

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FİTİK ASİTİN KALSİYUM SİLİKAT İÇERİKLİ KÖK KANAL
DOLGU MATERYALLERİNİN KÖK KANALINA BAĞLANMA
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Işıl ÖZİŞİK

**UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.**

**ANKARA
2016**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FİTİK ASİTİN KALSİYUM SİLİKAT İÇERİKLİ KÖK KANAL
DOLGU MATERYALLERİNİN KÖK KANALINA BAĞLANMA
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Işıl ÖZİŞİK

**UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.**

**TEZ DANIŞMANI:
Doç. Dr. Z. Emre NAGAŞ**

**ANKARA
2016**

ONAY SAYFASI

04/11/2016

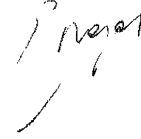
Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Işıl Özışık'ın 04/11/2016 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Fitik Asitin Kalsiyum Silikat İçerikli Kök Kanal Dolgu Materyallerinin Kök Kanalına Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

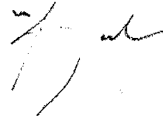
Jüri Başkanı : Doç. Dr. Kamran Gülşahi
Başkent Üniversitesi



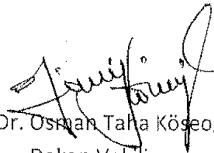
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Z. Emre Nagaş
Hacettepe Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. M. Özgür Uyanık
Hacettepe Üniversitesi



ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Osman Tahta Köseoglu
Dekan Vekili

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, uzmanlık tezi çalışma sürecinde yol gösteren ve yardımını esirgemeyen Danışman Hocam Sayın Doç. Dr. Z. Emre Nagaş'a,

Uzmanlık eğitimimin başında birlikte yürüme şansına sahip olduğum, desteğini her koşulda hissetmekten sonsuz mutluluk duyduğum ve yeri benim için çok özel olan Değerli Hocam Sayın Prof. Dr. Melahat Görduysus'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca anlayış, tecrübe ve bilgilerini esirgemeyen Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üye ve Görevlileri Sayın Prof. Dr. Bahar Özçelik'e, Prof. Dr. M. Ömer Görduysus'a, Prof. Dr. Ahmet Serper'e, Doç. Dr. Hatice Doğan Buzoğlu'ya, Doç. Dr. M. Özgür Uyanık'a, Doç. Dr. Emre Altundaşar'a, Doç. Dr. Zeliha Yılmaz'a, Doç. Dr. Behram Tuncel'e, Dr. Derya Deniz Sungur'a,

Sabır ve sevgiyle desteklerini hiç eksik etmeyen Dr. Eda Ezgi Aslantaş'a, Dr. Ayhan Eymirli'ye, Dr. Emel Uzunoglu'na, Dr. Selen Küçükaya Eren'e ve Dr. Hacer Aksel'e,

İstatistiklerin oluşturulması aşamasında bilgisine başvurduğumuz Dr. Naime Meriç Konar'a,

Dostluklar kurduğumuz ve kıymetli anılar biriktirdiğimiz çok sevgili arkadaşlarım Uzm. Dt. Ahmet Keleş'e, Uzm. Dt. Sevinç Askerbeyli Örs'e, Dt. İdil Arıker'e, Dt. Çiğdem Dik'e, Dt. Özge Erdoğan'a ve tüm diğer asistan arkadaşlarıma,

Klinik uygulamalarımızı pozitif ve yardımlaşmacı kişilikleriyle kolaylaştıran Nuri Akyol, Sinan Altun, Ayfer Bilgiç, Anıl Ekici başta olmak üzere tüm diğer bölümümüz idari personeline,

Varlığı çok değerli dostum, yol arkadaşım Dt. Merve Işık Say'a,

Sonsuz sevgi ve destekleriyle her anımda yanımda olan, beni tamamlayan, cesaretlendiren, hayatımı anlamlandıran canım annem Birgül Özışık, canım babam Sabri Özışık ve en değerlim kardeşim Merve Özışık'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

Özışık, I. Fitik Asitin Kalsiyum Silikat İçerikli Kök Kanal Dolgu Materyallerinin Kök Kanalına Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Programı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2016

Bu çalışmanın amacı, iki farklı kalsiyum silikat içerikli kök simanın [ProRootMTA (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA) ve Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France)] kök kanalına “push-out” bağlanma dayanımı üzerine %1’lik fitik asitin etkisinin incelenmesidir. Çalışmamızda 80 adet yeni çekilmiş, tek köklü alt premolar insan dişi kullanılmıştır. Dişlerin kronları uzaklaştırıldıktan sonra, kök kanalları ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) eğeleri ile genişletilmiştir. 80 adet diştten 1 mm kalınlığında toplam 160 adet kesit alınmıştır. Sonrasında kesitler, uygulanan final şelasyon solusyona göre 2 farklı gruba ayrılmıştır: 1) %17 EDTA 2) %1 Fitik asit. İrrigasyon sonrasında her bir grup uygulanan silikat esaslı simana göre 2 alt gruba ayrılmıştır. Universal test cihazı kullanılarak push-out bağlanma dayanımı değerleri ölçümlenmiştir. Elde edilen veriler, iki yönlü varyans analizi testi (ANOVA) uygulanarak değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre; EDTA ile fitik asit grupları ve MTA ile Biodentine grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. ($p<0,05$ ve $p<0,05$, sırasıyla) İrrigasyon solüsyonu olarak fitik asitin ve siman olarak Biodentine’nin kullanıldığı grup kombinasyonu, diğer gruplara göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilemiştir.

Anahtar kelimeler: Push-out bağlanma dayanımı testi, Biodentine, MTA, EDTA, fitik asit, irrigasyon

ABSTRACT

Ozisik, I. Evaluation of the effect of phytic acid on the push-out bond strength of calcium-silicate based cements. Hacettepe University Faculty of Dentistry Department of Endodontics, Specialization Thesis, Ankara 2016.

The aim of this study was to investigate the effect of 1% pyhtic acid on push-out bond strength of two different calcium silicate based cements [ProRootMTA (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA) ve Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France)]. In the present study eighty, freshly extracted, single-rooted human mandibular premolar teeth were used. After crown removal, root canals were instrumented by using ProTaper rotary nickel titanium system (Densply Maillefer, Ballaigues, Switzerland). 1-mm-thick, one hundred and sixty slices were obtained from eighty teeth. Then the slices were randomly divided into two groups according to the final irrigation material applied as follows: 1) 17% EDTA 2) 1% Phytic acid. Following irrigation, each group were divided into two subgroups according to the calcium silicate material used. The push-out bond strengths were measured using an Universal testing machine. Data were evaluated using two-way analysis of variance (ANOVA). According to the bond strength results, statistically significant differences were observed between irrigation solutions and calcium-silicate cements. ($p < 0.05$ and $p < 0.05$, respectively) Combination of phytic acid as irrigation solution and Biodentine as cement presented higher bond strength values than the other groups.

Key words: Push-out bond strength test, Biodentine, MTA, EDTA, pyhtic acid, irrigation

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
TABLolar LİSTESİ.....	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dentin.....	3
2.2. Smear Tabakası	4
2.3. Endodontik İrrigasyon.....	5
2.3.1. Sodyum Hipoklorit (NaOCl).....	6
2.3.2. Etilen Diamin Tetraasetik Asit (EDTA).....	9
2.3.3. Fitik Asit	10
2.4. Kök Kanallarının Doldurulması.....	12
2.5. Kalsiyum Silikat İçerikli Simanlar.....	14
2.5.1. MTA	14
2.5.2. Biodentine.....	18
2.6. Bağlantı	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Örneklerin Hazırlanması	23
3.2. Push-out Bağlanma Testinin Uygulanması	29
3.3. İstatistiksel Analiz.....	31
4. BULGULAR.....	32
4.1. Push-out Bağlanma Dayanımı Test Sonuçları	32
4.2. Kırık Tipi Değerlendirilmesi.....	33
5. TARTIŞMA	35

6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	41
KAYNAKLAR	42
EKLER.....	
Ek 1. Etik Kurul Onay Formu.....	



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Santigrad derece
µm	Mikrometre
ALP	Alkalen fosfataz
C faktörü	Kavite konfigürasyon faktörü
C ₃ A	Kalsiyum aluminat
C ₄ AF	Kalsiyum aluminoferrit
CaCl ₂	Kalsiyum klorit
CaOH	Kalsiyum hidroksit
CaSO ₄	Kalsiyum sülfat
CHX	Klorheksidin
EDTA	Etilen diamin tetraasetik asit
g	Gram
H	Hidrojen
h	Yükseklik
HOCl	Hipokloröz asit
IP6	Fitik asit, inositol hexakiphosphate
IRM	Intermediate restoratif material
mg	Miligram
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mm ²	Milimetre kare
MPa	Megapaskal
MTA	Mineral trioksit agregat
N	Newton
Na ⁺	Sodyum
NaOCl	Sodyum hipoklorit
nm	nanometre
OCl ⁻	Hipoklorit
r	Yarıçap

SH grubu	Sülfidril grubu
sn	Saniye
$\mu\text{mol/L}$	Mikromol/litre
Π	Pi sayısı



ŞEKİLLER LİSTESİ

Tablo		Sayfa
3.1.	ProTaper Universal döner eğeleri.....	24
3.2.	Soğuk akril içerisine gömülerek hazırlanan örnekler.....	24
3.3.	IsoMet cihazı.	25
3.4.	Kesitlerin kalınlıklarının dijital kumpas ile kontrol edilmesi.....	26
3.5.	Çalışmamızda kullanılan %17'lik EDTA ve %1'lik fitik asit solüsyonları.....	27
3.6.	Çalışmamızda kullanılan Biodentine ve ProRoot MTA.....	28
3.7.	Push-out bağlanma dayanımı testinin yapıldığı universal test cihazı.....	29
3.8.	Push-out test cihazında örneklere kuvvet uygulanması sırasındaki görüntü.....	30
4.1.	Grupların push-out bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerlerini gösteren grafik.....	33
4.2.	Adeziv kırık tipi.....	34
4.3.	Koheziv kırık tipi.....	34

TABLolar LİSTESİ

Tablo		Sayfa
4.1.	Grupların push-out bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri.....	32
4.2.	Kırık tiplerinin kullanılan kalsiyum silikat siman ve şelasyon ajanına göre dağılımı.	34



1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisinin amacı; kök kanal sisteminin temizlenmesi, şekillendirilmesi ve yeniden enfekte olmasının önlenmesi için üç boyutlu olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulmasıdır (1). Temizleme ve şekillendirme prosedürleri, vital ya da nekrotik pulpa artıklarının, mikroorganizmaların ve mikrobiyal toksinlerin kök kanal sisteminden uzaklaştırılmasını hedeflemektedir (2).

Kök kanallarının temizlenip şekillendirilmesi amacıyla yapılan mekanik preparasyon sırasında kök kanal dentin yüzeyinde amorf, granüler ve düzensiz bir yapı olan smear tabakası meydana gelmektedir (3). Başarılı bir kök kanal tedavisi gerçekleştirebilmek için, kanalların doldurulmasından önce bu tabakanın uzaklaştırılmasının önemini gösteren çalışmalar literatürde bulunmaktadır (4-6). Smear tabakasının uzaklaştırılması için farklı irrigasyon solüsyonları ve yöntemleri tarif edilmiştir. Endodontide en sık kullanılan ve kabul gören standart protokol, sodyum hipoklorit (NaOCl) ajanının irrigasyon solüsyonu olarak kullanılması ve final irrigasyonu olarak şelasyon ajanı olan Etilen diamin tetraasetik asit (EDTA)'in uygulanmasıdır (6). Son yıllarda, smear tabakasının uzaklaştırılmasında, EDTA'ya alternatif olarak fitik asit önerilmektedir (7).

Smear tabakasının uzaklaştırılmasını takiben, kök kanal sisteminin sızdırmaz bir şekilde doldurulması gerekmektedir. İdeal kök kanal dolgu materyali, kök kanal dentinine güçlü bağlanmalı ve fonksiyonel kuvvetlere karşı dirençli olmalıdır (8). Mineral trioksit agregat (MTA) endodontide; pulpa kaplaması, furkal perforasyonların tamiri, iyatrojenik perforasyonların tamiri, rezorpsiyon tedavisi, apeksifikasyon sırasında bariyer oluşturulması ve kök kanal ucu doldurulması gibi çeşitli klinik uygulamalarda da sıklıkla kullanılan ve altın standart olarak kabul edilen biyomateryaldir. MTA; biyouyumlu bir materyal olmasına karşın, uzun sertleşme süresine sahip olması ve dişlerde renklenmeye sebep olması materyalin en önemli dezavantajları olarak bilinmektedir (9). Son yıllarda bu eksiklikleri telafi edebilmek için farklı biyomateryaller geliştirilmiştir. Bu materyallere örnek olarak kalsiyum silikat esaslı bir siman olan Biodentine gösterilebilir. Biodentine, MTA ile karşılaştırıldığında kısa sertleşme süresi ve renklenmeye neden olmaması gibi bazı avantajlara sahiptir (10,11).

Hazırlanan kanal boşluğunun doldurulması, kendilerine özgü yapısal özellikleri ve uygulama karakteristikleri göz önünde bulundurularak tercih edilen çeşitli materyallerle gerçekleştirilmektedir. Kök kanallarının doldurulması için kullanılan kor materyalleri; simanlar, patlar, plastikler ve katı materyaller olarak sınıflandırılır. Gutta-perka, çeşitli formları ve farklı kullanım yöntemleriyle günümüzde en çok kullanılan kök kanal dolgusu materyalidir. Kolay uygulanabilirliği ve biyouyumluluğu gibi olumlu özelliklerinin yanısıra mikrosızıntıya neden olması gibi önemli bir dezavantaja sahiptir (12). Son dönemde bakteriyel kontaminasyonu azaltmak amacıyla, gutta-perkaya alternatif olabilecek koronal ve apikal mikrosızıntıya daha dirençli kök kanal dolgu materyalleri ile ilgili çalışmalar endodontik araştırmaların önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Özellikle, kalsiyum silikat esaslı simanların kök kanal dolgusu olarak kullanımı önerilmektedir. Yüksek fizikokimyasal ve biyoaktif özellikler taşıyan MTA'nın kök kanal dolgu materyali olarak kullanımı da önemli avantajlar sağlayabilmektedir (13). Biodentine de hızlı sertleşme süresi, renklenmeye neden olmaması gibi önemli olumlu özelliklere sahip önemli bir biyomateryaldir (11,14).

Bu çalışmada; final irrigasyon solusyonu olarak kullanılan %1'lik fitik asitin, iki farklı kalsiyum silikat içerikli kök kanal dolgu materyalinin [ProRootMTA (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA) ve Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France)] kök kanalına "push-out" bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dentin

Dentin, pulpa dokusunu çevreleyen mineralize diş dokusudur. Pulpadan itibaren kromda mineye, kökte semente kadar uzanmaktadır. %70 inorganik ve %20 organik içeriğe sahiptir ve kalan %10'luk kısmını su oluşturur. İnorganik yapısının temelini, hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) oluşturmaktadır (15). Organik yapı ise protein ve proteoglikanlardan meydana gelmektedir. Bu proteinlerin en önemlisi, organik yapının büyük kısmını oluşturan kollajendir. Dentin yapısında en fazla bulunan kollajen, tip 1 kollajendir ve daha düşük miktarda ise tip 5 kollajen bulunmaktadır. Fosfoprotein, dentin matriks proteini 1, dentin sialoprotein, osteopontin, osteokalsin, kemik sialoprotein dentin yapısında en fazla bulunan non-kollejanöz proteinlerdir (16). Dentin yapısal olarak 4 kısımdan oluşmaktadır; dentin tübülleri, tübüllerin etrafını saran peritübüler dentin, tübüller arasında kalan intertübüler dentin ve dentin sıvısı (17). Dentin tübüllerin çapları, 1-2,5 μm arasında değişmektedir ve mine-dentin veya sement-dentin bileşiminden pulpaya doğru uzanmaktadır. Tübul çapı pulpaya doğru artmaktadır ve tübüller hafif bir açıyla genişlemektedir. Tübul yapısı, yüzeysel dentinin %1'ini oluştururken, pulpaya yakın dentinin %30'u kadardır. Tübüller, dentin geçirgenliğini sağlayan difüzyon yollarıdır. Pulpaya doğru tübul çapının artması, pulpaya yaklaştıkça dentin geçirgenliğinin de artması anlamına gelir. İrritanların pulpayı etkileme olasılığı, derin dentinde daha fazladır (18).

