



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KAN VARLIĞINDA VEYA YOKLUĞUNDA KÖK UCUNA
YERLEŞTİRİLEN FARKLI ENDODONTİK TAMİR
MATERYALLERİNİN DENTİNE BAĞLANMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Dt. Şeyma Nur GERÇEKÇİOĞLU

Endodonti Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Hüda Melike Bayram

Tokat - 2021



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KAN VARLIĞINDA VEYA YOKLUĞUNDA KÖK UCUNA
YERLEŞTİRİLEN FARKLI ENDODONTİK TAMİR
MATERYALLERİNİN DENTİNE BAĞLANMA
DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Dt. Şeyma Nur GERÇEKÇİOĞLU

Endodonti Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Hüda Melike Bayram

Tokat - 2021

ETİK SÖZLEŞME

T.C.

GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

02/02/2021

Tezi Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Şeyma Nur GERÇEKÇİOĞLU

İmzası

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi, tecrübe ve önerilerini her zaman içtenlikle benimle paylaşan, tez süresince sabır ve hoşgörü ile benden destek ve yardımımı esirgemeyen değerli danışman hocam Doç. Dr. H. Melike BAYRAM'a,

Akademik, klinik bilgi ve deneyimleri ile uzmanlık eğitimime ışık tutan, değerli tavsiyelerini benden esirgemeyen Ana Bilim Dalı Başkanımız Sayın Doç. Dr. Emre BAYRAM'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bütün zorlukları beraber göğüslediğim, dostluklarını hiçbir zaman esirgemeyen, her zaman yanımda olan sevgili dostlarım Uzman Dt. Gülşah Tonga ve Dt. Amine Küçükilhan'a,

Varlıkları ve yardımlarıyla uzmanlık sürecimi güzelleştiren, aile gibi olduğum değerli arkadaşlarım Dt. Tunahan Döken'e, Dt. Hilal Ekmen'e, Dt. Ayşe Begüm Yiğit'e, Dt. Fatih Uçar'a ve sevgili eşi, çok değerli arkadaşım Dt. Kevser Uçar'a, Dt. Şahin Kılınçkaya'ya, Dt. Tuğberk Canavar'a, Dt. Merve Kösetürk'e, Dt. Özge Yüksekaya'ya ve Dt. Hayrunnisa Kasap'a,

Tez çalışmamın gerçekleşebilmesi için gerekli maddi desteği sağlayan Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Beni yetiştiren, bugünlere gelmemi sağlayan, maddi ve manevi desteklerini, fedakârlıklarını her zaman hissettiğim, emeklerini asla ödeyemeyeceğim canım annem Şenel Gerçekcioğlu ve babam Eyyup Gerçekcioğlu'na, varlığı ile bana güç veren biricik kardeşim Esra Gerçekcioğlu'na

En İçten Saygı ve Sonsuz Teşekkürlerimi Sunarım...

Araş. Gör. Dt. Şeyma Nur Gerçekcioğlu

ÖZET

Kan Varlığında veya Yokluğunda Kök Ucuna Yerleştirilen Farklı Endodontik Tamir Materyallerinin Dentine Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Amaç: Bu *in vitro* çalışmanın amacı; kan kontaminasyonu varlığında veya yokluğunda kök ucuna yerleştirilen MTA Repair HP, RetroMTA ve MTA Flow'un dentine bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metod: Bu çalışmada tek köklü 90 adet maksiler santral diş kullanıldı. Dişlere endodontik tedavi uygulandıktan sonra kök uçları 3 mm rezeke edildi ve kök ucu kaviteleri hazırlandı. Öncelikle örnekler, kavitelerin kanla kontaminasyonuna göre (+/-) 2 gruba ayrıldı. Daha sonra kök ucu dolgu malzemelerine göre (MTA Repair HP, RetroMTA, MTA Flow) üç alt gruba ayrıldı (n=15) ve bu malzemeler üreticinin talimatları doğrultusunda karıştırılarak kaviteye yerleştirildi. Örnekler 21 gün boyunca 37°C'de %100 nemli ortamda bekletildikten sonra her bir dişin kök ucundan 1 adet olmak üzere 1.0±0.1 mm'lik dilimler elde edildi, universal test cihazıyla push-out bağlanma dayanımı testi yapıldı. Başarısızlık tipini değerlendirmek için her dilim stereomikroskop altında incelendi. Veriler, tek yönlü varyans analizi ve Bağımsız Örneklem T Testi kullanılarak analiz edildi.

Bulgular: Dentine bağlanma dayanımı, kan kontaminasyonunun varlığından önemli ölçüde olumsuz yönde etkilendi (p<0.05). En yüksek ort. bağlanma dayanımı değeri MTA Flow (-) grubunda, en düşük ort. bağlanma dayanımı değeri ise MTA Repair HP (+) grubunda gözlemlendi. Hem kanla kontamine olan grupta hem de kanla kontamine

olmayan grupta MTA Repair HP en düşük bağlanma dayanımını gösterirken MTA Flow ve RetroMTA arasında anlamlı farklılık bulunamadı.

Sonuç: Sonuç olarak kan kontaminasyonunun dentine bağlanma dayanımını azalttığı, materyaller arasında en yüksek bağlanma dayanımını MTA Flow'un, en düşük bağlanma dayanımını MTA Repair HP'nin gösterdiği bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: MTA Flow, RetroMTA, MTA Repair HP, push-out bağlanma dayanımı, kan kontaminasyonu



ABSTRACT

Evaluation Of Dentin Bond Strength Of Root-End Placed Different Endodontic Repair Materials In The Absence or Presence Of Blood

Objective: The aim of this in vitro study is evaluation of bond strength to dentin of root end placed MTA Repair HP, RetroMTA and MTA Flow in the presence or absence of blood contamination.

Materials and Methods: In this study, ninety single-rooted maxillary central teeth were used. After endodontic treatment was applied to the teeth, the root end were resected 3 mm and retrograd cavities were prepared. First, samples were divided into (+/-) 2 groups according to the contamination with blood of the cavities. Later, samples was divided into three subgroups (n=15) according to the root end filling materials (MTA Repair HP, RetroMTA, MTA Flow) and these materials were prepared and applied to the cavity according to the manufacturer's instructions. After the samples were kept at 37°C in 100% humid environment for 21 days, 1.0±0.1 mm slices were obtained from the root end of each tooth, and they were subjected to the push-out bond strength test with the universal test device. Each slice was examined under a stereomicroscope to evaluate the failure mode. The data were analyzed using one-way analysis of variance and Independent Sample T Test.

Results: Bond strength to dentin was significantly negatively affected by the presence of blood contamination ($p < 0.05$). The highest average bond strength value was observed in the MTA Flow (-) group and the lowest average bond strength value was observed in the MTA Repair HP (+) group. No significant difference was found

between MTA Flow and RetroMTA while MTA Repair HP showed the lowest bond strength in both the blood contaminated group and the non-blood contaminated group.

Conclusion: As a result, it has been found that blood contamination reduces the bond strength to dentin, MTA Flow shows the highest bond strength and MTA Repair HP shows the lowest bond strength among the materials.

Keywords: MTA Flow, RetroMTA, MTA Repair HP, push-out bond strength, blood contamination



İÇİNDEKİLER

ETİK SÖZLEŞME.....	i
TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT.....	v
TABLolar DİZİNİ.....	x
ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ	xii
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. ENDODONTİK CERRAHİ ENDİKASYON VE KONTRENDİKASYONLARI	6
2.1.1. Endikasyonlar	6
2.1.2. Kontrendikasyon.....	7
2.2. KÖK UCU DOLGU MATERYALLERİ.....	13
2.2.1. Altın Folyo.....	13
2.2.2. Amalgam	14
2.2.3. Guta Perka	15
2.2.4. Super EBA ve IRM	15
2.2.5. Kompozit Rezin.....	16

2.2.6. Polikarboksilat Siman.....	17
2.2.7. Kalsiyum Silikat Esaslı Materyaller / Biyoseramikler	18
2.2.8. Mineral Trioksit Agregat	19
2.3. ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN KÖK UCU DOLGU MATERYALLERİ .	26
2.3.1. MTA Flow	26
2.3.2. RetroMTA	27
2.3.3. MTA Repair HP	28
2.4. PUSH-OUT BAĞLANMA DAYANIMI	31
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN MATERYALLER	33
3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI.....	35
3.3. PUSH-OUT TEST DÜZENEĞİ İLE BAĞLANMA DAYANIMININ ÖLÇÜLMESİ.....	39
3.4. STEREOMİKROSKOP GÖRÜNTÜLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	40
3.5. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	41
4. BULGULAR	43
4.1. PUSH-OUT BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ BULGULARI	43
4.2. STEREOMİKROSKOP ANALİZİ BULGULARI.....	45
5. TARTIŞMA	48
6. SONUÇ.....	72
7. KAYNAKLAR	73

EKLER.....	116
ÖZGEÇMİŞ.....	122



TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Materyaller, İçerikleri, Uygulama Şekilleri, Üretici Firmaları ve Ürün Numaraları	344
Tablo 4.1: Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile İncelenen Kullanılan Dolgu Materyallerinin Her İki Ortamdaki (Kanla Kontamine Olan ve Olmayan) Toplam Push Out Bağlanma Dayanımı Deney Sonuçları (MPa Cinsinden Ortalama \pm Standart Sapma Değerleri)	43
Tablo 4.2: Kullanılan Materyallerin Kanla Kontamine Olan ve Olmayan Alt Gruplarına Ait Push-Out Bağlanma Dayanımı Bulguları (MPa Cinsinden Ortalama \pm Standart Sapma Değerleri)	44
Tablo 4.3: Kök Ucu Dolgu Materyalleri ile Dentin Yüzeyi Arasında Gözlenen Başarısızlık Tipi Dağılımları	46

ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ

Resim 3.1: Çalışmada Kullanılan Materyaller (A: MTA Repair HP B: MTA Flow C: RetroMTA)	333
Resim 3.2: Kök Ucu Kavitelerinin Kanla Kontamine Edilmesi ve Kök Ucu Dolgu Materyalleriyle Doldurulması.....	377
Resim 3.3: Numunelerin Minitom Cihazıyla Kesilmesi ve 1 mm'lik Dentin Dilimlerinin Elde Edilmesi	39
Resim 3.4: Üniversal Test Cihazı ile Push-Out Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi.....	400
Resim 3.5: Stereomikroskop	411
Şekil 4.1: Çalışmada Kullanılan Materyallerin Kan Kontaminasyonu Varlığında ve Yokluğunda Ortalama Push-Out Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Grafikselsel Dağılımı (MPa)	45
Resim 4.1: Başarısızlık Tiplerine Ait Stereomikroskop Görüntüleri (A: Adeziv Tip Başarısızlık-MTA Repair HP(-) Grubu, B: Koheziv Tip Başarısızlık-RetroMTA(+) Grubu, C: Mix Başarısızlık-MTA Repair HP(-) Grubu)	46

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

ACP: Amorf kalsiyum fosfat

Al: Alüminyum

ANSI/ADA: Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü/Amerikan Dişhekimleri Birliği

Ark: Arkadaşları

BMP-2: Kemik morfogenetik protein-2

BO: Bizmut oksit

Ca⁺²: Kalsiyum iyonu

CaCO₃: Kalsiyum karbonat

CaO: Kalsiyum oksit

Ca₂SiO₄: Dikalsiyum silikat

Ca₃SiO₅: Trikalsiyum silikat

Ca₃O₂: Trikalsiyum oksit

Ca(OH)₂: Kalsiyum hidroksit

CaWO₄: Kalsiyum tungstat

CEM: Kalsiyumla zenginleştirilmiş karışım

CHX: Klorheksidin Glukonat

CİS: Cam iyonomer siman

CSH: Kalsiyum silikat hidrat

CT: Kalsiyum tungstat

Dk: Dakika

EDTA: Etilen diamin tetra asetik asit

(U.S.) FDA: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi

G: Gram

GMTA: Gri MTA

GP: Guta perka

HA: Hidroksiapatit

HBSS: Hanks dengeli tuz çözeltilisi

HCl: Hidroklorür

H₂O₂: Hidrojen Peroksit

H₂O: Su

IRM: Ara restoratif materyal

ISO: Uluslararası Standardizasyon Örgütü

Max: Maksimum

ml: Mililitre

mm: Milimetre

MPa: Megapascal

MTA: Mineral Trioksit Aggregate

NaOCl: Sodyum hipoklorit

OH: Hidroksil iyonu

Ort: Ortalama

PC: Portland çimentosu

pH: Hidrojen konsantrasyonunun eksi logaritması

rpm: Dakikadaki devir sayısı

Si: Silisyum

Sn: Saniye

Super EBA: Süper etoksi benzoik asit

TGF- β_1 : Transforme edici büyüme faktörü beta-1

WMTA: Beyaz mineral trioksit agregat

ZOE: Çinko oksit öjenol

Zr: Zirkonyum

ZO: Zirkonyum oksit

3CaO.Al₂O₃: Trikalsiyum alüminat

3CaO.SiO₂: Trikalsiyum silikat

2CaO.SiO₂: Dikalsiyum silikat

μm : Mikrometre

μCT : Mikro Bilgisayarlı Tomografi

$^{\circ}\text{C}$: Santigrat derece

%: Yüzde

<: Küçüktür

>: Büyüktür



1. GİRİŞ

Kanal tedavisinin amacı; iritanların uzaklaştırılması, kök kanal sisteminin üç boyutlu doldurulması ve rekontaminasyonun önlenmesidir (Glickman ve Hartwell, 2008). Geleneksel endodontik tedavilerde başarı oranı % 85-90' lara varabilmektedir. Ancak özellikle apikal üçlüde yer alan lateral kanallar, aksesuar kanallar ve kanallar arası bağlantılar gibi ulaşılamayan bölgelerde kalan iritanlar, kök kanal tedavisinin başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olabilmektedir (Mohammadi, 2009). Apikal bölgenin bu şekilde karmaşık bir kök anatomisine sahip olması ve mikrobiyal floranın kök kanallarından yeterince temizlenememesi en sık görülen başarısızlık nedenlerindedir (Nair ve ark., 1990). Bunların dışında başarısızlık nedenleri arasında; koronal tıkanmanın yetersiz olması, ekstradiküler enfeksiyonlar, taşkın ya da eksik yapılmış dolunlar, kanal içerisinde alet kırılması gibi faktörler de bulunmaktadır (Siqueira, 2001). Endodontik olarak başarısız olmuş tedavilerde ilk adım genellikle daha önce yapılmış kök kanal tedavisinin yenilenmesidir. Ancak bazı durumlarda, dişin ağızda tutulması amacıyla endodontik cerrahiye başvurulmaktadır. Bu durumlar; geleneksel endodontik tedavinin başarısız olduğu inatçı periradiküler enfeksiyonlar, yenilenen endodontik tedavinin de başarısız olması ve yapılan kök kanal tedavisinin yenilenememesidir (Glickman ve Hartwell, 2008). Kök kanal tedavisinin yenilenememe nedenleri ise; perforasyon, alet kırılması, kalsifikasyon ve aşırı dar kanallar gibi anatomik zorluklardır (Kim ve Kratchman, 2006).

Apikal cerrahi; kök ucu rezeksiyonunu, patolojik periapikal dokuların çıkarılmasını, kök ucunun prepare edilip doku dostu bir materyalle doldurulmasını içerir. Bu sayede kök kanal boşluğu ile periapikal dokular arasındaki bağlantı ortadan

kaldırılır (Simhofer, Stoian, ve Zetner, 2008). İdeal bir kök ucu dolgu malzemesi boyutsal stabiliteye, radyoopasiteye, uygun sertleşme süresine, antimikrobiyal aktiviteye, biyouyumluluğa sahip olmalıdır (Gartner ve Dorn, 1992; Torabinejad ve ark., 1994). Ayrıca kalıcı bir apikal sızdırmazlık sağlamak için, kök ucu dolgusunun kök kanal dentinine adezyonu da iyi olmalıdır. Bu sayede dolgu malzemesi-dentin arayüzünün bütünlüğü sadece statik koşullar altında değil, aynı zamanda fonksiyonel hareketler ve operatif prosedürler sırasında da korunmuş olur (Tagger ve ark., 2002). Sertleşmiş bir malzemenin yerinden çıkarıcı kuvvetlere karşı direnç gösterme özelliğinin değerlendirilmesinde push-out bağlanma dayanımı testi etkili ve güvenilir bir yöntemdir (Huffman ve ark., 2009).

