruplar arasında Grup II (EndoSequence)'nin kapalı por hacmi istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha düşük saptanmıştır (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Her grup için kapalı por hacim değerleri

Kruskal Wallis H Test					
KAPALI POR HACMI	n	Mean (range)	SD	p değeri	Pairwise comparison
GRUP I (MTA)	19	0,251	±0,025	$p<0.05$	1-2*
GRUP II (ENDOSEQUENCE)	19	0,092	±0,015		2-3*
GRUP III (BIODENTINE)	19	0,342	±0,047		2-4*
GRUP IV (BIOAGGREGATE)	19	0,478	±0,054		

SD: standart sapma

*İstatistiksel olarak anlamlı fark



Şekil 3.1. Grup I, II, III ve IV için kapalı por hacim değerleri

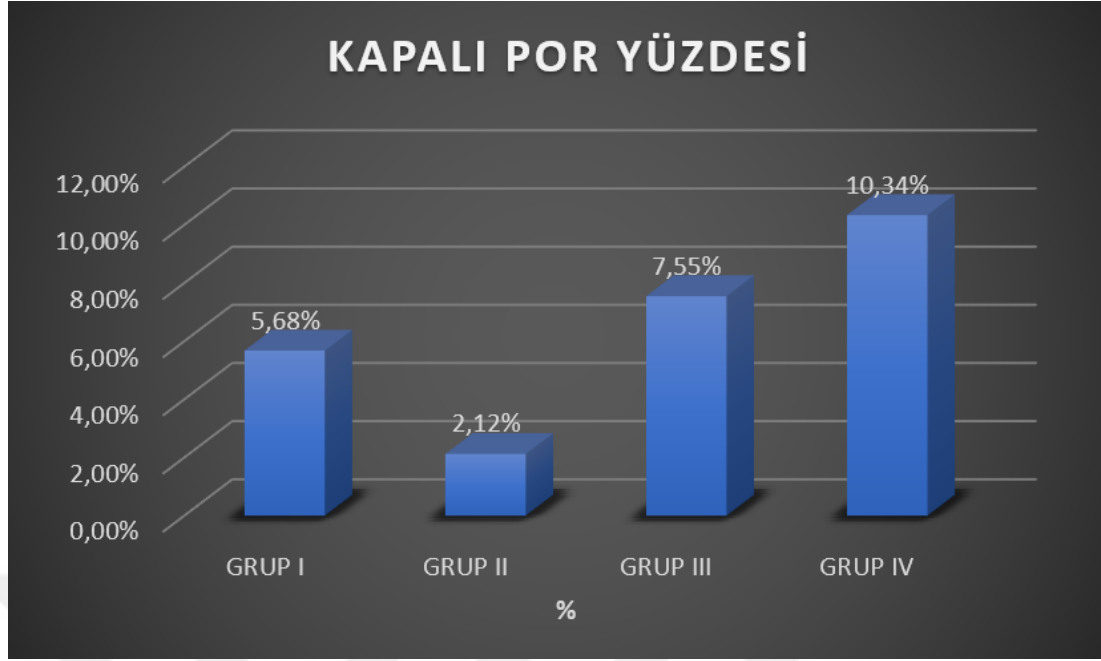
Kapalı por yüzdesinin değerlendirilmesinde, Grup I (MTA) ve Grup III (Biodentine) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$) Grup II (EndoSequence) diğer 3 gruba göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde en düşük, Grup IV (BioAggregate) ise en yüksek değerleri göstermektedir ($p<0.05$) (Şekil 3.2) (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Her grup için kapalı por yüzde değerleri

KAPALI POR YÜZDESİ	n	Mean (range)	SD	Kruskal Wallis H Test	
				p değeri	Pairwise comparison
GRUP I (MTA)	19	5,677	±1,23	$p<0.05$	1-2*
GRUP II (ENDOSEQUENCE)	19	2,122	±0,42		1-4*
GRUP III (BIODENTINE)	19	7,55	±2,27		2-3*
GRUP IV (BIOAGGREGATE)	19	10,337	±3,12		2-4* 3-4*

SD: standart sapma

*İstatistiksel olarak anlamlı fark



Şekil 3.2. Grup I, II, III ve IV için kapalı por yüzdeleri

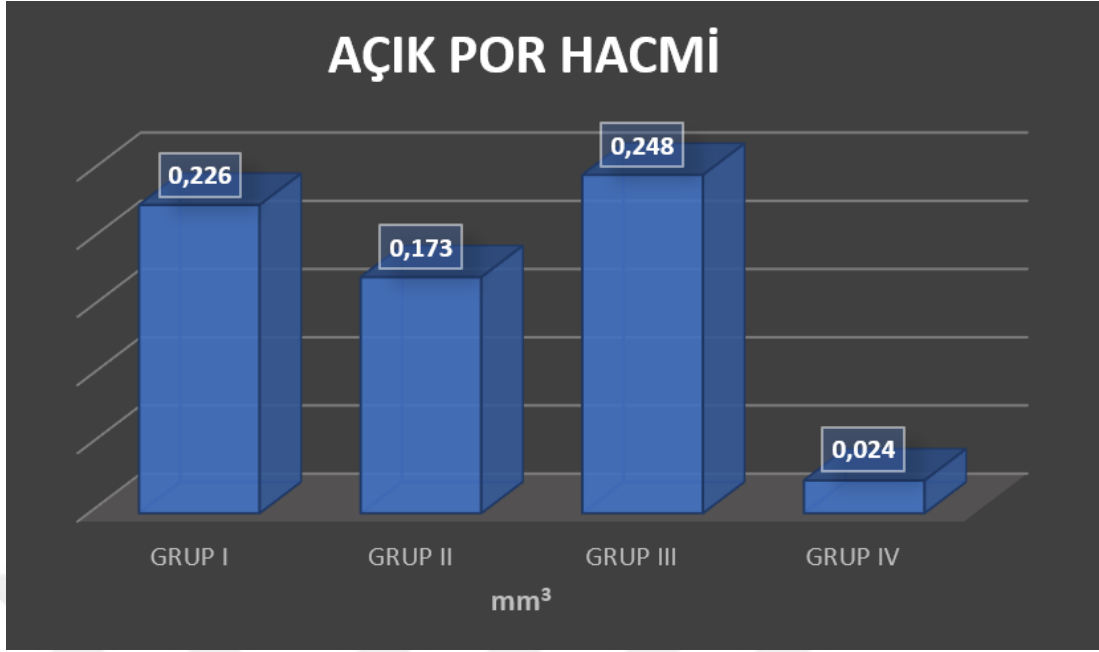
Açık por hacminin değerlendirilmesinde Grup I (MTA), Grup II (EndoSequence) ve Grup III (Biodentine) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$) Grup IV (BioAggregate) ile bu deneysel gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$) (Şekil 3.3). Açık por hacim değerlerine bakıldığında Grup IV (BioAggregate) istatistiksel olarak anlamlı en düşük gruptur (Tablo 3.4).

Tablo 3.4. Her grup için açık por hacim değerleri

AÇIK POR HACMİ	n	Mean (range)	SD	Kruskal Wallis H Test	
				p değeri	Pairwise comparison
GRUP I (MTA)	19	0,226 ^a	±0,046	$p<0.05$	1-4*
GRUP II (ENDOSEQUENCE)	19	0,173 ^a	±0,043		2-4*
GRUP III (BIODENTINE)	19	0,248 ^a	±0,057		3-4*
GRUP IV (BIOAGGREGATE)	19	0,024 ^b	±0,009		

SD: standart sapma

*İstatistiksel olarak anlamlı fark



Şekil 3.3. Grup I, II, III ve IV için açık por hacim değerleri

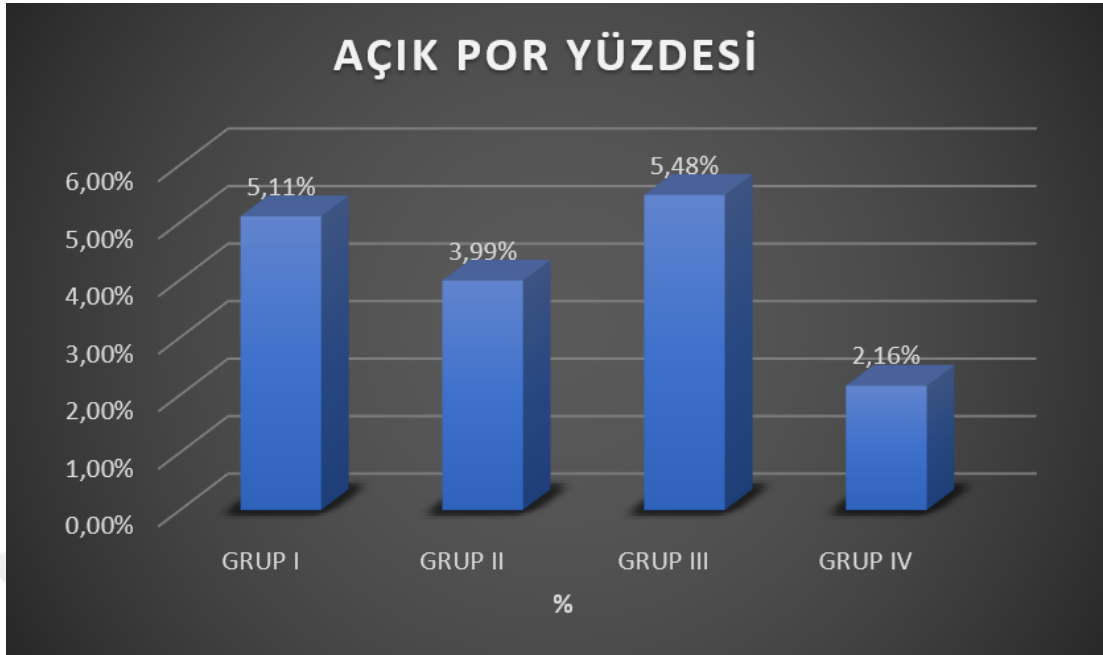
Açık por yüzdesinin değerlendirilmesinde, Grup I (MTA), Grup II (EndoSequence) ve Grup III (Biodentine) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$), Grup IV (BioAggregate) ile bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$) (Şekil 3.4). Grup IV (BioAggregate) açık por bakımından en düşük yüzdeye sahiptir (Tablo 3.5).

Tablo 3.5. Her grup için açık por yüzdeleri

				Kruskal Wallis H Test	
AÇIK POR YÜZDESİ	n	Mean (range)	SD	p değeri	Pairwise comparison
GRUP I (MTA)	19	5,11	±0,135	$p<0.05$	1-4*
GRUP II (ENDOSEQUENCE)	19	3,991	±0,036		2-4*
GRUP III (BIODENTINE)	19	5,48	±0,146		3-4*
GRUP IV (BIOAGGREGATE)	19	2,162	±0,057		

SD: standart sapma

*İstatistiksel olarak anlamlı fark



Şekil 3.4. Grup I, II, III ve IV için açık por yüzdeleri

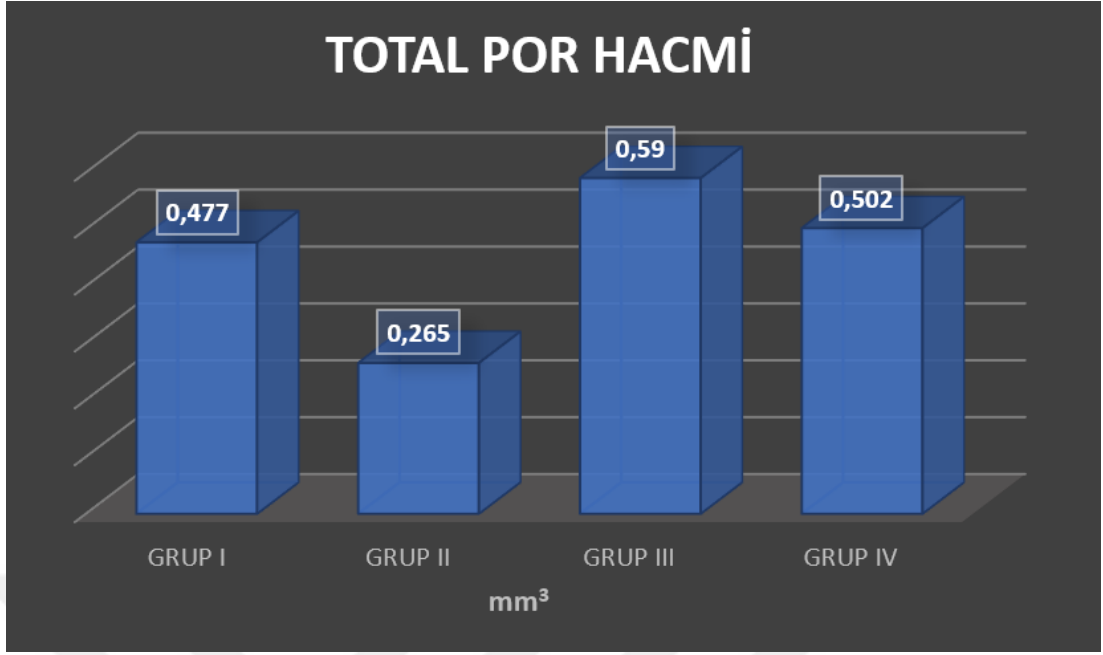
Total por hacminin değerlendirilmesinde, Grup I (MTA), Grup III (Biodentine) ve Grup IV (BioAggregate) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$), Grup II (EndoSequence) ile bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$) (Şekil 3.5). Por hacmi bakımından istatistiksel olarak anlamlı en düşük grup, grup II (EndoSequence) bulunmuştur (Tablo 3.6).

Tablo 3.6. Her grup için total por hacim değerleri

TOTAL POR HACMI	n	Mean (range)	SD	Kruskal Wallis H Test	
				p değeri	Pairwise comparison
GRUP I (MTA)	19	0,477	±0,017	$p<0.05$	1-2*
GRUP II (ENDOSEQUENCE)	19	0,265	±0,025		2-3*
GRUP III (BIODENTINE)	19	0,590	±0,062		2-4*
GRUP IV (BIOAGGREGATE)	19	0,502	±0,083		

SD: standart sapma

*İstatistiksel olarak anlamlı fark



Şekil 3.5. Grup I, II, III ve IV için total por hacimleri

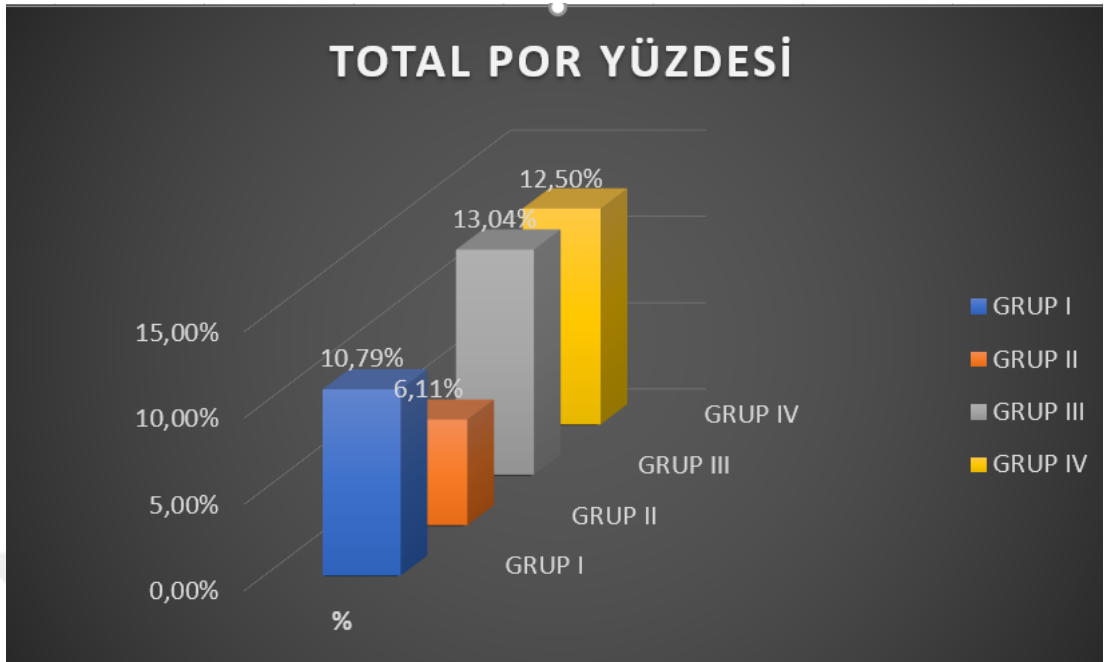
Total por yüzdesinin değerlendirilmesinde, Grup I (MTA), Grup III (Biodentine) ve Grup IV (BioAggregate) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$), Grup II (EndoSequence) ile bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Grup II (EndoSequence)'nin total por yüzdesi diğer gruplara göre anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur (Şekil 3.6) (Tablo 3.7).