İntertübüler dentin, dentin tübülleri arasında bulunur. Organik matriksini 50-100 nm çaplı kollajen fibriller oluşturur. Kollajenler, dentin tübüllerine neredeyse paralel seyrederek. İyi mineralizedirler ve dentine esas gerilme dayanımını kazandırır (19).

İnatrütübüler dentin, tübüllerin iç duvarları arasında bulunur ve peritübüler dentin olarak da isimlendirilir. İntertübüler dentine göre daha az kollajen fibril içerir. Büyük kısmını proteoglikanlar ve mineraller teşkil eder (20). Peritübüler dentin, intertübüler dentine göre daha iyi mineralize olduğundan, asit içinde daha fazla çözünür. Restoratif prosedürler sırasında uygulanan asit ve endodontik prosedürler

sırasında uygulanan EDTA, dentin tübül ağzlarının açılmasına ve dentin geçirgenliğinin artmasına sebep olur (21).

Dentin sıvısı, dentin tübüllerinin içinde bulunan ve pulpal kılcal damar kaynaklı plazma benzeri yapıdır. Dentin dokusunun yüzeyel kısımlarında yapının % 1'ini, pulpaya yakın kısımlarda ise % 22'sini oluşturur (22). Dentinin ekspoz olduğu durumlarda, pulpa ve oral kavite arasında bir basınç farkı oluşursa dentin sıvısı hareketi meydana gelir. Açık dentin yüzeyinin sıcak uyarılar, soğuk hava, sondlama ve dehidrate edici solüsyonlar gibi etkenlere maruz bırakılması, dentin sıvısı hareketine bağlı olarak gelişen dentin duyarlılığına neden olur (23).

2.2. Smear Tabakası

Temizleme ve şekillendirme işlemleri sırasında, kök kanal dentin yüzeyinde amorf, granüler ve düzensiz bir yapı olan smear tabakası meydana gelmektedir. Smear tabakasını 1975'te tanımlayan ilk araştırmacılar McComb ve Smith'tir (3). Smear tabakası, 1-2 µm kalınlığında, dentin tübüllerinin üzerini örten yüzeyel tabaka ve dentin tübülleri içine 40µm derinliğine kadar penetre olabilen daha derin bir tabakadan oluşur. Bunun yanı sıra, dentin debrisisinden kaynaklı inorganik içerik ile nekrotik pulpa dokusu, odontoblastik evre artıkları ve mikroorganizma kaynaklı organik içerikten meydana gelmektedir (24). Smear tabakası dentinde eğeleme ve kesme işlemleri ile meydana gelmektedir (25). Kök kanal döner eğeleri ile yapılan preparasyon, el eğeleri ile yapılan preparasyona oranla daha fazla smear oluşturmaktadır (26). Bazı araştırmacılar, smear tabakası varlığının bakteri ve toksinlerin dentin tübülleri içine penetrasyonuna engel olduğunu savunmaktadır ve smear tabakasının uzaklaştırılmasını önermez (27,28). Diğer taraftan başka bir görüş ise smear tabakasının, irrigasyon ajanlarının dentin duvarlarına temasını azaltarak, kanal içi dezenfeksiyonu olumsuz etkilediği yönündedir. Ayrıca, kanal dolgusu sonrası oluşan mikrosızıntıyı arttırmakta ve kanal içinde kalan mikroorganizmalar için besin deposu olma özelliği gösterebilmektedir. Kanal içi medikamentlerin dentin tübülleri içine penetrasyonunu engellemektedir. Birçok araştırmacı tarafından tüm bu nedenlerle, smear tabakasının uzaklaştırılması önerilmektedir. (29).

Kök kanal dolgusu tamamlanmadan önce smear tabakasının uzaklaştırılması, kök kanal dolgu materyalinin adaptasyonu arttırmakta ve tıkayıcı özelliğini olumlu yönde etkilemektedir (30). NaOCl, endodontide en çok kullanılan irrigasyon solüsyonudur ve smear tabakasının organik kısmını çözmektedir. İnorganik içeriğin uzaklaştırılması için en çok tercih edilen şelatör ise EDTA ajanıdır (31).

2.3. Endodontik İrrigasyon

Endodontide irrigasyon uygulamasının mekanik, kimyasal ve biyolojik hedefleri bulunmaktadır. Bunlar; oluşan debrisin temizlenmesi, kök kanalının kayganlaştırılması, organik ve inorganik bileşenlerin çözülerek smear tabakasının uzaklaştırılmasıdır. İrrigasyonun biyolojik hedefi ise, anaerobik ve fakültatif mikroorganizmaların tüm planktonik yapıları ve biyofilm içerisindeki endotoksinleriyle birlikte kök kanal sisteminden uzaklaştırılmasıdır (32).

İdeal bir endodontik irrigan şu özellikleri taşımalıdır (32):

- Germisid ve fungusid olmalıdır.
- Periapikal dokuları irrite etmemelidir.
- Stabil olmalıdır.
- Antimikrobiyel etkinliği uzun süreli olmalıdır.
- Kan, serum ve doku proteinleri varlığında etkili olabilmelidir.
- Smear tabakasını bütünüyle kaldırabilme özelliğinde olmalıdır.
- Düşük yüzey gerilimine sahip olmalıdır.
- Dentin/dentin tübüllerini dezenfekte edebilmelidir.
- Periapikal doku iyileşmesini olumsuz etkilememelidir.
- Diş yapısını boyamamalıdır.
- Kültür ortamı içinde inaktive olmalıdır.
- Çevre dokularda immün cevabı indüklememeli; antijenik, toksik ve karyojenik olmamalıdır.
- Ekspoz dentinin fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkilememelidir.
- Kanal dolgusu maddesinin tıkayıcı özelliği üzerinde olumsuz etkisi olmamalıdır.
- Kolay uygulanabilir olmalıdır.
- Pahalı olmamalıdır.

Tüm bu özelliklerin tamamını karşılayan bir irrigasyon solüsyonu bulunmadığından, literatürde kombine kullanımlar önerilmektedir (33).

Yaygın kullanılan irrigasyon solüsyonlarının genel sınıflandırılması şu şekildedir (34).

- 1) Kimyasal ajanlar:
 - a) Doku çözücü ajanlar: NaOCl
 - b) Antibakteriyel ajanlar:
 - i. bakteriyostatik: CHX, bazı antibiyotikler
 - ii. bakterisidal: Bazı antibiyotikler, NaOCl
 - c) Şelasyon ajanları:
 - i. zayıf: HEBP
 - ii. güçlü: EDTA
 - d) Kombinasyon ürünler (doku çözücü & antibakteriyel etki): MTAD, QMiX, SmearClear, Tetraclean
- 2) Doğal ajanlar:

Antibakteriyel ajanlar: yeşil çay, Triphala vs.

2.3.1. Sodyum Hipoklorit (NaOCl)

NaOCl, ağartıcı özelliğiyle bilinmektedir ve dezenfeksiyon amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. İlk olarak 1789 yılında Fransa, Javelle'de klorin gazının sodyum karbonat solüsyonu içinden geçirilmesiyle elde edilmiştir. Zayıf bir NaOCl solüsyonu olan bu likit, 'Javelle suyu' olarak da bilinmektedir. Sonraki dönemlerde elde etme yöntemi olarak daha etkili teknikler aranmıştır. Hastane antiseptiği olarak 'Eusol' ya da 'Dakin solüsyonu' isimleri ile yaygın biçimde kullanılmıştır. Endodontide ilk kez; 1920'lerin başında Coolidge tarafından bir irrigan olarak uygulanmaya başlanmıştır (32).

NaOCl, güçlü antimikrobiyal ve organik doku çözücü özellikleri nedeniyle, endodontik tedavide günümüzde halen en yaygın olarak kullanılan irrigasyon solüsyonudur (35). NaOCl'in % 1-15 arasında değişen konsantrasyonları ve alkali pH'daki ticari formları mevcuttur. NaOCl'in stabilitesini artırmak için, sıklıkla içine % 0,01- 0,75 oranında sodyum hidroksit tuzları ve diğer temel tuzlar eklenmektedir (36).

NaOCl suyun içinde sodyum (Na^+) ve hipoklorit (OCl^-) iyonlarına ayrılır:



Hipoklorit iyonu (OCl^-), hipokloröz asit (HOCl) ile dinamik bir denge içindedir. Asidik ve nötral pH'da hipokloröz asit, 9 ve üzeri pH'da ise hipoklorit iyonu baskın durumdadır. Mikrobiyal hücrelerin vital fonksiyonlarını yok ederek hücre ölümüne neden olan hipokloröz asit, solüsyonun antibakteriyal aktivitesinden sorumludur (33).

NaOCl, kimyasal olarak aktiftir. NaOCl, ortamda bulunan yağları yağ asitlerine indirgemektedir. Yağ asitleri de yağ asit tuzları ve gliserole (alkol) parçalanmaktadır ve böylece yüzey gerilimi azalmaktadır (sabunlaşma reaksiyonu) (37).

NaOCl doku proteinleriyle temas ettiği zaman; nitrojen, formaldehit ve asetaldehit oluşmaktadır. Proteinler, peptit halkalarının kırılması sonucu çözülmeye başlarlar. Bu süreç olurken, imino gruplarındaki ($-\text{NH}-$) hidrojen, klorin ile yer değiştirmekte ($-\text{N}.\text{Cl}-$) ve meydana gelen kloraminler, antimikrobiyal etkide önemli rol oynamaktadır. Bu sayede enfekte alanlardaki nekrotik doku çözülmüş ve dezenfeksiyon sağlanmış olmaktadır (32).

NaOCl, aminoasitlerden su ve tuz oluşturmaktadır (Nötralizasyon reaksiyonu). Ortama salınan hidroksil iyonları, pH'ın düşmesine neden olmaktadır. Klorin, su içinde çözünmekte ve organik doku ile karşılaştığı zaman hipokloröz aside dönüşmektedir. Hipokloröz asit, kimyasal formülü HClO olan okside edici özellikte zayıf bir asittir. Hipokloröz asit ve hipoklorit iyonları, amino asit parçalanması ve hidrolizasyonundan sorumludur (Kloraminasyon reaksiyonu) (32). Klorin ve amino grupları arasındaki kloraminasyon reaksiyon, hücre metabolizmasını bozmaktadır. Güçlü bir oksidan olan klorin, bakteriyel enzimler için çok önemli olan SH grubunu (sülfidril grubu) geri dönüşümsüz bir biçimde okside ederek, antimikrobiyal etkinliği sağlamaktadır (37).

NaOCl güçlü bir bazdır (pH >11). Antimikrobiyal etkinliğini CaOH 'e benzer biçimde, hidroksil iyonlarıyla ilişkili olarak gelişen yüksek pH'sına borçludur. Yüksek pH, bakteriyel sitoplazmik membranın bütünlüğünü bozmakta, geri dönüşümsüz enzimatik inhibisyona sebep olmakta ve fosfolipitlerin parçalanmasını sağlamaktadır (37).

NaOCl'nin doku çözücü etkisi; solüsyonun doku ile temas ettiği yüzey alanına, konsantrasyonuna, hacmine, pH'sına, uygulama süresine ve ısısına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (38).

Endodontik kullanım için NaOCl'nin kullanıldığı konsantrasyon %0,5 ile %6 aralığındadır. Hangi konsantrasyonda kullanılması gerektiğiyle ilgili olarak birbirinden farklı birtakım görüşler vardır. Bazı çalışmalarda, yüksek konsantrasyonların *Enterococcus faecalis* ve *Candida albicans* üzerinde daha etkili olduğu gösterilmiştir (39,40). Bunun yanında, düşük ve yüksek konsantrasyondaki NaOCl'nin bakterileri kök kanal sisteminden eşit miktarda uzaklaştırdığını gösteren klinik çalışmalar da mevcuttur (41,42). Bir başka çalışmada ise yüksek konsantrasyondaki NaOCl'nin doku çözücü etkinliği daha fazla olduğu gösterilmekle birlikte, düşük konsantrasyonda ve fazla hacimde yapılan irrigasyonun da yüksek konsantrasyon uygulamaları kadar etkili olduğu bulunmuştur (35).

NaOCl'nin ısıtılmasının antibakteriyel etkinliğini arttırdığı bilinmektedir. Fakat NaOCl'nin vücut sıcaklığının (37°C) üzerine çıkacak kadar ısıtılması periodontal ligaman hücreleri için toksik olabileceğinden önerilmemektedir (43).

NaOCl, uzun peptit zincirini kırar ve protein terminal grubuna klorin ekler. N-kloraminler ise başka parçalara bölünür (44). Dolayısıyla NaOCl organik dentin bileşenini çözerek, dentinin fiziksel bazı özelliklerini değişime uğratabilir (45). NaOCl'nin dentinin esmene dayanımını, elastik modülünü ve mikrosertliğine değiştirdiğine dair birçok çalışma literatürde yer almaktadır (32).

2.3.2. Etilen Diamin Tetraasetik Asit (EDTA)

EDTA, şelat oluşturma ve smear tabakasının inorganik bileşenini uzaklaştırma özellikleri sebebiyle irrigasyon solüsyonu olarak kullanılması önerilen bir ajandır. Renksiz, suda çözünür bir sıvıdır. Bir şelasyon ajanı olarak, kalsiyum ve demir gibi iki ya da üç pozitif değerlikli metal iyonları serbestleştirmektedir. 1935'te Ferdinand Munz, etilendiamin ile kloroasetik asitten EDTA'yı sentezleyerek ajanı ilk kez tanımlayan kişi olmuştur (32).

EDTA, endodontide ilk kez 1957 yılında Nygaard-Østby tarafından kullanılmıştır. EDTA bileşiği, etilendiamin (1,2-diaminoethane), formaldehit (methanal) ve sodyum siyanitten sentezlenmektedir. EDTA, $[\text{CH}_2\text{N}(\text{CH}_2\text{CO}_2\text{H})_2]_2$ formülü ile tanımlanan poliaminokarboksilik asittir. EDTA'nın endodontide kullanımındaki konsantrasyon aralığı %10-%17 olsa da en fazla nötral pH'ta ve %17 konsantrasyonda solüsyon formunda kullanılır. %17 EDTA, 17g EDTA'nın disodyum tuzu ve 9.25 ml 5 N sodyum hidroksit distile su ile 100 ml'ye tamamlanarak hazırlanmaktadır (46).

Yüzey gerilimi düşük irriganlar, dentin tübüllerine daha iyi penetre olabilmektedir. Bu nedenle, EDTA solüsyonunun içerisine yüzey gerilimini düşürme ve antimikrobiyal etkinliğini artırmak amacıyla bir çeşit deterjan olan Cetavlon eklenmiş, EDTAC adı ile piyasaya sürülmüştür (47). Ancak EDTAC'ın daha fazla enflamatuar reaksiyonlara neden olduğu gösterilmiş ve EDTAC ile EDTA'nın etkinlik açısından aralarında bir fark olmadığı bildirilmiştir (48).

Solüsyon formunda kullanılan EDTA; kök kanal dentininin mikrosertliğini azaltır, smear tabakasını uzaklaştırır ve dentin geçirgenliğini artırır. Dentin, fosfat ve kalsiyum ağırlıklı mineral içeriğe sahiptir. EDTA'nın disodyum tuzu dentindeki bu mineral dengesinin içine eklendiğinde kalsiyum iyonları açığa çıkar (48). Son çalışmalarda ise nötral EDTA solüsyonunun sadece mineralleri değil, nonkollajenöz proteinleri ve fosfoproteinleri de dentin yüzeyinden uzaklaştırdığı, bu durumun da dentin yüzeyinde erozyona neden olduğu gösterilmiştir (49) .