Yapılan birçok çalışmada; kalsiyum silikat esaslı siman olan MTA (mineral trioksit agregat), başta kök ucu dolgusu olmak üzere, pulpa kapaklama, pulpotomi, apeksogenezis, apeksifikasyon, kök perforasyonlarının onarımı ve kök kanal dolgusu gibi birçok klinik prosedürde altın standart malzeme olarak gösterilmektedir (Parirokh ve Torabinejad, 2010a). MTA; sert doku oluşumunu indükleyen, antimikrobiyal ve üstün sızdırmazlık kabiliyeti olan, nem varlığında sertleşen, biyouyumlu bir materyaldir. Bu özelliklerinden dolayı kök ucu preparasyonunun ardından kaviteye yerleştirilebilecek uygun bir kök ucu dolgu maddesi olarak kabul edilmiştir (Al-Hezaimi ve ark., 2009; Enkel ve ark., 2008; Moretton ve ark., 2000; Parirokh ve Torabinejad, 2010a). Ancak MTA'nın uzun sertleşme süresi, zor manüplasyon özellikleri ve renk değişikliği potansiyeli gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için yeni kalsiyum silikat esaslı materyaller geliştirilmiştir (Jain ve ark., 2019).

Apikal cerrahi sırasında operasyon bölgesindeki kan varlığının, kullanılan retrograd dolgu materyallerinin dentine bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilediğine dair çalışmalar bulunmaktadır (Rahimi ve ark., 2013; VanderWeele, Schwartz, ve Beeson, 2006). Planlanan bu *in vitro* çalışmanın amacı; kan kontaminasyonu varlığında veya yokluğunda kök ucuna yerleştirilen farklı endodontik tamir materyallerinin dentine bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesidir. Elde edilen sonuçların ileride yapılacak bilimsel çalışmalara örnek teşkil edeceğini; ayrıca kliniğimizde kullanmamız gereken materyaller konusunda da bizi aydınlatacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızın hipotezleri;

1. Kullanılan kök ucu dolgu materyallerinin dentine bağlanma dayanımları arasında fark olmadığı yönündedir.
2. Kan varlığı ya da yokluğu, kullanılan materyallerin dentine bağlanma dayanımını etkilemeyecektir.

2. GENEL BİLGİLER

Periapikal cerrahi işlemleri, geleneksel ve modern teknikler kullanılarak gerçekleştirilir. Geleneksel endodontik cerrahide, kök rezeksiyonu ve retrograd kavite preparasyonu için frezler kullanılır (Tsesis ve ark., 2009; Tsesis ve ark., 2006). Mümkün olduğunca diş yapısı korunmaya çalışılır. Ancak kök ucu kavite preparasyonuna ve bu kavitenin amalgam ile doldurulması sırasında erişime izin vermek için genellikle rezeksiyonun kökün uzun eksenine ortalama 45°'lik eğimle yapılması gerekmektedir. Rezeke edilip çıkarılan kök uzunluğunun, kök ucundan itibaren 3 mm olması önerilmektedir. Modern endodontik cerrahide ise, sıfır veya minimum kök ucu rezeksiyon eğimi ile daha hassas bir prosedür sağlanır ve kök ucu dolgusu olarak biyouyumlu bir materyal (etoksibenzoat siman veya mineral trioksit agregat gibi) kullanılır (Tsesis ve ark., 2006). Modern endodontik cerrahide; büyütme cihazları (looplar, cerrahi mikroskop veya endoskop), osteotomi ve kök ucu preparasyonu için mikro aletler (mikro frez ve uçlar), ultrasonik cihazlar kullanıldığı ve bu sayede hassasiyet ve öngörülebilirlik büyük ölçüde geliştiği için endodontik cerrahi yerine 'endodontik mikrocerrahi' terimi de kullanılabilir (Karabucak ve Setzer, 2009; Kim, 1997a, Kim, 2001). Endodontik mikrocerrahi " operasyon mikroskobu ile son derece küçük ve karmaşık yapılar üzerinde bir cerrahi prosedür " olarak tanımlanmaktadır (Kim, 2001; Kim ve Kratchman, 2006). Endodontik mikrocerrahi, geleneksel cerrahi yaklaşımların doğasındaki varsayımları ortadan kaldırır. Mikrocerrahinin avantajları arasında; kök apekslerinin daha kolay belirlenmesi, daha küçük osteotomilerin yapılabilmesi, kortikal kemik ve kök uzunluğunu koruyan daha sığ rezeksiyon açalarına ihtiyaç duyulması yer alır. Buna ek olarak, yüksek büyütme ve

aydınlatma altında rezeke edilmiş bir kök yüzeyi istmuslar, kanal finleri, mikrokırıklar ve lateral kanallar gibi anatomik detayları kolayca ortaya çıkarır. Ultrasonik alet kullanımı, mikroskopla birleştiğinde ise endodontik cerrahi, konservatif ve paralel kök ucu preparasyonlarına ve daha kaliteli kök ucu dolgularına izin verir (Carr, 1992; Carr, 1994; Kim, 1997b; Kim, Pecora, ve Rubinstein, 2001; Rubinstein ve Kim, 1999). Modern endodontik mikrocerrahinin, periapikal lezyon boyutunun küçültülmesi yoluyla meydana gelen başarı oranı % 93,5'e varmaktadır (Setzer ve ark., 2012; Setzer ve ark., 2010). Von Arx ve ark.'nın (2019) yaptığı uzun dönem takip çalışmasında; iyileşme oranının 1 yılda % 91.6, 5 yılda % 91.4, 10 yılda önemli oranda düşerek % 81,5 olduğu bildirilmiştir. Tortorici ve ark.'nın 5 yıllık takiple yaptığı bir çalışmada ise, modern endodontik mikrocerrahi teknik ve kök ucu dolgusu olarak MTA kullanılmasıyla elde edilen başarının, geleneksel cerrahi tekniğe kıyasla 5 kat daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Tortorici ve ark., 2014).

Apikal rezeksiyon tedavisine başlamadan önce diş ve destekleyici dokulara gelen kuvvetlere dikkat etmek gerekir. Çünkü; apikal rezeksiyon sonrası kök uzunluğunun azalmasıyla, diş ve destekleyici dokular üzerindeki çiğneme kuvvetlerinin neden olduğu stres miktarının artabileceği gösterilmiştir. Cerrahi öncesi planlama yapılırken bu kuvvetler, göz ardı edilirse ameliyat sonrasında dişlerde mobilite artışı ve diş kayıpları söz konusu olabilir (Sauveur, Boccara, Colon, Sobel, ve Boucher, 1998).

Başarılı apikal rezeksiyonda prognozu etkileyen 3 ana faktör vardır. Bunlar; hasta ile ilişkili faktörler (yaş, cinsiyet), dişle ilişkili faktörler (preoperatif ağrı ve belirtiler, kök kanal dolgusunun uzunluğu ve yoğunluğu, endodontik tedavinin kalitesi, post varlığı, lezyon varlığı ve boyutu), tedavi ile ilişkili faktörlerdir (ameliyat tipi,

antibiyotik kullanımı, endoskop kullanımı, kök ucu ve kavite preparasyon tekniği) (Von Arx ve ark., 2010).

2.1. ENDODONTİK CERRAHİ ENDİKASYON VE KONTRENDİKASYONLARI

2.1.1. Endikasyonlar

- 1- Ortograd tedaviyi engelleyen iyatrojenik veya gelişimsel anomaliler varlığında (basamak, kırık alet, post, tıkalı kanal)
- 2- Şüpheli bir kırık veya perforasyon durumunda cerrahi keşif amaçlı (CBCT görüntülemesine rağmen tanı belirsizse)
- 3- Biyopsi alınması gerektiğinde
- 4- Apikalden taşmış kanal aleti ya da dolgu maddesi nedeniyle klinik ve radyolojik bulgu veren ve uzun süre semptomları geçmeyen apikal periodontitise sahip dişler
- 5- Kanal tedavisini takiben devam eden (inatçı enfeksiyon) veya ortaya çıkan bir hastalık varsa ve kök kanal tedavisi yenileme işlemi uygun değilse
- 6- Ortograd yoldan kapatılamayan pulpa odası tabanı veya kök perforasyonları varlığında
- 7- Daha önce en az iki kez denenmiş kök kanal tedavisi yenileme işleminin başarısız olması

- 8- Kökün dış yüzeyinde biyofilm tabakası oluşturarak kolonize olmuş dirençli mikroorganizma enfeksiyonlarında (Glickman, 2008; Monaghan, Jadun, ve Darcey, 2019; Endodontology, 2006)

2.1.2. Kontrendikasyon

- 1- Cerrahiye engelleyen tıbbi veya psikolojik faktörler (Monaghan ve ark., 2019)
- 2- Dişin durumu ile ilgili faktörler (Endodontology, 2006; Monaghan ve ark., 2019);
 - operasyon sonrası dişin restore edilemeyecek olması
 - yeterli periodontal desteği olmayan dişler
 - yeterli cerrahi giriş sağlanamayacak olması
 - oral hijyenin yetersiz olması
 - fonksiyon görmeyen dişler
 - hayati yapılara yakınlık
 - olağandışı kök konfigürasyonu
- 3- Hekimin bilgi ve becerisinin yetersiz olması (Glickman, 2008)

Kök ucu rezeksiyonunun klinik işlem basamakları şu şekildedir; ilk olarak vakaya göre üçgen, dikdörtgen, papil korumalı veya submarjinal tasarım ile flep kaldırılır. Mümkün olduğunca küçük boyutlu (3-4 mm) bir osteotomi alanı sağlanır. Enfekte 3 mm'lik kök ucu; geleneksel düz cerrahi piyasemenler, anguldrualar veya piezo uçlarla, dişin uzun eksenine dik olacak şekilde, sıfır derecelik eğimle kesilir (Jadun, Monaghan, ve Darcey, 2019) ve apikal deltadaki mikroorganizmalar uzaklaştırılır. Ardından frez ya da ultrasonik uçlarla retrograd kavite hazırlanıp

biyoyumlu bir materyalle kavite doldurularak rekontaminasyonu engelleyecek apikal bariyer oluşturulur (Wang, Knight, Dao, ve Friedman, 2004).

Apikal endodontik cerrahide flebin konumu ve boyutu hem minimal invaziv bir yaklaşım olacak şekilde planlanmalı hem de osteotomi, kök ucu rezeksiyonu, dezenfeksiyon, debridman, apeks obturasyonu ve membran ya da materyallerin yerleştirilmesi sırasında cerrahi alana tam bir erişim ve görüş sağlayacak yeterli boyutta olmalıdır. Flep tasarımı seçimi, yumuşak dokuların yeterli miktarda kanlanmasına izin verecek şekilde yapılmalıdır. Submukozal kan damarlarının paralelliği nedeniyle dikey rahatlatıcı insizyonlar, dişlerin uzun eksenine paralel olmalıdır (MacPhee, 1981). Flep, kaldırma işlemi periostu da içermelidir. Periostun bütünlüğü korunduğunda, bağ dokusu hücrelerine karşı bir bariyer oluşturularak bu hücrelerin kemik boşluğuna girmesi ve dolayısıyla kemiğin eksik bir şekilde dolması önlenir (Isidor ve ark., 1985). Geleneksel flepler rahatlatıcı insizyonlar tarafından oluşturulan kenarların sayısına göre sınıflandırılır (Kramper ve ark., 1984). Üçgen (triangular) flep tasarımı, ilgili dişin mezial ve distalindeki birkaç dişe uzanan yatay bir insizyon ve genellikle mesial tarafa yerleştirilen vertikal rahatlatıcı insizyondan oluşur. Üçgen flep, kökün marjinal ve orta bölümlerini açığa çıkarır. Ancak apikal bölgelere, flebi fazla çekmeden ulaşmak genellikle zordur. Üçgen flep; erişimin sınırlı olduğu durumlarda, horizontal insizyonun distal ucuna ek bir rahatlatıcı insizyon yerleştirilerek kolayca dikdörtgen flebe dönüştürülebilir. Üçgen flep esas olarak servikal rezorpsiyonların, perforasyonların ve kısa kök rezeksiyonlarının tedavisi için endikedir. Üçgen flebin avantajı; yeniden konumlandırılmasının kolay olması ve iyi bir kan desteğinin korunmasına izin vermesidir. Böylelikle bu bölgenin iyileşmesi de kolaylaşır (Velvart, Peters, ve Peters, 2005). Dikdörtgen (rektangular) veya trapezoidal flep, daha iyi erişim ve görselleştirme

sağlayan iki rahatlatıcı insizyon içerir. Ayrıca flep gerilimini ve yırtılma riskini en aza indirir (Jadun ve ark., 2019). Ancak subgingival olarak yerleştirilmiş protetik restorasyonların olduğu estetik açıdan kritik alanlarda, dişeti çekilmesine yol açarak estetik problemlere neden olabilir (Velvart ve ark., 2005). Submarjinal flepler (Ochsenbein–Luebke flep), gingivanın marjinal konturuna paralel, yatay bir insizyon ile iki dikey insizyondan oluşur. Bu tip insizyonlar uygulanmadan önce, yeterli miktarda yapışık diş eti olup olmadığının belirlenmesi gerekir. İyileşmeyi kolaylaştırmak için insizyon sağlam kemik üzerinde kalmalıdır. Geniş bukkal kemik defekti olan daha büyük lezyonlarda bu durum her zaman sağlanamayabilir ve doku bozulması, dişeti çekilmesi ve estetik olmayan sonuçlara yol açabilir. Uygun planlama ve cerrahi teknikle yapıldığında kusursuz bir primer kapatma elde etmek kolaydır. Bu yöntem, iyi bir cerrahi erişimi garanti eder ve insizyonu marjinal dokudan uzak tutarak dişeti çekilmesi riskini en aza indirir (Jadun ve ark., 2019). Papil korumalı flep; tüm papillanın korunmasını içerir, böylece cerrahi operasyonun veya iyileşme sürecinin sonunda dişetinde meydana gelebilecek herhangi bir yükseklik kaybı ihtimalini ortadan kaldırır. Bu flep, dişin servikal bölgesinde papilla tabanlı bir insizyondan ve intrasulkular insizyonla bağlanan iki rahatlatıcı vertikal insizyondan oluşur. Bu flep tasarımının, geleneksel tam kalınlık insizyonlarından daha az resesyona neden olduğu gösterilmiştir ve submarjinal yaklaşım daha az elverişli olduğunda düşünülmelidir. Papilla genişliği 2 mm'den fazla olduğunda bu teknik önerilmez (Jadun ve ark., 2019). Ayrıca papil korumalı flep tasarımında öngörülebilir iyileşme sonuçları elde edilmesine rağmen uygulaması zordur (Velvart ve ark., 2005).

Osteotomi, kök ucuna doğrudan erişim sağlamak için kortikal ve süngerimsi kemiğin çıkarılması işlemidir. Günümüzde, mikroskop tarafından sunulan gelişmiş

büyütme ve aydınlatma sayesinde osteotomi giderek daha konservatif hale gelmektedir (Jadun ve ark., 2019). 3 mm'lik bir ultrasonik ucun kemik boşluğu içerisinde serbestçe titreşmesine izin vermek için osteotominin çapının sadece 3-4 mm olması yeterlidir (Kim, Kratchman, Karabucak, Kohli, ve Setzer, 2017). Küçük boyutlu bir osteotomi, ameliyat sonrası rahatsızlığın azalmasına ve daha hızlı iyileşmeye yol açar (Rubinstein ve Kim, 1999). Bununla birlikte osteotomi sırasında ısı oluşumu ve mekanik kuvvet sonucunda oluşabilecek potansiyel travma riskine dikkat edilmelidir (Jadun ve ark., 2019). Kemikte geri dönüşümsüz hasar eşiği 47 °C'dir. Osteotomi alanına doğrudan uygulanan salin veya su, sıcaklıktaki artışı azaltır ve kalıcı hasarı engeller (Matthews ve Hirsch, 1972). Osteotomi yapıp kök apeksine ulaşıldıktan sonra, kemik kavitesi içindeki tüm yumuşak granülasyon dokusu keskin küretlerle çıkarılmalıdır (Jadun ve ark., 2019).