Tablo 3.7. Her grup için total por yüzde değerleri

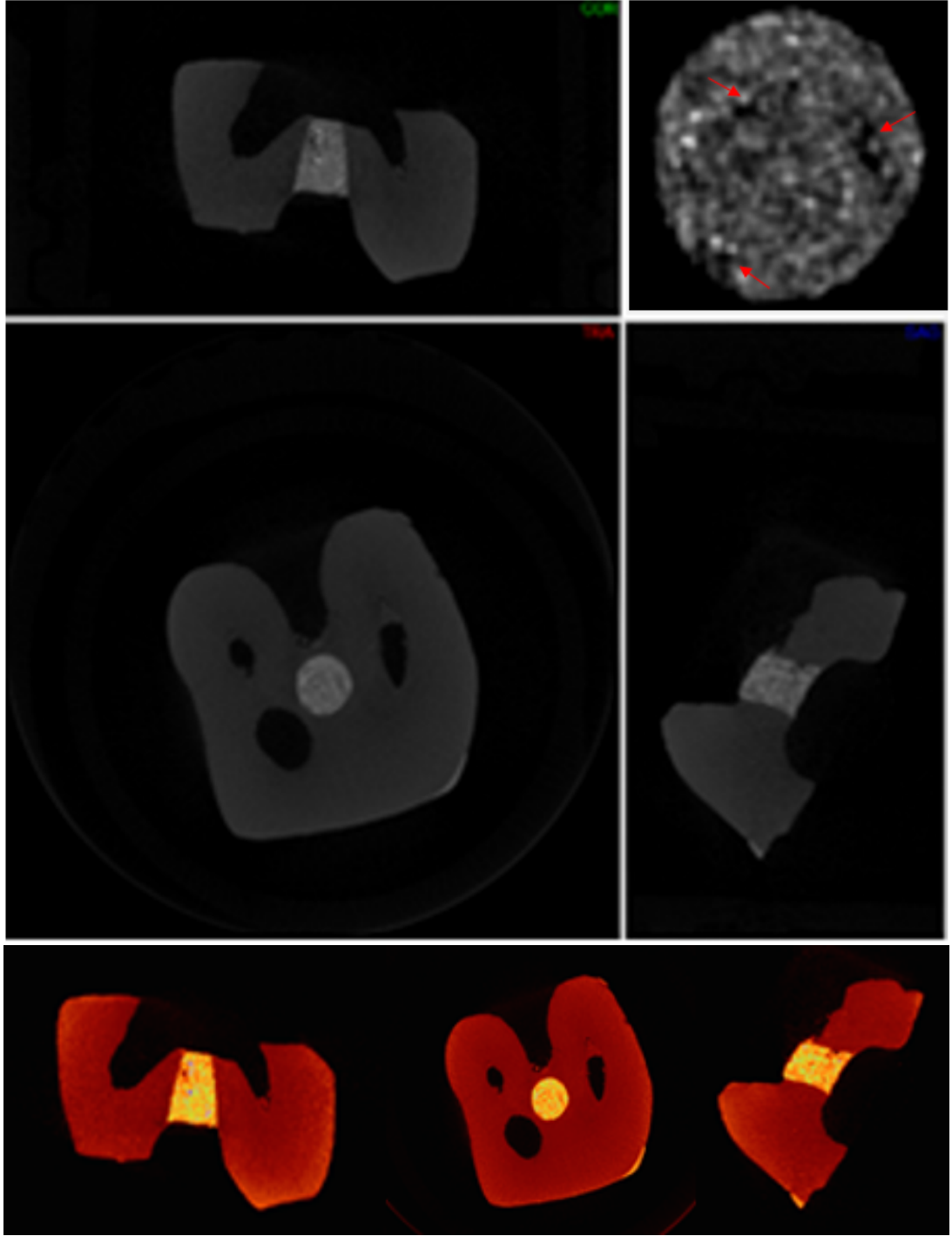
TOTAL POR YÜZDESİ	n	Mean (range)	SD	Kruskal Wallis H Test	
				p değeri	Pairwise comparison
GRUP I (MTA)	19	10,787	±1,02	$p<0.05$	1-2*
GRUP II (ENDOSEQUENCE)	19	6,113	±0,96		2-3*
GRUP III (BIODENTINE)	19	13,038	±2,32		2-4*
GRUP IV (BIOAGGREGATE)	19	12,499	±3,61		

SD: standart sapma

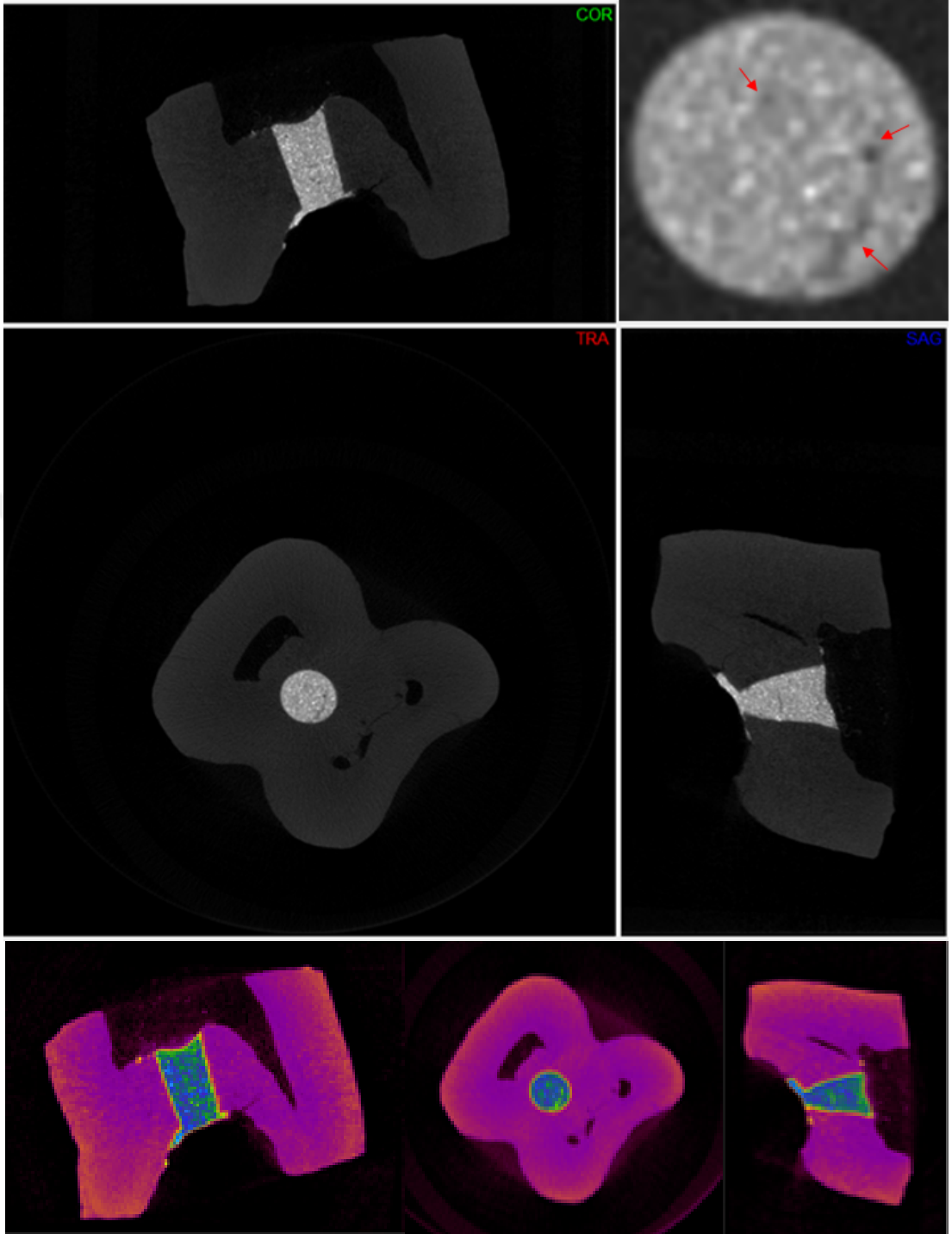
*İstatistiksel olarak anlamlı fark



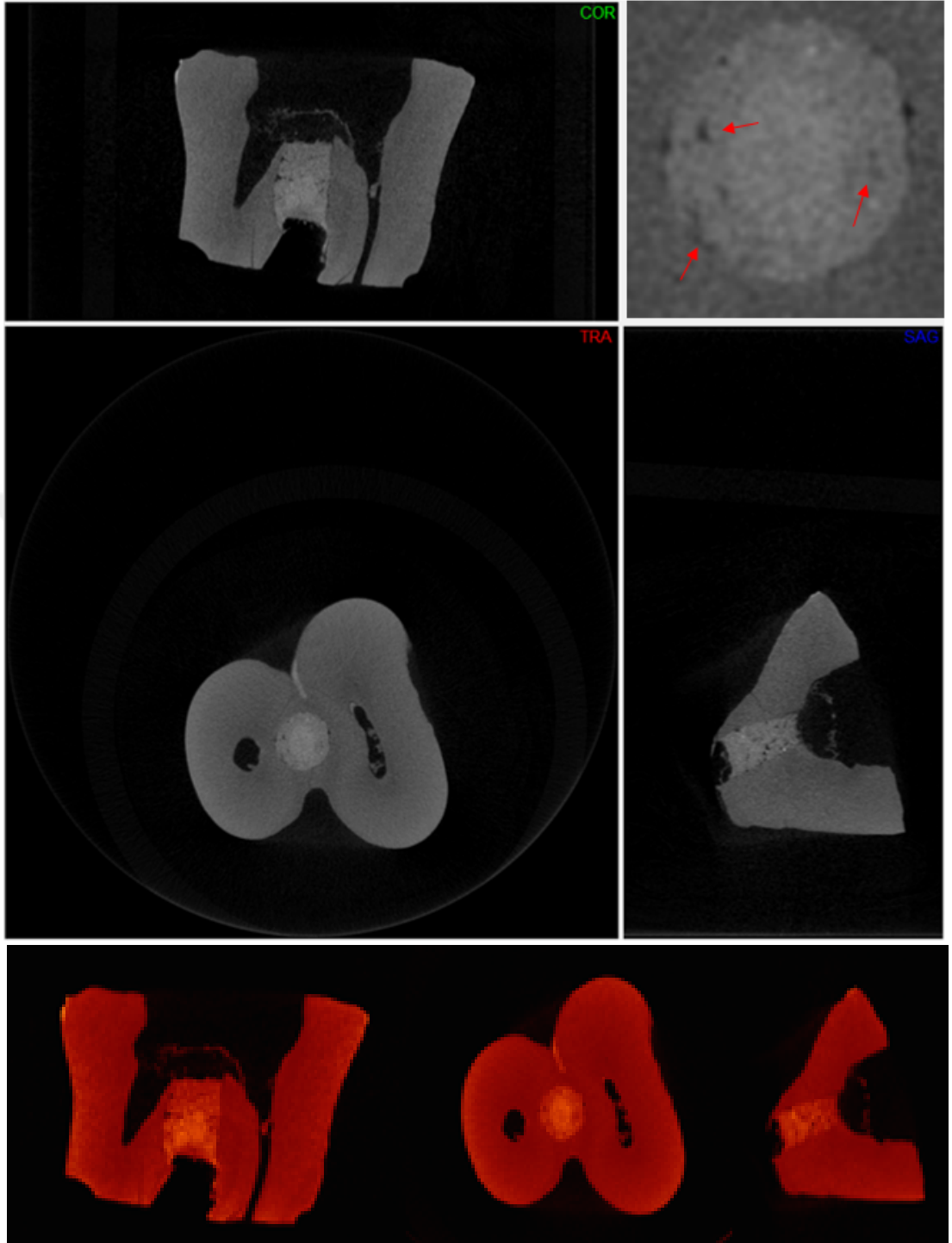
Şekil 3.6. Grup I, II, III ve IV için total por yüzdeleri



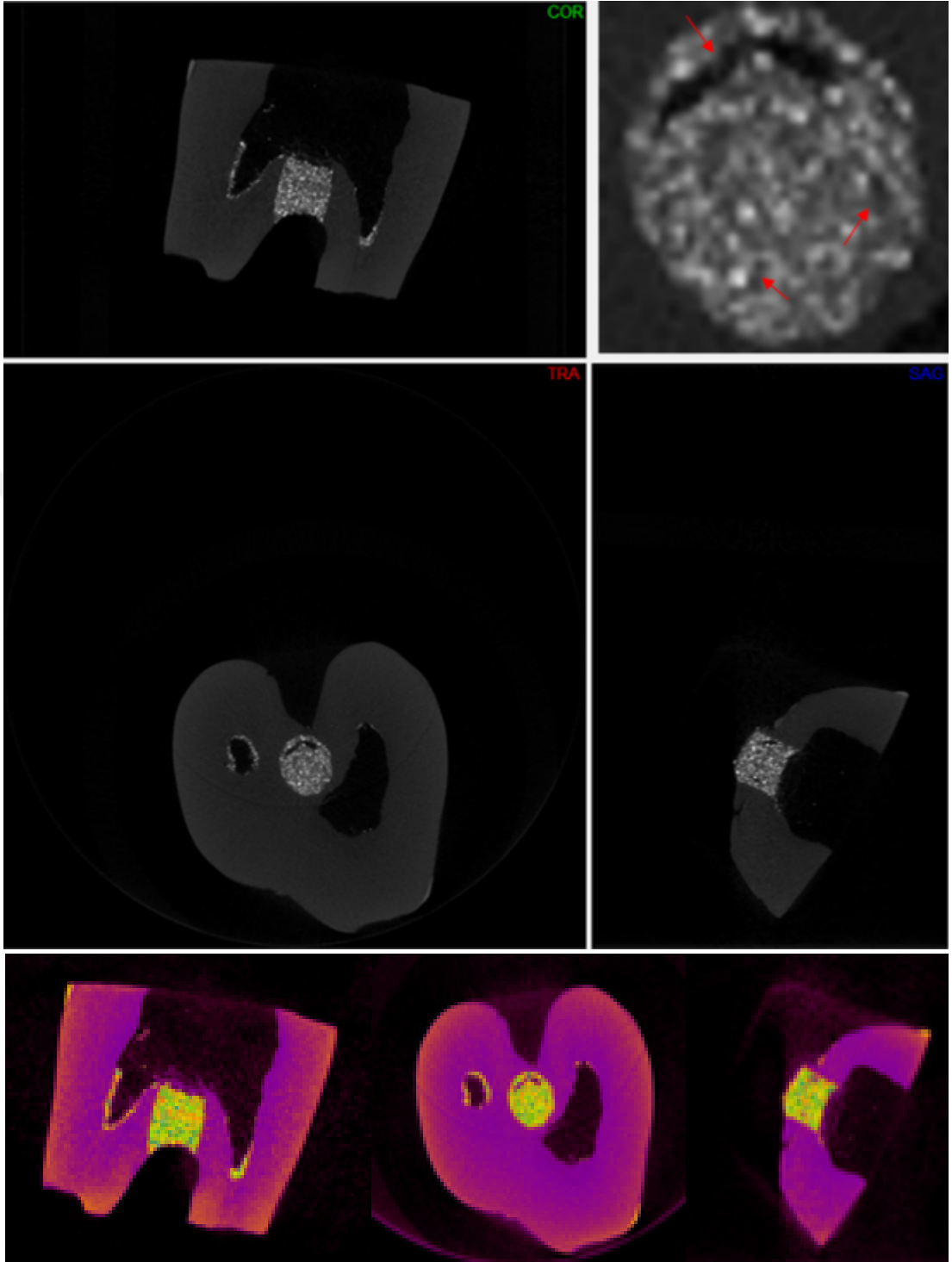
Şekil 3.7. Grup I (MTA)’e ait bir inceleme örneği



Şekil 3.8. Grup II (EndoSequence)’e ait bir inceleme örneği



Şekil 3.9. Grup III (Biodentine)'e ait bir inceleme örneği



Şekil 3.10. Grup IV (BioAggregate)’e ait bir inceleme örneği

4.TARTIŞMA

Son yıllarda medikal materyaller içinde seramiklerin iskeletsel onarım ve rekonstrüksiyonda kullanımı ile biyomedikal uygulamalarda büyük ilerleme sağlanmıştır. Diş hekimliğinde de dental implantlarda kullanımının yanı sıra mineralizasyon oluşturması nedeniyle endodonti işlemlerinde özellikle apeksogenezis, apeksifikasyon, vital pulpa tedavileri ve furkasyon onarımında uygulama alanı bulmuşlardır (Best ve ark., 2008). Seramikler inorganik, metalik olmayan ve çeşitli kombinasyonlarda iyonik ve kovalent bağ içeren bileşiklerdir (Driessens, 1980). Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan biyoseramikler biyouyumlu seramik materyallerdir ve sıklıkla alümina, zirkonya, biyoaktif cam, cam seramik, kalsiyum silikat, hidroksiapatit içermektedirler (Utneja ve ark., 2015).