Şelasyon ajanlarının optimal uygulama süreleri konusunda fikir birliği sağlanamamıştır. Birçok çalışmada, iyi bir temizleme etkinliği için EDTA'nın 1-5 dakika aralığında kullanılması gerektiği belirtilmiştir (50-52). Son zamanlarda yapılan bir çalışmada, pH'sı 7.4 olan 10ml EDTA solüsyonunun 1 dakika uygulanmasının smear tabakasının uzaklaştırılması için yeterli olduğu ancak; 10 dakika solüsyon uygulamasının peritübüler ve intratübüler dentin erozyonuna neden olduğu gösterilmiştir (52). EDTA'nın demiralizasyon etkisi pH'sına bağlıdır ve en yüksek demiralizasyon 5,0-6,0 pH aralığında gerçekleşmektedir.(53)

Düşük konsantrasyonlardaki EDTA solüsyonunun apikal foramenden taşması durumunda periapikal kemikte dekalsifikasyonlara neden olduğu ve nöroimmünolojik düzenleme mekanizmasını olumsuz etkilediği gösterilmiştir (54). EDTA ayrıca vazoaktif intestinal peptitlerin makrofajlara bağlanmasını bozarak, sinir hücreleri ve immün hücreler arasındaki iletişimi olumsuz etkilemekte ve makrofaj fonksiyonunu bozmaktadır. Bu durum, endodontide kullanılan düşük konsantrasyonlar için de geçerlidir. Makrofaj aktivitesinde meydana gelen değişiklikler ise enflamatuvar cevabın daha kolay başlamasına ve fagositoz yeteneğinin azalmasına neden olabilmektedir (55).

EDTA'nın antimikrobiyal etkinliği düşük ve sınırlıdır; fakat NaOCl irriganının penetrasyon kabiliyetini arttırarak, antimikrobiyal etkinliğe katkı sağlamaktadır (48). Yapılan bir çalışmada, %17 konsantrasyondaki EDTA'nın *Candida albicans*, *Enterococcus faecalis* ve *Staphylococcus auerus* üzerinde inhibisyon etkisinin olmadığı bildirilmiş, NaOCl'in ise *Candida albicans* ve *Staphylococcus auerus* üzerindeki öldürücü etkisi gösterilmiştir (56).

Smear tabakasını uzaklaştırılmasında kullanılmak üzere, EDTA'dan daha biyoyumlu materyal arayışı güncel araştırmalara konu olmaktadır.

2.3.3. Fitik Asit

Fitik asit (IP6, inositol hexakiphosphate), bitkilerin tohum ve kepeğindeki fosforun majör depo formudur. Bitkiye hücresel fonksiyonları için kaynak oluşturur. Pirinç kepeğinden düşük maliyette elde edilebilir. Ayrıca 10-100 µmol/L

konsantrasyonları arasında memeli hücrelerinde de bulunur (57). Bu ajan, çoklu negatif yüklüdür ve kalsiyum, magnezyum, demir gibi çoklu pozitif yüklü iyonlarla şelasyon yapar (58). Son zamanlarda fitik asit tuzunun (fitat) kalsiyum tuzlarının çözünürlüğünü azaltarak, osteoporoza karşı koruyucu rol oynadığı gösterilmiştir. Bunun yanı sıra fitat, kardiak doku mühendisliğinde kullanılan bir maddedir (59). Diş hekimliği ile ilişkili olarak ise; fitik asitin antikaryojenik ve karyostatik etkisinin olduğunu, hidroksiapatit kristallerine bağlanarak bakteri tutulumunu azalttığını (antiplak etki) gösteren çalışmalar mevcuttur (60,61).

Yapılan bir başka çalışmada, %1 konsantrasyondaki IP6 solüsyonunun 1,2 pH değerinde olduğu belirlenmiş ve kuvvetli negatif yükünden dolayı kalsiyuma yüksek afinite oluşturarak smear tabakasını uzaklaştırmada ve dentin tübüllerini açığa çıkarmada EDTA'dan daha etkili olduğu bulunmuştur (7).

Periapikal iyileşme için osteoblast hücrelerinin önemi büyüktür. Kullanılan irrigasyon ve şelasyon ajanlarının apikal foramenden taşması riski göz önünde bulundurularak, bu ajanların osteoblastik hücrelerin canlılığı ve Alkalin Fosfataz (ALP) aktiviteleri üzerine etkisinin araştırılması gerekmektedir. %17'lik EDTA'nın ALP aktivitesini anlamlı düzeyde düşürdüğünü, immün cevabı negatif etkilediğini, periapikal hücre membranının bütünlüğünü bozduğunu ve makrofaj fonksiyonunu olumsuz etkilediğini bildiren bir çalışma mevcuttur (62).

Bir hücre kültürü çalışmasında fitik asitin demir şelatörü ve hücreler için fosfat kaynağı olduğu bildirilmiştir. Demir, hücre içinde hidroksil radikali formasyonunu indükler. Fitik asitin demiri bağlaması ise hücrelerde meydana gelebilecek oksidatif yaralanmalara karşı koruyucu bir rol oynaması anlamına gelir (63). Tüm bu bulgular, fitik asitin potansiyel bir irrigasyon ajanı olabileceği fikrini ortaya çıkarmıştır.

Endodontik başarısızlık nedenlerinin başında, dolumu tamamlanmış kök kanallarına periapikal dokulardan sızıntıya bağlı gerçekleşen bakteriyel invazyon gelmektedir. Endodontik materyallerin kök kanal sistemi ile kök çevre dokular arasındaki ilişkiyi ortadan kaldırması yapılan tedavinin başarısı açısından çok önemlidir (64).

İdeal bir ortograt yada retrograt kanal dolgusu materyali, kök kanal sistemi ile çevre dokular arasında tam bir tıkama oluşturmalıdır. Toksik, karyojenik veya genotoksik olmamalıdır. Biyouyumlu, doku sıvılarında çözünmez, radyoopak, kolay uygulanır ve stabil olmalıdır (65).

2.4. Kök Kanallarının Doldurulması

Endodontik tedavinin başarısı; kanal içi debridman, dezenfeksiyon ve kök kanallarının doldurulması üçlüsünden temel alır. Her üç aşama da eşit derecede öneme sahiptir. Kök kanallarının doldurulması; kök kanal boşluğunun yeniden enfekte olmasının engellenmesi, koronal sızıntının ve bakteriyel kontaminasyonu azaltılması için gerekmektedir. Kök kanalların doldurulmasıyla birlikte apekte periapikal sıvılara karşı bir tıkama oluşturulur. Ayrıca kanal içerisinden uzaklaştırılamayan bakterilerin yaşama ihtimali de ortadan kaldırılmış olur. Kanal boşluğunun üç boyutlu olarak doldurması uzun dönem endodontik başarı için çok önemlidir (17).

Standart bir kök kanal dolgusu, merkezi bir kor materyali ile kanal dolgu patı kombinasyonundan meydana gelir. Kor materyal, akışkan olan pat üzerinde piston rolü oynar ve şekillendirilmiş dentin kanalları üzerine patın yayılıp adapte olmasını sağlar. Kök kanal dolgusu için en sık kullanılan materyal gutta-perkadır. Kanal dolgu patları, katı kor materyal ile kanal duvarındaki arasındaki boşlukların doldurulması ve gutta-perkanın kök kanal duvarına yapışması amacıyla kullanılır (8). Kök kanal dolgu materyali için istenilen özellikler 'Grossman kriterleri' olarak açıklanmıştır (66):

- 1) Kanal içine uygulaması kolay olmalıdır.
- 2) Kanalı hem lateral hem de apikal olarak tıkamalıdır.
- 3) Kanal içine yerleştirildikten sonra boyut değişimine uğramamalıdır.
- 4) Neme karşı dayanıklı olmalıdır.
- 5) Bakteriostatik olmalıdır.
- 6) Radyoopak olmalıdır.
- 7) Dış yapılarını boyamamalıdır.
- 8) Periapikal dokuları irrite etmemelidir.
- 9) Steril olmalıdır yada hızlı ve kolay steril edilebilir özellikte olmalıdır.
- 10) Gerektiğinde kanaldan kolay uzaklaştırılabilir olmalıdır.

Kök kanal dolgu maddeleri şu şekilde sınıflandırılabilirler (17):

- 1) Katı kor maddeler:
 - a. Gutta-perka
 - b. Gümüş kon
 - c. ActivGP
 - d. Resilon
 - e. Kişisel konlar
- 2) Kanal dolgu patları
 - a. Çinko oksit ojenollü patlar
 - b. Kalsiyum hidroksit içerikli patlar
 - c. Cam iyonomer içerikli patlar
 - d. Rezin içerikli patlar
 - e. Silikon içerikli patlar
 - f. Biyoseramik içerikli patlar
 - g. Medikament içerikli patlar

Kanal dolgu yöntemleri şu şekilde sınıflandırılırlar (17):

1. Soğuk gutta-perkanın kullanıldığı teknikler
 - a. Lateral sıkıştırma tekniği
 - b. Tek kon tekniği
2. Kimyasal olarak yumuşatılmış gutta-perkanın kullanıldığı teknik
 - a. Kloroform, okaliptol, halotan (Kişisel konlar)
3. Isı ile yumuşatılmış gutta-perkanın kullanıldığı teknikler
 - a. Vertikal sıkıştırma tekniği (Schilder tekniği)
 - b. Sistem B devamlı dalga sıkıştırma tekniği
 - c. Lateral/vertikal sıkıştırma
 - i. EndotecII (Medidenta International Inc. 39-23, 62nd St Flushing, NY)
 - ii. Inject-R-Fill (Miltex Corporation)
 - d. Parçalı sıkıştırma tekniği

- e. McSpadden termomekanik sıkıştırma tekniği
- f) Termoplastik enjeksiyon teknikleri
 - i. Obtura II (Sybron Endo)
 - ii. Ultrafil 3D (Coltene/Whaledent, Inc.)
 - iii. Ultrasonik plastisizasyon
- g) Taşıyıcı esaslı teknik
 - i. Thermafil (Dentsply, Tulsa Dental Products, Tulsa, OK)
 - ii. Herofill (MicroMega, Besançon, Fransa)
 - iii. Simplifill (Lightspeed Technology Inc. San Antonio, TX)
 - iv. Successfill (Coltene/Whaledent, Inc.)

Mikroorganizmalar, pulpitis ve periodontitis etkeni olmalarının yanı sıra endodontik tedavinin başarısızlık nedenleri arasında da yer alırlar (67). Kanal tedavisinin amaçlarından biri mikroorganizmaları uzaklaştırmaktır. Buna ek olarak, kök kanal sistemini, çevre dokulardan tamamen izole edecek şekilde üç boyutlu, hermetik tıkamasını sağlamaktır (68). Son yıllarda fiziksel, kimyasal ve biyolojik olumlu özelliklerinden faydalanmak amacıyla kalsiyum silikat esaslı materyallerle kök kanalının tamamının doldurulması fikri ortaya çıkmıştır (69).

2.5. Kalsiyum Silikat İçerikli Simanlar

2.5.1. MTA

MTA (Mineral Trioxide Aggregate), 1990'lı yıllarda geliştirilen ve ilk kez Dentsply International (Dentsply-Tulsa Dental, Johnson City, USA) tarafından üretilen bir materyaldir. MTA üstün fizikokimyasal ve biyolojik özellikleri açıklandıktan sonra, ideale en yakın olan ve endodontide altın standart olarak kabul gören materyal olmuştur (9). Pulpa kaplaması, pulpatomi, açık apeksli dişlerde apikal bariyer oluşturma, apeksogenezis, kök perforasyon tamiri ve kök kanal dolumu gibi endikasyonlarda kullanılmaktadır (9). Bunun yanı sıra sert doku kondüktif etkiye sahip biyoaktif olmakla beraber, sert doku indüktif ve biyouyumludur (70).

MTA içerik olarak, Portland çimento ile bizmut oksit hariç benzer kimyasal yapıdadır. Portland çimento oldukça ucuz bir malzemedir. Portland çimentonun,

MTA'nın yerine klinik olarak uygulanamamasının bazı nedenleri vardır. Portland çimento, tüm dünyada üretilmektedir. Bu nedenle kalite, içerik ve biyouyumluluk açısından materyalin kontrol edilebilmesi mümkün değildir. Portland çimento, yüzeyinden toksik elementler (arsenik, bakır, manganez, stronsiyum) açığa çıkmaktadır. Yüksek çözünürlüktedir ve klinik uygulamadan sonra aşınmaya uğradığı zaman apikal tıkama bozulabilir. Sıkışma dayanımı MTA'den çok düşüktür. MTA'ya göre çok daha fazla genişlemeye uğrar. Karbonizasyon reaksiyonu, gerilme dayanımı ve esnekliğini düşürür. Portland çimentoda, kalsiyum salınımı daha azdır. Sinyal molekülleri daha az çalışır. Tam rejenerasyon sağlanamayabilir. MTA kontaminasyondan uzak laboratuvar şartlarında üretilir. Portland çimento için bu durum geçerli değildir (71).

Trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, trikalsiyum oksit ve silikat oksit MTA'nın temel bileşenleridir. İçeriğindeki bizmut oksit, MTA'ya radyoopasite sağlaması için eklenmiştir. MTA'nın yapısında temel olarak kalsiyum ve fosfor iyonları bulunduğu gösterilmiştir. MTA aynı zamanda kalsiyum alüminat (C3A), kalsiyum alüminoferrit (C4AF), kalsiyum sülfat (CaSO₄ - gypsum) karışımı içerir ki bu durum, materyalin fiziksel özelliklerini olumsuz etkiler. MTA tozu, nem varlığında sertleşen hidrofilik partiküllerden oluşur. Sertleşme reaksiyonunun başlaması için farklı likitlerle karıştırılabilmektedir (72).

MTA'nın gri ve beyaz olmak üzere iki çeşidi vardır. Gri MTA'nın renklenme dezavantajı nedeniyle beyaz MTA geliştirilmiştir. Beyaz MTA'da demir, alüminyum, magnezyum oranı gri MTA'ya göre daha düşüktür. Gri MTA'nın temel içeriği dikalsiyum ve trikalsiyum fosfat iken, beyaz MTA'nın temel içeriği trikalsiyum silikat ve bizmut oksittir (73).

MTA tozu su ile karıştırıldığında, başlangıçta kalsiyum hidroksit ve kalsiyum silikat hidrat oluşur. Sonrasında yetersiz kristalli ve pöröz solid bir jele dönüşür. Kalsiyum çökeltisi oluşumu sebebiyle kalsiyum silikat oranı düşer. Oluşan kalsiyum hidroksit, MTA'nın yüksek alkalitesini sağlar (74). Kalsiyum hidroksit oluşumu ile ilgili çelişkili düşünceler vardır. Yapılan bir çalışmada MTA tozunun suyla karıştırılmasını takiben dikalsiyum ve trikalsiyum fosfattan meydana geldiği bildirilmiştir (75). Dammaschke ve arkadaşları kalsiyum hidroksitin trikalsiyum

aluminatın hidrojenezi ürünü olduğunu düşünmektedir (76). Bizmut, MTA'nın hidrasyonu sonrası açığa çıkan kalsiyum çökeltisini etkiler. Bizmut oksit asidik koşullarda çözülür. İnflamatuarlı dokular asidiktir. MTA'nın bu dokulara uygulanması bizmut oksit oluşumuna neden olur (74). Bizmut oksit, hücre proliferasyonunu bozar ve MTA'nın biyouyumluluğunu düşürür (77).

MTA, 3:1 oranında toz/su karışımı şeklinde hazırlanır. Sertleşme süresi 165 ± 5 dakikadır ki bu süre amalgam, Super EBA ve IRM'den çok daha yüksektir (78).

Gri MTA, beyaz MTA'dan daha uzun başlangıç ve final sertleşme zamanına sahiptir. Beyaz MTA'nın Portland çimentoya göre sertleşme süresinin daha uzun oluşu beyaz MTA'nın sülfür ve trikalsiyum alimüna düzeyinin daha düşük olmasıyla ilişkilidir (9).

MTA'nın farklı tiplerinin sertleşme genleşmeleri ile ilgili çalışmalarda çelişkili sonuçlar elde edilmiştir. Çalışmalarda beyaz MTA'nın, gri MTA'dan daha fazla genleştiği bulunmuştur (71,79). Bir başka çalışmada gri MTA ve beyaz MTA'nın yüzeyine Hank'ın dengelenmiş tuz solüsyonu veya steril salin uygulanmıştır. Gri MTA'nın daha fazla genleştiği bulunmuştur (80).

Yüksek su/toz oranı, MTA'nın porözitesini ve çözünürlüğünü artırır. Daha fazla kalsiyum serbestleşmesine neden olur. MTA'ya suda çözünmeyen bir madde olan bizmut oksit eklenmesi, MTA'nın çözünürlüğünü azaltır (74).