Apikal rezeksiyon açısı, kök ucu sızıntısını etkileyebilir (Gagliani, Taschieri, ve Molinari, 1998; Tidmarsh ve Arrowsmith, 1989). Erişim sorunları, genellikle görünürlüğü ve kök ucu dolgu malzemesinin yerleştirilmesini kolaylaştırmak için kökün daha eğimli bir açıyla (45-60°) rezeke edilmesine neden olur (Barnes, 1984). Kök boyunca bu açılı kesim, daha fazla dentin tübülünün açığa çıkmasına neden olup radiküler bölgede kalan mikroorganizmaların periradiküler dokularla daha fazla temas etmesine neden olur (Jadun ve ark., 2019). Bunun dışında köke fazla eğim vermek; bukkal kemiğin, kökte geniş bir alanla birlikte çıkarıldığını yani daha büyük bir osteotomi yapıldığını gösterir (Carr, 1994; Kim ve ark., 2001). Bu yüzden rezeksiyonun mümkün olduğunca en az açı verilerek (sıfıra yakın) yapılması tavsiye edilir (Tidmarsh ve Arrowsmith, 1989). Pensilvanya Üniversitesi'nde, kök apeksinin anatomisiyle ilgili yapılan bir çalışmada; apikal dallanmaların % 98'ini ve lateral kanalların % 93'ünü

azaltmak için kök ucunun en az 3 mm'nin çıkarılması gerektiği ortaya konulmuştur (Kim ve ark., 2017). Kök rezeksiyonu yüksek hızda dönen bir frezle ve su soğutması altında yapılmalı, böylelikle ısı oluşumu ve kök kırığı gelişme ihtimali en aza indirilmelidir (Gilheany, Figdor, ve Tyas, 1994; Kim ve Kratchman, 2006; Stropko, Doyon, ve Gutmann, 2005).

Ultrasoniklerin kullanımını endodontide ilk tanıtan Richman olmuştur. 1957 yılında kök kanal temizliği ve kök rezeksiyonu için keski şeklinde modifiye ultrasonik periodontal uç kullanmıştır (Richman, 1957). Carr ise 1992 yılında, endodontik cerrahi sırasında kök ucu kavitesinin preparasyonu için özel olarak tasarlanmış retro uçları tanıtmıştır (Carr, 1992). Kök ucu kavitesinin hazırlanmasında kullanabilen bu ultrasonik retro uçlar, birçok *in vitro* çalışmada frezlerle kıyaslanmıştır (Eroğlu ve Sevimay, 2018; Premjith, Kailar, Pare, Kumar, ve Ragher, 2020). Araştırmacılar frezlerle yapılan girişimlerde uygun giriş ve kesim açısı oluşturulmasında problem yaşandığını, bu sebeple yeterli derinlikte ve paralel duvarlı kaviteler oluşturulamadığını bildirmişlerdir. Ayrıca frezlerle yapılan preparasyonda kök yüzeyindeki açık dentin tübül sayısında artış olduğunu gözlemlemişlerdir. Ultrasonik uçlarla ise ideal açı yakalanarak giriş ve derinlik kazanmada kolaylık sağlandığı ve uçların açılı dizaynlarına bağlı olarak ulaşımın kolaylaştığı bildirilmiştir. Bu sayede daha az kemik kaldırıldığı ve atravmatik çalışıldığı söylenmiştir (Bernardes ve ark., 2007; Taschieri ve ark., 2004). Ultrasonik uçlarla daha küçük, temiz ve derin kaviteler elde edilmektedir. Ayrıca kök ucu kavitesinin, kök kanalının uzun eksenine paralel olacak şekilde hazırlanmasına olanak sağlanır. Bu sayede kök ucuna yerleştirilen materyal kaviteye daha iyi tutunmaktadır. (Gutmann, Saunders, Nguyen, Guo, ve Saunders, 1994; Wuchenich, Meadows, ve Torabinejad, 1994). Ultrasonik cihazların birçok avantajı olmasına rağmen preparasyon

sirasında oluşabilecek kök duvarı perforasyonlarından kaçınmak için özellikle bukkolingual yönde çalışılırken dikkatli olunmalıdır. Aletler büyütme altında, süpürme hareketiyle kullanılmalı ve preparasyon periyodik olarak değerlendirilmelidir (Gutmann, 2014).

Retrograd dolgu materyali ile kavite yüzeyi arasındaki ilişki kullanılan materyalin adezyon özelliklerinden ve uygulandığı kavitenin yüzey özelliklerinden etkilenmektedir (Post, Lima, Xavier, Demarco, ve Gerhardt-Oliveira, 2010). İdeal retrograd kavitenin; birbirine paralel duvarlı, sınıf 1 kavite şeklinde ve kök ucu dolgusu tarafından sağlanan sızdırmazlığı optimize etmek için (Jadun ve ark., 2019) 3 mm derinliğinde hazırlanması önerilmiştir (Cohen ve Burns, 2002). Kavite-yüzey kenarları ise 90 derece olmalıdır (Jadun ve ark., 2019).

Apikal cerrahide iyileşmeyi etkileyen birçok faktör bulunsa da bunların en önemlileri cerrahi teknik ve kullanılan kök ucu dolgu malzemesidir (Tortorici ve ark., 2014). Retrograd dolgu; bakteriyel mikro sızıntıyı en aza indirir, kök kanalının yeniden enfeksiyonunu önler (Benz ve ark., 2017) ve periapikal doku iyileşmesini (Kim ve Kratchman, 2006) destekleyen hermetik bir sızdırmazlık sağlar. Bu sayede, mikroorganizmaların ve bunların toksinlerinin kanal boşluğundan periradiküler dokulara geçişi engellenir (Gatewood, 2007).

Retrograd dolgu materyalleri periradiküler dokularla yakından temas ettiğinden, bu tür materyallerin çevre dokular üzerindeki etkisinin bilinmesi çok önemlidir. Teorik olarak kök ucu dolgu materyalleri şu özelliklere sahip olmalıdır:

1. Konak doku ile biyouyumluluk sağlayabilmelidir. Bu nedenle, materyaller toksik olmamalı, koroziv olmamalı, dokuda renk değişikliğine neden olmamalı

ve periodonsiyumun rejenerasyonunu uyarabilmeli, aynı zamanda antimikrobiyal özelliklere de sahip olmalıdır.

2. Kök kanal sistemine geçişi engelleyen bir sızdırmazlık kabiliyetine sahip olmalı ve pulpal ve periradiküler dokular arasındaki tüm iletişimi kesmelidir (Priyanka ve Veronica, 2013). Buna göre bu tür materyaller sertleşme sırasında boyutsal olarak kararlı olmalı, yerleştirildikten sonrasında doku sıvısında çözünür olmamalı veya yerleştirme sırasında nemden etkilenmemelidir.
3. İyi manüplasyon özellikleri sergilemelidir. Washout (yıkamayla uzaklaşma) riskini önlemek için kısa sertleşme süresine sahip olmalıdır. Tedavi sonuçlarını kolay bir şekilde değerlendirmek için radyoopasitesi yeterli olmalıdır (Abusrewil, McLean, ve Scott, 2018).

2.2. KÖK UCU DOLGU MATERYALLERİ

Diş hekimliği tarihine bakıldığında neredeyse mevcut her restoratif materyalin belli dönemlerde kök ucu dolgu materyali olarak kullanımı savunulmuştur (Saxena, Gupta, ve Newaskar, 2013). Bunlar arasında altın folyo (goldfoil), gütaperka (GP), amalgam, kompozit rezin, cam iyonomer, Süper etoksibenzoik asit (Super EBA) ve ara restoratif materyal (IRM) bulunur (Abusrewil ve ark., 2018).

2.2.1. Altın Folyo

1846'da Jackson, dolgu malzemesi olarak sünger altını (kristal veya kristalin)-spongegold ilk tanıtan kişi oldu. 1850'lerin ortalarında, Robert Arthur sünger altın

parçalarını birbirine kaynak yaparak adeziv altın folyoyu tanıttı (Glenner ve Willey, 1998). 1913 yılında ise Schuster, kök ucu dolgu materyali olarak altın folyoyu piyasaya sürdü (Vasudev, Goel, ve Tyagi, 2003). Bununla birlikte, maliyeti ve yerleştirilmesinde karşılaşılan zorluklar nedeniyle altın folyoyu kök ucu dolgu materyali olarak rutinde kullanmak mümkün değildi.

2.2.2. Amalgam

Altının bir restoratif materyal olarak tanıtıldığı zamanlarda, 1819'da İngiliz kimyager Bell, cıva bazlı bir dental amalgam icat etti (Molin, 1992). 1884'te amalgamı retrograd dolgu olarak yerleştiren ilk kişi olan Farrar'ı, 1897'de Rhein izledi (Vasudev ve ark., 2003). Amalgam; kolay manüple edildiği, çözünmediği ve radyoopasite gösterdiği için geçmişte çok tercih edilen bir kök ucu dolgu malzemesidir (Friedman, 1991) ve birçok çalışma, retrograd dolgu malzemesi olarak kullanılan amalgamın yüksek başarı oranlarını bildirmiştir (Crosher, Dinsdale, ve Holmes, 1989; Marti-Bowen, Peñarrocha-Diago, ve García-Mira, 2005). Ancak amalgamın, birtakım dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar; nem hassasiyeti, sızıntı, korozyon, yumuşak ve sert dokuların renklenmesi, yayılma eğilimi, retrograd kavite preparasyonunda bir undercuta ihtiyaç duyulması, içeriğindeki cıva, çinko ve kalayın sitotoksik özellik göstermesidir (Gartner ve Dorn, 1992; Bodrumlu, 2008). Bu dezavantajları yüzden, amalgamın retrograd dolgu materyali olarak kullanımını artık tercih edilmemektedir (Chong ve Pitt Ford, 2005).

2.2.3. Guta Perka

1867'de Bowman, kök kanallarını tıkamak için guta perkayı (GP) tanıtan ilk kişi oldu (Vishwanath ve Rao, 2019). GP'nın kök ucu dolgusu olarak kullanılması, mikrosızıntıya neden olan gözenekli yapısından dolayı literatürde çok az ilgi görmüştür (Abusrewil ve ark., 2018). Bu gözenekli yapı periapikal dokulardan nemi absorbe etmesine neden olmaktadır. Bununla birlikte GP'nın kaviteye yerleştirilmesi de zordur (Bodrumlu, 2008). Bu dezavantajlarına rağmen, Amagasa ve ark. (1989) yaptıkları çalışmada guta perkayı kök ucu dolgu materyali olarak kullanmışlar ve yüksek bir başarı oranı sergilediğini bildirmişlerdir. Ancak Christiansen ve ark.'nın (2009) kök ucu rezeksiyonundan sonra iyileşmeyi karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada, MTA grubunda GP grubuna göre anlamlı derecede daha fazla dişin iyileştiği görülmüştür.

2.2.4. Super EBA ve IRM

Öjenol sıvısı ve çinko oksit tozundan oluşan Çinko oksit öjenol (ZOE), yüksek çözünürlüğe ve zayıf mekanik özelliklere sahip bir simandır. Bu nedenle, ZOE mekanik özelliklerini geliştirmek için Super etoksibenzoik asit (Super EBA) ve ara restoratif materyal (IRM) şeklinde modifiye edilmiştir. Hendra (1970), iyi sızdırmazlık özelliği nedeniyle Super EBA'nın kök ucu dolgu malzemesi olarak kullanılabileceğini savunmuştur. Benzer şekilde; Bondra ve ark. (1989) da, IRM'nin, amalgamdan önemli ölçüde daha az sızıntı gösterdiğinden retrograd dolgu olarak klinikte kullanılabileceğini öne sürmüşlerdir. Klinik olarak Dorn ve Gartner (1990), amalgamın, Super EBA ve IRM ile karşılaştırıldığında başarı oranının istatistiksel

olarak anlamlı derecede daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Bunların dışında birçok çalışmada da, IRM ve Super EBA gibi ZOE içeren malzemelerin sızdırmazlık ve biyouyumluluk açısından amalgamdan daha üstün olduğu gösterilmiştir (Bondra ve ark., 1989; Ford, Andreasen, Dorn, ve Kariyawasam, 1994; Szeremeta-Browar, VanCura, ve Zaki, 1985). Super EBA nem varlığında dişe yapışabilirken IRM yapışamaz. Bu yüzden kök ucu dolgu materyali olarak kullanıldığında Super EBA, IRM'ye tercih edilebilir (Bodrumlu, 2008). Ayrıca Super EBA kendisine de bağlanabildiği için, IRM'nin aksine tabakalı olarak yerleştirilebilir (Onyick ve Onyick, 1978). Ancak Super EBA'nın manüplasyonu IRM'den daha zordur (Wälivaara, Abrahamsson, Fogelin, ve Isaksson, 2011). Super EBA ve IRM'nin MTA'yla kıyaslandığı bir çalışmada, periapikal dokular üzerinde benzer iyileşme süreci ve histopatolojik etkiler izlenmiş; ancak materyal üzerinde sert doku oluşumunu sadece MTA indükleyebilmiştir (Bernabé ve ark., 2005). Yapılan başka bir çalışmada ise; MTA, Super EBA'dan anlamlı derecede daha iyi bir sızdırmazlık göstermiştir (Aqrabawi, 2000).

2.2.5. Kompozit Rezine

Kompozit, Bowen (1962) tarafından, dimetakrilatların (epoksirezin ve metakrilik asit) silanize kuvars tozu ile birleştirilmesiyle geliştirilmiştir (Bowen, 1962). Kompozit rezinin hidrofobik doğası, dentin gibi ıslak bir substrata bağlanmasını önler. Bunun için bir dentin bonding ajanı ve kuru bir alan gereklidir. Dentin bonding ajanı teknolojisi son on yıllar boyunca ölçülemez bir şekilde gelişmesine rağmen, iyi bir sızdırmazlık sağlamak için nem kontrolüne ihtiyaç vardır (Strassler ve Mann, 2011). Periapikal cerrahide kök ucu dolgusu yerleştirilirken nem varlığı neredeyse

kaçınılmazdır. Bu durum kompozit rezinin kök ucu dolgusu olarak kullanımını sınırlandırmaktadır (Abusrewil ve ark., 2018).

2.2.6. Polikarboksilat Siman

Polikarboksilat siman 1968'de Smith tarafından tanımlanmıştır (Smith, 1968). Bu siman çinko fosfat simandaki fosforik asitin, poliakrilik asit ile değiştirilmesiyle geliştirilmiştir. Bu malzemenin temel avantajlarından biri, poliakrilik asitin diş yapısındaki kalsiyum iyonları ile reaksiyona girerek kimyasal olarak diş bağlanmasıdır (Negm, Beech, ve Grant, 1982). Kök ucu dolgusu olarak polikarboksilat simanın kullanımı çok az ilgi görmüştür (Barry, Selbst, D'Anton, ve Madden, 1976). Polikarboksilat simandaki çinko oksit tozunun, alümina silikat cam ile değiştirilmesiyle cam iyonmer simanın (CİS) geliştirilmesi sağlanmıştır. Bu materyal hakkında bilgi, ilk olarak 1971 yılında Wilson ve Kent tarafından bildirilmiştir (Wilson ve Kent, 1971). Bir dolgu malzemesi olarak cam iyonmer simanın başlıca avantajları; ara bağlama maddesine ihtiyaç duymadan kimyasal olarak diş yapısına bağlanması, sertleşme sırasında genişlememesi veya daralmaması ve florür salmasıdır. Kök ucu restorasyonu olarak CİS'in ana dezavantajı ise çözünürlüğüdür (McCabe, 2008). Her ne kadar yapılan bazı çalışmalarda amalgam ve Super EBA'dan daha iyi bir sızdırmazlık gösterse de (Wu, Kontakiotis, ve Wesselink, 1998) bu çözünürlük CİS'in kök ucu restorasyonu olarak kullanımını sınırlandırmıştır (Abusrewil ve ark., 2018).

2.2.7. Kalsiyum Silikat Esaslı Materyaller / Biyoseramikler

Kök ucu dolgusu olarak geçmişte birçok restoratif materyal kullanılmasına rağmen altın standart olarak biyoseramikler artık kabul görmektedir (Jadun ve ark., 2019).