Kullanılan biyoseramik materyaller türüne ve doku ile etkileşimine göre biyoinert ve biyoaktif olarak sınıflandırılabilirler. Biyoaktif seramikler de çözünen ve çözünmeyen biyoseramikler olarak ayrılmaktadırlar. Biyoinert seramiklerin yapısında alümina ve zirkonya bulunmaktadır. Alüminanın korozyon direnci, yüksek dayanımı ve biyouyumluluğunun iyi olmasından, zirkonyanın da inert yapısından dolayı bu bileşikler daha çok kalça protezleri olmak üzere implant malzemelerinde, biyomedikal uygulamalarında kullanılmaktadır. Biyoinert seramikler doku ile neredeyse hiç etkileşim göstermezler ve değişik kalınlıkta fibröz doku oluşumuna neden olabilmektedirler.

Biyoaktif seramikler kalsiyum-fosfat seramikleridir ve en yaygın kullanılan türü hidroksiapatittir. Gelişmiş kemik-doku yanıtı oluşturarak kemik ile bağlanma sağlamakla birlikte yeterli mekanik dayanıma sahip değildirler. Biyoaktif seramiklerin fonksiyon prensibi, çevresini saran vücut dokuları ile direkt olarak sıkı biyokimyasal bağlar kurmaktır. Dolayısıyla biyoinert seramik malzemelerde görülen kapsül oluşumu söz konusu değildir. İsminden de anlaşılacağı üzere biyoaktif seramik materyallerin biyolojik aktiviteleri yüksek olduğu için doku hücrelerinin, biyomalzeme içerisine doğru büyüme eğilimleri ve yetenekleri çok iyidir. Çözünebilir

biyoseramik grubu da üstün biyouyumluluk göstererek materyal ve doku arasında kimyasal bağ oluştururlar. Zamanla çözünüp doğal dokuların yerine geçecek şekilde tasarlanmışlardır (Best ve ark., 2008).

Biyoseramiklerin kullanımı, direkt kuvvet ile ilişkili olmayan alanlarda özellikle perforasyon onarımında, vital pulpa tedavilerinde, retrograd kavitelerde hermetik sızdırmazlığın sağlanması için uygun görülmektedir (Utneja ve ark., 2015).

Kompleks kanal anatomisi nedeniyle, preparasyon sırasında pulpa odası tabanı veya köklerin koronal, orta, apikal kısımlarında perforasyon oluşabilmektedir. Kök perforasyonlarının onarımında amalgam, çinko oksit öjenol, kalsiyum hidroksit, cam iyonomer, kompozit rezinler olmak üzere çok çeşitli materyaller kullanılmıştır. Ancak hiçbiri kök onarımında yeterli özellik ve koşulları karşılayacak ideal özelliklere sahip değildir. Cıva salınımı yanı sıra estetik olmaması amalgamın kullanımını kısıtlamıştır. Kompozit rezinlerin toksik monomerlerinin serbest kalması ve polimerizasyon esnasında büzülme göstermeleri nedeniyle kullanımları uygun görülmemiştir. Benzer şekilde önerilen diğer materyaller osteojenetik, sementojenik, antibakteriyel aktiviteler ile sızdırmazlık ve örtücülük yönünden ideal özellikleri sağlayamamışlardır (Kakani ve ark., 2015).

İatrojenik olarak meydana gelen furkasyon perforasyonlarının onarımında hem sızdırmazlık hem de mekanik dayanım gerektiren materyallerin kullanımı gereklidir. MTA'nın yavaş çözünmesi, nemden az etkilenmesi, sement formasyonuna izin vermesi, uygulanan bölgede kemik oluşumunu indüklemesi gibi özelliklerinden dolayı perforasyon tamiri için uygun bir materyal olduğu bildirilmiştir (Parirokh ve Torabinejad, 2010). MTA'nın furkasyon perforasyonlarında biyolojik başarısını, klinik ve radyografik olarak gösteren vaka çalışmaları mevcuttur (Unal ve ark., 2010; Silva ve ark., 2012). Ancak MTA'nın olumsuz özelliği, beyaz MTA üretilmesine rağmen bileşimindeki demir oksit nedeniyle marjinal diş eti ve koronal yapıda renklemeye sebep olmasıdır (Kang ve ark., 2015). Ayrıca radyoopak ajan olarak kullanılan bizmut oksitin de fizikokimyasal yapısını etkilediği belirtilmiştir (Grazziotin-Soares ve ark., 2014).

MTA'nın renkleşmeye sebep olması, uzun sertleşme süresi, manipülasyonunun zorluğu gibi kısıtlamalarına çözüm getirebilmek amacıyla antimikrobiyal etkinliği, sızdırmazlığı iyi olan, sağlık üzerine olumsuz etki yapabilecek ağır metaller içermeyen biyoseramik simanlar piyasaya sunulmuş ve yapılan çalışmalarda çoğunlukla bu materyallerin biyolojik özellikleri ve fiziksel özelliklerinden olan sızdırmazlık, basma dayanımları değerlendirilmiştir.

Perforasyon tedavisinde MTA Angelus (Hashem ve Hassanien, 2008), ProRoot MTA (Abuabara ve ark., 2013, Hashem ve Hassanien, 2008), Root MTA (Froughreyhanive ark., 2013), Portland simanı (Borges ve ark., 2014), CEM simanı (Eghbal ve ark., 2014) ve Biodentine (Silva ve ark., 2017)'in kullanımlarına ilişkin çalışmalar mevcuttur (Torabinejad ve ark., 2018).

Biodentine, MTA ve güta perkanın furkasyon perforasyonlarında kullanımı sonucu periradiküler doku yanıtının değerlendirildiği, köpeklerde yapılan bir çalışmada güta perka grubunun hepsinde enflamasyon görülürken Biodentine ve MTA gruplarında hiç enflamasyona rastlanmamıştır. Ayrıca her iki materyal grubunda da sert doku oluşumu gözlenmiştir (Silva ve ark., 2017). Yine köpekler üzerinde yapılan bir başka çalışmada CEM simanı ve MTA karşılaştırılmış, ikisinde de sert doku oluşumunun izlendiği bildirilmiştir (Samiee ve ark., 2010).

Tedavilerin başarısı kullanılan materyallerin sızdırmazlığı ile doğrudan ilişkilidir. Materyalin porözite derecesi sızdırmazlığını belirleyen kritik bir faktördür. Ayrıca materyalin absorpsiyon, çözünürlük, geçirgenlik, mekanik dayanım ve yoğunluk özelliklerinde etkin rol oynamaktadır (De Bruyne ve ark., 2006). Çalışmamızda da perforasyon alanına yerleştirilen biyoseramik esaslı materyallerin fiziksel özelliklerinden biri olan poröziteleri değerlendirilmiştir.

Porözite partikül büyüklüğü, materyalin içeriği, su/toz oranı ve karıştırma esnasında ve manipülasyonda meydana gelen problemlerden doğrudan etkilenmektedir (de Souza ve ark., 2013). Gandolfi ve ark. (2010), mikro-BT ile MTA Angelus'un porözitesini değerlendirdikleri çalışmalarında MTA'nın hidrolik

genleşme göstermesi ve oluşan kalsiyum fosfatın porları kapatmasıyla porözite oranının zamanla azalabileceğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda likiti steril su olan kalsiyum silikat içerikli MTA Angelus, kapsül formda olup, likiti kalsiyum klorür ve polimerden oluşan kalsiyum silikat içerikli Biodentine, likiti deiyonize su olan kalsiyum silikat ve kalsiyum fosfat içerikli BioAggregate ile hazır karıştırılmış, putty formunda olan kalsiyum silikat ve kalsiyum fosfat içerikli EndoSequence kök onarım materyali kullanılmıştır.

Porözite makro (por çapı >50 nm), mezo (2 nm $<$ por çapı < 50 nm), mikro (por çapı <2 nm) ölçeklerde olabilmektedir (Corma, 1997). Porözite, yüzey alanını arttırarak kemik hücresi gelişimi için daha fazla alan sağlamaktadır. Böylece yeni hücrelerin materyale adezyonu ve vücut sıvılarının dolaşımı kolaylaşmaktadır. Gandolfi ve ark. (2015), kalsiyum silikat ve kalsiyum hidroksit esaslı materyalleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, kalsiyum silikat esaslı materyallerin açık porözitelerin geniş ve oranının fazla olmasıyla daha yüksek iyon salınımı, biyoaktivite gösterdiklerini belirtmişlerdir. Biyolojik özelliklerin geliştirilmesinde olumlu etkiler sağlasa da poröziteli yapıların mekanik etkilere karşı dayanımı, yoğun yapılara göre daha zayıftır. Artan porözite çapı ile mikroorganizma geçişi kolaylaşarak materyalin hermetik sızdırmazlığı da olumsuz yönde etkilenmektedir.

Materyalde bulunan porözite varlığı materyal içerisinde önce mikro çatlaklara, sonra da bu mikro çatlakların genişlemesiyle mikro kırıklara neden olabilmektedir. Bu mikro çatlak ve kırıklar da mikrosızıntı ve marjinal adaptasyon üzerinde olumsuz rol oynamaktadır. Mikrosızıntı ve adaptasyon değerlendirilmesinde kullanılan başlıca yöntemler boya penetrasyonu, sıvı filtrasyonu, bakteriyel penetrasyon, radyoizotoplar, taramalı elektron mikroskobu (SEM), lazer taramalı konfokal mikroskop (CLSM), elektrokimyasal araçlar ve üç boyutlu inceleme tekniklerdir (Torabinejad ve ark., 1994). Birçok çalışmada mikrosızıntı ve adaptasyonunun değerlendirilmesi için materyallere boya penetrasyonu uygulanmıştır. Kamplar ve Pashley (2003), boya penetrasyonu ve sıvı filtrasyonu teknikleri ile benzer sonuçlar elde etmişlerdir. Kaya ve ark. (2011) da hacimsel tayin için iki yöntemin sonuçlarının benzer olduğunu ancak

daha kolay uygulanmasından dolayı boya penetrasyonunun tercih edilebileceğini belirtmişlerdir. Sızıntı çalışmalarında boya penetrasyon testlerinde metilen mavisi veya bazik fuksin kullanılmıştır. Ancak metilen mavisi, renk değişimini indükleyen alkali materyaller karşısında güvenilir sonuç vermez. Bu nedenle kalsiyum silikat esaslı materyallerin marjinal adaptasyonunun değerlendirilmesinde boya penetrasyonu testinde bazik fuksin kullanımı önerilmiştir (Balachandran ve Gurucharan, 2013). Katge ve ark. (2016), süt dişlerinin furkasyon perforasyonlarında Biodentine ve MTA Plus kullanmışlar, boya penetrasyonu ile adaptasyonlarını değerlendirmişlerdir. Biodentine’de boya sızıntısı daha az olsa da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Soundappan ve ark. (2014) kök ucu dolgu materyali olarak 1 ve 2 mm kalınlıklarında uygulanan MTA, Biodentine ve IRM’nin dentin ile marjinal adaptasyonlarını SEM altında incelemişlerdir. Bu invitro çalışmada 1 mm kalınlıktaki materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmazken 2 mm kalınlıkta marjinal adaptasyon değerlendirildiğinde MTA; IRM ve Biodentine’den daha üstün bulunmuştur. Ancak Torabinejad ve ark. (1995c), materyallerin marjinal adaptasyonunun SEM altında değerlendirilmesinde uzunlamasına alınan kesitlerin istenmeyen boşluklar oluşturabileceğini ve bunun sonucu olarak da yanıltıcı sonuçların ortaya çıkabileceğini bildirmişlerdir. Ravichandra ve ark. (2014), CLSM kullanarak cam iyonomer siman, MTA ve Biodentine’in adaptasyonlarını incelemiş, diğer çalışmanın aksine hızlı sertleşmesinden dolayı Biodentine’in daha iyi olduğunu bildirmişlerdir.

Porözite değerlendirilmesinde materyalin su absorpsiyonu sonucu ağırlığındaki artış ile başlangıçtaki kuru ağırlığı arasındaki farktan yararlanılabilir. Suya daldırılan örneklerin porözite oranında su absorpsiyonuna bağlı olarak Archimedes prensibine dayalı ölçümlerle MTA Angelus’un MTA Plus, ProRoot MTA, Biodentine ve kalsiyum hidroksit içerikli materyallerden daha yüksek oranda poröziteye sahip olduğu görülmüştür (Fridland ve Rosado, 2003). Araştırmacılar, su absorpsiyonunu değerlendirerek MTA ile yaptıkları çalışmada su/toz oranının artmasıyla porözite ve çözünürlük değerlerinde artış tespit etmişlerdir. Porözite varlığını değerlendirmek için

diğer bir yöntem de bunun için tasarlanan cıva intrüzyon porözimetre testidir (MIP). Cıvanın yüksek basınç uygulanarak materyalin porlarına ulaşması sağlanır. 20 nm'den küçük porların tespitini dahi sağlayabilir. (Milutinovic-Nikolic ve ark., 2007). Ancak bu ölçüm açık porların tespitinde elverişli olup materyal içinde yer alan kapalı porların tespitinde yeterli değildir. Porların lokalizasyonu, bağlantıları hakkında bilgi vermez. Ayrıca yüksek basınç materyalin tahribatına neden olabilmektedir (Song ve ark., 2003). Por alanının 10-60 µm olması durumunda porların tespitinde MIP teknik ve mikro-BT uyum göstermektedir (Cnudde ve ark., 2009).