MTA'nın tipi, materyalin karıştırıldığı likit tipi ve pH'sı, kondenzasyon basıncı, MTA'nın saklanma koşulları gibi birçok faktör MTA'nın sıkışma dayanımını etkiler (81,82). MTA, uygulanmasından 24 saat sonra amalgam, IRM ve Super EBA'ya göre anlamlı derecede düşük sıkışma dayanımı gösterir. Fakat 3 haftanın sonunda, üç materyal arasında fark kalmaz (72). MTA üzerine 24 saat boyunca nemli pamuk pelet uygulanması, esneme dayanımının artırılması açısından önerilmektedir (83).

Karıştırma sonrası pH değeri 10.2'dir ve pH, 3 saat içinde 12.5'e yükselir. MTA'nın yüksek pH'sı materyalin kalsiyum hidroksit formasyonunun bir sonucudur (73).

MTA'nın radyoopasitesi, 7.17 mm alüminyum kalınlığına eşdeğerdir (72). Beyaz MTA'nın radyoopasitesi, gri MTA'dan yüksek bulunmuştur. İki materyal de aynı oranda bizmut oksit içermesine rağmen oluşan bu farklılık, beyaz MTA'nın içeriğinde bulunan diğer bazı maddelerden kaynaklanmaktadır (71,79).

Dammaschke ve arkadaşları, beyaz MTA'nın mekanik olumlu özelliklerini ve biyouyumluluğunu, parçacık homojenliği ve materyalin yüzey morfolojisine bağlamışlardır (76).

MTA'nın hidrasyonu, iğne şekilli kristaller ve kübik kristallerin oluşumu şeklinde gerçekleşir. İğne benzeri kristaller kübik kristaller arasında olması gerekirken, asidik pH'da bu durum gerçekleşmez. İğne benzeri kristallerin olmayışı ise mikrosertliği azaltır. Asidik pH mikrosertliği olumsuz etkiler (84). Materyal kalınlığı arttığında, mikrosertlik artar. Düşük nem, düşük pH değerleri, şelat oluşturan ajan varlığında ve gereğinden fazla kondenzasyon uygulandığında mikrosertlik düşer (85).

MTA'nın uygulama zorluğu, en önemli dezavantajlarından biridir. Bu nedenle manipülasyonu kolaylaştırmak adına teflon uçlar, özel pluggerlar, mesing tabanca tipi şırıngalar gibi farklı taşıyıcılar kullanılmaktadır (9).

MTA'nın biyouyumlu olduğu, antibakteriyel ve antifungal özelliklere sahip olduğu birçok çalışmada ispat edilmiştir (86-88). Yapılan bir çalışmada MTA'nın fakültatif anareoplara antimikrobiyel etkisi olduğu, fakat zorunlu anaeroblar üzerinde aynı etkisi olmadığı gösterilmiştir (87). Bir başka çalışmada ise, *Staphylococcus aureus*, *Enterococcus faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Bacillus subtilis*, *Candida albicans* içeren kültürler üzerinde mikrobiyel büyümeyi inhibe ettiği saptanmıştır (89). Al-Hezaimi ve arkadaşları, *Candida albicans* üzerindeki antifungal etkisinin MTA konsantrasyonu ile ilişkili olduğunu göstermişlerdir. 25 mg/ml konsantrasyonun altındaki MTA'nın antifungal etkisi bulunmazken, bu konsantrasyonun üzerindeki MTA'nın uygulandığı suşlarda 1-24 saat aralığında değişen antifungal etki görülmüştür. 50 mg/ml konsantrasyonda ise antifungal etki çalışma boyunca sürmüştür (90).

MTA'nın en önemli dezavantajları ise uzun sertleşme süresi, uygulanma zorluğu ve diş dokularında renklenmeye neden olmasıdır. Sertleşme süresini kısaltmak ve fiziksel özellikleri geliştirmek adına MTA'ya %10'luk CaCl₂ (kalsiyum klorit) eklenmiş, fakat pH çok yükselmiştir. Bu durum, hücre büyümesini olumsuz etkilemiştir (91).

2.5.2. Biodentine

Biodentine, Septodont (Saint-Maur-des-Fosses, France) tarafından 2009 yılında geliştirilen kalsiyum-silikat esaslı yeni bir biyoseramik materyaldir. Endikasyonları ise; kök perforasyonlarının tamiri, apeksifikasyon, rezorpsiyonlar, retrograd dolgular ve pulpa kaplamalarıdır (14).

Biodentine; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, zirkonyum oksit ve kalsiyum klorit içerir. Kalsiyum klorit, sertleşme reaksiyonunu hızlandırıcı ajan olarak likitinde yer alır. Trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat materyalin esasını oluşturur. Zirkonyum oksit, radyopak maddedir ve materyalin radyografda görünür hale gelmesini sağlar. ISO 6876/2001 standardına göre Biodentine'in radyoopasitesi, 3mm alüminyum kalınlığına eşdeğerdir. (92). Likiti, hızlandırıcı olarak kalsiyum klorit içerir. Bu materyalin önemli özelliklerinden biri olan hızlı sertleşme süresi, partikül büyüklüğünün artırılmış olması, kalsiyum klorit eklenmesi ve likit miktarının azaltılması ile ilişkilendirilebilir (14). Sertleşme zamanının 9-12 dakika olduğu firma tarafından iddia edilmektedir. Grech ve arkadaşları; Biodentine'nin sertleşme süresini araştırdıkları bir araştırmada, bu süreyi 45 dakika olarak belirlemiştir (92). Bu farklılığın firmanın başlangıç sertleşme zamanını, araştırmacıların ise final sertleşme zamanını ölçümlemesi nedeniyle ortaya çıktığı düşünülebilir (14). Biodentine farklı sertleşme dinamiği ile ilişkili olarak, diğer trikalsiyum silikat içerikli materyallere göre (ProRoot MTA, MTA Angelus gibi) daha kısa sertleşme zamanına sahiptir (10). Renk değişimine neden olma dezavantajı, MTA'nın estetik bölgelerde kullanımını sınırlamaktadır. Buna karşılık Biodentine renk değişimine neden olmama gibi bir avantaja sahiptir (11).

Biodentine; sıkışma dayanımı, push-out dayanımı ve mikrosertlik bakımından yüksek mekanik özelliktedir (93). Biodentine'nin yüksek sıkışma dayanımı, yazarlar tarafından düşük su/toz oranı ile ilişkilendirilmiştir (92). Push-out dayanımının

ölçüldüğü bir başka çalışmada, Biodentine örneklerinde daha çok koheziv bağlanma sorunu görülürken, MTA'da adeziv bağlanma sorunu yaygın şekilde gözlemlenmiştir. Bu farklılık, Biodentine'nin daha küçük ve homojen yapıda partiküllere sahip olması nedeniyle, dentin tübülleri içine tag benzeri yapılarla daha iyi penetre olması ile açıklanabilir (94). Bazı çalışmalarda, Biodentine'nin diğer biyoseramik materyallere göre (MTA, EndoSequence BC Sealer, BioAggregate, TCS-Zr, ve intermediate restoratif materyal (IRM)) daha fazla kalsiyum iyonu serbestleştirdiği gösterilmiştir (95,96).

Kök perforasyonlarında kullanılan materyallerin bağlanma dayanımları önem arz etmektedir. Bunun sebebi, perforasyon alanına uygulandığında, materyalin dentin duvarlarına bağlanarak ağız içinde oluşan kuvvetler karşısında yer değiştirmeye dirençli olmasının istenmesidir (14). Aggarwal ve arkadaşlarının Biodentine, ProRoot MTA ve MTA Plus ile yaptığı bir çalışmada, MTA ilk 24 saatte Biodentine'e göre daha az push-out bağlanma dayanımı gösterdiği bulunmuştur (97). Bir başka çalışmada, yine benzer bir sonuç olarak Biodentine MTA'ya göre daha fazla push-out bağlanma dayanımı göstermiştir. Bunun yanında amalgam, IRM ve Biodentine sodyum hipoklorit, klorheksidin ya da salin ile temas ettiğinde push-out bağlanma dayanımı etkilenmezken, MTA klorheksidin ile karşılaştığında bağlanma dayanımı anlamlı şekilde azalmıştır (93). Smear tabakasının tamamının uzaklaştırılmamasının kalsiyum silikat esaslı materyallerin bağlanma dayanımını anlamlı derecede azalttığı gösterilmiştir. Bu durum, smear tabakası varlığında kalsiyum silikat esaslı materyallerin partikül boyutlarına da bağlı olarak dentin tübülleri içerisine penetre olabilme yeteneklerinin azalması ile ilişkilendirilebilir (98).

Trikalsiyum esaslı materyaller, doku sıvılarıyla karşılaştıkları zaman hidroksiapatit kaynağı olarak davranma özellikleriyle tanımlanırlar (99). Kök kanalının tamamının kalsiyum silikat esaslı materyallerle dolumu, tercih edilen rutin bir klinik uygulama olmasa da El-Ma'aite ve arkadaşları, bu materyallerinin bağlanma karakteristiğinin çok başarılı olduğunu göstermişler ve güncel dental yaklaşımlar içinde yer alabileceğini savunmuşlardır (98).

Trikalsiyum esaslı materyallerin; kök perforasyonu, vital pulpa tedavileri ve retrograd dolgu gibi endikasyonlarda kullanılabilmesi için hermetik tıkama özelliği taşımaları gerekmektedir. Maksimum por çapı; bakterilerin ya da bakteri artıklarının büyüklüğüne bağlı olarak sızıntıdan en fazla sorumludur ve kök kanal dolgu materyalinin sızıntı miktarını belirler (100). Oluşan bu açıklıklar, mikroorganizmanın girişi ve ilerlemesi için potansiyel bir geçiş yoludur. Bioaggregate, Biodentine, bir trikalsiyum silikat simanı prototipi (TCS-20-Zr) ve intermediat restoratif materyal (IRM) karşılaştırıldığında, Biodentine ve IRM daha az pörözite göstermiştir. Materyal kuru kaldığında, pörözitenin arttığı belirlenmiştir. Bu nedenle klinikte materyal mutlaka nemli koşullar sağlanarak uygulanmalıdır (101).

Biodentine dentinin remineralizasyonuna yardımcı olmasına rağmen, dentinle olan uzamış ilişkisinin dentin kollajen matriksinin bütünlüğünü bozduğu bildirilmiştir. Fakat araştırmacılar, bu kollajen bozulmasının limitli olduğunu ve Biodentine kullanımını açısından bir limitasyon oluşturmadığını eklemiştir (102).

ProRoot WMTA, Angelus WMTA, beyaz Portland Çimento (bizmut oksit eklenmiş), ve Biodentine farklı oksijen ve aydınlanma koşulları altında 5 gün boyunca incelendiğinde, Portland çimento ve Biodentine için renk değişimi saptanmamıştır. Sonuçlar ışığında, estetik bölgelerde ışıkla sertleşen restoratif materyaller altında Biodentine kullanımının tercih edilmesi önerilmiştir (103).

Biodentine'nin biyouyumluluğunu değerlendirmek için, değişik tipteki hücreler üzerinde yapılan birçok çalışma mevcuttur. Gingival fibroblastlar üzerinde yapılan bir çalışmada akım sitometrisiyle materyallerin sitotoksiteleri incelemiştir. MTA ve Biodentine için hücre canlılığını etkileme konusunda anlamlı bir fark bulunmazken, cam iyonomer simanın hücreler üzerinde MTA ve Biodentine'e göre daha düşük bir canlılık oranına neden olduğu gösterilmiştir (104). Bir başka çalışmada, pseudo-odontoblastik hücreler (MD PC-23) MTA ve Biodentine de eklenerek kültüre edilmiş, 7.günde Biodentine grubundaki hücrelerin canlılık oranı daha az bulunmuştur. Yine 7.günde MTA ve Biodentine gruplarında kontrol grubuna göre farklılaşmamış pulpa hücresi olan OD-21'in proliferasyonu anlamlı derecede düşüktür. Buna rağmen Biodentine'nin MAPK ve CaMKII yolağını aktive ederek odontoblastik farklılaşmayı uyardığı belirlenmiştir (105,106).

Biodentine, farklı tip kök hücreler üzerinde ostoblastik farklılaşmayı uyarmaktadır. Osteojenik genlerin mesajcı RNA, ALP, osteokalsin ve kemik sialoprotein seviyelerinde Biodentine ile muamele edildiği 3 gün boyunca artış gösterilmiştir (107).

Biodentine'nin uygulanması MTA'ya göre farklılıklar gösterir. Biodentine karıştırıldıktan sonra nemli haldeyken, el aletleri ve dentine cam iyonomer gibi yapışmaktadır. Daha kuru hale geldiğinde ise dentine artık yapışmaz, MTA'ya benzer şekilde nemli pamuk peletlerle apikale doğru itilebilir (32).

2.6. Bağlantı

Bağlantı, iki farklı materyal arasındaki ilişkiyi tanımlar. Dentine bağlanma teorisini 1982'de Nakabayashi ve arkadaşları ilk kez tanımlanmış ve bugün de adeziv materyallerin kullanımında esas olan üç basamağı açıklamışlardır (108). Hidrofobik restoratif materyalin ıslak dentin yüzeyine bağlanmasının sağlanması için öncelikle asit uygulaması yapılır ve yıkanır. Böylece smear tabakası uzaklaşmış, yüzeyel dentin demineralize olmuş ve kollojen matriks açığa çıkmış olur. Sonrasında uçucu likit bir taşıyıcı içindeki rezin bir materyal dentin yüzeyine uygulanır. Taşıyıcı (aseton yada alkol), rezin materyalin kollojen matriks ve dentin tübülleri içine penetre olabilmelerini sağlar. Doldurucusuz yada hafif dolduruculu rezin ise adeziv olarak tanımlanır ve bağlantıyı sağlar (108,109). Rezinle dolmuş kollojen matriks ise hibrit tabaka olarak tanımlanır ve 2-5 mikrometre kalınlığındadır. Restoratif materyallerin dentine bağlanması süreci, tüm bu tanımlar üzerinden ilerler (110).

Bağlanan yüzeylerin bağlanmayan yüzeylere oranı olarak tanımlanan "Kavite konfigürasyon faktörü (C faktörü)" dentine bağlanmayı etkileyen önemli bir parametredir (111). Bağlanmayan yüzeylerin yüzdesinin artması, bağlanan yüzeyler üzerinde polimerizasyon büzülmesine bağlı ortaya çıkan stresi azaltır (112). Örneğin; sınıf 5 kavite preperasyonda C faktörü 1:1 gibi olumlu bir oran iken, 3:1'in üzerindeki ise iyi bir bağlantı için uygun olmayan oranlardır (111). Kök kanalında her bir dentin duvarının karşısı yine dentinle çevrilidir ve bağlanmayan yüzey alanı çok azdır (113). Kök kanal sisteminde C faktörü 100:1 olarak bildirilmiştir (111). Bu sebeple kök kanal sistemi bağlantı açısından dezavantajlı bir geometriye sahiptir.

Endodontik materyaller, bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı testleri kullanılarak birbirleriyle sıklıkla karşılaştırılırlar. Bağlanma dayanımı, materyal ve dentin arasındaki bağlantının kopmasına neden olan güç birimi ile hesaplanır ve değerlendirilir. Bu deneylerde genellikle mm^2 başına düşen Newton yani megapaskal (MPa) değeri kullanılır.

Endodontik materyalin dentin ile bağlanma dayanımı endodontik tedavi prosedürünün başarısını doğrudan etkiler (114). Bağlanan yüzeylerin değerlendirilmesine olanak sağlayan mekanik testler, materyal seçimi ve başarının öngörülmesi açısından son derece önemlidir (115). Günümüzde mikro gerilim bağlanma dayanım test yöntemleri, birçok dental materyal için sıklıkla uygulanmaktadır (116). En çok kullanılan testler gerilim, makaslama ve push-out testleridir. Gerilim test yöntemi, prematür bağlanma hataları ve test sonuçlarının geniş aralıkta varyasyon göstermesi nedeniyle kanal içi dolgu materyalleri için uygun değildir (117). Makaslama kuvvetlerinden köken alan push-out testinin, kanal içi materyallerin bağlanma dayanımının test edilmesi için daha uygun olduğu ve klinik koşulları daha iyi taklit ettiği savunulmaktadır (118). Push-out testi, diş hekimliğinde ilk olarak 1970’de uygulanmıştır (119). Diş yapısı içinde oluşturulan silindirik boşlukların içine yerleştirilen materyalin yer değişmesine neden olan kuvvetin hesaplanması esasına dayanmaktadır (120).