Biyoseramik esaslı materyallerin, yeni bir dental materyal grubu olarak 1990'ların başında tanıtılması, reperatif diş hekimliğinde en önemli gelişmelerden biri olarak düşünülebilir. Koch ve Brave (2012) biyoseramikleri, "esas olarak osteoindüktif özelliklere sahip implantlar ve replasmanlar olarak tıbbi ve dental uygulamalarda kullanılan seramik ürünler veya bileşenler" olarak tanımlamaktadır (Koch ve Brave, 2012). Bioseramiğin tüm Portland çimentosu esaslı malzemeleri kapsayan bir terim mi yoksa yalnızca daha modern ve daha saf trisilikat materyalleri mi ifade ettiği hakkında görüş birliği yoktur. Bununla birlikte, Camilleri "seramik" teriminin yanlış bir ifade olduğunu, çünkü seramiğin farklı bir kimyaya sahip daha geniş bir malzeme çeşitliliğini kapsadığını belirtmektedir (Camilleri, 2015a). Birçok araştırmacı kalsiyum silikat esaslı materyaller terimini kullanmaktadır (Kadić ve ark., 2018; Kim ve ark., 2020).

Araştırmalar, biyoseramik malzemelerin kök ucu dolgusu olarak kullanıldığında yüksek başarı oranları sağladığını göstermektedir (Abusrewil ve ark., 2018). Biyoseramik/kalsiyum silikat ailesinden olan MTA, son 20 yılda birçok *in vivo* ve *in vitro* çalışmada kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. MTA'nın geleneksel retrograd dolgu malzemeleri ile karşılaştırıldığında sızdırmazlık, biyouyumluluk ve periradiküler doku rejenerasyonu açısından üstün özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir. Hücre kültürü ve sitotoksisite çalışmaları biyoseramiklerin, amalgama

(Osorio, Hefti, Vertucci, ve Shawley, 1998; Zhu, Haglund, Safavi, ve Spangberg, 2000), IRM'ye (Zhu ve ark., 2000), Super EBA'ya (Osorio ve ark., 1998; Souza, Justo, Oliveira, Haun, ve Bincoletto, 2006), cam iyonomer simana (Osorio ve ark., 1998; Souza ve ark., 2006) ve guta perkaya (Souza ve ark., 2006) üstünlüğünü göstermiştir.

2.2.8. Mineral Trioksit Agregat

Mineral trioksit agregat, kalsiyum silikat ailesinin tanıtılan ilk üyesidir (Dutta ve Saunders, 2014). 1993 yılında Torabinejad ve arkadaşları tarafından Loma Linda Üniversitesi'nde cerrahi endodontik tedavilerde kullanılmak üzere kök ucu dolgu materyali olarak geliştirilmiş ve dental literatüre tanıtılmıştır (Torabinejad, Hong, McDonald, ve Ford, 1995). 1998 yılında FDA onayı alınmış (D. Lee ve Bogen, 2001) ve 1999'da ProRoot MTA (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Johnson City, TN, ABD) ismiyle Amerika Birleşik Devletleri'nde piyasaya sürülen ilk MTA ürünü olmuştur. 2001 yılında da MTA Angelus (Angelus, Londrina, Brezilya) Brezilya'da piyasaya sürülmüş ve 2011'de FDA onayı alındıktan sonra Amerika Birleşik Devletleri'nde kullanılmaya başlanmıştır (Tawil, Duggan, ve Galicia, 2015) .

MTA'nın ana bileşenleri trikalsiyum silikat ($3CaO.SiO_2$), dikalsiyum silikat ($2CaO.SiO_2$), trikalsiyum alüminat ($3CaO.Al_2O_3$), trikalsiyum oksit (Ca_3O_2), silikat oksit ve bizmut oksittir (Khalil, Naaman, ve Camilleri, 2016; Torabinejad ve ark., 1993). İlk (orijinal) üretiminde tetrakalsiyum alüminoferrit de bulunmaktadır (Hsu ve ark., 2015).

Mineral trioksit agregat (MTA); üstün sızdırmazlık kabiliyeti olan, antimikrobiyal etkiye sahip, sert doku oluşumunu indükleyen (kondüktif – indüktif etki), nem mevcudiyetinde sertleşen (içindeki ince hidrofilik parçacıklar olan kalsiyum oksit ve silika sayesinde), biyoaktif ve biyouyumlu bir materyaldir. Bu özelliklerinden dolayı MTA'nın kök ucu dolgu maddesi olarak kullanılabilceği bildirilmiştir (Al-Hezaimi ve ark., 2009; Enkel ve ark., 2008; Moretton ve ark., 2000; Parirokh ve Torabinejad, 2010a) ve endodontistler arasında popülerlik kazanmıştır (Torabinejad, Rastegar, Kettering, ve Ford, 1995). MTA, mükemmel fiziksel sızdırmazlık özellikleri sergilemesinin yanı sıra iyileşme sürecinde, üzerinde doğrudan hücre proliferasyonuna neden olarak da ek bir biyolojik sızdırmazlık elde edilmesini sağlar (Kim ve Kratchman, 2006; Tawil ve ark., 2009). Vital pulpa tedavilerinden sonra tersiyer dentin oluşumunu (dentinogenezis) indükler (Butt ve ark., 2014; Camilleri, 2008b). Periodontal ligament rejenerasyonunu sağlar. Sementogenezis ve osteogenezisi indükler (Ebtehal, Perinpanayagam, ve MacFarland, 2006; Parirokh ve Torabinejad, 2010a; Torabinejad, Watson, ve Ford, 1993). Çeşitli hayvan deneylerinde MTA'nın, dolgu ve kök ucu yüzeyinde sement oluşumunu teşvik ettiği kanıtlanmıştır (Torabinejad ve ark., 1997; Baek ve ark., 2005). Ancak yeni oluşan sementin, kalan periodontal ligamentten mi yoksa alveolar kemikten mi köken aldığı henüz anlaşılamamıştır (Baek ve ark., 2005).

Kalsiyum silikat esaslı bir simanın tozu, sıvısı veya su ile karıştırılırsa hidrasyon olarak bilinen kimyasal bir reaksiyon meydana gelir ve sonuçta sertleşen bir koloidal jel oluşur. Karışımın özelliklerini; toz/sıvı oranı, karıştırma yöntemi (yani hapsedilen hava miktarı), kondenzasyon için kullanılan basınç, ortamın nemi, MTA'nın tipi, saklama ortamı, çevrenin pH değeri, karıştırma ile uygulama arasındaki sürenin uzunluğu ve

sıcaklık etkiler (Dammachke, Gerth, Züchner, ve Schäfer, 2005; Islam, Chng, ve Yap, 2006; Kogan, He, Glickman, ve Watanabe, 2006; Lee ve ark., 2004; Watts, Holt, Beeson, Kirkpatrick, ve Rutledge, 2007).

MTA operasyon alanına yerleştirildikten sonra yeterli nem varlığında fleksürel, basınç ve push-out dayanımı gibi optimal fiziksel özellikler kazandığı görülmektedir (Parirokh ve Torabinejad, 2010a). Simanın fiziksel özellikleri nem dışında materyalin kristal boyutundan da etkilenebilir. Daha küçük partiküller, karıştırma sıvısı ile yüzey temasını artırır ve daha fazla erken mukavemet ve manüplasyon kolaylığı sağlar. Bunun; MTA'nın sızdırmazlık kabiliyetinde de önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir (Parirokh ve Torabinejad, 2010a).

Trikalsiyum silikat esaslı simanların hidrasyonu sonrasında, kalsiyum silikat hidrat ve kalsiyum hidroksit açığa çıkar (Camilleri, Sorrentino, ve Damidot, 2015). Kalsiyum hidroksit, sert doku üreten hücrelerin hücre atışmanı, migrasyonu, diferansiyasyonu ve proliferasyonu için gerekli olan kalsiyum iyonlarını serbest bırakır (Tomás-Catalá ve ark., 2017). Salınan Ca^{+2} , apatit oluşumu için gereklidir (Camilleri, 2015b). Aynı zamanda hidroksil iyonlarını serbest bırakarak pH'ı yükseltir. Karıştırıldıktan hemen sonra MTA'nın pH'ı 10.2 iken, 3 saat sonra 12.5'e yükseldiği görülmüştür (Torabinejad ve ark., 1995). Farklı MTA tiplerinin Ca^{+2} salma miktarı değişse de literatür bu materyallerin ortamı alkalileştirme ve pH'ı yaklaşık 11 ve üzeri değerlere çıkarma potansiyeli konusunda görüş birliği vardır (Dubey, Rajan, Bello, Min, ve Rosa, 2017; Prati ve Gandolfi, 2015). Bu alkali ortam bakterilerin çoğalmasını engeller (Dawood, Parashos, Wong, Reynolds, ve Manton, 2017). Yapılan çalışmalarda, MTA'nın *Candida albicans*, *Enterococcus faecalis*, *Staphylococcus aureus* ve *Fusobacterium nucleatum*'a karşı antimikrobiyal etkisi olduğu gösterilmiştir (Al-

Nazhan ve Al-Judai, 2003; Stowe, Sedgley, Stowe, ve Fenno, 2004). Sert doku oluşumunun indüklenmesinde Ca^{+2} 'un yanı sıra alkali ortamın da etkisi büyüktür (Torabinejad, Hong, ve ark., 1995). Kalsiyum salınımı ve alkalın potansiyeli birlikte, mineralizasyon sürecinde gerekli olan çeşitli genlerin (örn. osteokalsin, kemik sialoprotein, dentin sialofosfoprotein, kemik morfogenetik protein-2 (BMP-2)) ve alkalın fosfatazın ekspresyonunda artışa neden olarak osteoindüktif etki oluşturur (Bortoluzzi ve ark., 2015; Bueno ve ark., 2019; Gandolfi, Siboni, ve ark., 2013; Rashid ve ark., 2003; Sultana ve ark., 2018).

MTA, esas olarak kalsiyum ve silikattan oluşan biyoaktif bir materyaldir (Asgary, Parirokh, Eghbal, ve Brink, 2005). Kalsiyum iyonlarının salınımı; osteoblastların proliferasyonunu ve farklılaşmasını sağlayarak hücre dışı matris mineralizasyonunun oluşumunu destekler (Maeno ve ark., 2005); ayrıca osteoblastlardaki Ca-algılama reseptörlerini aktive ederek büyüme faktörlerinin ekspresyonunu artırır (Marie, 2010). Silisyum ise osteoklast aktivitesini inhibe ederek (Hung, Kao, Chen, Shie, ve Huang, 2013), düşük dozlarda bile osteoblastojenik yolları uyararak (Murphy, Wren, Towler, ve Boyd, 2010) kemik oluşumunda rol oynar. Silisyum da kalsiyum gibi, osteoblastlarda alkalın fosfataz aktivitesini artırır (Kim, Bu, Sung, ve Choi, 2013). Ayrıca BMP-2 ve TGF- β_1 gibi morfogenetik proteinlerin ve büyüme faktörlerinin salgılanmasını indükleyerek, dental pulpa hücrelerinin dentin oluşturan odontoblast benzeri hücrelere çoğalmasını ve farklılaşmasını kolaylaştırır (Asgary, Nazarian, Khojasteh, ve Shokouhinejad, 2014; Moghaddame-Jafari, Mantellini, Botero, McDonald, ve Nör, 2005; Paranjpe, Smoot, Zhang, ve Johnson, 2011). İnsan osteoblast hücreleri ile yapılmış *in vitro* çalışmalar, MTA'nın sitokin serbestleşmesini ve interlökin üretimini stimüle ettiğini; bu sayede sement ve kemik gibi

sert dokuların yanı sıra periodontal bağ dokusunun da iyileşmesini etkin olarak sağladığını bildirmektedir (De Deu ve ark., 2005; Koh, McDonald, Ford, ve Torabinejad, 1998).

Apatit tabakası; sertleşme süresi boyunca MTA'dan salınan kalsiyum iyonlarına, *in vivo* fizyolojik sıvılardaki (Hench ve Wilson, 1984) veya *in vitro* simüle edilmiş vücut sıvılarındaki (Ducheyne, Ei-Ghannam, ve Shapiro, 1994) fosforun bağlanmasıyla oluşur (Pornamazeh ve ark., 2017). Bu tabakanın üretim kapasitesi, büyük ölçüde kullanılan materyalin kalsiyum salınımına ve uzun bir süre ortamın yüksek pH'ını korumasına dayanır (Gandolfi ve ark., 2013; Gandolfi ve ark., 2011). MTA ile dentin arasında oluşan bu apatit benzeri yapıyı araştıran birçok çalışma olmuştur ve yazarlar bu yapı hakkında farklı görüşler bildirmişlerdir. Holland ve ark., MTA'nın tozu ve sıvısı karıştırıldıktan sonra oluşan CaOH_2 'ten salınan kalsiyum iyonlarının, doku karbondioksiti ile reaksiyona girerek kalsit kristallerini (kalsiyum karbonat) oluşturduğunu söylemişlerdir (Holland ve ark., 1999). Sarkar ve ark (2005) da yaptıkları *in vitro* çalışmada, MTA ile dentin arasında oluşan yapının kalsit olduğunu öne sürmüşlerdir. Coleman ve ark. (2007) portland çimentosunu SBF'ye batırarak bir çalışma yapmışlar ve materyal yüzeyinde hem hidroksiapatit (HA) hem de kalsit kristalleri gözlemlemişlerdir. Bazı yazarlar ise doku sıvısının fosfat iyonları açısından oldukça zengin; karbonat içeriği açınsındansa nispeten düşük olduğunu bildirirler ve böyle bir ortamda, kimyasal olarak kalsittense HA oluşumunun daha mümkün olacağını iddia ederler (Cole ve Eastoe, 1998; LeGeros, 1991). Bununla birlikte Reyes-Carmona ve ark. (2009), MTA'nın fosfat içeren bir sıvı ile etkileşimi sonucu, amorf bir kalsiyum fosfat fazı yoluyla kalsiyum eksikliği olan B tipi karbonat apatit oluştuğunu bildirmişlerdir. Karbonat apatit; kemik, sement ve dentin gibi sert dokuların mineral

fazını temsil eder ve biyolojik apatit olarak bilinir (Reyes-Carmona, Felipe, ve Felipe, 2009). Kemik apatite saf hidroksiapatitten daha çok benzer (Cazalbou, Combes, Eichert, Rey, ve Glimcher, 2004; Hasegawa, Doi, ve Uchida, 2003). Niu ve ark. (2014) da yayınladıkları çalışmada apatit oluşumunu şu şekilde açıklamışlardır: MTA-dentin arayüzünde iyon alışverişi sonrası CaOH_2 ve kalsiyum silikat hidratlar oluşur. Ardından silika jel tabakası üzerinde, kalsiyum silikat hidratın ana bağlama fazı olan silanol (Si-OH) grubu, fosfat içeren çözeltiler varlığında Ca^{+2} ve HPO_4^{-2} 'i bağlayarak amorf kalsiyum fosfat (ACP) oluşmasını sağlar. ACP da karbonat apatit kristallerine dönüşür. Bu dönüşüm PO_4^{-3} gruplarının CO_3^{-2} ile yer değiştirmesiyle gerçekleşir. Oluşan karbonat apatit yapısı; kalsiyum eksikliği olan, zayıf kristalli, B-tipi karbonat apatittir (Niu ve ark., 2014).

Sonuçta oluşan apatit kristalleri çekirdeklenir ve büyür, MTA ile dentin duvarı arasındaki mikroskobik boşlukları doldurur. MTA ile dentin arasında başlangıçta mekanik bağlanma gerçekleşir. Ardından apatit tabakası ile dentin arasında difüzyon kontrollü bir reaksiyon yoluyla kimyasal bağlanma gerçekleşir (Gandolfi, Taddei, ve ark., 2013; Gandolfi ve ark., 2011). Hidroksiapatit kristalleri, kollajen lifleri boyunca birikir ve dentin tübülleri içerisinde tag benzeri yapıları oluşturur (Reyes-Carmona, Felipe, & Felipe, 2010b; Sarkar ve ark., 2005). MTA ile kök kanal duvarları arasında keşfedilen bu hidroksiapatit benzeri yapı MTA'nın sızdırmazlık kabiliyetini artırır, kemik metabolizması için gerekli bir süreç olan kalsiyum ve fosforu sürekli olarak serbest bırakır. Sert dokuların rejenerasyonunu ve remineralizasyonunu destekler. Bu sonuçlara dayanarak, MTA'nın biyouyumluluğunun, sızdırmazlığının ve dentinojenik aktivitesinin, HA oluşumu sırasında MTA ile doku sıvıları arasındaki fizyokimyasal reaksiyonlardan kaynaklandığı düşünülmüştür (Parirokh ve Torabinejad, 2010b).