Mikro-BT, bilgisayarlı tomografinin kesit kalınlığının azaltılarak mikro metre cinsinden olacak şekilde çözünürlüğünün artırılmasıyla 1980'lerin başında Elliott ve Dove (1982) tarafından geliştirilmiştir. Rhodes ve ark. (1999) da alt birinci molarlardan aldıkları kesitleri dijital ortama aktararak oluşturdukları görüntüler ile mikro-BT'den elde ettikleri görüntüleri karşılaştırmışlardır. Değerlendirmeler sonucunda mikro-BT'nin endodontide deneysel çalışmalarda kullanımının uygun olduğunu belirtmeleriyle mikro-BT'nin endodontide kullanımı başlamıştır.

Mikro-BT diş dokuları ve kullanılan materyallerin in vitro ortamda 3 boyutlu olarak, tahribatsız bir şekilde incelenmesini sağlamaktadır. Örnek, bir platform etrafında döndürülürken farklı açılarda veriler elde edilir. Çeşitli bilgisayar programları ile bu veriler birleştirilerek üç boyutlu hale getirilir, bu işleme de yeniden yapılandırma anlamına gelen '3D rekonstrüksiyon' denilmektedir (Rhodes ve ark., 1999).

Günümüzde diş yapıları ve kullanılan materyallerin incelenmesinde popülerlik kazanmıştır (Malkoç ve ark., 2015). Mikro-BT elektron ve optik mikroskop ile karşılaştırıldığında düşük çözünürlüğe sahiptir. Çözünürlüğün 10 µm istendiği durumlarda standart mikro-BT, 1-2 µm istendiği durumlarda yüksek çözünürlüklü mikro-BT, 0,4-0,6 µm istendiği durumlarda ise nano-BT kullanımı uygun olmaktadır (Cnudde ve ark., 2009). Görüntülemeye odak noktası ve voksel boyutu ayarı önemlidir. Kontrast görüntülerde radyasyon ışınlarının kırılması ile çizgiler, ışınların kısmi hacimsel değişimi, saçılması gibi görüntülerde artefaktlar oluşabilir (Kerckhofs ve ark., 2008). X ışını absorpsiyon değerleri birbirine yakın materyallerin ayrımı

güçtür, artefakt fazladır (Pelekanos ve ark., 2009). Seramik gibi düşük yoğunluklu materyallerin görüntü kalitesi ise düşüktür. Mikro-BT ile düşük yoğunluklu materyalin görüntülenmesinde düşük voltaj ve akım kullanılarak görüntü kalitesinde artış elde edilmektedir (Kerckhofs ve ark., 2008).

Endodontide mikro-BT kök kanal morfolojilerinin, mineralize doku miktarının (Keles ve Keskin, 2018), ege sistemleri uygulanması sonrası kök dentin defektinin (Bayram ve ark., 2017), ege sistemlerinin şekillendirme etkinliğinin (Guimarães ve ark., 2017), taşan debrisin (Lopes ve ark., 2017), kullanılan pat ve dolgu materyallerinin kalitesinin (Huang ve ark., 2017; Huang ve ark., 2018) belirlenmesinde kullanılmaktadır. Materyallerin internal yapısının niceliksel ve niteliksel olarak değerlendirilmesini sağlar. Porözite gösteren materyallerin açık, kapalı porlarının tespitinde, oranının, yüzey alanının, hacminin, lokalizasyonunun belirlenmesinde mikro-BT 3 boyutlu analiz sağlamaktadır (Huang ve ark., 2018). Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda biyoseramik esaslı MTA Angelus, Biodentine, BioAggregate ve EndoSequence'in sızdırmazlık ve mekanik dayanımında etkisi olan porözite miktarının mikro-BT ile ölçülmesi hedeflenmiştir.

Çalışmamızda klinik koşullar ile uyumlu sonuçlar alınabilmesi amacıyla çekilmiş daimi insan dişlerinin kullanılması tercih edilmiştir. Çalışmalarda değişkenliği en aza indirmek için Wu ve ark. (1993), aynı grup dişlerin kullanılmasının gerekliliğini bildirmişlerdir. Çalışmada deney standardizasyonunun sağlanması amacıyla her grupta alt büyük azı dişleri kullanılmıştır.

Çalışmamızda elde edilen bulguların istatistiksel analizinin güvenilirliğini test etmek amacıyla Power and Sample Size analiz programı kullanılmıştır. Program verilerine göre porözite hacim ve yüzdesi ölçmek için önerilen minimum örnek sayısı her grup için 19 olarak saptanmıştır. Bu nedenle her grupta 19 örnek olacak şekilde deney grupları oluşturulmuştur.

Tsesis ve Fuss (2006), iatrojenik perforasyonlara sıklıkla alt ve üst molar dişlerde rastlandığını saptamışlardır. Çalışmamızda da alt molar dişlerin furkasyonlarında iatrojenik perforasyonlar oluşturulmuştur.

Furkasyon perforasyonlarında kullanılan materyallerin değerlendirildiği çalışmalarda materyal hacminin standart olabilmesi için perforasyon derinliğinin benzer aralıklarda olmasına dikkat edilmiştir (Hashem ve Wanees, 2012). Bu nedenle çalışmamızda perforasyon derinliğini standardize edebilmek amacıyla furkasyon alanında dentin sement kalınlığı 2-2,5 mm olan dişler seçilmiş, perforasyon çapını standardize edebilmek için de klinikte molar dişlerin kavitelerinin açılmasında rutin kullandığımız 1,6 mm çapında elmas fissür frez tercih edilmiştir.

Pitt Ford ve ark. (1995), Al-Daafas ve Al-Nazhan (2007), doku ile uyumlu olan biyoseramik esaslı simanların periradiküler dokulara taşması durumunda enflamasyona, rezopsiyona neden olmadıklarını klinik ve radyografik olarak gözlemlemişler, geniş perforasyon alanları için de bariyer materyali olmaksızın kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda ve 2-2,5 mm belirlenen furkasyon derinliğinde kollajen jel hacminin sapma yaratmasını önlemek amacıyla çalışmamızda bariyer materyali uygulanmamıştır.

Katge ve ark. (2016), furkasyon perforasyonu onarımı ile ilgili yaptıkları in vitro çalışmada periradiküler dokuların taklit edilmesi için diş örneklerini silikon ölçü materyali içine yerleştirilmişlerdir. Benzer şekilde çalışmamızda da periradiküler dokuların taklit edilmesi ve materyallerin kondansasyonunun iyi bir şekilde yapılması için örneklerin silikon ölçü maddesi içerisine gömülmesinin ardından materyaller, örneklerle uygulanmıştır.

Endodontik materyallerde porözitelerin tespiti için boya sızıntı, bakteriyel penetrasyon, MIP, taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır (Torabinejad ve ark., 1994). Mikro BT kullanım avantajlarından dolayı diş hekimliğinin endodonti alanında popüler hale gelmiştir. Materyallerin internal yapısı hakkında 3 boyutlu detaylı, güvenilir veriler sunmaktadır (Huang ve ark., 2018). Bu çalışmada materyallerin açık,

kapalı por varlığının, porözite yüzey alanı ve hacminin belirlenmesi için 3 boyutlu görüntülerin yanı sıra hassas ölçümlerin de elde edilmesi amaçlandığından mikro-BT'den yararlanılmıştır.

Literatürde kullanılan mikro-BT taramalarında dental simanların porözite değerlendirilmesi için belirli yüzde oranı ya da sabit bir porözite derecesi rapor edilmemiştir (Malkoç ve ark., 2015). Bu nedenle diğer çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da kontrol grubu kullanılmamış, test edilen materyallerin porözite ölçümleri kendi aralarında karşılaştırılmıştır.

Artefakt oluşumunu minimize etmek ve por tespitini kolaylaştırmak için voksel boyutu ve FOV olabildiğince küçük seçilmelidir. Endodontide kök anatomisinin yeterli değerlendirilmesi için çözünürlük 38-64 μm olmalıdır (Peters ve ark., 2000). Porözite değerlendirmesi için Orhan ve ark. (2018), mikro-BT'de kök kanallarındaki boşlukların değerlendirilmesinde çözünürlük değerinin maksimum 12.4 μm olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada da doğru bir değerlendirme yapılabilmesi için örnekler 10.0 μm çözünürlükte taranmıştır. X ışının polikromatikliği görsel bozulmalara, artefakta neden olmaktadır. Diğer çalışmalarda olduğu gibi (Huang ve ark., 2018) çalışmamızda da görüntü rekonstrüksiyonu sırasında ışın demeti düzeltilmesi yapılmıştır. Porların yapısını, boyutunu değerlendirmek için görüntüleme gri tonlama tabanlı skala kullanılmıştır.

Porözite, biyoseramik esaslı simanların doğal karakteristik bir özelliğidir. Açık porözite materyalin absorpsiyonunu, geçirgenliğini ve çözünürlüğünü artırarak, marjinal adaptasyonunu, sızdırmazlığını kötü etkilerken (Milutinović-Nikolić ve ark., 2007) kapalı porözite, materyalin kuvvet karşısında mekanik dayanımını azaltmaktadır (Holt ve ark., 2007). Simanlarda %10 oranında porözite varlığı mekanik dayanımı %50 oranında azaltabilmektedir (Pelekanos ve ark., 2009). Kullandığımız materyallerin mekanik dayanımını inceleyen çalışmalar oldukça fazladır. Grech ve ark. (2013)'nın kullandıkları trikalsiyum silikat içerikli materyaller içinde mekanik dayanımı en yüksek bulunan materyal Biodentine olup, sebebinin içeriğindeki düşük su/siman

oranı olduğu belirtilmiştir. Camilleri ve ark. (2013), Biodentine'in MTA'ya kıyasla daha yoğun, porözite oranının daha az olduğunu bildirmişlerdir.

Biyoseramik esaslı simanların porözitelerini mikro-BT ile değerlendiren iki çalışma mevcuttur. De Souza ve ark. (2013), biyoseramik esaslı çeşitli materyallerin mikro-BT ile porözitelerini değerlendirmişler, çalışmalarında toplam porözite hacmi ve oranı yanında açık ve kapalı porözite oranlarını da belirtmişlerdir. Guerro ve Berástegui (2018), MTA ve Biodentine'i değerlendirdikleri çalışmalarında sadece toplam porözite oranını değerlendirmişlerdir. Her iki çalışmada da silikon bloklar kullanılmıştır. Çalışmamızda alt molar dişlerine yerleştirdiğimiz materyallerin sızıntı ve mekanik dayanımları konusunda ayrı ayrı fikir sahibi olabilmek için toplam porözite hacmi ve yüzdesi yanında açık ve kapalı porözite yüzdeleri de ayrı ayrı hesaplanmıştır.

De Souza ve ark. (2013), Biodentine, IRoot BP, Ceramicrete ve ProRoot MTA'nın porözitelerini değerlendirmek için mikro-BT'den yararlanmış, elde ettikleri görüntülerde biyoseramik esaslı bu materyaller arasında belirgin farklılık elde edememişlerdir. İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da Biodentine'in porözite oranı daha az bulunmuş, bu durum karıştırma esnasında az miktarda su içermesi ile ilişkilendirilmiştir. Diğer mikro-BT çalışmasında ise ProRoot MTA ile Biodentine değerlendirilmiş, porözite oranı Biodentine'de daha az miktarda saptanmıştır (Guerro ve Berástegui, 2018).

Çalışmamızda, EndoSequence kök onarım materyalinin kapalı por hacmi ile kapalı por yüzdesi MTA Angelus, Biodentine ve Bioaggregate'e göre istatistiksel olarak daha iyi bulunmuştur. EndoSequence kök onarım materyalinin nanopartikülerden oluşması, üretici firma tarafından önceden hazırlanmış macun kıvamında bulunması, manipülasyonunun diğer toz-likit sistemlerine göre daha kolay olması nedeniyle bu sonuç elde edilmiş olabilir. BioAggregate, bu çalışmada kullanılan diğer materyallere göre kapalı por hacmi ve kapalı por yüzdesi bakımından daha kötü sonuçlar vermiştir. Bu konuya benzer olarak Camilleri ve ark. (2013a, 2013b) yaptıkları iki araştırmada, Bioaggregate'in MTA ve Biodentine'e göre daha

büyük yapıda partiküle sahip olduğunu, tozunda büyük partikül içeren simanların karıştırıldıktan sonra internal (kapalı) porözitenin daha fazla görülebildiğini vurgulamışlardır. Bu iki araştırmada elde edilen çıkarım çalışmamız sonuçlarını destekler niteliktedir.

BioAggregate'in açık por hacmi ve açık por yüzdesi MTA, EndoSequence kök onarım materyali ve Biodentine'e göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha iyi sonuç vermiştir. Kapalı por hacminde kötü sonuç veren biyoseramik içerikli bir simanın açık por değerleri bakımından iyi sonuç vermesi, fazla su absorpsiyonu gösteren materyallerin daha fazla genleşme göstermesiyle açıklanabilir. Su absorpsiyonu karıştırma esnasında suyun kullanılmasından ziyade dentin tübülleri ve dentin duvarının ihtiva ettiği suyun kullanılmasıyla olmuş olabilir. Bu da diğer materyallere göre daha iyi sonuç göstermesini açıklayabilir. Zira araştırmalarda BioAggregate'in dentin duvarına adezyonunun iyi olduğu ve bunun da dentin tübüllerindeki nemi çekerek gerçekleştiği belirtilmiştir (El Sayed ve Saeed, 2012; Leal ve ark., 2011).

EndoSequence kök onarım materyalinin total porözite değeri diğer materyallere göre istatistiksel olarak daha iyi sonuç vermiştir. Çalışmaların geneline bakıldığında zaman toz ve likitin ayrı bulunduğu ve karıştırıldığı sistemlerde karıştırılma esnasında hava kabarcıklarının bulunabileceği, operatör hatalarının daha fazla yapılabileceği ve homojen bir karışım elde etmenin daha zor olacağı bildirilmiştir. Bu çalışmada da üretici tarafından hazırlanmış macun kıvamında ve toz likit karışımı gerektirmeyen kristalize yapıda nanopartikül içeren EndoSequence kök onarım materyali daha iyi sonuç vermiştir. Araştırmalarda, asidik bir ortamda bulunmadığı takdirde kristalize yapısını koruyan EndoSequence'in suyu absorbe ederek bu kristalize yapısı sayesinde genleşme göstermesi, hidroksil apatite benzer çökelti oluşturması ve Ca^{+2} salınımı özelliklerinin az porözite görülmesinde etkili olduğu düşünülmektedir (Batur ve ark., 2013; Candeiro ve ark., 2012 ve Dawood ve ark., 2017).

İn vitro yaptığımız çalışmada materyallerin hücresel aktivitesi sonucu açık por girişlerine birikebilecek mineralize yapı değerlendirilememektedir. Biyolojik

aktiviteye izin veren por varlığında oluşan sert dokunun materyal yüzeyine açılan açık porlara birikimiyle porlar kapanabilmektedir. Biyoseramik esaslı materyaller ile yapılan araştırmalar arasında vital pulpa tedavisinde MTA ve kalsiyum hidroksitin sert doku oluşturma kabiliyetlerinin karşılaştırılmasının yapıldığı bir çalışmada MTA ile ikinci ayda 0.28 mm, altıncı ayda 0.43 mm dentin bariyer kalınlığı gözlenirken yine aynı çalışmada kalsiyum hidroksit kullanımında aynı sürelerde 0.15 mm'lik bir dentin oluşumu olduğu rapor edilmiştir (Bortoluzzi ve ark., 2009). Silva ve ark. (2017)'nın köpeklerde yaptıkları in vivo çalışmada MTA ve Biodentine'in furkasyon perforasyonlarında oluşturdıkları mineralize doku histolojik kesitlerde incelenmiş, Biodentine grubunda total sert doku oluşumu %92,9, MTA'da ise %88 olarak rapor edilmiştir. İn vivo şartlarda materyallerin osteojenik, sementojenik kabiliyetleri doğrultusunda zamanla mineralizasyonun teşviki ile özellikle açık porözite yüzdesi değerlendirildiğinde daha iyi değerler elde edilebileceği düşünülebilir.