Çalışmamızda, iki farklı kalsiyum silikat içerikli kök kanal dolgu materyalinin (ProRootMTA (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA) ve Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, France)) kök kanalına “push-out” bağlanma dayanımı üzerine final yıkama solusyonu olarak kullanılan %1’lik fitik asitin etkisinin araştırılması hedeflendi.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

İn vitro koşullarda gerçekleşen çalışmamız, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE Laboratuvarları'nda ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Araştırma Laboratuvarı'nda yürütülmüştür. Çalışmamız, GO 16/32 nolu ve 22.02.2016 tarihli etik kurul raporu ile Tıbbi Etik açıdan uygun bulunmuştur (Ek-1).

Çalışmamızın amacı; %1'lik fitik asitin iki farklı kalsiyum silikat içerikli kök kanal dolgu materyalinin kök kanalına 'push-out' bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini araştırmaktır.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışma için, apikal gelişimini tamamlamış, tek köklü, periodontal ya da ortodontik sebeplerle çekilmiş 80 adet tek köklü alt premolar insan dişi kullanılmıştır. Dental operasyon mikroskobu (Carl Zeiss Surgical GmbH, Oberkochen, Germany) altında dişlerde herhangi bir kırık veya çatlak olup olmadığı kontrol edilmiştir. Fasiyal ve aproksimalden alınan radyografiler ile dişlerin tek köklü oldukları teyit edilmiştir. Kırık ya da çatlak olan, birden fazla kanalı olan ve kökü eğimli olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Kök yüzeylerindeki yumuşak doku artıkları, kretuar (HU-FRIEDY Kretuar (H6/7), Chicago, IL, USA) yardımıyla temizlenmiştir. Çalışma boyunca dişler serum fizyolojik içinde oda sıcaklığında muhafaza edilmiştir.

Dişlerin kronları karbon separeler yardımıyla, su soğutması altında ve kök boyları 16 mm olacak şekilde uzaklaştırılmıştır. 10 numaralı K tipi eğe (Vdw Hand Use Dental Files, Shanghai, China) apikal foramenden çıkacak şekilde kanalın içine yerleştirilmiş ve çalışma boyu 1mm kısa olacak şekilde hesaplanmıştır.

Kök kanalları ProTaper Universal döner eğeleri (Densply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (Şekil 3.1) ile üretici firma önerileri doğrultusunda Sx ile koronal genişletme yapıldıktan sonra S1, S2, F1, F2, F3 renk kodlaması sırasıyla, F3 numaralı eğeye kadar crown-down tekniği ile genişletilmiştir. Preparasyon boyunca kök kanalları, her eğe arasında 2 ml %2.5'lik NaOCl solüsyonu kullanılarak yıkanmıştır. Kemomekanik preparasyon esnasında kök kanal kayganlaştırıcısı olarak Rc-Prep (Premier Dental Products, Tulsa, OK) kullanılmıştır.



Şekil 3.1. ProTaper Universal döner eğeleri.

1.25 çaplı post frezi (ParaPost Taper Lux, Size 5, kırmızı, Coltene/Whaledent, Cuyahoga, OH, USA) kullanılarak kökte stres oluşturmada ve soğutma altında dentin duvarları, birbirine paralel olacak şekilde kök kanalı şekillendirilmiştir.

Hazırlanan dişler, silindirik silikon kalıplar kullanılarak soğuk akril (Meliodent, Heraeus Kulzer Limited, Newbury, Birleşik Krallık) içerisine gömülmüştür (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Soğuk akril içerisine gömülerek hazırlanan örnekler.

Akrilin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra kalıptan uzaklaştırılan örneklerden, düşük hızda dönen 0,4 mm kalınlığında elmas disklere sahip IsoMet cihazı (IsoMet 4000, Buehler, IL, USA) (Şekil 3.3) ile su soğutması altında 1 ± 0.1 mm kalınlığında toplam 160 adet kesit alınmıştır. Kesitlerin kalınlıkları, dijital kumpas ile kontrol edilmiştir (1 ± 0.1 mm) (Şekil 3.4).



Şekil 3.3. IsoMet cihazı



Şekil 3.4. Kesitlerin kalınlıklarının dijital kumpas ile kontrol edilmesi.

160 adet örnek; son irrigasyon ajanı olarak kullandığımız %17'lik EDTA (Meta Biomed MD Cleanser, Cheongju City, Chungbuk, Korea) ve %1'lik fitik asit solüsyonu (Phytic acid solution 50% (w/w) in H₂O, Sigma Aldrich, Saint Louis, USA) uygulanması amacıyla iki gruba ayrılmıştır (Şekil 3.5):

80'er örnek bulunan iki gruptan 1. grup 60 sn süre ile %17'lik EDTA ile irrigate edildikten sonra, kanaldaki solüsyon artıklarının uzaklaştırılması amacıyla kök kanalı 5 ml serum fizyolojik ile yıkanmıştır. 2. grup ise yine 60 sn süre ile %1'lik fitik asit ile muamele edildikten sonra 5 ml serum fizyolojik ile yıkanmıştır (7). Tüm örnekler kağıt koniler ile kurulanmıştır.



Şekil 3.5. Çalışmamızda kullanılan a) %17'lik EDTA ve b) %1'lik fitik asit solüsyonları.

Kesitlerin lümenleri, şelasyon ajanlarıyla muamele gördükten sonra, bu iki ana grup kullanılacak simana göre iki alt gruba ayrılmıştır: A) MTA B) Biodentine (Şekil 3.6).

Gruplar aşağıdaki şekildedir:

- EDTA-MTA (n=40)
- EDTA-Biodentine (n=40)
- Fitik asit-MTA (n=40)
- Fitik asit-Biodentine (n=40)



Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan a) Biodentine ve b) ProRoot MTA.

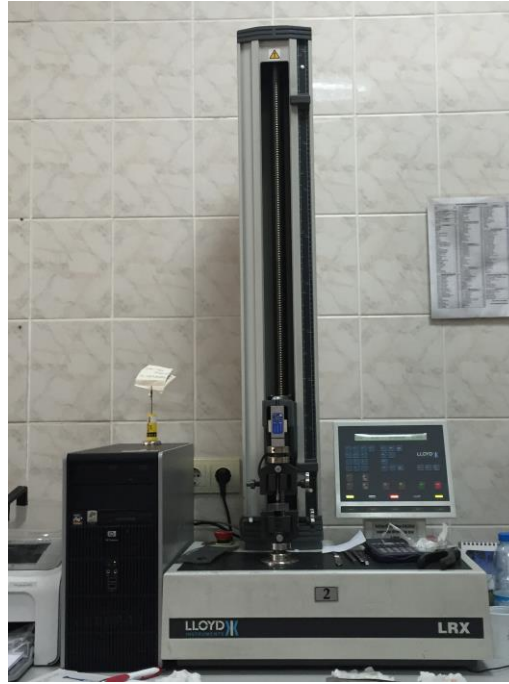
MTA ile doldurulan 80 örneğin hazırlanması aşamasında, firma önerilerine uyularak 3:1 oranında serum fizyolojik ile karıştırılarak hazırlanan ProRoot MTA (Dentsply Tulsa, Tulsa, OK) kanal boşluğu içine ince uçlu MTA tabancası ile taşınmış ve plugger yardımı ile kondanse edilmiştir.

Kalan 80 örnek ise üretici firmanın önerileri doğrultusunda, kapsül içerisinde yer alan toza beş damla likit damlatılması sonrasında kapsülün amalgamatörde 30 saniye karıştırılması ile hazırlanan Biodentine (Septodont, Saint Maur des Fossés, France) ile doldurulmuştur.

Örnekler sertleşmelerini tamamlamaları için 37°C'de, %100 nemli ortamda devamlı kontrolleri sağlanarak 21 gün boyunca bekletilmiştir.

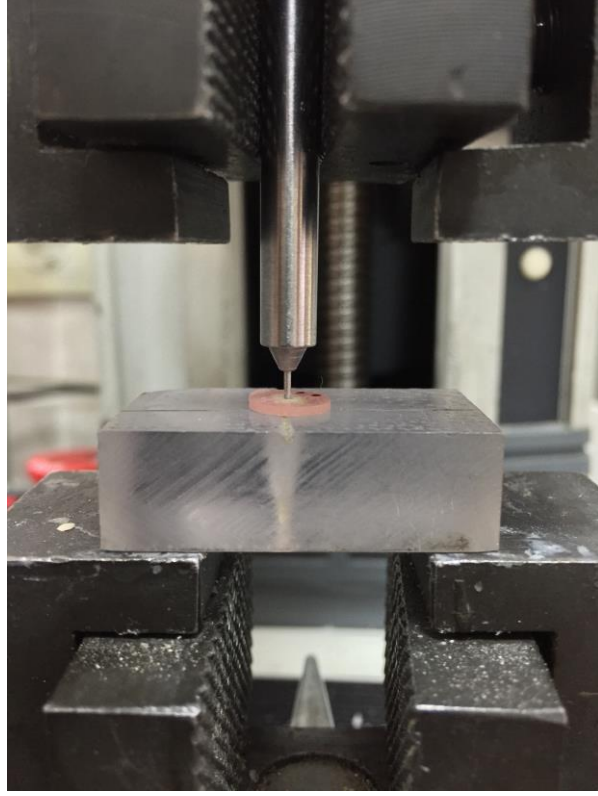
3.2. Push-out Bağlanma Testinin Uygulanması

Örnekler üzerindeki ölçümler, Universal test cihazı (Lloyd LRX; Lloyd Instruments Ltd, Fareham, UK) ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Push-out bağlanma dayanımı testinin yapıldığı universal test cihazı.

Çapı 0,76 mm olan silindirik bir paslanmaz çelik uç dentine temas etmeyecek şekilde test materyalinin üzerinde konumlandırılmıştır (Şekil 3.8). Materyalin kendi içinde kopması yada dentin duvarlarından ayrılması amacıyla, itici uç sabit hız (1mm/dk) ve büyüklükte kuvvet ile apikalden koronale uygulamıştır. Kuvvet, 1mm/dk hızla materyalde yer değiştirme oluşturulana kadar uygulanmıştır. Bağlantıda kopma meydana geldiği anda cihazın verdiği değer, Newton cinsinden kaydedilmiş ve sonrasında alana bölünerek MPa cinsinden hesaplanmıştır.



Şekil 3.8. Push-out test cihazında örneklere kuvvet uygulanması sırasındaki görüntü.

Nexygen data-analiz yazılımı (Lloyd LRX) kullanılarak kuvvetler ölçülüp kayıtlar sağlanmıştır. Push-out bağlanma dayanımı değerlerinin megapaskal (MPa) cinsinden hesaplanması için kullanılan formül aşağıdaki gibidir:

Push-out bağlanma dayanımı (MPa)= Maksimum yük (N) / Kök kanal dolgusunun bağlantı alanı (mm²) (121)

Kök kanal dolgusunun bağlantı alanı ise $2\pi r \times h$ formülü ile hesaplanmıştır. (r: kanal dolgusunun yarıçapı; h: kesit yüksekliği)

3.3. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için IBM Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 21.0 paket programı kullanılmıştır. Araştırmada elde edilen veriler normal dağılım gösterdiği için, gruplar arasında istatistiksel açıdan fark olup olmadığını incelemek amacıyla iki yönlü varyans analizi testi uygulanmıştır ($p < 0,05$). Sayısal değişkenler ortalama \pm standart sapma değerleri ile özetlenmiştir.



4. BULGULAR

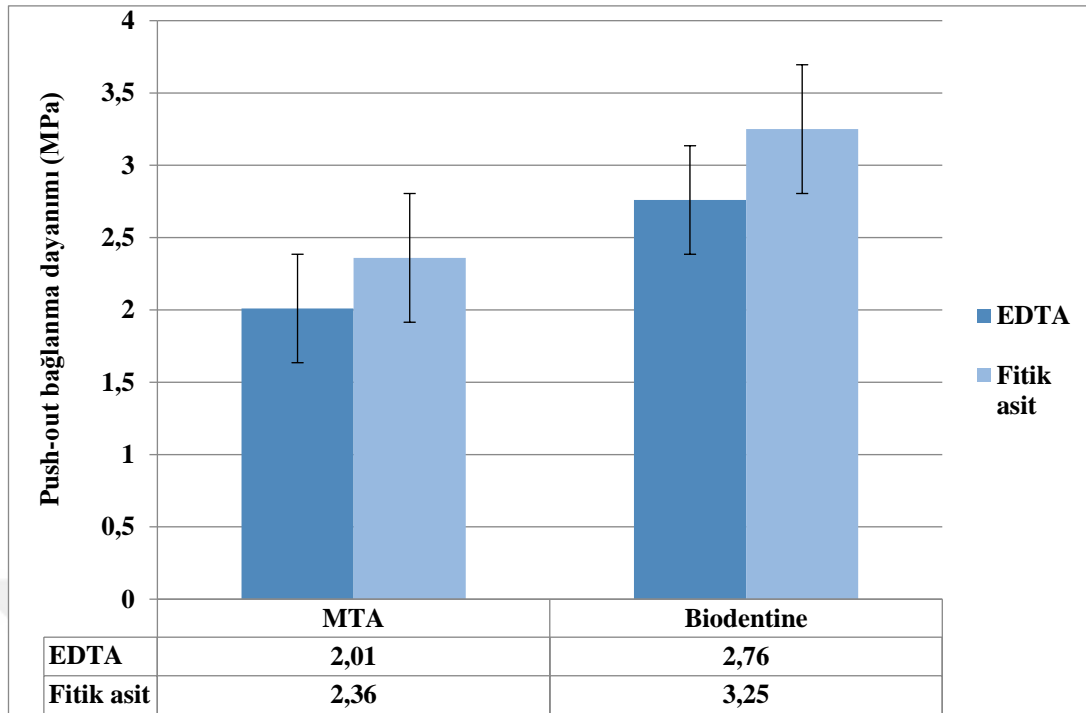
4.1. Push-out Bağlanma Dayanımı Test Sonuçları

Push-out bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1’de verilmektedir. Değerler MPa cinsinden hesaplanmıştır.

Elde edilen sonuçlara göre; EDTA ve fitik asit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Benzer şekilde, Biodentine ve MTA grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$). İki grubun etkileşim etkisinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,274$). Push-out bağlanma dayanımı açısından en iyi sonuç; irrigasyon solüsyonu olarak fitik asitin ve kalsiyum silikat siman olarak Biodentine’nin kullanılan grupta elde edilmiştir (Şekil 4.1).

Tablo 4.1. Grupların push-out bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri.

GRUPLAR	ORTALAMA	STANDART SAPMA
MTA- EDTA (n=40)	2,01	0,34
MTA-FİTİK ASİT (n=40)	2,36	0,36
BİODENTİNE-EDTA (n=40)	2,76	0,40
BİODENTİNE-FİTİK ASİT (n=40)	3,25	0,63



Şekil 4.1. Grupların push-out bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerlerini gösteren grafik.

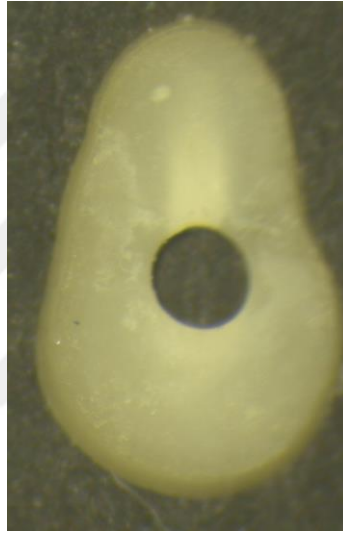
4.2. Kırık Tipi Değerlendirilmesi

Örneklerde gözlenen kırık tiplerinin dağılımı Tablo 4.2’de verilmiştir. Kalsiyum silikat siman ile kök kanal dentini arasında meydana gelen kırık adeziv kırık (Şekil 4.2), materyalin iç yapısında oluşan kırık koheziv kırık (Şekil 4.3) ve her iki tip kırığın gözlemlendiği kırık tipi ise karma kırık tipi olarak adlandırılmıştır. Işık mikroskobu (Carl Zeiss Surgical GmbH, Oberkochen, Germany) altında x40 büyütme ile incelenen örneklerde, adeziv kırıklar çoğunlukta iken, daha az sayıda koheziv kırık tipine rastlandı. Karma kırık tipine ise rastlanmadı.