Kalsiyum silikat esaslı simanların mukavemet gelişiminden esas olarak trikalsiyum silikat (Ca_3SiO_5) bileşeninin sorumlu olduğu bulunmuştur (Bergold, Goetz-Neunhoeffler, ve Neubauer, 2015). Ca_3SiO_5 , kalsiyum silikat hidrat (CSH) oluşturmak için su ile reaksiyona girer. CSH ağının polimerizasyonu, zamanla MTA'nın kendi kendine sertleşme özelliklerine ve artan mekanik dayanıma katkıda bulunur (Ylmén, Jäglid, Steenari, ve Panas, 2009). Benzer şekilde dikalsiyum silikat fazı (Ca_2SiO_4) su ile reaksiyona girerek CSH oluşturur, ancak Ca_3SiO_5 'ten daha düşük bir hızda olur (Liu, Chang, ve Yue, 2011). Bu nedenle MTA'nın nemli ortamda saklanması zaman geçtikçe ona daha fazla mukavemet kazandırır (Damaschke ve ark., 2005). Her iki kalsiyum silikat hidrasyonu, sonunda sağlamlaşmak için birbirleriyle karışan iğne benzeri amorf CSH jellerinin ve sütun şeklindeki kalsiyum hidroksit kristallerinin oluşumuna neden olur (Choi, Um, ve Rhee, 2019; Ylmén ve ark., 2009).

MTA'nın temel dezavantajları; renk değişikliği potansiyeli, manüplasyon zorluğu, uzun sertleşme süresi, yüksek malzeme maliyeti, bilinen bir çözücüsünün olmaması ve sertleştikten sonra uzaklaştırma zorluğudur (Parirokh ve Torabinejad, 2010b). Bu dezavantajları gidermek için yeni kalsiyum silikat esaslı materyaller geliştirilmektedir (Jain ve ark., 2019).

2.3. ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN KÖK UCU DOLGU MATERYALLERİ

2.3.1. MTA Flow

MTA Flow (Ultradent Products Inc., Güney Ürdün, UT, ABD); di-trikalsiyum silikat, radyoopaklaştırıcı olarak bizmut oksit içeren son derece ince, gri renkli bir toz ve su bazlı bir jelden oluşan sıvının bileşimidir. Pulpa kapaklama, pulpotomi, perforasyon tamiri, rezorpsiyonlar, apeksifikasyon, apeksogenezis ve kök ucu dolgusu olarak klinik uygulamalarda kullanılması amacıyla geliştirilmiştir. Üretici tarafından, MTA Flow'un farklı toz/jel oranlarında manipüle edilebildiği, böylelikle pürüzsüz bir kıvama ulaşıldığı, endike alana yerleştirilmesinin kolay olduğu, yeni jel bazlı taşıyıcı sayesinde yıkamaya karşı (wash-out) daha dirençli olduğu belirtilir (Guimaraes ve ark., 2017; Mondelli ve ark., 2019). Yıkamayla uzaklaşmayı önleyici (antiwashout) jellerin kullanımı, partiküllerin viskozitesini ve harici su çözeltilerine karşı direnci arttırmak amacıyla önerilmiştir. Ayrıca bu jeller, materyallerin basınç dayanımı gibi fiziksel özelliklerini geliştirerek sertleşme süresini ve poroziteyi azaltır (Formosa, Mallia, ve Camilleri, 2013). Kaviteye yerleştirmeyi ve manüplasyonu kolaylaştırır (Guimaraes ve ark., 2017). Yoğun MTA Flow, yüksek plastisite özelliği kazanarak manüplasyon zorluğunun azalmasını sağlarken akışkan MTA Flow, kök kanal dolgu malzemesi olarak kullanılmak için yeterli özelliklere sahiptir (Mondelli ve ark., 2019). Farklı toz/jel oranı kullanılarak yapılan bir çalışmada yoğun MTA Flow'un, akışkan MTA Flow'a göre daha az enflamatuar yanıtı yol açtığı gözlemlenmiştir. Akışkan MTA Flow'un daha yavaş sertleştiği için daha fazla dağılım gösterip yoğun enflamasyona sebep olduğu düşünülmektedir (Mondelli ve ark., 2019). MTA Flow'un alkalın pH'a,

düşük çözünürlüğe, tatmin edici radyopasiteye sahip olduğu ve MTA Angelus'a benzer şekilde fosfat ve kalsiyum birikintileri oluşturabildiği (Guimaraes ve ark., 2017) ve biyouyumlu olup, biyomineralizasyonu indüklediği bildirilmiştir (Bueno ve ark., 2019).

2.3.2. RetroMTA

RetroMTA (BioMTA, Seul, Kore Cumhuriyeti) kök rezorpsiyonlarının ve perforasyonların tamiri, pulpa kapaklama ve retrograd dolgularda kullanılmak üzere piyasaya sunulmuştur (Souza, Yadlapati, Dorn, Silva, ve Letra, 2015). RetroMTA, kalsiyum karbonat (ağırlıkça % 60-80), kalsiyum zirkonya kompleksi (ağırlıkça %20-30), alüminyum oksit (ağırlıkça %5-10) ve silikon dioksitten (ağırlıkça %5-15) oluşan hızlı sertleşen bir kalsiyum silikat simandır. RetroMTA, diğer MTA materyallerinden farklı olarak Portland çimentosundan türetilmeyen hidrofilik materyallerin karıştırılmasıyla sentezlenir (Lee ve ark., 2015; Pornamazeh ve ark., 2017; Souza ve ark., 2015). Bu hidrofilik materyaller, su varlığında sertleşen ince, hidrofilik parçacıklardan oluşur. RetroMTA; yüksek washout direncine sahiptir, iyi manüplasyon özellikleri gösterir, ağır metal içermez, hücre toksisitesine veya renklenmeye sebep olmaz (Bakhtiar ve ark., 2018; Sinkar ve ark., 2015; Souza ve ark., 2015; Kang ve ark., 2015).

2017 yılında yapılan bir *in vitro* çalışmada RetroMTA, MTA Angelus ve CEM'e (kalsiyumla zenginleştirilmiş karışım) kıyasla önemli ölçüde daha düşük başlangıç (3.24 dk) ve final sertleşme süresi (12.66 dk) göstermiştir (Pornamazeh ve ark., 2017). Bunun sebebi olarak RetroMTA'nın içeriğindeki zirkonyumun, simanın hidrasyonunu hızlandırarak sertleşme süresini kısalttığı şeklinde açıklanabileceği bildirilmiştir (Han,

Kodama, ve Okiji, 2015; Li, Deacon, ve Coleman, 2013). Ayrıca RetroMTA, yüksek biyouyumluluk, iyi hücre yaşayabilirliği, inflamasyon olmadan vital pulpa dokusuna komşu sert doku köprüsü oluşumunu indüklemeye gibi çeşitli olumlu özellikler göstermiştir (Chung, Kim, Song, Park, ve Shin, 2016; Dammaschke, Nowicka, Lipski, ve Ricucci, 2019; Souza ve ark., 2015).

RetroMTA, su varlığında Ca(OH)_2 oluşturabilir (Lee ve ark., 2015) ve bu da komşu pulpa dokusunda sert doku oluşumunu indükler (Schröder, 1972). Meraji ve ark. (2018) tarafından yapılan bir çalışmada Biodentin'in içeriğindeki katkı maddeleri nedeniyle daha hızlı reaksiyona girdiği ve RetroMTA'dan daha önce kalsiyum hidroksit ürettiği gösterilmiştir. Ancak; kalsiyum hidroksitin uzun dönemde oluşumu, remineralizasyon ve ayrıca uzun vadeli bağlanma gücü üzerinde daha fazla etkiye sahiptir, bu nedenle RetroMTA, Biodentin'den daha iyi bağlanma kuvvetleri ve daha fazla remineralizasyon sergilemiştir (Meraji ve ark., 2018).

2.3.3. MTA Repair HP

Son zamanlarda yeni çıkan başka bir MTA çeşidi de MTA Repair HP (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brazil) 'dir. Üretici bu materyalin; daha kolay manüple edilip uygulandığını, bizmutsuz içeriği sayesinde renklenmeye neden olmadığını, kalsiyum salınımı sayesinde biyomineralizasyonu indüklediğini, yüksek alkaliliği sayesinde bakteriyel büyümeyi engellediğini iddia etmektedir. Kök ucu dolgusu, pulpa kapaklama, pulpotomi, apeksogenezis, apeksifikasyon ve kök kanal perforasyonlarını onarmak için kullanılması önerilmektedir (Angelus Science and Technology 2020; Londrina 2017).

Tozunda; trikalsiyum silikat (Ca_3SiO_5), dikalsiyum silikat (Ca_2SiO_4), trikalsiyum alüminat ($3\text{CaO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3$), kalsiyum oksit (CaO), kalsiyum karbonat (CaCO_3) ve radyopaklaştırıcı olarak kalsiyum tungstat (CaWO_4), sıvısında; su ve polimer plastikleştirici bulunur (Aguiar ve ark., 2019; Tomás-Catalá ve ark., 2017).

Genel olarak, MTA Repair HP'nin fizikokimyasal ve biyolojik özellikleri MTA Angelus'a benzese de bir takım farklılıklar mevcuttur (Galarça ve ark., 2018). MTA Repair HP'nin film kalınlığı, MTA Angelus'tan önemli ölçüde daha düşüktür (ancak yine de ISO 6876 standardını karşılamamıştır) ve partikül boyutu da MTA Angelus'tan biraz daha küçüktür (Galarça ve ark., 2018). Yapılan araştırmalarda MTA Repair HP'nin daha önceki kuşak olan beyaz MTA Angelus'tan daha fazla plastisiteye sahip olduğu bildirilmiştir. Yüksek plastisite özelliği, manüplasyonunu ve diş içerisine yerleştirmesini kolaylaştırmıştır. Manipülasyon sırasında, MTA Repair HP'nin kremi ve homojen bir kıvama, beyaz MTA Angelus'un ise kaba kumlu bir kıvama sahip olduğu gözlenmiştir (Ferreira ve ark., 2019). Ayrıca, radyopaklaştırıcı olarak bizmut oksit yerine kalsiyum tungstat içermektedir (Tomás-Catalá ve ark., 2017). Bizmut oksidin, trikalsiyum silikat bazlı ürünlerin biyoyumluluğunu engellediği (Silva ve ark., 2017; Silva ve ark., 2014), fizikokimyasal özelliklerini olumsuz yönde etkilediği (Coomaraswamy, Lumley, ve Hofmann, 2007; Formosa, Mallia, ve Camilleri, 2012; Grazziotin-Soares ve ark., 2014) ve estetik olarak tatmin edici olmadığı bildirilmiştir (Demarco, Corrêa, Cenci, Moraes, ve Opdam, 2012; Samra, Ribeiro, Borges, ve Kossatz, 2012). Portland çimentosu esaslı endodontik model sistemi ile yapılan bir çalışmada, materyale bizmut oksit ilave edilmesiyle içerisinde daha fazla reaksiyona girmemiş su bırakarak porozitenin ve çatlakların arttığı ve mekanik stabilitenin azaldığı gözlenmiştir. Porozitenin artması aynı zamanda çözünürlüğü ve dolayısıyla materyalin

degradasyonunu artırmaktadır (Coomaraswamy ve ark., 2007). Bizmut oksit yerine radyopaklaştırıcı olarak kalsiyum tungstat, altın ve gümüş / kalay alaşımı (Camilleri, 2008b) ve zirkonyum oksit (Duarte ve ark., 2012) kullanılması önerilmiştir (Bosso-Martelo ve ark., 2016; Duarte ve ark., 2012; Marciano ve ark., 2014). MTA Repair HP'de, bizmut oksidin kalsiyum tungstat ile değiştirilmesi, ISO 6876 tarafından önerildiği gibi, materyal radyoopasitesini 3.0 mm Al'den daha yüksek tutmuştur (Galarça ve ark., 2018). Guimaraes ve ark.'nın (2018) yaptığı çalışmada, MTA Repair HP biraz daha düşük olmakla birlikte beyaz MTA Angelus ile benzer radyoopasite değerleri göstermiştir. Son çalışmalar kalsiyum tungstatın trikalsiyum silikat bazlı simanların fiziko-kimyasal, antibakteriyel ve biyolojik özelliklerini geliştirdiğini göstermiştir (Bosso-Martelo ve ark., 2016; Duarte ve ark., 2012).

Jiménez-Sánchez ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada, MTA Repair HP'nin kısa sertleşme süresine, hızlı ve etkili biyoaktif cevaba sahip olduğunu gözlemlemişlerdir. 2018 yılında Galarça ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada; MTA Repair HP'nin sertleşme süresi, MTA Angelus'tan daha uzun sürmüştür. Bunun nedeninin, içeriğindeki radyopaklaştırıcı maddeden kaynaklı olabileceği söylenmiştir (Galarça ve ark., 2018). Önceki bir çalışma da, MTA Repair HP'de bulunan radyopaklaştırıcı madde olan kalsiyum tungstat'ın trikalsiyum silikat bazlı simanların sertleşme süresini arttırdığını göstermiştir (Bosso-Martelo ve ark., 2016). Ancak Guimaraes ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, MTA Angelusla benzer final sertleşme zamanı bildirilmiştir (Guimaraes ve ark., 2018).

Kalsiyum silikat bazlı simanların çözünürlüğü, hidrasyon sırasında çözünür kalsiyum tuzlarına, kalsiyum hidroksit formasyonuna ve malzemenin sertleşme reaksiyonuna bağlıdır (Gandolfi ve ark., 2015). Çalışmalarda hem MTA Repair HP hem

de geleneksel MTA'nın (MTA Angelus) ISO standartlarının önerdiğinden (% 3) daha yüksek çözünürlüğe sahip olduğu gözlemlenmiştir (Gandolfi ve ark., 2011; Guimarães ve ark., 2018). MTA Repair HP, geleneksel MTA ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak daha yüksek bir çözünürlük (% 8.18) göstermiştir. Bunun nedeni olarak da; manüplasyonu ve kaviteye yerleştirmeyi kolaylaştırmak amacıyla MTA Repair HP'nin karıştırma sıvısına ilave edilen plastikleştiricinin materyalin daha fazla su emmesine ve daha çözünür hale gelmesine neden olabileceği düşünülmüştür (Guimarães ve ark., 2018).

2.4. PUSH-OUT BAĞLANMA DAYANIMI

İyi bir sızdırmazlığın oluşturulması, hem kök ucu kavitelerinin hem de perforasyon tamir materyallerinin temel gereksinimlerinden biridir. Bunun için de yer değiştirme direnci yani dentine bağlanma dayanımının iyi olması gerekir (Silva ve ark., 2016).

Dental materyallerin dentine bağlanma dayanımını değerlendirmek için çeşitli yöntemler vardır. Bunlar çekme, makaslama ve itme (push-out) dayanımı testleridir (Drummond, Sakaguchi, Racean, Wozny, ve Steinberg, 1996; Huffman ve ark., 2009; Reyes-Carmona, Felipe, & Felipe, 2010a). Push out bağlanma dayanımı testi, dental materyaller ve dentin arasındaki bağlantı kalitesinin değerlendirilmesinde önemli bir tekniktir (Hashem ve Amin, 2012; Shokouhinejad ve ark., 2010). Test sırasında kullanılan uç, sabit hızda materyal üzerine kuvvet uygular ve materyali dentinden koparmaya çalışır. Materyalin dentinden kopmasına neden olan en yüksek kuvvet değeri, bize bağlanma dayanımı değerini verir. Bu yöntemde dentinden elde edilen kesitler kullanılabilirdiğinden kökün farklı bölgelerindeki bağlanma dayanımlarını

ölçmek mümkündür (Loxley, Liewehr, Buxton, ve McPherson III, 2003). Push-out bağlanma dayanımı testi yapıldıktan sonra, dentin ve kullanılan materyal arasındaki bağlantı başarısızlığı tiplerini görüntülemek için stereomikroskoplardan yararlanılır. Stereomikroskopla görüntülenen bağlantı başarısızlık tipleri 3'e ayrılır;

1. Adeziv başarısızlık; simanın dentin yüzeyinden tamamen ayrılması durumu, yani dentin yüzeyinde hiç siman olmamasıdır.
2. Koheziv başarısızlık; siman içerisinde meydana gelen kopmalardır. Dentin yüzeyi tamamen simanla kaplıdır.
3. Mix başarısızlık; dentin yüzeyi kısmen simanla kaplıdır (Marques ve ark., 2015).