5. SONUÇLAR

Çalışmamızda biyoseramik içerikli materyaller olan MTA Angelus, EndoSequence kök onarım materyali, Biodentine ve BioAggregate'in porözite değerleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Kapalı por hacmi ve kapalı por yüzdesi bakımından EndoSequence kök onarım materyali; MTA Angelus, Biodentine ve Bioaggregate'e göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha iyi bulunmuştur. BioAggregate grubu kapalı por hacim değerlendirilmesinde istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en düşük değere sahiptir. Kapalı por yüzdesi değerlendirildiğinde ise istatistiksel olarak anlamlı en düşük değere sahip grup olarak saptanmıştır. MTA Angelus ve Biodentine'in kapalı por hacim ve yüzde değerleri benzer bulunmuştur.

Materyallerin açık porözite hacim ve yüzdelere bakıldığında BioAggregate kapalı por değerlerinin aksine en iyi değere sahip gruptur. Diğer materyaller arasında belirgin fark görülmemiştir.

Açık porözite değerlerinin düşük olması mikrosızıntının engellenmesinde etkilidir, kapalı porözite değerlerinin düşük olması ise mekanik dayanım üzerinde olumlu etkiye sahiptir. Furkasyon bölgesi okluzal yüklere maruz kaldığı için BioAggregate'in perforasyon tamirinden çok retrograd dolgu materyali olarak kullanımının daha uygun olabileceği düşünülebilir.

Total porözite değerlerine bakıldığında EndoSequence kök onarım materyali istatistiksel olarak diğer materyallere göre anlamlı olarak daha iyi bulunmuştur. Diğer üç materyal arasında ise istatistiksel farklılık yoktur.

Hem mekanik dayanım hem de sızdırmazlık üzerinde etkili rol alan total porözite değerinin düşük olması ve üretici tarafından hazırlanmış formunun karıştırma ve manipülasyondan doğacak hataları elimine etmesi nedeniyle EndoSequence kök

onarım materyalinin perforasyon onarımında kullanımının çalışmada kullanılan diğer üç materyale göre daha uygun olabileceği kanısındayız.

Çalışmamızda değerlendirdiğimiz parametre olan porözite materyallerin fiziksel özelliklerinden yalnızca biridir. Perforasyon alanının okluzal yüklerden etkilenmesi, aynı zamanda da periodonsiyum ile ilişkili olmasından dolayı onarımda kullanılacak materyalin mikrosızıntıyı engellemesi, materyallerin mekanik dayanımı yanında biyouyumluluk, biyoaktivite özelliklerinin de iyi olmasını gerektirir. Tedavide kullanılacak materyaller özellikleri bütün olarak değerlendirilip seçilmelidir. Kullandığımız materyallerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin değerlendirildiği çalışmalar göz önüne alındığında herbirinin perforasyon onarımında kullanımı uygun olabilmektedir.

ÖZET

Furkasyon Perforasyonlarında Kullanılan Dört Farklı Biyoseramik İçerikli Materyalin Porözitelerinin Mikro-BT ile Değerlendirilmesi

Kompleks kanal anatomisi, preparasyonun kontrolsüz yapılması pulpa odası tabanı veya kanalın koronal, orta, apikal kısımlarında perforasyon oluşumuna neden olabilmektedir. Molar dişlerde furkasyon perforasyonları, periodonsiyumda hasar oluşturmaları, sulkus ile bağlantılı olması nedeniyle kronik enflamasyona, periodontal ataşmanın hatta ilgili dişin kaybına neden olabilmektedir. Onarımı oldukça zordur ve bu amaçla hızlı sertleşen, irritan olmayan, çözünürlüğünün, sızdırmazlığının düşük, mekanik özelliklerinin dentine yakın olduğu materyallere ihtiyaç vardır. Biyoseramik içerikli onarım materyalleri bu özellikleri çoğunlukla karşılayabilmektedir.

Porözite, materyalin çözünürlüğünü, sızdırmazlığını ve mekanik dayanımını dolayısıyla tedavi başarısını da etkileyen bir parametredir. Bu tez çalışmasının amacı günümüzde kullanılan biyoseramik esaslı materyaller olan MTA Angelus, EndoSequence kök onarım materyali, Biodentine ve BioAggregate'in perforasyon defektlerinde uygulanması durumunda yapılarındaki porözite miktarının mikro-BT kullanarak karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Bu çalışma için dişler 4 grubun herbirinde 19 molar diş olacak şekilde ayrılmış, örneklerin furkasyon bölgelerinde perforasyonlar oluşturulmuştur. Perforasyon alanlarına MTA Angelus, EndoSequence kök onarım materyali, Biodentine ve BioAggregate yerleştirilen dişler materyallerin porözitelerinin değerlendirilmesi için sırayla mikro-BT cihazında taranmıştır. Her örnekte yer alan onarım materyalinin kapalı por, açık por, total por hacim ve yüzdeleri ayrı ayrı hesaplanmıştır.

İstatistiksel analizler neticesinde her deneysel grubun total por hacim ve yüzdeleri değerlendirildiğinde EndoSequence kök onarım materyali kullanılan grup daha olumlu sonuçlar göstermiştir, istatistiksel olarak total por hacim ve yüzdeleri daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Bu sonuç göz önünde bulundurulduğunda çalışmamızda porözitelerini değerlendirdiğimiz materyallerden biri olan EndoSequence kök onarım materyalinin perforasyon onarımında kullanımının çalışmada kullanılan diğer üç materyale göre daha uygun olabileceği düşünülebilir.

Anahtar Sözcükler: Biyoseramikler, Kök onarım materyali, Mikro-BT, Perforasyon, Porözite

SUMMARY

Porosity Analysis of Four Different Bioceramic Materials Used in Furcation Perforations by Micro-CT

The canal perforation is possible in the pulp chamber base or the coronal, middle, apical parts of the canal because of complex canal anatomy and uncontrolled preparation. Furcation perforations in molar teeth can cause chronic inflammation, loss of the periodontal attachment and even the tooth because of the damage to the periodontium and the connection with sulcus. It is quite difficult to repair. For its repair, there is a need for fast curing, non-irritating materials whose solubility and sealing is quite low, mechanical properties are quite close to dentin. The repair materials that include bioceramic can mostly meet these properties.

Porosity is a parameter that affects the solubility, sealing and mechanical strength of the material and thus the success of treatment. The purpose of this thesis is to evaluate and compare the amount of porosity in their structures by using micro-CT in case of application of bioceramic based materials MTA Angelus, EndoSequence root repair material, Biodentine and BioAggregate which are used nowadays in perforation defects.

Perforations were formed in the furcation areas of the teeth with 19 molar teeth in each of the 4 experimental groups for this study. MTA Angelus, EndoSequence root repair material, Biodentine and BioAggregate placed on perforation areas of samples were scanned through a micro-CT to evaluate the porosity of those materials. The volume and percentages of closed, open, total porosity of those repair materials in each sample were calculated one by one.

As a result of statistical analysis, the group using EndoSequence root repair material showed more positive results when the total por volume and percentages of porosities of each experimental group were evaluated, the total por volume and percentages were found to be statistically lower ($p < 0.05$). There was no statistically significant difference between the other 3 groups. According to these results, it can be considered that the use of EndoSequence root repair material, which is one of the materials we evaluated in our study, in perforation repair may be more suitable than the other three materials used in the study.

Key Words: Bioceramics, Micro-CT, Perforation, Porosity, Root repair material

KAYNAKLAR

- ABUABARA A, COSTA RG, MORAIS EC, FURUSE AY, GONZAGA CC, FILHO FB (2013). Prosthetic rehabilitation and management of an MTA-treated maxillary central incisor with root perforation and severe internal resorption. *Journal of Prosthodontics*, **22**: 413-418.
- ADABO GL, DOS SANTOS CRUZ CA, FONSECA RG, VAZ LG (2003). The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior. *J Dent*, **31**: 353-359.
- AGUIRRE R, MAHMOUD E, MOHAMED E (1986). Evaluation of the repair of mechanical furcation perforations using amalgam, guttapercha or indium foil. *J Endod*, **12**: 249-256.
- AHMETOGLU F, COLAK M (2010). Retrograd Dolgu Materyalleri. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.*, **16**:59-66.
- AL-DAAFAS A, AL-NAZHAN S (2007). Histological evaluation of contaminated furcal perforation in dogs' teeth repaired by MTA with or without internal matrix. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **103**: 92-99.
- AL-FOUZAN K, AL-GARAWI Z, AL-HEZAIMIK, JAVED F, AL-SHALAN T, ROTSTEIN I (2012). Effect of acid etching on marginal adaptation of mineral trioxide aggregate to apical dentin: microcomputed tomography and scanning electron microscopy analysis. *Int J Oral Sci*, **4**: 202-207.
- AL-HEZAIMI K, AL-HAMDAN K, NAGHSHBANDI J, OGLESBY S, SIMON JHS, ROTSTEIN I (2005). Effect of white-colored mineral trioxide aggregate in different concentrations on *Candida albicans* in vitro. *J Endod*, **31**: 684-686.
- ARENS DE, TORABINEJAD M (1996). Repair of furcal perforations with mineral trioxide aggregate: two case reports. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **82**: 84-88.
- ARORA V, NIKHIL V, SHARMA N, ARORA P (2013). Bioactive dentin replacement. *J Dent Med Sci*, **12**: 51-57.
- ASGARY S, EGHBAL MJ, PARIROKH M, GHODDUSI J, KHEIRIEH S, BRINK F (2009). Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *J Endod*, **35**: 243-250.
- ATMEH AR, CHONG EZ, RICHARD G, FESTY F, WATSON TF (2012). Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res*, **91**: 454-459.
- BAHRAM RANJKESHA, JACQUES CHEVALLIERB, HAMIDEH SALEHIC, FREDERIC CUISINIERC, FLEMMING ISIDORA, HENRIK LØVSCHALLA (2016). Apatite precipitation on a novel fast-setting calcium silicate cement containing fluoride. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, **2**: 68-78.
- BALACHANDRAN J, GURUCHARAN I (2013). Comparison of sealing ability of bioactive bone cement, mineral trioxide aggregate and super EBA as furcation repair materials: A dye extraction study. *J Conserv Dent*, **16**: 247-251.

- BALLA R, LOMONACO CJ, SKRIBNER J, LIN LM (1991). Histological study of furcation perforations treated with tricalcium phosphate, hydroxylapatite, amalgam, and Life. *J Endod*, **17**: 234-238.
- BARANWAL AK, PAUL ML, MAZUMDAR D, ADHIKARI HD, VYAVAHARE NK, JHAJHARIA K (2015). An ex-vivo comparative study of root-end marginal adaptation using grey mineral trioxide aggregate, White mineral trioxide aggregate, and Portland cement under scanning electron microscopy. *J Conserv Dent*, **18**: 399-404.
- BARGHOLZ C (2005). Perforation repair with mineral trioxide aggregate: a modified matrix concept. *Int Endod J*, **38**: 59-69.
- BASTURK FB, NEKOOFAR MH, GUNDAY M, DUMMER PM (2013). The effect of various mixing and placement techniques on the compressive strength of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, **39**: 111-114.
- BATUR YB, ACAR G, YALCIN Y, DINDAR S, SANCAKLI H, ERDEMIR U (2013). The cytotoxic evaluation of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in the subcutaneous connective tissue of rats. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, **18**: 745-751.
- BAYRAM HM, BAYRAM E, OCAK M, UYGUN AD, CELIK HH (2017). Effect of ProTaper Gold, Self-Adjusting File, and XP-endo Shaper Instruments on Dentinal Microcrack Formation: A Micro-computed Tomographic Study. *J Endod*, **43**: 1166-1169.
- BEHNIA A, STRASSLER HE, CAMPBELL R (2000). Repairing iatrogenic root perforations. *J Am Dent Assoc*, **131**: 196-201.
- BER BS, HATTON JF, STEWART GP (2007). Chemical Modification of ProRoot MTA to Improve Handling Characteristics and Decrease Setting Time. *J Endod*, **33**: 1231-1234.
- BERGMAN B, LUNDQUIST P, SJOGREN U, SUNDQUIST G (1989). Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent*, **61**: 10.
- BEST SM, PORTER AE, THIAN ES, HUANG J (2008). Bioceramics: past, present and for the future. *J Eur Ceram Soc*, **28**: 1319-1327.
- BLACK L, BREEN C, YARWOOD J, DENG CS, PHIPPS J, MAITLAND G (2006). Hydration of tricalcium aluminate (C₃A) in the presence and absence of gypsum- studied by Raman spectroscopy and X-ray diffraction. *J Mater Chem*, **16**: 1263-1272.
- BONSON S, JEANSONNE BG, LALLIER TE (2004). Root-end filling materials alter fibroblast differentiation. *J Dent Res*, **83**: 408-413.
- BORGES AH, BANDECA MC, TONETTO MR (2014) Portland cement use in dental root perforations: a long term follow up. *Case Report Dentistry*, **2014**: 637693.
- BORTOLUZZI EA, BROON NJ, BRAMANTE CM, FELIPPE WT, TANOMARU FILHO M, ESBERARD RM (2009). The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. *J Endod*, **35**: 550-554.
- BORTOLUZZI EA, GUERREIRO-TANOMARU JM, TANOMARU-FILHO M, DUARTE MAH (2009). Radiographic effect of different radiopacifiers on a potential retrograde filling material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **108**: 628-632.