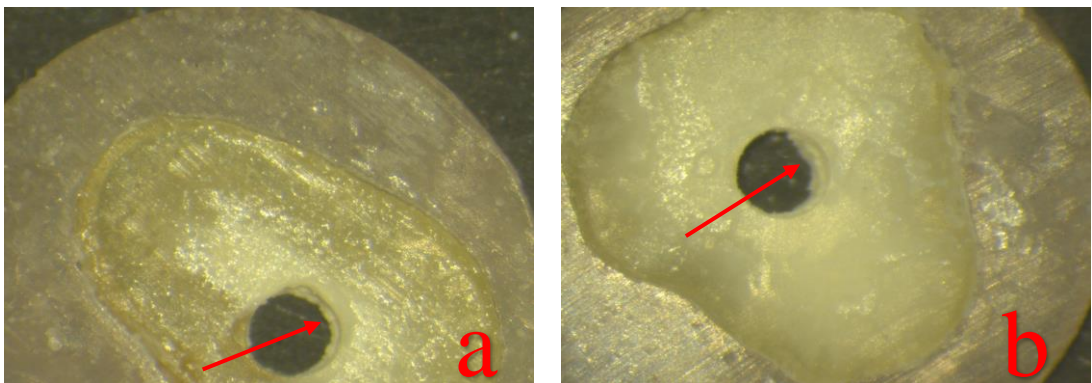
Kırık tipleri değerlendirildiğinde, irrigasyon solüsyonlarından bağımsız olarak adesiv (dentin-sement ara yüz) kırık tipinin hem MTA hem de Biodentine gruplarında baskın olduğu saptanmıştır.

Tablo 4.2. Kırık tiplerinin kullanılan kalsiyum silikat siman ve şelasyon ajanına göre dağılımı.

	EDTA			Fitik asit		
	Adeziv	Koheziv	Karma	Adeziv	Koheziv	Karma
MTA	34	6	0	32	8	0
Biodentine	35	5	0	33	7	0



Şekil 4.2. Adziv kırık tipi.



Şekil 4.3. Koheziv kırık tipi. (Kırmızı oklar dentin yüzeyindeki a) MTA ve b) Biodentine'i göstermektedir.)

5. TARTIŞMA

Kök kanallarının doldurulmasının amacı, dezenfekte olan kök kanal boşluğuna mikroorganizma ve mikrobiyel artıklarını geçişini engellemek için bir tıkama oluşturmaktır (122). Endodonti için ideal kök kanal dolgu materyali toksik olmamalı, doku sıvılarında çözünmemelidir. Bunun yanı sıra boyutsal olarak stabil, antibakteriyel, sert doku yapımını uyarıcı, biyouyumlu, radyopak ve kolay uygulanabilir olmalıdır (65,123). Ayrıca kanal dolgu materyalleri, kök kanal dentin duvarına güçlü şekilde bağlanmalı ve fonksiyon sırasında meydana gelebilecek yer değiştirme kuvvetlerine dirençli olmalıdır (98).

Son yıllarda ortaya çıkan ve ideale yakın özelliklere sahip olmalarıyla kabul gören biyoseramik materyaller, cerrahi ve cerrahi olmayan endodontik uygulamalara yeni bir boyut kazandırmıştır. Biyoseramik esaslı materyaller, ilk kez 1990'lı yıllarda, retrograt dolgu maddesi, kök kanal patı olarak ve guttaperka konuların kaplanması amacıyla kullanılmak üzere tanıtılmıştır (124). İnsan vücudu için biyouyumludurlar (125). Üstün tıkama özellikleri, biyoaktif olmaları ve nemli ortamlarda sertleşme reaksiyonlarını tamamlayabilmeleri önemli özelliklerinden bazılarıdır (9).

Biyoseramik materyallerin büyük çoğunluğu, fizikokimyasal ve biyolojik özellikleri sebebiyle endodonti pratiğinde geniş kullanım alanına sahiptirler (126). Biyoseramik esaslı materyallerden MTA, kalsiyum silikat esaslı simanlar arasında da altın standart kabul edilen ve ideal tamir materyali özelliklerine yakın özellikleri taşıyan biyomateryaldir (127,128)

MTA'nın uzun sertleşme süresi ve renklenme gibi dezavantajlarından dolayı Biodentine gibi bazı yeni kalsiyum silikat esaslı materyaller piyasaya sürülmüştür (129). Bu materyaller, olumlu fiziksel özellikler ve kısa sertleşme süresi gibi avantajlara sahiptir. Bunun yanında, biyouyumlu ve biyoaktif materyaller olarak tanımlanırlar ve birçok farklı endikasyonda kullanılırlar (130). Bu materyallerin dentine bağlanma mekanizması henüz tam olarak aydınlatılmamıştır. Dentin tübülleri içine siman tagları oluşturması ile mikromekanik bağlanma oluşumunun yanı sıra kimyasal bağlanmanın varlığı da günümüzde tartışılmaktadır (131).

MTA, dentin üzerine yerleştirildiği zaman hidroksiapatit kristalleri çekirdekler oluşturur ve bu çekirdekler büyüyerek MTA ile dentin yüzeyi arasındaki mikroskobik boşluğu doldurur. Hidroksiapatit ve dentin arasındaki bu reaksiyon zamanla kimyasal bağlanma ile sonuçlanır. Dolayısıyla, apatit yüzey ile dentin arasında meydana gelen ara yüz tabakanın dentin yüzeyine sıkı bir şekilde bağlanmasıyla MTA'nın dentine kimyasal adezyonu gerçekleşmiş olur (132). Yapılan bir çalışmada, MTA'nın apatit çökmesini uyardığı ve dentin üzerindeki mineral çekirdekleşmenin tag benzeri bir ara yüz tabakası oluşturduğu gösterilmiştir (128).

Alkali olan Biodentine kostik bir denaturasyon başlatır ve dentinin organik içeriğinin geçirgenliğini artırır. Yapılan bir çalışmada, arayüz mineral etkileşim tabakasının intratübüler taglar oluşturduğu gösterilmiştir (131). Biodentine ve dentin arasında oluşan arayüz tabakası ile MTA ve dentin arasında oluşan arayüz tabakasının karşılaştırıldığı bir çalışmada bazı farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışmada Biodentine uygulandığında dentin içine iyon migrasyonunun olmadığı görülmüş ve bağlanmanın kimyasal bağlanma yerine, mikromekanik yolla gerçekleştiği gösterilmiştir (133).

Kök kanal dolgu materyali, operatif prosedürler ve fonksiyon sırasında yer değiştirmelerine engel olacak şekilde kök kanal dentinine güçlü bir şekilde bağlanmalıdır (134). Laboratuvar testleri, materyallerin klinik uygulamaları ile ilgili fikir vermesi açısından önemlidir. Bağlanma dayanımı testleri, endodontik materyaller ve diş yapısı arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde güncel olan ve sıklıkla uygulanan yöntemlerdir. Bağlanma dayanımı; adeziv materyalle dentin arasındaki bağlanmayı koparmak için gereken birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanır ve megapaskal cinsinden hesaplanır.

Çalışmamızda, kök kanalında bağlanma dayanımını ölçmek için başvurulan yöntemlerden biri olan “push-out” bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır. Bu yöntemin klinik koşulları makaslama ve gerilim bağlanma dayanımını test yöntemlerine göre daha iyi taklit ettiği belirtilmiştir (135). Bölgesel farklılıkların da test edilmesine izin veren bu yöntem, çok sayıda prematür başarısızlık ile karşılaşılan diğer bağlanma dayanımı testleriyle karşılaştırılmış ve sonuçta düşük bağlanma

dayanımı değerlerini de ölçebilen güvenilir bir test olarak literatürdeki yerini almıştır (136).

Çalışmamızda; Biodentine ve MTA'nın push-out bağlanma dayanımları karşılaştırılmış, Biodentine'nin daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği tespit edilmiştir. Bu sonuç literatürdeki diğer çalışmalarla uyumluluk göstermektedir (93,137). Biodentine'nin yüksek bağlanma değerlerine sahip olması, daha küçük ve uniform olan partikül boyutu ile ilişkilendirilebilir. Küçük parçacık boyutu, materyalin dentin tübülleri içine daha iyi penetre olmasını sağlar ve böylece bağlanma dayanımı artar (137). Dentin içine kalsiyum ve silikon iyonlarının girmesiyle meydana gelen tag benzeri yapıların ProRoot MTA'ya oranla Biodentine'de daha fazla olduğu bir çalışmada gösterilmiştir (94). Biodentine ayrıca, MTA'ya göre daha fazla biyomineralize olma yeteneğine sahiptir. Bu özellik, dentin tübülleri içinde kristal büyümenin bir sonucu olarak dentinal köprüler oluşumunu sağlar ve Biodentine'nin mikromekanik retansiyonunu artırır (94).

Yapılan çalışmalarda, smear tabakasının varlığında adeziv materyallerin dentin tübüllerine penetrasyonunun gerçekleşmeyeceği bildirilmiştir (138,139). Smear tabakasının uzaklaştırılması, endodontik materyalin dentin tübüllerine penetrasyonuna imkan tanımakta ve dentin ile materyal arasında daha iyi bir bağlantı oluşmasını sağlamaktadır. (140-142). Farklı irrigasyon solüsyonlarının smear tabakasını kaldırma özelliklerini konu alan ve bağlanmanın etkinliğini arttırmak için smear tabakasının uzaklaştırılması gerektiğini bildiren birçok çalışma bulunmaktadır (143-145). EDTA günümüzde smear tabakasını uzaklaştırmak için en çok tercih edilen şelasyon ajanı olmasına rağmen, yüksek konsantrasyon ve uzun uygulama sürelerinde kullanıldığında EDTA'nın dentin tübüllerinde erozyona neden olduğu, dentin mikrosertliğini azalttığı ve kök kırılabilirliğini arttırdığı rapor edilmiştir (146). Ayrıca nötral %17'lik EDTA'nın dentinin mineral ve non-kollojanöz protein yapısını erozyona uğrattığı gösterilmiştir (48). EDTA solüsyonunun düşük konsantrasyonlarının dahi apikal foramenden taşmasının, periapikal kemikte dekalsifikasyonlara neden olması ve nöroimmünolojik düzenleme mekanizmasını olumsuz etkilemesi gibi dezavantajlarından dolayı alternatif bazı şelatör ajanların denenmesi gündeme gelmiştir (54).

Çalışmamızda EDTA'ya alternatif olarak üretilen fitik asit ajanı kullanılmıştır. Fitik asit, diğer adıyla IP6, bitki tohum ve kepeklerinden elde edilir. Fitik asit, tahıllarının kuru ağırlığının %1,5-6,4'ünü oluşturur ve genelde kalsiyum ile magnezyum iyonlarına bağlı halde bulunur (59). Birçok biyolojik fonsiyona sahiptir. Kalsiyum tuzu kristalizasyonunu güçlü bir şekilde inhibe eder ve hidroksil radikalleri oluşumunu engelleyerek antioksidan özellik gösterir. IP6'nın kolonda tümör formasyonunu inhibe ettiği bulunmuştur (147). Ayrıca kalsifikasyon süreci ile ilgili oluşan patolojileri yavaşlatır ya da durdurur. Böbrek taşı (148), kardiovasküler kalsifikasyonlar (149), sialolitler (150) ve diştaşı (151) oluşumuna karşı korucuyucu etkiye sahiptir. Kalsiyum metabolizması hastalıkları üzerinde IP6'nın etki mekanizması, kalsiyum kristallerinin çekirdek ve yüzeylerine güçlü şekilde bağlanma ve kristal büyümeyi engelleme özelliği ile ilişkilidir ve böylece patolojik kalsifikasyonlara karşı koruyucu rol oynamaktadır (152).

Literatürde, fitik asitin endodontide kullanımıyla ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda, fitik asitin smear tabakasını uzaklaştırmada etkin konsantrasyonunun %1 olarak belirlenmiş ve bu konsantrasyonun biyolojik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (7,153). Bu nedenle, çalışmamızda kullanılan fitik asit konsantrasyonu %1'dir.

Çalışmamızda final irrigasyon solüsyonu olarak kullanılan %17 EDTA grubundaki örneklerin %1 fitik asit grubundaki örneklere göre, hem MTA hem de Biodentine için daha düşük push-out bağlanma dayanımı gösterdikleri elde edilen veriler arasındadır. Fitik asitin kalsiyum silikat simanların dentine bağlanması üzerine etkisini inceleyen başka bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Bu sebeple çalışma sonuçlarının değerlendirilmesi aşamasında tıp literatüründen faydalanılmıştır. Tıp alanında fitik asit, gastrointestinal sistem ve beslenme konulu çalışmalarda kullanılmış; kalsiyuma bağlandığı ve iyon absorpsiyonunu etkilediği birçok kez açıklanmıştır (154,155). Ayrıca fitik asitin kalsiyum ile güçlü iyonik bağlarla ilişki kurduğu gösterilmiştir. Bir iyonik bağın gücü, iyonik bağ kuran iki maddenin sahip oldukları yüklerin birbiriyle olan etkileşimi ile ilişkilidir (156).

Apatit oluşumu dikalsiyum ve trikalsiyum fosfat içeren materyallerin temel karakteristik özelliklerindedir (157). Kalsiyum ve hidroksil iyonları; kalsiyum silikat içerikli materyaller içinden serbestleşir ve vücut sıvılarından kaynaklı fosfat ile birleşerek kalsiyum fosfat tuzlarını oluşturur. (158).

Çalışmamızda incelenmemiş olmasına rağmen; kök kanal dentin yüzeyinde bulunan fitik asit irrigasyon artıklarının içerdiği fosfatın, dentinde bulunan Ca^{+2} ile bağlanması sonucunda push-out bağlanma dayanımını arttırmış olduğu düşünülebilir. Benzer şekilde, fitik asitin, biyoseramiklerin sertleşmesi sırasında materyal içinden serbestleşen Ca^{+2} ile de etkileştiği ve iyonik bağlar kurduğu ortaya çıkan fikirler arasındadır. Fitik asit içeren gruplarda, bu kimyasal etkileşimler sebebiyle daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildiği yorumunda bulunulabilir.

Rutin klinik uygulamalar sırasında, EDTA ve NaOCl'nin birlikte kullanımı kabul görmüş ve sıklıkla tercih edilen bir kombinasyon olsa da, bu irrigasyon protokolünün dentin yüzeyinde erozyona sebep olduğu gösterilmiştir (52). Kök kanal dentinin uzun süre EDTA'ya maruz kalması, dentin elastisite modülü ve esneme dayanımını düşürmekte, kök kırığı riskini arttırmaktadır (159). Bu nedenlerle, kök kanalında daha az zararlı etkiye sahip alternatif bir şelatör ajanın ortaya çıkması üzerinde çalışılmaktadır (160). Yapılan bir çalışmada; %1'lik fitik asitin 30 saniye ya da 1 dakika uygulama sürelerinde, %17'lik EDTA uygulamasına göre dentin tübüllerini daha fazla açığa çıkardığı ve dentin tübül ağzlarında daha temiz yüzeyler oluşturduğu gösterilmiştir (7). Ayrıca EDTA ile karşılaştırıldığında fitik asitin dentinde daha az erozyona neden olmasına sebebiyle, fitik asit uygulaması sonrasında kanal içine yerleştirilen MTA ve Biodentine'nin kök kanal dentinine daha iyi bağlanma gösterdikleri düşünülmektedir.

Kırık tipleri değerlendirildiğinde, irrigasyon solüsyonlarından bağımsız olarak hem MTA hem de Biodentine gruplarında baskın olarak adeziv tipte (dentin-siman ara yüzü) kırıklar görülmüştür. Bu sonuç, hem kullanılan "push-out" bağlanma dayanımı testini doğruluğunu ispat etmekte hem de materyallerin kök kanal dentinine bağlanma değerlerinin çok yüksek olmadığını göstermektedir. Ayrıca fitik asit solüsyonu uygulanan örneklerde, materyal içinde meydana gelen kırık sayısının daha fazla

olduğu görülmüştür. Bu durum, fitik asit gruplarındaki biyomateryallerin dentine daha iyi bir bağlanma gerçekleřtirdiđini desteklemektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın metodolojik sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Biodentine grubunun bağlanma dayanımı değerleri, kullanılan irrigasyon solüsyonundan bağımsız olarak MTA'dan daha yüksek bulunmuştur.

2. %1'lik fitik asitin son yıkama solüsyonu olarak kullanımı, hem MTA hem de Biodentine'nin push-out bağlanma dayanımı değerlerini arttırmıştır.