Tüm bu bilgiler ışığında çalışmamızın amacı; kan kontaminasyonu varlığında veya yokluğunda kök ucuna yerleştirilen MTA Repair HP, RetroMTA ve MTA Flow endodontik tamir materyallerinin dentine bağlanma dayanımlarını değerlendirmektir. Çalışmamızın öngörülen hipotezleri; kan kontaminasyonunun materyallerin dentine bağlanma dayanımını etkilemeyeceği ve kullanılan kök ucu dolgu materyalleri arasında dentine bağlanma dayanımı açısından farklılık olmayacağıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız; Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul'u tarafından 19.02.2019 tarih ve 19-KAEK-059 kayıt numarasıyla onaylandıktan sonra başladı ve 2019/68 proje numarası ile Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklendi. Çalışma sırasında Helsinki Deklarasyonu ilkelerine uyuldu.

3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN MATERYALLER

Bu çalışmada kök ucu dolgu malzemesi olarak kalsiyum silikat içerikli MTA Repair HP (Angelus, Londrina, Brezilya), RetroMTA (BioMTA, Seul, Kore) ve MTA Flow (Ultradent Products Inc, Güney Ürdün, UT, ABD) (**Resim 3.1**) kullanıldı. Kullanılan materyaller, içerikleri, uygulama aşamaları ve üretici firmaları **Tablo 3.1**'de gösterildi.



Resim 3. 1: Çalışmada Kullanılan Materyaller (A: MTA Repair HP B: MTA Flow C: RetroMTA)

Tablo 3. 1: Çalışmada Kullanılan Materyaller, İçerikleri, Uygulama Şekilleri, Üretici Firmaları ve Ürün Numaraları

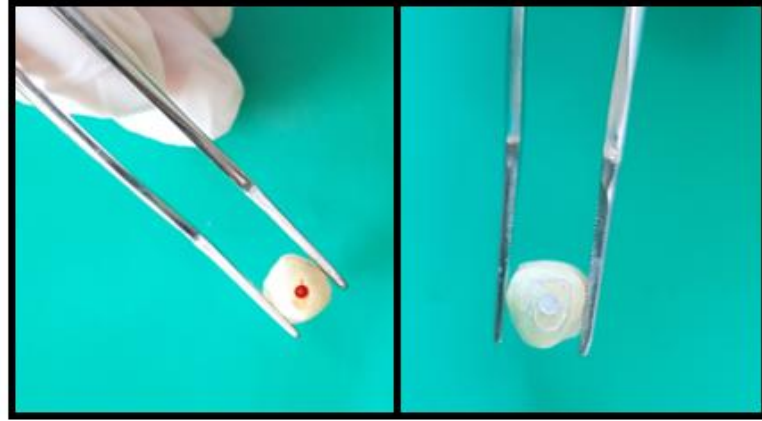
ÜRÜN ADI	İÇERİKLERİ	UYGULAMA ŞEKLİ	ÜRETİCİ FİRMA	ÜRÜN NO
MTA Repair HP	Toz Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum oksit, kalsiyum tungstat Sıvı Su ve plastikleştirici	Tek ambalajdaki toz (0.085 gr) ve 2 damla likit 40 sn boyunca karıştırılıp uygulanır.	Angelus Londrina, Brezilya	101254
MTA Flow	Toz Dikalsiyum silikat, trikalsiyum silikat, bizmut oksit Sıvı Suda çözünür silikon bazlı jel	1 büyük uç ve 1 küçük uç (0,19 gr) toz ve 1 damla likit karıştırılarak uygulanır.	Ultradent Products Inc Güney Ürdün, UT, ABD	BH71S
RetroMTA	Toz Kalsiyum karbonat, kalsiyum zirkonya kompleksi, alüminyum oksit, silikon dioksit Sıvı Distile su	0,3 g toz ve 3 damla likit 40 sn. boyunca hafifçe ıslatıp parlak yüzey kaybolana kadar beklenir ve 120 sn. bastırılarak uygulanır.	BioMTA Seul, Kore	RM1604D15

3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Bu çalışmada herhangi bir çürük lezyonu, şekil veya büyüklük anomalisi, kaynaşmış kök veya önceden kök kanalı tedavisi olmayan, olgun apeksli, tek köklü 90 adet maksiler santral insan dişi kullanıldı. Çalışmamızda kullanılacak dişler, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Ana Bilim Dalı Kliniği'nde farklı nedenlerle çekilmiş dişlerden elde edildi. Dişlerin hazırlık aşaması, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı Kliniği'nde yapıldı. Çalışmanın tüm safhaları tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirildi. Dişler üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları periodontal bir küret (#3-4 Gracey, Nordent, ABD) yardımıyla temizlenerek uzaklaştırıldı. Tüm dişler % 5,25'lik NaOCl (Werax, İzmir, Türkiye) içinde 1 saat bekletildikten sonra tekrar akan su altında yıkanarak çalışma başlangıcına kadar distile su içerisinde bekletildi. Çalışmada standardizasyonu sağlamak için benzer boyutlara sahip dişler seçildi. Yeterli genişlikte bir koronal giriş kavitesi preparasyonu yapıldı. Kök kanal uzunluğu, 15# K-tipi el eğesi (VDW, Münih, Almanya) ile eğenin ucu apikalden görünene kadar kanal içerisinde ilerletilerek belirlendi. Çalışma uzunluğu, kanal uzunluğundan 1 mm çıkarılarak hesaplandı. İlk olarak R25 (boyut 25, 0.08 taperlı) (VDW, Münih, Almanya), ardından R40 (boyut 40, 0.06 taperlı) (VDW, Münih, Almanya) ana apikal eğe boyutuna kadar Resiprok döner aletleriyle kök kanal şekillendirme prosedürleri uygulandı. Kök kanalları, alet değişiklikleri arasında 2 ml % 2.5'lik NaOCl (Werax, İzmir, Türkiye) ile irrigate edildi. Smear tabakasını uzaklaştırmak için 1 dakika boyunca 5 ml % 17'lik etilen diamin tetra asetik asit (EDTA) (Werax, İzmir, Türkiye) ile irrigasyon yapıldı. Bunu, 1 dk boyunca 5 ml % 2.5 NaOCl ve daha sonra 5 ml distile su ile irrigasyon takip etti. Dişler daha sonra R40 (VDW, Münih,

Almanya) kağıt konlarla kurutuldu. Tek kon guta perka-R40 (VDW, Mönih, Almanya), epoksi rezin esaslı 2 Seal patı (VDW, Mönih, Almanya) ile hafifçe kaplandı ve çalışma uzunluğuna kadar kök kanalına yerleştirildi. Doldurma işlemine doğrulamak için meziodistal ve bukkolingual radyografiler çekildi. Kök kanalı doldurulduktan sonra, koronal giriş geçici dolgu materyali (Cavit, 3M, ESPE, St. Paul, MN, ABD) ile kapatıldı ve örnekler 1 hafta boyunca tamamen sertleşmesi için % 100 nemde ve 37°C'de tutuldu.

Kökler, su soğutması altında elmas frez kullanılarak, dişin uzun eksenine 90° 'lik bir açıyla, kök ucunun 3 mm üzerinden rezeke edildi. Sabit su püskürtme irrigasyonu altında ultrasonik sistem (Acteon satelec; Merignac, Fransa) kullanılarak 1.3 mm çapa sahip silindirik elmas kaplı ultrasonik retro-uç (Acteon satelec PM2 uç; Merignac, Fransa) ile 3 mm derinliğinde kök ucu preparasyonu yapıldı. Öncelikle kaviteler, kanla kontamine olan (+) veya kontamine olmayan (-) şeklinde 2 gruba ayrıldı (n=45). Kök ucu kavitesine yerleştirilmek için gerekli kan, 'insan denekleri içeren tıbbi araştırmalar için Helsinki Deklarasyonu' etik ilkelerine uygun olarak araştırmacı tarafından sağlandı ve bu kanı perforasyon kavitelerine enjekte etmek için 27 gauge'lu bir şırınga kullanıldı. Fazla kan, dentin duvarlarına dokunmadan R40 kağıt konlarla (VDW, Mönih, Almanya) uzaklaştırıldı (**Resim 3.2.**). Kanla kontamine olmayan grupta kavite içerisine salin enjekte edildi ve fazla salin, dentin duvarlarına dokunmadan R40 kağıt konlarla (VDW, Mönih, Almanya) uzaklaştırıldı. Her grup kullanılan farklı kök ucu dolgusu malzemesine göre 3 alt gruba daha ayrıldı (n=15). Üreticinin talimatları doğrultusunda karıştırılan MTA Repair HP, RetroMTA veya MTA Flow, kaviteye amalgam tabancasıyla yerleştirildikten sonra uygun genişlikte fulvarlarla kondanse edilerek örnekler dolduruldu (**Resim 3.2.**) Salinle ıslatılmış pamuk peletler, her dişte tamir materyalinin üzerine yerleştirildi.



Resim 3. 2: Kök Ucu Kavitelelerinin Kanla Kontamine Edilmesi ve Kök Ucu Dolgu Materyalleriyle Doldurulması

90 adet diş, her grupta 15 adet diş olacak şekilde 6 çalışma grubuna ayrıldı;

- 1. Grup / MTA Repair HP (+):** MTA Repair HP'nin kanla kontamine olan grubu. Kavitele kanla kontamine edildikten sonra fazla kan 1 ya da 2 adet kağıt konla, dentin duvarlarına dokunmadan uzaklaştırıldı. MTA Repair HP, üretici firmanın talimatları doğrultusunda (Tablo 3.1'de gösterilmiştir) cam üzerinde karıştırıldıktan sonra amalgam tabancasıyla kaviteye yerleştirildi ve uygun genişlikte bir fulvarla kondanse edildi.
- 2. Grup / MTA Flow (+):** MTA Flow'un kanla kontamine olan grubu. Kavitele kanla kontamine edildikten sonra fazla kan 1 ya da 2 adet kağıt konla, dentin duvarlarına dokunmadan uzaklaştırıldı. MTA Flow, üretici firmanın talimatları doğrultusunda (Tablo 3.1'de gösterilmiştir) cam üzerinde karıştırıldıktan sonra amalgam tabancasıyla kaviteye yerleştirildi ve uygun genişlikte fulvarla kondanse edildi.
- 3. Grup / RetroMTA (+):** RetroMTA'nın kanla kontamine olan grubu. Kavitele kanla kontamine edildikten sonra fazla kan 1 ya da 2 adet kağıt konla, dentin duvarlarına dokunmadan uzaklaştırıldı. RetroMTA, üretici firmanın talimatları doğrultusunda

(Tablo 3.1’de gösterilmiştir) cam üzerinde karıştırıldıktan sonra amalgam tabancasıyla kaviteye yerleştirildi ve uygun genişlikte fulvarla kondanse edildi.

4. Grup / MTA Repair HP (-): MTA Repair HP’nin kanla kontamine olmayan grubu. Kavitelere sadece salin enjekte edildi. Fazlası 1 ya da 2 adet kağıt konla, dentin duvarlarına dokunmadan uzaklaştırıldı. MTA Repair HP, üretici firmanın talimatları doğrultusunda (Tablo 3.1’de gösterilmiştir) cam üzerinde karıştırıldıktan sonra amalgam tabancasıyla nemli kaviteye yerleştirildi ve uygun genişlikte fulvarla kondanse edildi.

5. Grup / MTA Flow (-): MTA Flow’un kanla kontamine olmayan grubu. Kavitelere sadece salin enjekte edildi. Fazlası 1 ya da 2 adet kağıt konla, dentin duvarlarına dokunmadan uzaklaştırıldı. MTA Flow, üretici firmanın talimatları doğrultusunda (Tablo 3.1’de gösterilmiştir) cam üzerinde karıştırıldıktan sonra amalgam tabancasıyla nemli kaviteye yerleştirildi ve uygun genişlikte fulvarla kondanse edildi.

6. Grup / RetroMTA (-): RetroMTA’nın kanla kontamine olmayan grubu. Kavitelere sadece salin enjekte edildi. Fazlası 1 ya da 2 adet kağıt konla, dentin duvarlarına dokunmadan uzaklaştırıldı. RetroMTA, üretici firmanın talimatları doğrultusunda (Tablo 3.1’de gösterilmiştir) cam üzerinde karıştırıldıktan sonra amalgam tabancasıyla nemli kaviteye yerleştirildi ve uygun genişlikte fulvarla kondanse edildi.

Tüm numuneler 21 gün boyunca 37°C’de % 100 nemli ortamda bekletildi. Ardından mum kalıplar hazırlanıp dişlerin kök uçları otopolimerizan akrilik rezinle aynı seviyede ve açıkta kalacak şekilde akril içerisine gömüldü. Daha sonra akrile gömülü bu dişlerin kök ucundan, Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi’nde, Struers-minitom (Struers, Copenhagen, Danimarka) kesme cihazı ile kesitler alındı. Kesme işlemi devamlı su soğutması altında, 250 rpm’de 0.5 mm

kalınlığa sahip diskler kullanılarak yapıldı. Her dişten 1 adet olmak üzere toplamda 90 adet, 1.0 ± 0.1 mm kalınlığa sahip kesitler elde edildi (**Resim 3.3**).

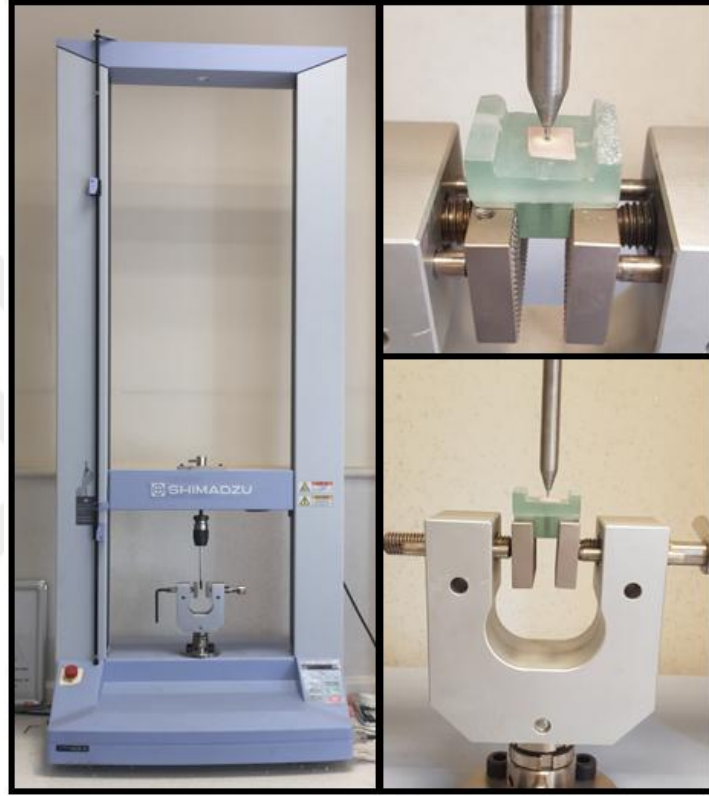


Resim 3. 3: Numunelerin Minitom Cihazıyla Kesilmesi ve 1 mm'lik Dentin Dilimlerinin Elde Edilmesi

3.3. PUSH-OUT TEST DÜZENEĞİ İLE BAĞLANMA DAYANIMININ ÖLÇÜLMESİ

Kesitlerin kalınlığı dijital bir kumpas (AEK-Tech, HBV000008OXF3, Ankara, Türkiye) ile ölçüldükten sonra kaydedildi. Push-out (itme) testi, her numunede, 0,5 mm/dak'lık bir başlık hızında 1.1 mm çapında bir silindirik paslanmaz çelik uç kullanılarak Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki üniversal test cihazı (AGS-X; Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya) ile yapıldı. Silindirik uç test materyalinin üzerine konumlandırıldı ve materyalin yüzeyine dik olacak şekilde yükleme yapıldı (**Resim 3.4**). Tamir materyalini uzaklaştırmak için uygulanan maksimum yük Newton cinsinden kaydedildi. Elde edilen bu değer daha sonra bağlı yüzey alanına bölünerek MPa'a çevrildi. Kök kanal

materyalinin dentine bağlı yüzey alanı $2\pi r \times h$ formülü ile hesaplandı (π = sabit 3.14, r = kök kanal malzemesinin yarıçapı, h = malzemenin yüksekliği) (Skidmore, Berzins, & Bahcall, 2006).