- BRYAN TE, KHECHEN K, BRACKETT MG, MESSER RL, EL-AWADY A, PRIMUS CM, GUTMANN JL, TAY FR (2010). In vitro osteogenic potential of an experimental calcium silicate-based root canal sealer. *J Endod*, **36**: 1163-1169.
- CAMILLERI J (2008). Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, **41**: 408-417.
- CAMILLERI J (2011). Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Dental Materials*, **27**: 836-844.
- CAMILLERI J (2015). Mineral trioxide aggregate: present and future developments. *Endodontic Topics*, **32**: 31-46.
- CAMILLERI J, FORMOSA L, DAMIDOT D (2013a). The setting characteristics of MTA Plus in different environmental conditions. *Int Endod J*, **46**: 831-840.
- CAMILLERI J, GANDOLFI MG (2010). Evaluation of the radiopacity of calcium silicate cements containing different radiopacifiers. *Int Endod J*, **43**: 21-30.
- CAMILLERI J, GANDOLFI MG, SIBONI F, PRATI C (2011). Dynamic sealing ability of MTA root canal sealer. *Int Endod J*, **44**: 9-20.
- CAMILLERI J, GRECH L, GALEA K, KEIR D, FENECH M, FORMOSA L, DAMIDOT D, MALLIA B (2014). Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clin Oral Investig*, **18**: 1437-1446.
- CAMILLERI J, PITT FORD TR (2006). Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J*, **39**: 747-754.
- CAMILLERI J, SORRENTINO F, DAMIDOT D (2013b). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater*, **29**: 580-593.
- CAMILLERI J, SORRENTINO F, DAMIDOT D (2015). Characterization of un-hydrated and hydrated BioAggregate™ and MTA Angelus™. *Clin Oral Investig*, **19**: 689-698.
- CAMPS J, PASHLEY D (2003). Reliability of the dye penetration studies. *J Endod*, **29**: 592-594.
- CANDEIRO GT, CORREIA FC, DUARTE MA, RIBEIRO SIQUEIRA DC, GAVINI G (2012). Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. *J Endod*, **38**: 842-845.
- CANDEIRO GT, MOURA-NETTO C, D'ALMEIDA-COUTO RS, AZAMBUJA-JUNIOR N, MARQUES MM, CAI S, GAVINI G (2016). Cytotoxicity, genotoxicity and antibacterial effectiveness of a bioceramic endodontic sealer. *Int Endod J*, **49**: 858-864.
- CAVENAGO BC, PEREIRA TC, DUARTE MA, ORDINOLA-ZAPATA R, MARCIANO MA, BRAMANTE CM, BERNARDINELLI N (2014). Influence of powder-to-water ratio on radiopacity, setting time, pH, calcium ion release and a micro-CT volumetric solubility of white mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, **47**: 120-126.
- CHANG JW, PRAISARNTI C, NEELAKANTAN P (2017). Increasing Use of Bioceramics in Endodontics: A Narrative Review. Erişim adresi :

[<https://www.oralhealthgroup.com/features/increasing-use-of-bioceramics-in-endodontics-a-narrative-review/>]

- CHEDELLA SCV, BERZINS DW (2010). A differential scanning calorimetry study of the setting reaction of MTA. *Int Endod J*, **43**: 509-518.
- CHEN I, KARABUCAK B, WANG C, WANG HG, KOYAMA E, KOHLI MR, NAH HD, KIM S (2015). 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*, **41**: 389-399.
- CHIANG TY, DING SJ (2013). Physicochemical properties of radiopaque dicalcium silicate cement as a root-end filling material in an acidic environment. *Int Endod J*, **46**: 234-241.
- CIASCA M, AMINOSHARIAE A, JIN G, MONTAGNESE T, MICKEL A (2012). A comparison of the cytotoxicity and proinflammatory cytokine production of EndoSequenceroot repair material and ProRoot mineral trioxideaggregate in human osteoblast cell culture usingreverse-transcriptase polymerase chain reaction. *J Endod*, **38**: 486-489.
- CLAUDER T, SHIN SJ (2006) Repair of perforations with MTA: clinical applications and mechanisms of action. *Endod Topics*, **15**: 32-55.
- CNUUDE V, CWIRZEN A, MASSCHAELE B, JACOBS PJ (2009). Porosity and microstructure characterization of building stones and concretes. *Eng Geol*, **103**: 76-83
- COBANKARA FK, ALTINOZ HC, ERGANI O, KAV K, BELLI S (2004). In vitro antibacterial activities of root-canal sealers by using two different methods. *J Endod*, **30**: 57-60.
- COOMARASWAMY KS, LUMLEY PJ, HOFMANN MP (2007). Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *J Endod*, **33**: 295-298.
- CORMA A (1997). From Microporous to Mesoporous Molecular Sieve Materials and Their Use in Catalysis. *Chem Rev*, **97**: 2373-2420.
- CUTAJAR A, MALLIA B, ABELA S, CAMILLERI J (2011). Replacement of radiopacifier in mineral trioxide aggregate; characterization and determination of physical properties. *Dent Mater*, **27**: 879-891.
- DAMAS BA, WHEATER MA, BRINGAS JS, HOEN MM (2011). Cytotoxicity comparison of mineral trioxideaggregates and EndoSequence bioceramic root repairmaterials. *J Endod*,**37**: 372-375.
- DAMMASCHKE T, GERTH HU, ZUCHNER H,SCHAFER E (2005). Chemical andphysical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA andtwo Portland cements. *Dental Materials*, **21**: 731-738.
- DANESH G, DAMMASCHKE T, GERTH HU, ZANDBIGLARI T, SCHAFER E. (2006).A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregateand two Portland cements. *International Endodontic Journal*, **39**: 213-219.
- DARCEY J, QUALTROUGH A (2013). Resorption: part 2. Diagnosis and management. *Br Dent J*, **214**: 493-509

- DARVELL BW, WU RC (2011). "MTA"-an Hydraulic SilicateCement: review update and setting reaction. *DentMater*, **27**: 407-422.
- DAWOOD AE, MANTON DJ, PARASHOS P, WONG R, PALAMARA J, STANTON DP, REYNOLDS EC (2015). The physical properties and ion release of CPP-ACP-modified calcium silicate-based cements. *Aust Dent J*, **60**: 434-444.
- DAWOOD AE, PARASHOS P, WONG RHK, REYNOLDS EC, MANTON DJ (2017). Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. *J Investig Clin Dent*, **8**: e12195.
- DE AZA PN, GARCIA-BERNAL D, CRAGNOLINI F, VELASQUEZ P, MESEGUER-OLMO L (2013). The effects of Ca₂SiO₄-Ca₃(PO₄)₂ ceramics on adult human mesenchymal stem cell viability, adhesion, proliferation, differentiation and function. *J Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, **33**: 4009-4020.
- DE BRUYNE MA, DE BRUYNE RJ, DE MOOR RJ (2006). Capillary flow porometry to assess the seal provided by root-end filling materials in a standardized and reproducible way. *J Endod*, **32**: 206-209.
- DE-DEUS G, CANABARRO A, ALVES G, LINHARES A, SENNE MI, GRANJEIRO JM (2009). Optimal cytocompatibility of a bioceramic nanoparticulate cement in primary human mesenchymal cells. *J Endod*, **35**: 1387-1390.
- DE-DEUS G, PETRUCCELLI V, GURGEL-FILHO E, COUTINHO-FILHO T (2006). MTA versus Portland cement as repair material for furcal perforations: a laboratory study using a polymicrobial leakage model. *Int Endod J*, **39**: 293-298.
- DE SOUZA ET, NUNES TAMEIRAO MD, ROTHER JN, DE ASSIS JT, DE ALMEIDA NEVES A, DE-DEUS GA (2013). Tridimensional quantitative porosity characterization of three set calcium silicate based repair cement for endodontic use. *Microsc Res Tech*, **76**: 1093-1098.
- DRIESSENS FCM (1980) The mineral in bone, dentin and tooth enamel. *Bull. Soc. Chim. Belg.*, **89**: 663-689.
- DUARTE MA, DEMARCHI AC, YAMASHITA JC, KUGA MC, FRAGA SDE C (2003). pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **95**: 345-347.
- EGHBAL MJ, FAZLYAB M, ASGARY S (2014) Repair of an extensive furcation perforation with CEM cement: a case study. *Iranian Endodontic Journal*, **9**: 79-82.
- EL SAYED M, SAEED M (2012). In vitro comparative study of sealing ability of Diadent BioAggregate and other root-end filling materials. *J Conserv Dent*, **15**: 249-252.
- ELLIOTT JC, DOVER SD (1982). X-ray microtomography. *Journal of Microscopy*, **126**: 211-213.
- FELDKAMP LA, GOLDSTEIN SA, PARFITT AM, JESION G, KLEEREKOPER M (1989) The direct examination of three-dimensional bone archi tecture in vitro by computed tomography. *Journal of Bone and Mineral Research*, **4**: 3-11.
- FERRIS DM, BAUMGARTNER JC (2004). Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, **30**: 422-424

- FLEMING GJ, FAROOQ AA, BARRALET JE (2003). Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement. *Biomaterials*, **24**: 4173-4179.
- FORBES WF, GENTLEMAN JF (1998). Risk factors, causality, and policy initiatives: the case of aluminum and mental impairment. *Exp Gerontol*, **33**: 141-154.
- FORMOSA LM, MALLIA B, CAMILLERI J (2013). Mineral trioxide aggregate with anti-washout gel—properties and microstructure. *Dent Mater*, **29**: 294-306.
- FRANK RJ (2002) Endodontic Mishaps: Their Detection, Correction, and Prevention. In: Endodontics 5th edition, Ed.: Ingle JJ, Bakland LK. BC Decker Inc Hamilton London. Chapter 14.
- FRIDLAND M, ROSADO R (2003). Mineral Trioxide Aggregate (MTA), solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod*, **29**: 814-817.
- FROUGHREYHANI M, SALEM MILANI A, BARAKATEIN B, SHIEZADEH V (2013) Treatment of strip perforation using root MTA: a case report. *Iranian Endodontic Journal*, **8**: 80-83.
- FUSS Z, TROPE M (1996). Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Endod Dent Traumatol*, **12**: 255-264.
- GANCEDO-CARAVIA L, GARCIA-BARBERO E (2006). Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod*, **32**: 894-896.
- GANDOLFI MG, CIAPETTI G, TADDEI P, PERUT F, TINTI A, CARDOSO M, VAN MEERBEEK B, PRATI C (2010). Apatite formation on bioactive calcium–silicate cements for dentistry affects surface topography and human marrow stromal cells proliferation. *Dent Mater*, **26**: 974-992.
- GANDOLFI MG, IACONO F, AGEE K, SIBONI F, TAY F, PASHLEY DH, PRATI C (2009). Setting time and expansion in different soaking media of experimental accelerated calcium–silicate cements and ProRoot MTA. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Rad Endod*, **108**: 39-45.
- GANDOLFI MG, PARRILLI AP, FINI M, PRATI C, DUMMER PMH (2013). 3D micro-CT analysis of the interface voids associated with Thermafil root fillings used with AH Plus or a flowable MTA sealer. *Int Endod J*, **46**: 253-263.
- GANDOLFI MG, SHAH SN, FENG R, PRATI C, AKINTOYE SO (2011). Biomimetic calcium–silicate cements support differentiation of human orofacial mesenchymal stem cells. *J Endod*, **37**: 1102-1108.
- GANDOLFI MG, SIBONI F, BOTERO T, BOSSU M, RICCITIELLO F, PRATI C (2015). Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *J Appl Biomater Funct Mater*, **13**: 43-60.
- GANDOLFI MG, SIBONI F, PRIMUS CM, PRATI C (2014). Ion release, porosity, solubility, and bioactivity of MTA Plus tricalcium silicate. *J Endod*, **40**: 1632-1637.
- GANDOLFI MG, TADDEI P, SIBONI F, MODENA E, CIAPETTI G, PRATI C (2011). Development of the foremost light-curable calcium–silicate MTA cement as root-end in oral surgery. Chemical–physical properties, bioactivity and biological behaviour. *Dent Mater*, **27**: 134-157.

- GANDOLFI MG, VAN LANDUYT K, TADDEI P, MODENA E, VAN MEERBEEK B, PRATI C (2010). ESEM-EDX and Raman techniques to study ProRoot MTA and calcium-silicate cements in wet conditions and in real-time. *J Endod*, **36**: 851-857.
- GARTNER AH, DORN SO (1992). Advances in endodontic surgery. *Dent Clin North Am.*, **36**: 357-378.
- GHODDUSI J, SANAAN A, SHAHRAMIF (2007). Clinical and radiographic evaluation of root perforation repair using MTA. *New York State Dental Journal*, **73**: 46-49.
- GILLES R, OLIVIER M (Patent 2011). Dental composition, WO 2011/124841, US 2013/0025498. Applicant Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France.
- GOMES-FILHO JE, WATANABE S, LODI CS, CINTRA LT, NERY MJ, FILHO JA, DEZAN E JR, BERNABÉ PF (2012). Rat tissue reaction to MTA FILLAPEX®. *Dent Traumatol*, **28**: 452-456.
- GOVINDARAJU L, NEELAKANTAN P, GUTMANN JL (2017). Effect of root canal irrigating solutions on the compressive strength of tricalcium silicate cements. *Clin Oral Investig.*, **21**: 567-571.
- GRAZZIOTIN-SOARES R, NEKOOFAR MH, DAVIES TE, BAFAIL A, ALHADDAR E, HUBLER R, BUSATO AL, DUMMER PM (2014). Effect of bismuth oxide on white mineral trioxide aggregate: chemical characterization and physical properties. *Int Endod J*, **47**: 520-533.
- GRECH L, MALLIA B, CAMILLERI J (2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater*, **29**: 20-28.
- GROSSMAN LJ (1957). The management of accidents encountered in endodontic practice. *D Clin North Am*, **11**: 903.
- GUERRERO F, BERÁSTEGUI E (2018). Porosity analysis of MTA and Biodentine cements for use in endodontics by using micro-computed tomography. *J Clin Exp Dent*, **10**: 237-240.
- GUIMARÃES LS, GOMES CC, MARCELIANO-ALVES MF, CUNHA RS, PROVENZANO JC, SIQUEIRA JF JR (2017). Preparation of Oval-shaped Canals with TRUShape and Reciproc Systems: A Micro-Computed Tomography Study Using Contralateral Premolars. *J Endod*, **43**: 1018-1022.
- GULABIVALA K, NG YL (2014). The restorative-endo interface. In *Endodontics*, 4th Ed., St Louis: Mosby, p.:334-360.
- GUNESER MB, AKBULUT MB, ELDENIZ AU (2013). Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of Biodentine and conventional root perforation repair materials. *J Endod*, **39**: 380-384.
- GUZY GE, NICHOLLS JI (1979). In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent*, **42**: 39.
- GUVEN EP, TASLI PN, YALVAC ME, SOFIEV N, KAYAHAN MB, SAHIN F (2013). In vitro comparison of induction capacity and biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and a bioceramic root canal sealer. *Int Endod J*, **46**: 1173-1182.
- HA WN, SHAKIBAIE F, KAHLER B, WALSH LJ (2016). Deconvolution of the particle size distribution of ProRoot MTA and MTA Angelus. *Acta Biomater Odontol Scand*, **2**: 7-11.

- HAAPASALO M, ENDAL U, ZANDI H, COIL J (2005). Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endod Topics*, **10**: 77-102.
- HAN L, OKIJI T (2013). Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J*, **46**: 808-814.
- HANSEN SW, MARSHALL JG, SEDGLEY CM (2011). 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*, **37**: 502-506.
- HASHEM AA, HASSANIEN EE (2008). ProRoot MTA, MTA-Angelus and IRM used to repair large furcation perforations: sealability study. *J Endod*, **34**: 59-61.
- HASHEM AA, WANEES AMIN SA (2012). The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. *J Endod*, **38**: 245-249.
- HOLLAND R, FILHO JA, DE SOUZA V, NERY MJ, BERNABÉ PF, JUNIOR ED (2001). Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. *J Endod*, **27**: 281-284.
- HOLLAND R, DE SOUZA V, NERY MJ, BERNABE FE, FILHO JA, JUNIOR ED, MURATA SS (2002). Calcium salts deposition in rat connective tissue after the implantation of calcium hydroxide-containing sealers. *Journal of Endodontics*, **28**, 173-176.
- HOLT DM, WATTS JD, BEESON TJ, KIRKPATRICK TC, RUTLEDGE RE (2007). The antimicrobial 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*, **33**: 844-847.
- HUANG TH, YANG CC, DING SJ, YAN M, CHOU MY, KAO CT (2005). Biocompatibility of human osteosarcoma cells to root end filling materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **72**: 140-145.
- HUANG Y, CELIKTEN B, DE FARIA VASCONCELOS K, FERREIRA PINHEIRO NICOLIELO L, LIPPIATT N, BUYUKSUNGUR A, JACOBS R, ORHAN K (2017). Micro-CT and nano-CT analysis of filling quality of three different endodontic sealers. *Dentomaxillofac Radiol*, **46**: 20170223.
- HUANG Y, ORHAN K, CELIKTEN B, ORHAN AI, TUFENKCI P, SEVIMAY S (2018). Evaluation of the sealing ability of different root canal sealers: a combined SEM and micro-CT study. *J Appl Oral Sci*, **26**: e20160584.
- HUNGARO DUARTE MA, MINOTTI PG, RODRIGUES CT, ZAPATA RO, BRAMANTE CM, VIVAN RR, GOMES DE MORAES I, BOMBARDA DE ANDRADE F (2012). Effect of different radiopacifying agents on the physicochemical properties of white Portland cement and white mineral trioxide aggregate. *J Endod*, **38**: 394-397.
- HWANG YC, LEE SH, HWANG IN, KANG IC, KIM MS, KIM SH, SON HH, OH WM (2009). Chemical composition, radiopacity, and biocompatibility of Portland cement with bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **107**: e96-102.
- INGLE JI (1985). *Endodontics*, 3. rd Ed., Philadelphia: Lea & Febiger, p.:35-37.