KAYNAKLAR

1. Torabinejad, M., Corr, R., Handysides, R., Shabahang, S. (2009) Outcomes of nonsurgical retreatment and endodontic surgery: a systematic review. *J Endod*, 35 (7), 930-937.
2. Gu, L.S., Kim, J.R., Ling, J., Choi, K.K., Pashley, D.H., Tay, F.R. (2009) Review of contemporary irrigant agitation techniques and devices. *J Endod*, 35 (6), 791-804.
3. Vemuri, S., Kolanu, S.K., Varri, S., Pabbati, R.K., Penumaka, R., Bolla, N. (2016) Effect of different final irrigating solutions on smear layer removal in apical third of root canal: A scanning electron microscope study. *J Conserv Dent*, 19 (1), 87-90.
4. Hegde, R.J., Bapna, K. (2016) Comparison of removal of endodontic smear layer using ethylene glycol bis (beta-amino ethyl ether)-N, N, N', N'-tetraacetic acid and citric acid in primary teeth: A scanning electron microscopic study. *Contemp Clin Dent*, 7 (2), 216-220.
5. Nagesh, B., Jeevani, E., Sujana, V., Damaraju, B., Sreeha, K., Ramesh, P. (2016) Scanning electron microscopy (SEM) evaluation of sealing ability of MTA and EndoSequence as root-end filling materials with chitosan and carboxymethyl chitosan (CMC) as retrograde smear layer removing agents. *J Conserv Dent*, 19 (2), 143-146.
6. Gorduysus, M., Kucukkaya, S., Bayramgil, N.P., Gorduysus, M.O. (2015) Evaluation of the effects of two novel irrigants on intraradicular dentine erosion, debris and smear layer removal. *Restor Dent Endod*, 40 (3), 216-222.
7. Nassar, M., Hiraishi, N., Tamura, Y., Otsuki, M., Aoki, K., Tagami, J. (2015) Phytic acid: an alternative root canal chelating agent. *J Endod*, 41 (2), 242-247.
8. ØRstavig, D.A.G. (2005) Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endodontic Topics*, 12 (1), 25-38.
9. Torabinejad, M., Parirokh, M. (2010) Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod*, 36 (2), 190-202.

10. Setbon, H.M., Devaux, J., Iserentant, A., Leloup, G., Leprince, J.G. (2014) Influence of composition on setting kinetics of new injectable and/or fast setting tricalcium silicate cements. *Dent Mater*, 30 (12), 1291-1303.
11. Keskin, C., Demiryurek, E.O., Ozyurek, T. (2015) Color stabilities of calcium silicate-based materials in contact with different irrigation solutions. *J Endod*, 41 (3), 409-411.
12. Schilder, H. (1974) Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*, 18 (2), 269-296.
13. Bogen, G., Kuttler, S. (2009) Mineral trioxide aggregate obturation: a review and case series. *J Endod*, 35 (6), 777-790.
14. Malkondu, O., Karapinar Kazandag, M., Kazazoglu, E. (2014) A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int*, 2014, 160951.
15. Linde, A., Goldberg, M. (1993) Dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med*, 4 (5), 679-728.
16. Butler, W.T., Ritchie, H. (1995) The nature and functional significance of dentin extracellular matrix proteins. *Int J Dev Biol*, 39 (1), 169-179.
17. Cohen, K.M.H.S. (2010). COHEN'S PATHWAYS OF THE PULP.
18. Garberoglio, R., Brannstrom, M. (1976) Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol*, 21 (6), 355-362.
19. Kinney, J.H., Marshall, S.J., Marshall, G.W. (2003) The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*, 14 (1), 13-29.
20. Weiner, S., Veis, A., Beniash, E., Arad, T., Dillon, J.W., Sabsay, B. ve diğ erleri. (1999) Peritubular dentin formation: crystal organization and the macromolecular constituents in human teeth. *J Struct Biol*, 126 (1), 27-41.
21. Kinney, J.H., Balooch, M., Marshall, S.J., Marshall, G.W., Jr., Weihs, T.P. (1996) Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Arch Oral Biol*, 41 (1), 9-13.
22. Coffey, C.T., Ingram, M.J., Bjorndal, A.M. (1970) Analysis of human dentinal fluid. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 30 (6), 835-837.

23. Braennstroem, M.,Astroem, A. (1964) A STUDY ON THE MECHANISM OF PAIN ELICITED FROM THE DENTIN. *J Dent Res*, 43, 619-625.
24. Pintor, A.V., Dos Santos, M.R., Ferreira, D.M., Barcelos, R., Primo, L.G.,Maia, L.C. (2016) Does Smear Layer Removal Influence Root Canal Therapy Outcome? A Systematic Review. *J Clin Pediatr Dent*, 40 (1), 1-7.
25. McComb, D.,Smith, D.C. (1975) A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. *J Endod*, 1 (7), 238-242.
26. Schafer, E.,Lohmann, D. (2002) Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile-- Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*, 35 (6), 505-513.
27. Michelich, V.J., Schuster, G.S.,Pashley, D.H. (1980) Bacterial penetration of human dentin in vitro. *J Dent Res*, 59 (8), 1398-1403.
28. Safavi, K.E., Spangberg, L.S.,Langeland, K. (1990) Root canal dentinal tubule disinfection. *J Endod*, 16 (5), 207-210.
29. Mozayeni, M.A., Zadeh, Y.M., Paymanpour, P., Ashraf, H.,Mozayani, M. (2013) Evaluation of push-out bond strength of AH26 sealer using MTAD and combination of NaOCl and EDTA as final irrigation. *Dent Res J (Isfahan)*, 10 (3), 359-363.
30. Zare Jahromi, M., Barekatain, M., Ebrahimi, M.,Askari, B. (2010) The effect of three irrigants on the coronal leakage of the root canals system irrigants. *Iran Endod J*, 5 (3), 121-124.
31. Carson, K.R., Goodell, G.G.,McClanahan, S.B. (2005) Comparison of the antimicrobial activity of six irrigants on primary endodontic pathogens. *J Endod*, 31 (6), 471-473.
32. Basrani, B.,Malkhassian, G. (2015). Update of Endodontic Irrigating Solutions. B. Basrani (Ed.). Endodontic Irrigation: Chemical disinfection of the root canal system (s. 99-115). Cham: Springer International Publishing

33. Haapasalo, M., Shen, Y., Qian, W., Gao, Y. (2010) Irrigation in endodontics. *Dent Clin North Am*, 54 (2), 291-312.
34. Kandaswamy, D., Venkateshbabu, N. (2010) Root canal irrigants. *J Conserv Dent*, 13 (4), 256-264.
35. Hand, R.E., Smith, M.L., Harrison, J.W. (1978) Analysis of the effect of dilution on the necrotic tissue dissolution property of sodium hypochlorite. *J Endod*, 4 (2), 60-64.
36. Rutala, W.A., Weber, D.J. (1997) Uses of inorganic hypochlorite (bleach) in health-care facilities. *Clin Microbiol Rev*, 10 (4), 597-610.
37. Estrela, C., Estrela, C.R., Barbin, E.L., Spano, J.C., Marchesan, M.A., Pecora, J.D. (2002) Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Braz Dent J*, 13 (2), 113-117.
38. Turkun, M., Cengiz, T. (1997) The effects of sodium hypochlorite and calcium hydroxide on tissue dissolution and root canal cleanliness. *Int Endod J*, 30 (5), 335-342.
39. Gomes, B.P., Ferraz, C.C., Vianna, M.E., Berber, V.B., Teixeira, F.B., Souza-Filho, F.J. (2001) In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*. *Int Endod J*, 34 (6), 424-428.
40. Radcliffe, C.E., Potouridou, L., Qureshi, R., Hababbeh, N., Qualtrough, A., Worthington, H. ve diğ erleri. (2004) Antimicrobial activity of varying concentrations of sodium hypochlorite on the endodontic microorganisms *Actinomyces israelii*, *A. naeslundii*, *Candida albicans* and *Enterococcus faecalis*. *Int Endod J*, 37 (7), 438-446.
41. Bystrom, A., Sundqvist, G. (1981) Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand J Dent Res*, 89 (4), 321-328.
42. Cvek, M., Nord, C.E., Hollender, L. (1976) Antimicrobial effect of root canal debridement in teeth with immature root. A clinical and microbiologic study. *Odontol Revy*, 27 (1), 1-10.

43. Sum, C.P., Neo, J., Kishen, A. (2005) What we leave behind in root canals after endodontic treatment: some issues and concerns. *Aust Endod J*, 31 (3), 94-100.
44. Stoward, P.J. (1975) A histochemical study of the apparent deamination of proteins by sodium hypochlorite. *Histochemistry*, 45 (3), 213-226.
45. Oyarzun, A., Cordero, A.M., Whittle, M. (2002) Immunohistochemical evaluation of the effects of sodium hypochlorite on dentin collagen and glycosaminoglycans. *J Endod*, 28 (3), 152-156.
46. Serper, A., Calt, S. (2002) The demineralizing effects of EDTA at different concentrations and pH. *J Endod*, 28 (7), 501-502.
47. Goldberg, F., Abramovich, A. (1977) Analysis of the effect of EDTAC on the dentinal walls of the root canal. *J Endod*, 3 (3), 101-105.
48. Hulsmann, M., Heckendorff, M., Lennon, A. (2003) Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. *Int Endod J*, 36 (12), 810-830.
49. Kawasaki, K., Ruben, J., Stokroos, I., Takagi, O., Arends, J. (1999) The remineralization of EDTA-treated human dentine. *Caries Res*, 33 (4), 275-280.
50. Yamada, R.S., Armas, A., Goldman, M., Lin, P.S. (1983) A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions: Part 3. *J Endod*, 9 (4), 137-142.
51. Cergneux, M., Ciucchi, B., Dietschi, J.M., Holz, J. (1987) The influence of the smear layer on the sealing ability of canal obturation. *Int Endod J*, 20 (5), 228-232.
52. Calt, S., Serper, A. (2002) Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *J Endod*, 28 (1), 17-19.
53. Cury, J.A., Bragotto, C., Valdrighi, L. (1981) The demineralizing efficiency of EDTA solutions on dentin. I. Influence of pH. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 52 (4), 446-448.
54. Segura, J.J., Calvo, J.R., Guerrero, J.M., Sampedro, C., Jimenez, A., Llamas, R. (1996) The disodium salt of EDTA inhibits the binding of

- vasoactive intestinal peptide to macrophage membranes: endodontic implications. *J Endod*, 22 (7), 337-340.
55. Segura, J.J., Calvo, J.R., Guerrero, J.M., Jimenez-Planas, A., Sampedro, C., Llamas, R. (1997) EDTA inhibits in vitro substrate adherence capacity of macrophages: endodontic implications. *J Endod*, 23 (4), 205-208.
 56. Fidalgo, T.K., Barcelos, R., Portela, M.B., Soares, R.M., Gleiser, R., Silva-Filho, F.C. (2010) Inhibitory activity of root canal irrigants against *Candida albicans*, *Enterococcus faecalis* and *Staphylococcus aureus*. *Braz Oral Res*, 24 (4), 406-412.
 57. Raboy, V. (2003) myo-Inositol-1,2,3,4,5,6-hexakisphosphate. *Phytochemistry*, 64 (6), 1033-1043.
 58. Cowieson, A.J., Acamovic, T., Bedford, M.R. (2006) Phytic acid and phytase: implications for protein utilization by poultry. *Poult Sci*, 85 (5), 878-885.
 59. Lopez-Gonzalez, A.A., Grases, F., Monroy, N., Mari, B., Vicente-Herrero, M.T., Tur, F. ve diğ erleri. (2013) Protective effect of myo-inositol hexaphosphate (phytate) on bone mass loss in postmenopausal women. *Eur J Nutr*, 52 (2), 717-726.
 60. Borggreven, J.M., Driessens, F.C. (1983) Effect of phytate and hexadecylamine on the permeability of bovine dental enamel. *Arch Oral Biol*, 28 (5), 375-379.
 61. Nassar, M., Hiraishi, N., Islam, M.S., Aizawa, M., Tamura, Y., Otsuki, M. ve diğ erleri. (2013) Effect of phytic acid used as etchant on bond strength, smear layer, and pulpal cells. *Eur J Oral Sci*, 121 (5), 482-487.
 62. Amaral, K.F., Rogero, M.M., Fock, R.A., Borelli, P., Gavini, G. (2007) Cytotoxicity analysis of EDTA and citric acid applied on murine resident macrophages culture. *Int Endod J*, 40 (5), 338-343.
 63. Xu, Q., Kanthasamy, A.G., Reddy, M.B. (2008) Neuroprotective effect of the natural iron chelator, phytic acid in a cell culture model of Parkinson's disease. *Toxicology*, 245 (1-2), 101-108.
 64. Darvell, B.W., Wu, R.C. (2011) "MTA"-an Hydraulic Silicate Cement: review update and setting reaction. *Dent Mater*, 27 (5), 407-422.

65. Ma, J., Shen, Y., Stojicic, S., Haapasalo, M. (2011) Biocompatibility of two novel root repair materials. *J Endod*, 37 (6), 793-798.
66. Grossman, L.L.I., Oliet, S., Del Río, C.E. (1988). Endodontic practice: Lea & Febiger.
67. Kakehashi, S., Stanley, H.R., Fitzgerald, R.J. (1965) The Effects of Surgical Exposures of Dental Pulp in Germ-Free and Conventional Laboratory Rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 20, 340-349.
68. Hilton, T.J. (2002) Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 2. *Am J Dent*, 15 (4), 279-289.
69. Iqbal, Z., Qureshi, A.H. (2014) MTA monoblock obturation technique in endodontic retreatment. *J Coll Physicians Surg Pak*, 24 Suppl 3, S180-182.
70. Moretton, T.R., Brown, C.E., Jr., Legan, J.J., Kafrawy, A.H. (2000) Tissue reactions after subcutaneous and intraosseous implantation of mineral trioxide aggregate and ethoxybenzoic acid cement. *J Biomed Mater Res*, 52 (3), 528-533.
71. Islam, I., Chng, H.K., Yap, A.U. (2006) Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod*, 32 (3), 193-197.
72. Torabinejad, M., Hong, C.U., McDonald, F., Pitt Ford, T.R. (1995) Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*, 21 (7), 349-353.
73. Camilleri, J., Montesin, F.E., Brady, K., Sweeney, R., Curtis, R.V., Ford, T.R. (2005) The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater*, 21 (4), 297-303.
74. Camilleri, J. (2007) Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 40 (6), 462-470.
75. Camilleri, J. (2008) Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 41 (5), 408-417.

76. Dammaschke, T., Gerth, H.U., Zuchner, H., Schafer, E. (2005) Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater*, 21 (8), 731-738.
77. Camilleri, J., Montesin, F.E., Papaioannou, S., McDonald, F., Pitt Ford, T.R. (2004) Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 37 (10), 699-704.
78. Torabinejad, M., Watson, T.F., Pitt Ford, T.R. (1993) Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod*, 19 (12), 591-595.
79. Chng, H.K., Islam, I., Yap, A.U., Tong, Y.W., Koh, E.T. (2005) Properties of a new root-end filling material. *J Endod*, 31 (9), 665-668.
80. Storm, B., Eichmiller, F.C., Tordik, P.A., Goodell, G.G. (2008) Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod*, 34 (1), 80-82.
81. Basturk, F.B., Nekoofar, M.H., Gunday, M., Dummer, P.M. (2013) The effect of various mixing and placement techniques on the compressive strength of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 39 (1), 111-114.
82. Kayahan, M.B., Nekoofar, M.H., Kazandag, M., Canpolat, C., Malkondu, O., Kaptan, F. ve diğeri. (2009) Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*, 42 (11), 1004-1014.
83. Walker, M.P., Diliberto, A., Lee, C. (2006) Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength. *J Endod*, 32 (4), 334-336.
84. Lee, Y.L., Lee, B.S., Lin, F.H., Yun Lin, A., Lan, W.H., Lin, C.P. (2004) Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*, 25 (5), 787-793.
85. Matt, G.D., Thorpe, J.R., Strother, J.M., McClanahan, S.B. (2004) Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one- or two-step apical barrier technique. *J Endod*, 30 (12), 876-879.