Resim 3. 4: Üniversal Test Cihazı ile Push-Out Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

3.4. STEREOMİKROSKOP GÖRÜNTÜLERİNİN DEğERLENDİRİLMESİ

Materyal ile dentin arasındaki başarısızlık tipi görüntüleri, Tokat Gaziosmanpaşaa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki stereomikroskopla (AxioCam ERc 5s kameraya sahip Zeiss Mikroskobu, Göttingen, Almanya) x12.5

büyütme altında elde edildi (**Resim 3.5**). Başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesi şu şekilde yapıldı:

-Adeziv Başarısızlık: tamir materyali ve dentin arasında meydana gelen başarısızlık

-Koheziv Başarısızlık: tamir materyali içerisinde meydana gelen başarısızlık

-Mix Başarısızlık: Adeziv ve koheziv kopmanın birlikte görüldüğü başarısızlık



Resim 3.5: Stereomikroskop

3.5. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapılmıştır. Veriler Ortalama \pm Standart Sapma şeklinde verilmiştir. Gruplar arası farklar Bağımsız Örneklem T Testi veya Tek Yönlü Varyans Analizi (Anova) ile incelenmiştir. p değerleri 0.05'den küçük hesaplandığında

istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanılmıştır. (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY, ABD).



4. BULGULAR

4.1. PUSH-OUT BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ BULGULARI

Yapılan push-out bağlanma dayanımı testinde, 6 farklı deney grubu ve her grupta 15 diş olmak üzere toplamda 90 numunede; kök ucu dolgu materyali olan MTA Repair HP, MTA Flow ve RetroMTA'nın tüm durumlarda toplam dentine bağlanma dayanımı değerleri incelendi. Ortalama ve standart sapma değerleri **Tablo 4.1**'de gösterildi.

Tablo 4.1: Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile İncelenen Kullanılan Dolgu Materyallerinin Her İki Ortamdaki (Kanla Kontamine Olan ve Olmayan) Toplam Push-Out Bağlanma Dayanımı Deney Sonuçları (MPa Cinsinden Ortalama \pm Standart Sapma Değerleri)

	Grup			<i>P</i>
	MTA FLOW (n=30)	MTA REPAİR HP (n=30)	RETROMTA (n=30)	
Bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	15,43 \pm 2,74 ^(a)	7,81 \pm 3,00 ^(b)	13,68 \pm 2,24 ^(c)	<0,001*

* 0,05 anlamlılık düzeyi (p<0.05)

Farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

Yapılan incelemede MTA Flow, RetroMTA ve MTA Repair HP grupları arasında anlamlı derecede farklılık gözlemlendi (**p<0,001**). Ortalama bağlanma dayanımı en

yüksek değerden başlayarak sırasıyla MTA Flow, RetroMTA, MTA Repair HP olarak bulundu (**Tablo 4.1.**).

Kullanılan materyallerin kanla kontamine olan ve olmayan alt gruplarına ait ortalama bağlanma dayanımı değerleri **Tablo 4.2**'de gösterildi.

Tablo 4.2: Kullanılan Materyallerin Kanla Kontamine Olan ve Olmayan Alt Gruplarına Ait Push-Out Bağlanma Dayanımı Bulguları (MPa Cinsinden Ortalama \pm Standart Sapma Değerleri)

	Kanla kontamine olan (+) grup	Kanla kontamine olmayan (-) grup	P
MTA Flow	14,07 \pm 2,49 ^(A,a)	16,80 \pm 2,32 ^(A,b)	0,004*
Retro MTA	12,41 \pm 1,29 ^(A,a)	14,94 \pm 2,30 ^(A,b)	0,001*
MTA Repair HP	6,09 \pm 2,14 ^(B,a)	9,53 \pm 2,77 ^(B,b)	0,001*
P	<0,001*	<0,001*	

* 0,05 düzeyinde anlamlı. (p<0.05)

Satır içindeki küçük farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır.

Sütun içindeki büyük farklı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır

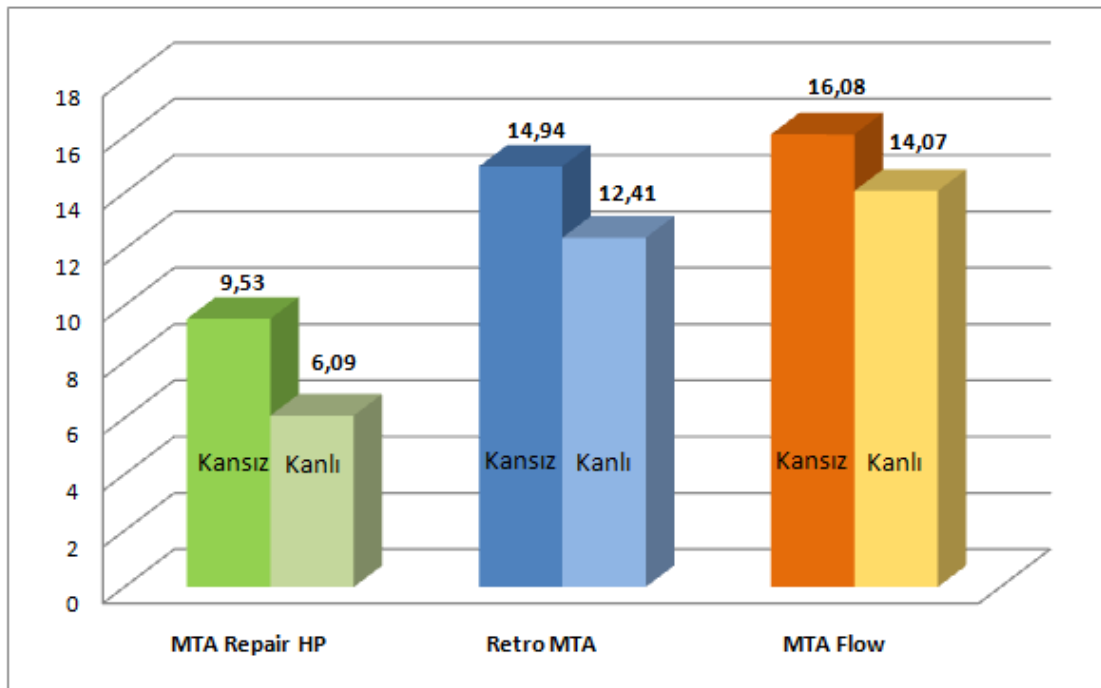
En yüksek ort. bağlanma dayanımı değeri MTA Flow (-) grubunda (16,80 MPa), en düşük ort. bağlanma değeri ise MTA Repair HP (+) grubunda (6,09 MPa) gözlemlendi. Kullanılan 3 materyalin de kendi alt grupları içerisinde kanla kontamine olan grubu, kanla kontamine olmayan grubundan anlamlı derecede daha düşük bağlanma dayanımı değerlerine sahipti (**p<0.05**) (**Tablo 4.2.**).

Kanla kontamine olmayan gruplar arasında; MTA Flow (-) ve RetroMTA (-) arasında anlamlı bir farklılık olmamasına karşın; MTA Repair HP (-) diğerlerine göre anlamlı derecede daha düşük bağlanma dayanımı değerleri sergiledi. Kanla kontamine

olan gruplar arasında; MTA Flow (+) ve RetroMTA (+) arasında istatistiksel olarak bir fark görülmezken ($p>0.05$); MTA Repair HP (+) diğerlerine göre anlamlı derecede daha düşük bağlanma dayanımı değerleri sergiledi ($p<0.05$) (Tablo 4.2.).

Test edilen gruplara ait ortalama bağlanma dayanımı değerleri grafiksel olarak

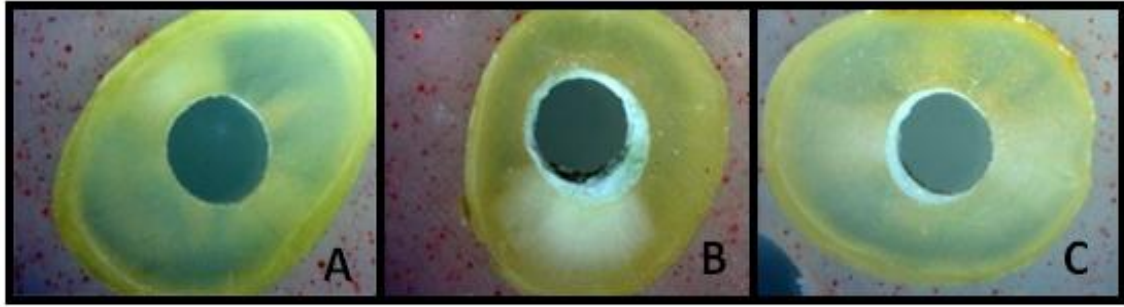
Şekil 4.1’de gösterildi.



Şekil 4. 1: Çalışmada Kullanılan Materyallerin Kan Kontaminasyonu Varlığında ve Yokluğunda Ortalama Push-Out Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Grafiksel Dağılımı (MPa)

4.2. STEREOMİKROSKOP ANALİZİ BULGULARI

Push-out bağlanma dayanımı testi sonucunda, kök ucu dolgu materyalleri ile dentin yüzeyinde gözlenen başarısızlık tipleri Resim 4.1.’de gösterildi.



Resim 4.1: Başarısızlık Tiplerine Ait Stereomikroskop Görüntüleri (A: Adeziv Tip Başarısızlık-MTA Repair HP(-) Grubu, B: Koheziv Tip Başarısızlık-RetroMTA(+) Grubu, C: Mix Başarısızlık-MTA Repair HP(-) Grubu)

Push-out bağlanma dayanımı testi sonucunda kök ucu dolgu materyalleri ile dentin yüzeyinde gözlenen başarısızlık tipleri dağılımları **Tablo 4.3.**'te gösterildi.

Tablo 4.3: Kök Ucu Dolgu Materyalleri ile Dentin Yüzeyi Arasında Gözlenen Başarısızlık Tipi Dağılımları

	Adeziv Başarısızlık	Koheziv Başarısızlık	Mix Başarısızlık	Toplam
MTA Flow (+) Grubu	2	3	10	n=15
MTA Flow (-) Grubu	0	9	6	n=15
MTA Repair HP (+) Grubu	4	3	8	n=15
MTA Repair HP (-) Grubu	5	2	8	n=15
RetroMTA (+) Grubu	0	7	8	n=15
RetroMTA (-) Grubu	0	4	11	n=15

Gruplara genel olarak bakıldığında en fazla görülen başarısızlık tipi mix başarısızlık iken (% 56); en az görülen başarısızlık tipi adeziv başarısızlıktı (% 12). MTA Flow (-) grubu hariç, diğer tüm gruplarda en fazla gözlenen başarısızlık tipi mix başarısızlık oldu. MTA Flow (-) grubunda ise en fazla koheziv tip başarısızlık gözlendi (% 60). RetroMTA (+/-) ve MTA Flow (-) gruplarında adeziv tip başarısızlık gözlenmedi.



5. TARTIŞMA

Apikal cerrahi; periapikal bölgedeki patolojik dokuların uzaklaştırılmasını, kökün apikal kısmının rezeke edilmesini, kök ucu kavitesinin hazırlanmasını ve bioaktif, biyouyumlu bir kök ucu dolgu materyaliyle doldurulmasını içeren bir tedavi seçeneğidir (Soundappan, Sundaramurthy, Raghu, ve Natanasabapathy, 2014; Torabinejad, Hong, ve ark., 1995). Apikal cerrahi uygulanan bir dişin prognozunu, cerrahi operasyonun kalitesinden ziyade; retrograd olarak açılan kavitenin tam ve sızdırmaz bir şekilde kapatılması belirlemektedir (Stabholz, Shani, Friedman, ve Abed, 1985).

İdeal bir retrograd dolgu malzemesi; kök ucu kavitesi duvarına ve çevreleyen dokuya yapışmalı, periradiküler dokulardan bakteriyel sızıntıyı önleyebilmeli, normal diş hareketleri sırasında meydana gelen kuvvetlere karşı yer değiştirmeden kalabilmeli, boyutsal stabiliteye sahip olmalı, doku sıvılarında çözünmemeli ve radyoopasite göstermelidir (Goracci ve ark., 2004; Johnson, 1999). MTA bu özelliklerin çoğuna sahiptir. Son derece biyouyumlu olması ve mükemmel sızdırmazlık özelliği nedeniyle, kök ucu dolgusunda (Torabinejad ve Chivian, 1999) kullanılacak en ideal materyal olarak kabul edilmiştir (Saunders, 2008). Kemik, dentin ve sement oluşumunu indükleyebilmesi ve antimikrobiyal etki göstermesi de kök ucu dolgu materyali olarak kullanılmasında avantaj sağlar (Baek, Plenk Jr, ve Kim, 2005; Camilleri ve Pitt Ford, 2006; Parirokh ve Torabinejad, 2010a). MTA nem varlığında sertleşen, hidrofilik bir materyaldir. Kan varlığında dahi sertleşebileceği bildirilmiştir (Parirokh ve Torabinejad, 2010a). Ancak kanın, MTA benzeri materyallerin bağlanma dayanımlarını olumsuz yönde etkileyebildiğini iddia eden yazarlar olmuştur (Nekoofar, Davies, Stone, Basturk,

ve Dummer, 2011; Nekoofar ve ark., 2010). Bu yüzden biz de çalışmamızda kan kontaminasyonu varlığının kullandığımız materyallerin dentine bağlanma dayanımını nasıl etkilediğini değerlendirmeyi amaçladık. MTA benzeri materyaller bahsettiğimiz birçok avantajın yanı sıra; uzun sertleşme süresi, zor manüplasyon ve dişte renk değişikliği gibi bazı dezavantajlara sahiptir. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için yeni kalsiyum silikat esaslı materyaller geliştirilmiştir (Kogan ve ark., 2006; Marciano ve ark., 2014; Torabinejad, Hong, ve ark., 1995). Kalsiyum silikat esaslı materyallerin uzun sertleşme süresi, çevredeki ortamdaki ortamdaki daha kolay etkilenmelerine (Song ve ark., 2016), wash out riskinin artmasına (Yamamoto, Han, Noiri, ve Okiji, 2017) ve çözünmeye daha yatkın hale gelmelerine (Gandolfi ve ark., 2011) neden olabileceğinden çalışmamızda son yıllarda geliştirilmiş, geleneksel MTA'lara kıyasla daha kısa sürede sertleştiği iddia edilen 3 çeşit yeni kalsiyum silikat esaslı materyal (MTA Flow, RetroMTA ve MTA Repair HP) kullanmayı tercih ettik. Böylelikle literatürde sınırlı veri bulunan, piyasaya son 6-7 yıl içerisinde sürülen bu materyaller hakkında daha fazla bilgi sahibi olmayı amaçladık. Bildiğimiz kadarıyla bu çalışma MTA Repair HP'nin push-out bağlanma dayanımını, MTA Flow ve RetroMTA ile karşılaştıran ilk çalışmadır. Bununla birlikte; MTA Flow'un push-out bağlanma dayanımı, bu çalışmayla beraber ilk kez araştırılmıştır.

Vertucci'nin sınıflamasına göre maksiler santral dişlerin kök kanal morfolojisi % 100 oranda tip 1 konfigürasyon gösterir (Vertucci, 1984). Çalışkan ve ark.'nın (1995), Türk popülasyonu üzerinde yaptıkları çalışmada da, maksiler santral dişlerin tamamı tip 1 konfigürasyon göstermiştir. Bu yüzden dişlerden kaynaklı anatomik farklılıkları elimine etmek amacıyla çalışmamızda üst santral diş kullanmayı tercih ettik.