- ISLAM I, CHNG HK, YAP AU. (2006) Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod*, **32**: 193-197.
- KAKANI AK, VEERAMACHANENI C, MAJETI C, TUMMALA M, KHIYANI L (2015). A Review on Perforation Repair Materials. *J Clin Diagn Res*, **9**:ZE09-13.
- KANG SH, SHIN YS, LEE HS, KIM SO, SHIN Y, JUNG IY, SONG JS (2015). Color changes of teeth after treatment with various mineral trioxide aggregate-based materials: an ex vivo study. *J Endod*, **41**: 737-741.
- KAO CT, SHIE MY, HUANG TH, DING SJ (2009). Properties of an Accelerated Mineral Trioxide Aggregate-like Root-end Filling Material. *J Endod*, **35**: 239-242.
- KATGE FA, SHIVASHARAN PR, PATIL D (2016). Sealing ability of mineral trioxide aggregate Plus™ and Biodentine™ for repair of furcal perforation in primary molars: An in vitro study. *Contemp Clin Dent*, **7**: 487-492.
- KAUP M, SCHÄFER E, DAMMASCHKE T (2015). An in vitro study of different material properties of Biodentine compared to ProRoot MTA. *Head Face Med*, **2**: 11-16.
- KAYA S, OZER SY, YAVUZ I, AYDIN H (2011). Comparison of dye extraction or dye penetration methods to quantitatively determine microleakage of three different root canal sealers. *Dentistry*, **1**: 1-5.
- KAYAHAN M.B, NEKOOFAR MH, KAZANDAG M, CANPOLAT C, MALKONDU O, KAPTAN F, DUMMER PM. (2009). Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of Mineral Trioxide Aggregate. *Int Endod*, **42**: 1004-1014.
- KELES A, KESKIN C (2018). Deviations of Mesial Root Canals of Mandibular First Molar Teeth at the Apical Third: A Micro-computed Tomographic Study. *J Endod*, **44**: 1030-1032.
- KERCKHOFS G, SCHROOTEN J, VAN CLEYNENBREUGEL T, LOMOV SV, WEVERS M (2008). Validation of x-ray microfocus computed tomography as an imaging tool for porous structures. *Rev Sci Instrum*, **79**: e013711.
- KESKIN C, DEMIRYUREK EO, OZYUREK T (2015). Color stabilities of calcium silicate-based materials in contact with different irrigation solutions. *J Endod*, **41**: 409-411.
- KIM EC, LEE BC, CHANG HS, LEE W, HONG CU, MIN KS (2008). Evaluation of the radiopacity and cytotoxicity of Portland cements containing bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **105**: e54-e57.
- KIM EJ, BU SY, SUNG MK, CHOI MK (2013). Effects of silicon on osteoblast activity and bone mineralization of MC3T3-E1 cells. *Biol Trace Elem Res*, **152**:105-112.
- KIM J, SONG YS, MIN KS, KIM SH, KOH JT, LEE BN, CHANG HS, HWANG IN, OH WM, HWANG YC (2016). Evaluation of reparative dentin formation of ProRoot MTA, Biodentine and BioAggregate using micro-CT and immunohistochemistry. *Restor Dent Endod*, **41**: 29-36.
- KO CL, CHEN JC, HUNG CC, WANG JC, TIEN YC, CHEN WC (2014). Biphasic products of dicalcium phosphate-rich cement with injectability and nondispersibility. *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.*, **39**: 40-46.

- KOCH KA, BRAVE DG (2012). Bioceramics, part I: the clinician's viewpoint. *Dent Today*, **31**: 130-135.
- KOCH DK, BRAVE D, NASSEH AA (2013). A review of bioceramic technology in endodontics. *Roots*, **1**: 6-13.
- KOGAN P, HE J, GLICKMAN GN, WATANABE I (2006). The Effects of Various Additives on Setting Properties of MTA. *J Endod*, **32**: 569-572.
- KOSMATKA SH, KERKHOFF B, PANARESE WC (2002). Design and control of concrete mixtures. Portland cement association EB001, 14 th Ed., Portland Cement Association, Skokie, Illinois, USA, p.:26-53.
- KOUBI G, COLON P, FRANQUIN JC, HARTMANN A, RICHARD G, FAURE MO, LAMBERT G (2013). 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*, **17**: 243-249.
- KVINNSLAND I, OSWALD R J, HALSE A, GRØNNINGSAETER AG (1989). A clinical and roentgenological study of 55 cases of root perforation. *Int Endod J*, **22**: 75-84.
- LAI YL, YANG ML, LEE SY (2003). Microhardness and color changes of human dentin with repeated intracoronaral bleaching. *Oper Dent*, **28**: 786-792.
- LEAL F, DE-DEUS G, BRANDAO C, LUNA AS, FIDEL SR, SOUZA EM (2011). Comparison of the root-end seal provided by bioceramic repair cements and White MTA. *Int Endod J*, **44**: 662-668.
- LEIENDECKER AP, QI YP, SAWYER AN, NIU LN, AGEE KA, LOUSHINE RJ, WELLER RN, PASHLEY DH, TAY FR (2012). Effects of calcium silicate-based materials on collagen matrix integrity of mineralized dentin. *J Endod*, **38**: 829-833.
- LEMON RR (1992). Nonsurgical repair of furcation defects. Internal matrix concept. *Dent Clin North Am*, **36**: 439-57.
- LIU WN, CHANG J, ZHU YQ, ZHANG M (2011). Effect of tricalcium aluminate on the properties of tricalcium silicate-tricalcium aluminate mixtures: setting time, mechanical strength and biocompatibility. *Int Endod J*, **44**: 41-50.
- LOPES RMV, MARINS FC, BELLADONNA FG, SOUZA EM, DE-DEUS G, LOPES RT, SILVAEJNL (2017). Untouched canal areas and debris accumulation after root canal preparation with rotary and adaptive systems. *Aust Endod J*, Epub ahead of print.
- LOVSCALL H, KJAERGAARD P, THOMSEN JS (2014). Mineral trioxide aggregate (MTA) composition and use. US Patent 8,722,100.
- LU D, ZHOU S (2006). Hydraulic cement compositions and methods of making and using the same. WO Patent 099748.
- LUCAS CP, VIAPIANA R, BOSSO-MARTELO R, GUERREIRO-TANOMARU JM, CAMILLERI J, TANOMARU-FILHO M (2017). Physicochemical Properties and Dentin Bond Strength of a Tricalcium Silicate-Based Retrograde Material. *Braz Dent J*, **28**: 51-56.

- JUENGER M, MONTEIRO P, GARTNER E, DENBEAUX G (2005). A soft X-ray microscope investigation into the effects of calcium chloride on tricalcium silicate hydration. *Cement Concrete Res*, 2005; **35**: 19-25.
- MA J, SHEN Y, STOJICIC S, HAAPASALO M (2011). Biocompatibility of two novel root repair materials. *J Endod*, **37**: 793-798.
- MAEHIRA F, IKUKO M, YUKINORI E (2009). Effects of calcium sources and soluble silicate on bone metabolism and the related gene expression in mice. *Nutrition*, **25**: 581-589.
- MAIN C, MIRZAYAN N, SHABAHANG S, TORABINEJAD M (2004). Repair of root perforations using mineral trioxide aggregate: a long term study. *J Endod*, **30**: 80-83.
- MALKOC MA, SEVIMAY M, TATAR I, CELIK HH (2015) Micro-CT Detection and Characterization of Porosity in Luting Cements. *J Prosthodont*, **24**: 553-561.
- MALKONDU O, KARAPINAR KAZANDAG M, KAZAZOGLU E (2014). A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int*, **2014**:160951.
- MARTIN RL, MONTICELLI F, BRACKETT WW, LOUSHINE RJ, ROCKMAN RA, FERRARI M, PASHLEY DH, TAY FR (2007). Sealing properties of mineral trioxide aggregate orthograde apical plugs and root filling in an in vitro apexification model. *J Endod*, **33**: 272-275.
- MASUDA-MURAKAMI Y, KOBAYASHI M, WANG X, YAMADA Y, KIMURA Y, HOSSAIN M, MATSUMOTO K (2010). Effects of mineral trioxide aggregate on the differentiation of rat dental pulp cells. *Acta Histochem*, **112**: 452-458.
- MATT GD, THORPE JR, STROTHER JM, MCCLANAHAN SB. (2004). Comparative Study of White and Gray Mineral Trioxide Aggregate (MTA) Simulating a One or Two-Step Apical Barrier Technique. *J Endod*, **30**: 876-879.
- MCHUGH CP, ZHANG P, MICHALEK S, ELEAZER PD (2004). pH required to kill *Enterococcus faecalis* in vitro. *J Endod*, **30**: 218-219.
- MEISTER F, LOMMEL T, GERSTEIN H, DAVIES EE (1979). Endodontic perforations which resulted in alveolar bone loss. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **47**: 463-470.
- MENTE J, LEO M, PANAGIDIS D, SAURE D, PFEFFERLE T (2014). Treatment outcome of mineral trioxide aggregate: repair of root perforations-long-term results. *J Endod*, **40**: 790-796.
- MILUTINOVIĆ-NIKOLIĆ AD, MEDIĆ VB, VUKOVIĆ ZM (2007) Porosity of different dental luting cements. *Dent Mater*, **23**: 674-678
- MOSHAVERINIA A, BRANTLEY WA, CHEE WW, ROHPOUR N, ANSARI S, ZHENG F, HESHMATI RH, DARR JA, SCHRICKER SR, REHMAN IU (2010). Measure of microhardness, fracture toughness and flexural strength of N vinylcaprolactam (NVC)-containing glass-ionomer dental cements. *Dent Mater*, **26**: 1137-1143.
- NAIR PN, HENRY S, CANO V, VERA J (2005). Microbial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after “onevisit” endodontic treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **99**: 231-252.

- NAKATA TT, BAE KS, BAUMGARTNER JC (1998). Perforation repair comparing mineral trioxide aggregate and amalgam using an anaerobic bacterial leakage model. *J Endod*, **24**: 184-186.
- NAMAZIKHAH MS, NEKOOFAR MH, SHEYKHREZAE MS, SALARIYEH S, HAYES SJ, BRYANT ST, MOHAMMADI MM, DUMMER PM (2008). The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, **41**: 108-116.
- NEKOOFAR MH, ADUSEI G, SHEYKHREZAE MS, HAYES SJ, BRYANT ST, DUMMER PM (2007). The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, **40**: 453-461.
- NIU LN, PEI DD, MORRIS M, JIAO K, HUANG XQ, PRIMUS CM, SUSIN LF, BERGERON BE, PASHLEY DH, TAY FR (2016). Mineralogenic characteristics of osteogenic lineage-committed human dental pulp stem cells following their exposure to a discoloration-free calcium aluminosilicate cement. *Dent Mater*, **32**: 1235-1247.
- NAWY EG (2008). Concrete construction engineering handbook, CRC press.
- NOMIYA K, YOSHIKAWA A, TSUKAGOSHI K, KASUGA NC, HIRAKAWA S, WATANABE J (2004). Synthesis and structural characterization of silver(i), aluminium(iii) and cobalt(ii) complexes with 4 isopropyltropolone (hinokitiol) showing noteworthy biological activities. Action of silver(i)-oxygen bonding complexes on the antimicrobial activities. *J. Inorg. Biochem.*, **98**: 46-60.
- ODLER I (2000). Constituents and composition. Cements, SI., editor, Taylor & Francis, Oxford.
- OKABE T, SAKAMOTO M, TAKEUCHI H, MATSUSHIMA K (2006). Effects of pH on mineralization ability of human dental pulp cells. *J Endod*, **32**: 198-201.
- ORHAN K, JACOBS R, CELIKTEN B, HUANG Y, DE FARIA VASCONCELOS K, NICOLIELO LFP, BUYUKSUNGUR A, VAN DESSEL J (2018). Evaluation of Threshold Values for Root Canal Filling Voids in Micro-CT and Nano-CT Images. *Scanning*, **16**: 9437569.
- OZTAS B, KURSUN S, DINC G, KAMBUROGLU K (2012). Radiopacity evaluation of composite restorative resins and bonding agents using digital and film x-ray systems, *Eur J Dent*, **6**: 115-122.
- PARIROKH M, TORABINEJAD M (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review- Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*, **36**: 16-27.
- PARK JW, HONG SH, KIM JH, LEE SJ, SHIN SJ (2010). X-Ray diffraction analysis of white ProRoot MTA and diadent bioaggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **109**: 155-158.
- PATEL S, DUNCAN HF (2011). Pitt Ford's Problem-Based Learning in Endodontology, Wiley-Blackwell.
- PELEKANOS S, KOUMANOU M, KOUTAYAS SO, ZINELIS S, ELIADES G (2009). Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent*, **4**: 278-292.
- PETERS OA, LAIB A, RUEGSEGG P, BARBAKOW F (2000). Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. *J Dent Res*, **79**: 1405-1409.

- PICONI C, MACCAURO G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial, *Biomaterials*, **20**: 1-25.
- PITT FORD TR, TORABINEJAD M, MCKENDRY DJ, HONG CU, KARIYAWASAM SP (1995). Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **79**: 756-763.
- POGGIO C, LOMBARDINI M, ALESSANDRO C, SIMONETTA R (2007). Solubility of root-end-filling materials: a comparative study. *J Endod*, **33**: 1094-1097.
- PRATI C, GANDOLFI MG (2015). Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dent Mater*, **31**: 351-370.
- PRIMUS CM (2011). Dental material, US Patent 7,892,342.
- RAGHAVENDRA SS, JADHAV GR, GATHANI KM, KOTADIA P (2017). Bioceramics in endodontics - a review. *J Istanbul Univ Fac Dent*, **51**: 128-137.
- RAJASEKHARAN S, MARTENS LC, CAUWELS RG, VERBEECK RM (2014). Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent*, **15**: 147-158.
- RANJAN M (2014). Review on biodentine-a bioactive dentin substitute. *J Dent Med Sci*, **13**: 13-17.
- RAO A, SHENOY R (2009). Mineral trioxide aggregate--a review. *J Clin Pediatr Dent*, **34**: 1-7.
- RAVICHANDRA PV, VEMISETTY H, DEEPTHI K, REDDY SJ, RAMKIRAN D, KRISHNA M JN, MALATHI G (2014). Comparative Evaluation of Marginal Adaptation of Biodentine(TM) and Other Commonly Used Root End Filling Materials-An Invitro Study. *J Clin Diagn Res*, **8**: 243-245.
- REYES-CARMONA JF, FELIPPE MS, FELIPPE WT (2009). Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *J Endod*, **35**: 731-736.
- REYES-CARMONA JF, SANTOS ARS, FIGUEIREDO CP, FELIPPE MS, FELIPPE WT, CORDEIRO MM (2011). In vivo host interaction with mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide: inflammatory molecular signalling assessment. *J Endod*, **37**: 731-736.
- RHODES, JS, FORD TR, LYNCH JA, LIEPINS PJ, CURTIS RV (1999). Microcomputed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod*, **32**: 165-170.
- ROBERTS HW, TOTH JM, BERZINS DW, CHARLTON DG (2008). MineralTrioxide Aggregate material use in endodontic treatment: A review of the literature. *Dental Materials*, **24**: 149-164.
- ROY A, MOELDERS N, SCHILLING PJ, SEALS RK (2006). Role of an amorphous silica in Portland cement concrete. *J Mater Civil Eng*, **18**: 747-753.
- SAED SM, ASHLEY MP, DARCEY J (2016). Root perforations: aetiology, management strategies and outcomes. The hole truth. *Br Dent J*, **220**: 171-180.
- SAGHIRI MA, ORANGI J, ASATOURIAN A, GUTMANN JL, GARCIA-GODOY F, LOTFI M, SHEIBANI N (2017). Calcium silicate-based cements and functional impacts of various constituents. *Dent Mater J*, **36**: 8-18.