86. Steffen, R., van Waes, H. (2009) Understanding mineral trioxide aggregate/Portland-cement: a review of literature and background factors. *Eur Arch Paediatr Dent*, 10 (2), 93-97.
87. Torabinejad, M., Hong, C.U., Pitt Ford, T.R., Kettering, J.D. (1995) Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod*, 21 (8), 403-406.
88. Al-Nazhan, S., Al-Judai, A. (2003) Evaluation of antifungal activity of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 29 (12), 826-827.
89. Estrela, C., Bammann, L.L., Estrela, C.R., Silva, R.S., Pecora, J.D. (2000) Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J*, 11 (1), 3-9.
90. Al-Hezaimi, K., Al-Hamdan, K., Naghshbandi, J., Oglesby, S., Simon, J.H., Rotstein, I. (2005) Effect of white-colored mineral trioxide aggregate in different concentrations on *Candida albicans* in vitro. *J Endod*, 31 (9), 684-686.
91. Bortoluzzi, E.A., Broon, N.J., Bramante, C.M., Felipe, W.T., Tanomaru Filho, M., Esberard, R.M. (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 (4), 550-554.
92. Grech, L., Mallia, B., Camilleri, J. (2013) Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater*, 29 (2), e20-28.
93. Guneser, M.B., Akbulut, M.B., Eldeniz, A.U. (2013) Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J Endod*, 39 (3), 380-384.
94. Han, L., Okiji, T. (2011) Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J*, 44 (12), 1081-1087.
95. Natale, L.C., Rodrigues, M.C., Xavier, T.A., Simoes, A., de Souza, D.N., Braga, R.R. (2015) Ion release and mechanical properties of calcium

- silicate and calcium hydroxide materials used for pulp capping. *Int Endod J*, 48 (1), 89-94.
96. Han, L., Okiji, T. (2013) Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J*, 46 (9), 808-814.
 97. Aggarwal, V., Singla, M., Miglani, S., Kohli, S. (2013) Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *J Conserv Dent*, 16 (5), 462-465.
 98. El-Ma'aita, A.M., Qualtrough, A.J., Watts, D.C. (2013) The effect of smear layer on the push-out bond strength of root canal calcium silicate cements. *Dent Mater*, 29 (7), 797-803.
 99. Tay, F.R., Pashley, D.H., Rueggeberg, F.A., Loushine, R.J., Weller, R.N. (2007) Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid. *J Endod*, 33 (11), 1347-1351.
 100. De Bruyne, M.A., De Bruyne, R.J., De Moor, R.J. (2006) Capillary flow porometry to assess the seal provided by root-end filling materials in a standardized and reproducible way. *J Endod*, 32 (3), 206-209.
 101. Camilleri, J., Grech, L., Galea, K., Keir, D., Fenech, M., Formosa, L. ve diğ erleri. (2014) Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clin Oral Investig*, 18 (5), 1437-1446.
 102. Leiendecker, A.P., Qi, Y.P., Sawyer, A.N., Niu, L.N., Agee, K.A., Loushine, R.J. ve diğ erleri. (2012) Effects of calcium silicate-based materials on collagen matrix integrity of mineralized dentin. *J Endod*, 38 (6), 829-833.
 103. Valles, M., Mercade, M., Duran-Sindreu, F., Bourdelande, J.L., Roig, M. (2013) Influence of light and oxygen on the color stability of five calcium silicate-based materials. *J Endod*, 39 (4), 525-528.
 104. Zhou, H.M., Shen, Y., Wang, Z.J., Li, L., Zheng, Y.F., Hakkinen, L. ve diğ erleri. (2013) In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod*, 39 (4), 478-483.

105. Jung, J.Y., Woo, S.M., Lee, B.N., Koh, J.T., Nor, J.E., Hwang, Y.C. (2015) Effect of Biodentine and Bioaggregate on odontoblastic differentiation via mitogen-activated protein kinase pathway in human dental pulp cells. *Int Endod J*, 48 (2), 177-184.
106. Luo, Z., Kohli, M.R., Yu, Q., Kim, S., Qu, T., He, W.X. (2014) Biodentine induces human dental pulp stem cell differentiation through mitogen-activated protein kinase and calcium-/calmodulin-dependent protein kinase II pathways. *J Endod*, 40 (7), 937-942.
107. Lee, B.N., Lee, K.N., Koh, J.T., Min, K.S., Chang, H.S., Hwang, I.N. ve diğerleri. (2014) Effects of 3 endodontic bioactive cements on osteogenic differentiation in mesenchymal stem cells. *J Endod*, 40 (8), 1217-1222.
108. Nakabayashi, N., Kojima, K., Masuhara, E. (1982) The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, 16 (3), 265-273.
109. Hansen, S.E., Swift, E.J., Jr. (1989) Microleakage with Gluma: effects of unfilled resin polymerization and storage time. *Am J Dent*, 2 (5), 266-268.
110. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P. ve diğerleri. (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28 (3), 215-235.
111. Carvalho, R.M., Pereira, J.C., Yoshiyama, M., Pashley, D.H. (1996) A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*, 21 (1), 17-24.
112. Tay, F.R., Loushine, R.J., Lambrechts, P., Weller, R.N., Pashley, D.H. (2005) Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod*, 31 (8), 584-589.
113. Yoshikawa, T., Sano, H., Burrow, M.F., Tagami, J., Pashley, D.H. (1999) Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res*, 78 (4), 898-905.
114. Ferracane, J.L. (2005) Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*, 21 (1), 36-42.

115. Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C., Xavier, T.A. (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 26 (2), e38-49.
116. Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L.H., Soares, C.J., Yamagawa, J. (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*, 26 (2), e50-62.
117. Soares, C.J., Santana, F.R., Castro, C.G., Santos-Filho, P.C., Soares, P.V., Qian, F. ve diğ erleri. (2008) Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater*, 24 (10), 1405-1411.
118. Goracci, C., Tavares, A.U., Fabianelli, A., Monticelli, F., Raffaelli, O., Cardoso, P.C. ve diğ erleri. (2004) The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*, 112 (4), 353-361.
119. Patierno, J.M., Rueggeberg, F.A., Anderson, R.W., Weller, R.N., Pashley, D.H. (1996) Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Endod Dent Traumatol*, 12 (5), 227-236.
120. Sousa-Neto, M.D., Silva Coelho, F.I., Marchesan, M.A., Alfredo, E., Silva-Sousa, Y.T. (2005) Ex vivo study of the adhesion of an epoxy-based sealer to human dentine submitted to irradiation with Er : YAG and Nd : YAG lasers. *Int Endod J*, 38 (12), 866-870.
121. Tuncel, B., Nagas, E., Cehreli, Z., Uyanik, O., Vallittu, P., Lassila, L. (2015) Effect of endodontic chelating solutions on the bond strength of endodontic sealers. *Braz Oral Res*, 29.
122. Schilder, H. (2006) Filling root canals in three dimensions. 1967. *J Endod*, 32 (4), 281-290.
123. Koubi, G., Colon, P., Franquin, J.C., Hartmann, A., Richard, G., Faure, M.O. ve diğ erleri. (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 (1), 243-249.

124. Koch, K.A., Brave, D.G. (2012) Bioceramics, Part 2: The clinician's viewpoint. *Dent Today*, 31 (2), 118, 120, 122-115.
125. Veljovic, D., Colic, M., Kojic, V., Bogdanovic, G., Kojic, Z., Banjac, A. ve diğ erleri. (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 (11), 3059-3070.
126. Wang, Z. (2015) Bioceramic materials in endodontics. *Endodontic Topics*, 32 (1), 3-30.
127. Camilleri, J., Pitt Ford, T.R. (2006) Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J*, 39 (10), 747-754.
128. Reyes-Carmona, J.F., Felipe, M.S., Felipe, W.T. (2009) Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *J Endod*, 35 (5), 731-736.
129. Asgary, S., Shahabi, S., Jafarzadeh, T., Amini, S., Kheirieh, S. (2008) The properties of a new endodontic material. *J Endod*, 34 (8), 990-993.
130. Laurent, P., Camps, J., De Meo, M., Dejou, J., About, I. (2008) Induction of specific cell responses to a Ca₃SiO₅-based posterior restorative material. *Dent Mater*, 24 (11), 1486-1494.
131. Atmeh, A.R., Chong, E.Z., Richard, G., Festy, F., Watson, T.F. (2012) Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *J Dent Res*, 91 (5), 454-459.
132. Sarkar, N.K., Caicedo, R., Ritwik, P., Moiseyeva, R., Kawashima, I. (2005) Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, 31 (2), 97-100.
133. Gjorgievska, E.S., Nicholson, J.W., Apostolska, S.M., Coleman, N.J., Booth, S.E., Slipper, I.J. ve diğ erleri. (2013) Interfacial properties of three different bioactive dentine substitutes. *Microsc Microanal*, 19 (6), 1450-1457.
134. Tagger, M., Tagger, E., Tjan, A.H., Bakland, L.K. (2002) Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. *J Endod*, 28 (5), 351-354.

135. Sudsangiam, S., van Noort, R. (1999) Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent*, 1 (1), 57-67.
136. Skidmore, L.J., Berzins, D.W., Bahcall, J.K. (2006) An in vitro comparison of the intraradicular dentin bond strength of Resilon and gutta-percha. *J Endod*, 32 (10), 963-966.
137. Nagas, E., Cehreli, Z.C., Uyanik, M.O., Vallittu, P.K., Lassila, L.V. (2016) Effect of several intracanal medicaments on the push-out bond strength of ProRoot MTA and Biodentine. *Int Endod J*, 49 (2), 184-188.
138. Kokkas, A.B., Boutsoukias, A., Vassiliadis, L.P., Stavrianos, C.K. (2004) The influence of the smear layer on dentinal tubule penetration depth by three different root canal sealers: an in vitro study. *J Endod*, 30 (2), 100-102.
139. Wu, H., Hayashi, M., Okamura, K., Koytchev, E.V., Imazato, S., Tanaka, S. ve diğeri. (2009) Effects of light penetration and smear layer removal on adhesion of post-cores to root canal dentin by self-etching adhesives. *Dent Mater*, 25 (12), 1484-1492.
140. Saleh, I.M., Ruyter, I.E., Haapasalo, M., Orstavik, D. (2002) The effects of dentine pretreatment on the adhesion of root-canal sealers. *Int Endod J*, 35 (10), 859-866.
141. Eldeniz, A.U., Erdemir, A., Belli, S. (2005) Shear bond strength of three resin based sealers to dentin with and without the smear layer. *J Endod*, 31 (4), 293-296.
142. Shahravan, A., Haghdoost, A.A., Adl, A., Rahimi, H., Shadifar, F. (2007) Effect of smear layer on sealing ability of canal obturation: a systematic review and meta-analysis. *J Endod*, 33 (2), 96-105.
143. Goldman, L.B., Goldman, M., Kronman, J.H., Lin, P.S. (1981) The efficacy of several irrigating solutions for endodontics: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 52 (2), 197-204.
144. Torabinejad, M., Khademi, A.A., Babagoli, J., Cho, Y., Johnson, W.B., Bozhilov, K. ve diğeri. (2003) A new solution for the removal of the smear layer. *J Endod*, 29 (3), 170-175.

145. Calt, S., Serper, A. (2000) Smear layer removal by EGTA. *J Endod*, 26 (8), 459-461.
146. Niu, W., Yoshioka, T., Kobayashi, C., Suda, H. (2002) A scanning electron microscopic study of dentinal erosion by final irrigation with EDTA and NaOCl solutions. *Int Endod J*, 35 (11), 934-939.
147. Hawkins, P.T., Poyner, D.R., Jackson, T.R., Letcher, A.J., Lander, D.A., Irvine, R.F. (1993) Inhibition of iron-catalysed hydroxyl radical formation by inositol polyphosphates: a possible physiological function for myo-inositol hexakisphosphate. *Biochem J*, 294 (Pt 3), 929-934.
148. Grases, F., Isern, B., Sanchis, P., Perello, J., Torres, J.J., Costa-Bauza, A. (2007) Phytate acts as an inhibitor in formation of renal calculi. *Front Biosci*, 12, 2580-2587.
149. Grases, F., Sanchis, P., Perello, J., Isern, B., Prieto, R.M., Fernandez-Palomeque, C. ve diğ erleri. (2006) Phytate (Myo-inositol hexakisphosphate) inhibits cardiovascular calcifications in rats. *Front Biosci*, 11, 136-142.
150. Grases, F., Santiago, C., Simonet, B.M., Costa-Bauza, A. (2003) Sialolithiasis: mechanism of calculi formation and etiologic factors. *Clin Chim Acta*, 334 (1-2), 131-136.
151. Grases, F., Perello, J., Sanchis, P., Isern, B., Prieto, R.M., Costa-Bauza, A. ve diğ erleri. (2009) Anticalculus effect of a triclosan mouthwash containing phytate: a double-blind, randomized, three-period crossover trial. *J Periodontal Res*, 44 (5), 616-621.
152. Millan, A., Pavelkova, M., Sohnle, O., Grases, F. (1998) Inhibition of Calcium Oxalate Monohydrate Crystal Growth in High and Low Ionic Strength Solutions. *Crystal Research and Technology*, 33 (5), 777-786.
153. Nikhil, V., Jaiswal, S., Bansal, P., Arora, R., Raj, S., Malhotra, P. (2016) Effect of phytic acid, ethylenediaminetetraacetic acid, and chitosan solutions on microhardness of the human radicular dentin. *J Conserv Dent*, 19 (2), 179-183.

154. Kaufman, H.W., Kleinberg, I. (1971) Effect of pH on calcium binding by phytic acid and its inositol phosphoric acid derivatives and on the solubility of their calcium salts. *Arch Oral Biol*, 16 (4), 445-460.
155. Maga, J.A. (1982) Phytate: its chemistry, occurrence, food interactions, nutritional significance, and methods of analysis. *Journal of Agricultural and Food Chemistry*, 30 (1), 1-9.
156. Graf, E. (1983) Calcium binding to phytic acid. *Journal of Agricultural and Food Chemistry*, 31 (4), 851-855.
157. Gou, Z., Chang, J., Zhai, W., Wang, J. (2005) Study on the self-setting property and the in vitro bioactivity of beta-Ca₂SiO₄. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 73 (2), 244-251.
158. LeGeros, R.Z., Kijkowska, R., Bautista, C., LeGeros, J.P. (1995) Synergistic effects of magnesium and carbonate on properties of biological and synthetic apatites. *Connect Tissue Res*, 33 (1-3), 203-209.
159. Uzunoglu, E., Aktemur, S., Uyanik, M.O., Durmaz, V., Nagas, E. (2012) Effect of ethylenediaminetetraacetic acid on root fracture with respect to concentration at different time exposures. *J Endod*, 38 (8), 1110-1113.
160. Lottanti, S., Gautschi, H., Sener, B., Zehnder, M. (2009) Effects of ethylenediaminetetraacetic, etidronic and peracetic acid irrigation on human root dentine and the smear layer. *Int Endod J*, 42 (4), 335-343.

EKLER

Ek 1. Etik Kurul Onay Formu



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 - 99

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 22.02.2016 PAZARTESİ
Toplantı No : 2016/04
Proje No : GO 16/32 (Değerlendirme Tarihi : 22.02.2016)
Karar No : GO 16/32 - 21

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı öğretim üyelerinden Doç.Dr. Zeynel Emre NAGAŞ' ın sorumlu araştırmacı olduğu, Arş. Gör.Dr. Işıl ÖZİŞİK' ın uzmanlık tezi olan GO 16/32 kayıt numaralı ve "Fitik Asitin Kalsiyum Silikat İçerikli kök kanal Dolgu Materyallerinin Kök Kanalına Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|--|--|
| 1. Prof. Dr. Sevda F. MÜFTÜOĞLU (Başkan) | 10 Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU (Üye) |
| 2. Prof. Dr. Nurten AKARSU (Üye) | 11. Prof. Dr. Necdet SAĞLAM (Üye) |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım SARA (Üye) | İZİNLİ
12. Doç. Dr. Gözde GİRGİN (Üye) |
| İZİNLİ
4. Prof. Dr. Cenk SÖKMENSÜER (Üye) | 13. Doç. Dr. Fatma Visal OKUR (Üye) |
| 5. Prof. Dr. Hatice Doğan BUZOĞLU (Üye) | 14. Yrd. Doç. Dr. Can Ebru KURT (Üye) |
| 6. Prof. Dr. R. Köksal ÖZGÜL (Üye) | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖL (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN (Üye) | 16. Öğr. Gör. Dr. Müge DEMİR (Üye) |
| 8. Prof. Dr. Elmas Ebru YALÇIN (Üye) | 17. Öğr. Gör. Meltem ŞENGELEN (Üye) |
| 9. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL (Üye) | 18. Av. Meltem ONURLU (Üye) |