- SAGSEN B, USTUN Y, DEMIRBUGA S, PALA K (2011). Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine. *Int Endod J*, **44**: 1088-1091.
- SAHEBI S, NABAVIZADEH M, DOLATKHAH V, JAMSHIDI D (2012). Short term effect of calcium hydroxide, mineral trioxide aggregate and calcium-enriched mixture cement on the strength of bovine root dentin. *Iran Endod J*, **7**: 68-73.
- SAINT-JEAN SJ, CAMIRE C, NEVSTEN P, HANSEN S, GINEBRA M (2005). Study of the reactivity and in vitro bioactivity of Sr-substituted α -TCP cements. *J Mater Sci Mater Med*, **16**: 993-1001.
- SALLES LP, GOMES-CORNÉLIO AL, GUIMARÃES FC, HERRERA BS, BAO SN, ROSSA-JUNIOR C, GUERREIRO-TANOMARU JM, TANOMARU-FILHO M (2012). Mineral trioxide aggregate-based endodontic sealer stimulates hydroxyapatite nucleation in human osteoblast-like cell culture. *J Endod*, **38**: 971-976.
- SAMIEE M, EGHBAL MJ, PARIROKH M, ABBAS FM, ASGARY S (2010). Repair of furcal perforation using a new endodontic cement. *Clin Oral Investig*, **14**: 653-658.
- SANTOS AD, ARAUJO EB, YUKIMITU K, BARBOSA JC, MORAES JC (2008). Setting time and thermal expansion of two endodontic cements. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **106**: 77-79.
- SARKAR NK, CAICEDO R, RITWIK P, MOISEYEVA RR, KAWASHIMA I (2005). Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, **31**: 97-100.
- SHIE MY, HUANG TH, KAO CT, HUANG CH, DING SJ (2009). The effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate. *J Endod*, **35**: 98-101.
- SHIRTLIFF V, HENCH LL (2003). Bioactive materials for tissue engineering, regeneration and repair. *J. Mater. Sci.*, **38**: 4697-4707.
- SHOKOUHINEJAD N, NEKOOFAR MH, ASHOFTEHYAZDIK, ZAHRAEE S, KHOSHKHOUNEJAD M (2014). Marginal adaptation of new bioceramic materials and mineral trioxide aggregate: a scanning electron microscopy study. *Iran Endod J*, **9**: 144-148.
- SIBONI F, TADDEI P, PRATI C, GANDOLFI MG. Properties of NeoMTA Plus and MTA Plus cements for endodontics (2017). *Int Endod J*, **50**: e83-e94.
- SILVA EJ, ANDRADE CV, TAY LY, HERRERA DR (2012). Furcal-perforation repair with mineral trioxide aggregate: two years follow-up. *Indian J Dent Res*, **23**: 542-545.
- SILVA EJ, ROSA TP, HERRERA DR, JACINTO RC, GOMES BP, ZAIA AA (2013). Evaluation of cytotoxicity and physicochemical properties of calcium silicate-based endodontic sealer MTA Fillapex. *J Endod*, **39**: 274-277.
- SILVA LAB, PIERONI KAMG, NELSON-FILHO P, SILVA RAB, HERNANDÉZ-GATÓN P, LUCISANO MP, PAULA-SILVA FWG, DE QUEIROZ AM (2017). Furcation Perforation: Periradicular Tissue Response to Biodentine as a Repair Material by Histopathologic and Indirect Immunofluorescence Analyses. *J Endod*, **43**: 1137-1142.
- SINGH H, KAUR M, MARKAN S, KAPOOR P (2014). Biodentine: A promising dentin substitute. *J Interdiscipl Med Dent Sci*, **2**: 140.

- SIQUEIRA JR JF, LOPES HP (1999). Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J*, **32**: 361-369.
- SONG HY, YI YJ, CHO LR, PARK DY (2003). Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, **90**: 347-353.
- SONG JS, MANTE FK, ROMANOW WJ, KIM S (2006). Chemical analysis of powder and setforms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and grayMTA-Angelus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **102**: 809-815.
- SOUNDAPPAN S, SUNDARAMURTHY JL, RAGHU S, NATANASABAPATHY V (2014). Biodentine versus mineral trioxide aggregate versus intermediate restorative material for retrograde root end filling: An in vitro study. *J Dent, Tehran Univ Med Sciences*, **11**: 143-149.
- SOUZA NJ, JUSTO GZ, OLIVEIRA CR, HAUN M, BINCOLETTO C (2006). Cytotoxicity of materials used in perforation repair tested using the V79 fibroblast cell line and the granulocyte-macrophage progenitor cells. *Int Endod J*, **39**: 40-47.
- STORM B, EICHMILLER FC, TORDIK PA, GOODBELL GG (2008). Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod*, **34**: 80-82.
- STOWE TJ, SEDGLEY CM, STOWE B, FENNO JC (2004). The effects of chlorhexidine gluconate (0.12%) on the antimicrobial properties of tooth-colored ProRoot mineral trioxide aggregate. *J Endod*, **30**: 429-431.
- TANALP J, KARAPINAR-KAZANDAG M, DOLEKOGLU S, KAYAHAN MB (2013). Comparison of the radiopacities of different root-end filling and repair materials. *Scientific World Journal*, **23**: 594950
- TANOMARU-FILHO M, VIAPIANA R, GUERREIRO TANOMARU JM (2015). From mta to new biomaterials based on calcium silicate. *Odovtos-Int J Dent Sci*, **17**: 10-14.
- TINGEY MC, BUSH P, LEVINE MS (2008). Analysis of mineral trioxide aggregate surface when set in presence of fetal bovine serum. *J Endod*, **34**: 45-49.
- TORABINEJAD M, HONG CU, MCDONALD F, PITT FORD TR (1995a). Physical and chemical properties of a new root end filling material. *J Endod*, **21**: 349-353.
- TORABINEJAD M, HONG CU, PITT FORD TR, KETTERING JD (1995b). Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod*, **21**: 403-406.
- TORABINEJAD M, LEE SJ, HONG CU (1994). Apical marginal adaptation of orthograde and retrograde root end fillings: a dye leakage and scanning microscopic study. *Journal of Endodontics*, **20**: 402-407.
- TORABINEJAD M, PARIROKH M (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review: Part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod*, **36**: 190-202.
- TORABINEJAD M, PARIROKH M, DUMMER PMH (2018). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part II: other clinical applications and complications. *Int Endod J*, **51**: 284-317.

- TORABINEJAD M, PITT FORD TR, MCKENDRY DJ, ABEDI HR, MILLER DA, KARIYAWASAM SP(1997). Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *J Endod*, **23**: 225-228.
- TORABINEJAD M, SMITH PW, KETTERING JD, PITT FORD TR (1995c). Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod*, **21**: 295-299.
- TORABINEJAD M, WATSON TF, PITT FORD TR (1993). Sealingability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod*, **19**: 591-595.
- TRONSTAD L, ANDREASEN JO, HASSELGREN G, KRISTERSON L, RIIS I (1981). pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. *J Endod*, **7**: 17-21.
- TSESIS I, FUSS Z (2006). Diagnosis and treatment of accidental root perforations. *Endodontics Topic*, **13**: 95-107.
- UNAL GC, MADEN M, ISIDAN T (2010). Repair of furcal iatrogenic perforation with mineral trioxide aggregate: two years follow-up of two cases. *Eur J Dent*, **4**: 475-481.
- UTNEJA S, NAWAL RR, TALWAR S, VERMA M (2015). Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement - review of its composition, properties and applications. *Restor Dent Endod*, **40**: 1-13.
- VELJOVIC D, COLIC M, KOJIC V, BOGDANOVIC G, KOJIC Z, BANJAC A, PALCEVSKIS E, PETROVIĆ R, JANAČKOVIĆ D (2012). The effect of grain size on the biocompatibility, cell-materials interface, and mechanical properties of microwave-sintered bioceramics. *J Biomed Mater Res A*, **100**: 3059-3070.
- WALSH RM, WOODMANSEY KF, GLICKMAN GN, HE J (2014). Evaluation of compressive strength of hydraulic silicate-based root-end filling materials. *J Endod*, **40**: 969-972.
- WANG Z, MA J, SHEN Y, HAAPASALO M (2015). Acidic pH weakens the microhardness and microstructure of three tricalcium silicate materials. *Int Endod J*, **48**: 323-332.
- WANG Z, SHEN Y, HAAPASALO M (2012). Effectiveness of endodontic disinfecting solutions against young and old *Enterococcus faecalis* biofilms in dentin canals. *J Endod*, **38**: 1376-1379.
- WEBB PA, ON C (1997) Analytical methods in fine particle technology. Micromeritics Instrument Corporation, Norcross, Ga. : Micromeritics Instrument Corporation.
- WITTE (1878). Filling of a root canals with Portland cement. *Deutsche Vierteljahrsschrift für Zahnheilkunde*, **18**: 153-154.
- WU C, RAMASWAMY Y, KWIK D, ZREIQAT H (2007). The effect of strontium incorporation into CaSiO₃ ceramics on their physical and biological properties, *Biomaterials*, **28**: 3171-3181.
- WU MK, DE GEE, WESSELINK PR, MOORER WR (1993). Fluid transport and bacterial penetration along root canal fillings. *Int Endod J*, **26**: 203-208.
- YANG F, YANG D, TU J, ZHENG Q, CAI L, WANG L (2011). Strontium enhances osteogenic differentiation of mesenchymal stem cells and in vivo bone formation by activating Wnt/catenin signaling. *J Stem Cells*, **29**: 981-991

- ZEFERINO E, BUENO C, OYAMA L, RIBEIRO D (2010). Ex vivo assessment of genotoxicity and cytotoxicity in murine fibroblasts exposed to white MTA or white Portland cement with 15% bismuth oxide. *Int Endod J*, **43**: 843-848.
- ZHANG H, PAPPEN FG, HAAPASALO M (2009). Dentin enhances the antibacterial effect of mineral trioxide aggregate and bioaggregate. *J Endod*, **35**: 221-242.
- ZHANG W, LI Z, PENG B (2010). Ex vivo cytotoxicity of anew calcium silicate-based canal filling material. *Int Endod J*, **43**: 769-774.
- ZHAO W, CHANG J, ZHAI W (2008). Self-setting properties and in vitro bioactivity of $\text{Ca}_3\text{SiO}_5/\text{CaSO}_4 \cdot 1/2\text{H}_2\text{O}$ composite cement. *J Biomed Mater Res A*, **85**: 336-344.
- ZHOU HM, SHEN Y, WANG ZJ, LI L, ZHENG YF, HAKKINEN L, HAAPASALO M (2013). In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod*, **39**: 478-483.
- ZHOU S, MA J, SHEN Y, HAAPASALO M, RUSE ND, YANG Q, TROCZYNSKI T (2013). In vitro studies of calcium phosphate silicate bone cements. *J Mater Sci Mater Med*, **24**: 355-364.
- ZOU L, LIU J, YIN S, LI W, XIE J. (2008). In vitro evaluation of the sealingability of MTA used for the repair of furcation perforations with and without the use of an internal matrix. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **105**: e61-e65.

EKLER

Ek-1. Etik Onay

**T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ**
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

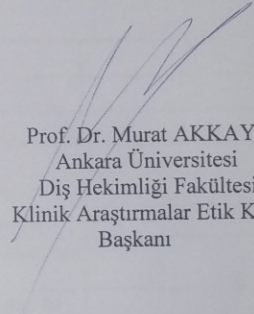
Konu : Etik Kurul Hk.
Sayı : 36290600/56

11.07.2018

Sayın Dr. Dt. Hatice YALNIZ
A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
Endodonti Anabilim Dalı
Öğretim Görevlisi

Dr. Dt. Hatice YALNIZ tarafından gönderilen “Furkasyon Perforasyonlarında Kullanılan Dört Farklı Biyoseramik İçerikli Materyallerin Porözitelerinin Mikro-BT ile Değerlendirilmesi” konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi saygılarımla rica ederim.


Prof. Dr. Murat AKKAYA
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurul
Başkanı

Eki: 3 sayfa

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı, Soyadı : Hatice Yalnız

Doğum Yeri ve Tarihi : Razgrad/Bulgaristan 18.10.1987

Uyruğu: T.C. , BG.

Medeni Durumu: Bekar

II. Eğitimi

2016- : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı,
Uzmanlık Eğitimi

2007-2012: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2002-2006: Edirne Süleyman Demirel Fen Lisesi

Yabancı dili: Orta Seviye

III. Mesleki Deneyimi

2012-2013: Özel Bakırköy Hospitadent Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği

2013-2015: Özel Yesilköy Dent of Dent Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği

IV. Bilimsel İlgi Alanları

Yayın

Yalnız H, Huang Y, Akat B, Celikten B (2018). Before and After Endodontic Surgery: A Review of Literature and Case Series. *Acta Scientific Dental Sciences*, **2**: 46-52.

Celikten B, **Yalnız H**, Huang Y (2017). Endodontic management of taurodontism with a complex root canal anatomy in mandibular posterior teeth. *BMJ Case Rep.*, **20**: 2017.

Yalnız H, Çelikten B, Zıraman FG (2017). Farklı anatomik varyasyonlar gösteren alt büyük azı dişlerinin endodontik tedavisi: Vaka raporu. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **44**: 39-46.

Yalnız H, Çelikten B, Zıraman FG (2017). Tip V kanal morfolojisi gösteren maksiller santral keser dişlerin endodontik tedavisi: vaka raporu. Yalnız H, Çelikten B, Zıraman FG. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **44**: 109-114

Yalnız H, Celikten B, Zıraman FG (2017). Atipik parsiyel füzyon gösteren alt santral dişin endodontik tedavisi: Vaka raporu. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **44**: 47-51.

Çelikten B, Kaynar P, Gül ZF, **Yalnız H** (2017). Üç farklı rezin bazlı kök kanal dolgu patının koronal bakteriyel sızıntısının değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **44**: 93-100.

Çelikten B, **Yalnız H**, Zıraman FG (2017). Kök kanallarına kalsiyum hidroksit patı uygulanmamış dişler ile uygulandıktan sonra farklı kanal patları ile doldurulan dişlerin kırılma dirençlerinin değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **44**: 9-14.

V. Bilimsel Etkinlikleri

Kongre Katılım & Poster

European Society of Endodontology Biennial Congress 14-16 Eylül 2017

- ‘Endodontic Management of Maxillary First Molar with Five Canals: A Report of Two Cases’, **Hatice Yalniz**, Berkan Celikten, Fatma Gül Ziraman.
- ‘Evaluation of Different Root Canal Techniques on Micro-CT’, Semra Sevimay, Berkan Celikten, Yan Huang, **Hatice Yalniz**.
- ‘Management of Invasive Cervical Resorption with Thermoplasticised Gutta-Percha’, Berkan Celikten, **Hatice Yalniz**, Semra Sevimay

Turkish Dental Association 23rd International Dental Congress 21-24 Eylül 2017

- “Nadir Gözlenen C-Şekli Mandibular İkinci Premolar Dişlerin Endodontik Tedavisi: İki Olgu Sunumu”, **Hatice Yalniz**, Berkan Celikten, Fatma Gül Ziraman.

Sempozyum Katılım

Ankara Diş Hekimleri Derneği Sempozyumu, 3. Gölse İnovasyon Günleri, 9 Aralık 2017.

Tekirdağ Diş Hekimleri Odası 4. Trakya Güz Sempozyumu 16-17 Aralık 2017.

Proje

Semra Sevimay, Berkan Çelikten, **Hatice Yalniz** (2017). Farklı tekniklerle doldurulmuş endodontik tedavi dişlerin kırılma dirençlerinin karşılaştırılması, Hızlandırılmış Destek Projesi.