Kök ucundaki kompleks yapıların varlığı kemomekanik preparasyonu engelleyebilir ve kök kanal tedavisinin başarısızlığına yol açabilir. Periapikal cerrahide; apikal dallanmaların % 98'ini ve lateral kanalların % 93'ünü ortadan kaldırmak (Kim ve Kratchman, 2006) için kök ucundan en az 3 mm rezeksiyon yapılması önerilir (Soundappan ve ark., 2014). 3 mm'den daha küçük bir kök ucu rezeksiyonu, bu kompleks yapıların büyük bir kısmını ortadan kaldıramayacağı için yeniden enfeksiyon ve başarısızlık riskini artırır. Kim ve Kratchman (2006), 3 mm ve 4 mm'lik kök rezeksiyonlarının apikaldeki kompleks yapıları benzer oranda ortadan kaldırdığını; bu yüzden 3 mm'lik rezeksiyonların tercih edilmesi gerektiğini söylemişlerdir. Alaçam (2012), 3 mm'den fazla yapılan kesimlerin kron/kök oranını bozduğunu belirtmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda biz de çalışmamızı yaparken 3 mm'lik bir rezeksiyon yapmayı tercih ettik.

Rezeksiyon yapılırken, kök ucuna verilen eğim de önemlidir. Geleneksel döner frezler ile rahat bir erişim ve görünürlük sağlamak için daha önceki çalışmalarda 45 ile 60°'lik eğim tavsiye edilmekteydi (Gutmann ve Harrison, 1985; Rud ve Andreasen, 1972). Ancak bu eğim daha büyük alanda osteotomi yapılmasına neden olmaktadır. Bukkal kemik ve köke önemli ölçüde zarar verir (Kim ve ark., 2001). Kim ve ark.'nın (2006) yaptığı bir çalışmada, fazla rezeksiyon eğiminin daha çok dentin tübülünü açığa çıkararak daha yüksek sızıntıya neden olabileceği bildirilmiştir. Ayrıca bu şekilde lingual perforasyon riskinin de artacağı söylenmiştir (Kim ve Kratchman, 2006). Floratos ve ark. (2017), bu dezavantajları ortadan kaldırmak için kökün uzun aksına dik bir şekilde, herhangi bir açı verilmeden kök ucu rezeksiyonun yapılması gerektiğini tavsiye etmişlerdir (Floratos ve Kim, 2017). Modern endodontik cerrahinin ortaya çıkması, kullanılan aletlerin gelişmesi ve çeşitli büyütme araçlarının kullanımının

artmasıyla birlikte; sıfır derecelik eğimle kök ucu rezeksiyonu gerçekleştirmek daha mümkün hale gelmiştir (Jadun ve ark., 2019). Biz de çalışmamızda kullandığımız dişlerin 3 mm'lik apekslerini, herhangi bir eğim vermeden, dişin uzun aksına dik olacak şekilde, elmas frezle, su soğutması altında uzaklaştırdık.

Kök ucu kavite preparasyonu yapılırken birçok alet ve teknik tercih edilmektedir. Bunlardan biri de ultrasonik retro uçların kullanımudur (Sumi, Hattori, Hayashi, ve Ueda, 1996). Kim ve ark.'nın yaptığı çalışmada, ultrasonik uçlar kullanılarak yapılan kök ucu preparasyonunun endodontik cerrahi başarı oranının artmasına katkıda bulunduğu bildirilmiştir (Kim ve Kratchman, 2006). Ultrasonik retro uçlar, daha temiz ve daha derin kök ucu kavite preparasyonlarına izin verir (Liu, Zhang, Li, ve Xu, 2013) ve kök ucuna yerleştirilen dolgu materyallerinin dentine daha iyi tutunmasını sağlar (Bernardes ve ark., 2007; Saghiri, Shokouhinejad, Lotfi, Aminsobhani, ve Saghiri, 2010). Eroğlu ve Sevimay (2018); ultrasonik uç, lazer ve rond frez kullanarak açılan retrograd kavitelere MTA'nın bağlanma dayanımını değerlendirmişler ve sonuçta en yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerinin, ultrasonik uçla açılan kavitede olduğunu görmüşlerdir. Bunun sebebi olarak; frezlerin kaviteleredeki dentin yüzeyinde daha fazla smear tabakası ve debris varlığına yol açtığı dolayısıyla; dolgu materyalinin bağlantısını zayıflattığı düşünülmüştür. Ultrasonik retro uçlar farklı şekil ve açılara sahip olduklarından, kanalın morfolojisini korurlar ve daha merkezi kök ucu preparasyonuna izin verirler. Bu sayede kök ucuna erişim kolaylaşır, daha paralel duvarlar elde edilir ve kökte lingual perforasyon ihtimali azalır (Von Arx ve Walker III, 2000). Böylelikle geleneksel el aleti frezleri kullanılarak elde edilen kavitelere kıyasla daha kolay, güvenli ve hassas bir şekillendirme sağlanır. Ultrasonik uçlarla kök ucu kavite hazırlanması, frezlere göre daha az sayıda dentin

tübülünün açığa çıkmasına neden olur. Bu sayede apikal sızıntı olasılığının azaldığı birçok çalışmada gösterilmiştir (Gilheany ve ark., 1994; Gutmann ve ark., 1994; Wälivaara, Abrahamsson, Sämfors, ve Isaksson, 2009). Khandelwal ve ark. (2015) ultrasonik uçlarla ve frezlerle retrograd kaviterler açarak bu kaviterleri kalsiyum silikat esaslı materyallerle doldurmuşlar ve örneklerdeki sızıntı miktarını incelemişlerdir. Sonuçta frezlerle açılan kaviterlerde sızıntının daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Zuolo ve ark. (1999) yaptıkları bir çalışmada, ultrasonik retro uçlar kullanılarak retrograd kaviterler hazırlandığında perforasyon olmadan, minimum sapmalarla hem kanalları hem de aynı kökteki iki kanal arasında bulunan istmus alanını içeren çok iyi merkezi kaviterler oluşturulduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmalar doğrultusunda biz de kök ucu kaviterlerini ultrasonik retro uçlar kullanarak hazırladık. Ayrıca yapılan çalışmalarda, kökün uzun eksenine paralel olarak hazırlanan sınıf I kök ucu kavitesi, kökün merkezinde 3 mm derinlikte olduğunda en az sızıntıyı gösterdiğinden (Agarwal ve ark., 2013) ve bu şekilde paralel ve kök merkezinde hazırlanan kaviterler, dentin duvar kalınlığının korunmasını sağladığından (Gutmann, 2014); çalışmamızda, kökün uzun eksenine paralel, 3 mm derinliğinde bir kavite preparasyonu yapmayı tercih ettik.

Apikal cerrahi sadece hastalıklı dokunun veya kök ucunun alınmasını değil, en önemlisi kök kanal sistemi ile periapikal dokular arasındaki iletişimi kesmek amacıyla kanal sisteminin tamamen sızdırmaz bir şekilde kapatılmasını da gerektirir (Kim ve Kratchman, 2006). Bu nedenle, kök ucu dolgusunun rutin olarak yerleştirilmesi tavsiye edilmiştir (Friedman, 1991). Bazı araştırmacılara göre yetersiz retrograd dolgu, tedavi başarısızlığının başlıca nedenidir (Bolhari, Yazdi, Sharifi, ve Pirmoazen, 2015). Altonen ve Mattila (1976); cerrahi tedavi uygulanacak bir dişin, kök kanal tedavisi yapıldıktan sonra ayrıca bir kök ucu dolgusuna ihtiyacı olup olmadığını araştırmışlar ve kök ucu

dolgusu yapılan dişlerin, yapılmayanlara göre iyileşme oranının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Lustman ve ark. (1991) ile Rahbaran ve ark. (2001), amalgam ya da Super EBA ile kök ucu dolgusu yapılmış dişlerin, kök ucu dolgusu yapılmamış dişlere göre daha iyi bir başarı oranı sergilediğini gözlemlemişlerdir. Yapılan çalışmalarda kök ucu dolgusu yerleştirmenin daha büyük iyileşme başarısına neden olduğu açıktır.

Amalgam, Super EBA, IRM, kompozit rezin ve cam iyonomer gibi birçok materyal retrograd dolgu veya perforasyon tamirinde yaygın olarak kullanılmış ancak; hiçbiri ideal bir malzemenin gereksinimlerini karşılayamamıştır (Jou ve Pertl, 1997). MTA'nın geleneksel retrograd dolgu malzemeleri ile karşılaştırıldığı birçok çalışma vardır. Bu çalışmalarda MTA'nın sızdırmazlık, biyouyumluluk ve periradiküler doku rejenerasyonu açısından üstün özelliklere sahip olduğu gösterilmiştir. Yapılan boya sızıntısı ve bakteri sızıntısı çalışmalarında, MTA'nın amalgam, Super EBA ve IRM'den daha az sızıntı gösterdiği bildirilmiştir (Fischer, Arens, ve Miller, 1998; Torabinejad ve ark., 1995; Torabinejad ve ark., 1993). Shin (2004), MTA'nın kemik ve dentin üzerindeki indüktif özelliklerini değerlendiren bir çalışma yapmıştır ve MTA üzerine yerleştirilen hayvan ve insan osteoblastları ve dentinoblastları içeren hücre kültürlerinin, MTA üzerine yerleştirilmeyenlere göre daha hızlı ve daha iyi büyüdüğünü göstermiştir . Baek ve ark. (2005), kök ucu dolgu malzemesi olarak amalgam, Super EBA ve Mineral Trioksit Agregat (MTA) kullanmışlar ve periapikal doku cevabı ile sement rejenerasyonunu karşılaştırmışlardır. MTA, yüzeyinde sement oluşumu ile birlikte en uygun periapikal doku cevabını göstermiştir. Modern hüresel ve moleküler yöntemlerin yanı sıra, hayvan modelleri ve *in vitro* laboratuvar yöntemleri kullanılarak gerçekleştirilen deneylerin sonuçları, MTA'nın daha fazla iyileştirici indüksiyon potansiyeline sahip olduğunu ve diğer kök ucu dolgu materyallerinden daha

biyoyumlu olduğunu kanıtlamıştır (Baek ve ark., 2005; Torabinejad ve ark., 1997; Torabinejad, Hong, Ford, ve Kariyawasam, 1995). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda retrograd kaviteleri kalsiyum silikat esaslı retrograd dolgu materyalleri ile doldurmayı tercih ettik.

Diş yüzeyini tamir etmek, örtmek için kullanılan malzemeler, sızıntıyı önleyebilmeli ve restoratif materyallerin uygulanması sırasında veya fonksiyonel kuvvetler altında yer değiştirmeden kalabilmelidir (Pelliccioni ve ark., 2007). Kök ucu kavitesine yerleştirilen simanlar için de dentine bağlanma dayanımı ne kadar fazla olursa, bakteri sızıntısına ve dislokasyon kuvvetlerine karşı direnç de o kadar iyi olur (Yaghmoor ve ark., 2020). Bu dislokasyon kuvvetleri altında, özellikle vücut sıvıları veya kanla kontaminasyon varlığında materyalin yerinde kalabilmesi, dişlerin prognozu üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (VanderWeele ve ark., 2006). Literatürde kalsiyum silikat esaslı materyallerin dentine bağlanma dayanımını araştıran birçok çalışma bulunmaktadır (Akbulut, Bozkurt, Terlemez, ve Akman, 2018; Ertas ve ark., 2014). Ancak literatürde, kullandığımız materyallerden MTA Flow'un dentine bağlanma dayanımını araştıran herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. MTA Repair HP ve RetroMTA'nın bağlanma dayanımıyla ilgili ise sadece birkaç çalışma bulunmaktadır (Aguiar ve ark., 2019; Silva ve ark., 2016; Üstün ve ark., 2015). Çalışmalarda bu materyallerin daha çok biyolojik etkileri (hücre canlılığı, sitotoksosite, biyoyumluluk) ve biyoaktiviteleri (biyomineralizasyon, apatit formasyonu) araştırılmıştır. Sonuçta da; her 3 materyalin yeterli düzeyde fizikokimyasal özelliğe sahip olduğu ve biyoyumluluk gösterdiği anlaşılmıştır (Collado-González ve ark., 2019; Oliveira ve ark., 2020; Souza ve ark., 2015). Biz de literatürdeki bu eksikliği gidermek için yapmış olduğumuz bu çalışmada MTA Flow, RetroMTA ve MTA Repair HP kök ucu dolgu

materyallerini kullanarak bu materyallerin dentine bağlanma dayanımlarını ve kanın bu bağlanma dayanımları üzerindeki etkisini incelemeyi amaçladık.

Materyalin yerleştirilmesinden sonra geçen süre retansiyon özelliklerini etkiler (VanderWeele ve ark., 2006). Gancedo-Caravia ve Garcia-Barbero (2006), MTA'nın 3–21 gün nemli ortamda tutulması halinde, push-out bağlanma dayanımının önemli ölçüde arttığını göstermiştir. Ayrıca ilk 3 günde elde edilen bağlanma dayanımının, 3-21 günde elde edilenden daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Bu yüzden bazı araştırmacılar, çalışmalarda bağlanma dayanımını test etmek için numuneleri 3 gün nemli ortamda bekletip teste tabi tutmuşlardır (Ertas ve ark., 2014). Torabinejad ve ark. da (1995), 21 gün nemli koşullar altında bekletilirse MTA'nın push-out bağlanma dayanımının arttığını rapor etmişlerdir. Bu nedenle bizim çalışmamızda optimum hidrasyon, sertleşme ve dayanıma ulaşmak için numuneler testten önce 21 gün boyunca nemli koşullarda muhafaza edilmiştir.

Push-out testi kalın dentin dilimlerine uygulandığında, bağlanma ara yüzeyinde yoğun ve düzensiz streslerin geliştiği iddia edilmektedir (Patierno, Rueggeberg, Anderson, Weller, ve Pashley, 1996). Bu yüzden push-out testi kullanılarak yapılan çalışmalarda, araştırmacılar 1 ile 2 mm arasında değişen kalınlıklarda dentin kesitleri olarak materyalin dentine bağlanma dayanımını ölçmüşlerdir. Gancedo-Caravia ve ark. (2006), Eroğlu ve ark. (2018) 1 mm kalınlığında, Yaghmoor ve ark. (2020) 1.5 mm kalınlığında, Ertas ve ark. (2014) 2 mm kalınlığında dentin kesitleri elde ederek push-out bağlanma dayanımı testini gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca bazı yazarlar artan sürtünme alanı nedeniyle bağlanma gücünün, değerinden fazla hesaplanmasını önlemek için push-out testlerinde dentin kesit kalınlığının 1 mm olması gerektiğini

bildirmişlerdir (Collares ve ark., 2016; Nagas, Kucukkaya, Eymirli, Uyanik, ve Cehrel, 2017). Biz de çalışmamızda 1mm kalınlığında dentin dilimleri almayı tercih ettik.

Kök ucu dolgu malzemelerinin marjinal adaptasyonu, bağlanma gücü ve siman-dentin arayüzünün bütünlüğünün korunması (Akçay, Arslan, Akçay, Mese, ve Sahin, 2016) endodontik başarı için çok önemli faktörlerdir. Çünkü endodontik başarısızlıkların çoğu kök ucundaki sızıntıdan kaynaklanmaktadır (Ertas ve ark., 2014). Push-out testi, farklı yüzeyler arasında gelişen arayüz makaslama dayanımını ölçmek için kullanılır ve test edilen malzemenin yüzeye ne kadar bağlandığı hakkında bilgi verir (Thompson, Gregson, ve Revell, 1999). Push-out bağlanma dayanımı testinin, dentin-siman arayüzünde düzgün bir stres dağılımı yarattığı için (Mathew ve ark., 2017) daha verimli, pratik ve güvenilir bir yöntem olabileceği düşünülür (Wadhwa ve ark., 2019). Ayrıca test düzeneğine uygulanan kuvvet dentin tübüllerine dik, bağlantı yüzeyine paralel bir şekilde uygulandığı için kök kanalı içerisindeki kuvvetleri klinik olarak taklit etmede daha başarılıdır (Sousa-Neto, Silva Coelho, Marchesan, Alfredo, ve Silva-Sousa, 2005). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda, materyallerin dentine bağlanma gücünü ölçmek için push-out bağlanma dayanımı testini kullandık.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; kullandığımız kök ucu dolgu materyallerinin push-out bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi. En yüksek ortalama bağlanma dayanımı değeri MTA Flow'a, en düşük ortalama bağlanma dayanımı değeri ise MTA Repair HP'ye aitti. Materyallerin alt gruplarına baktığımızda ise hem kanla kontamine olan gruplar hem de kanla kontamine olmayan gruplar için; MTA Flow'un biraz daha yüksek bağlanma dayanımı değeri göstermesiyle birlikte RetroMTA ile arasında anlamlı farklılık bulunmadığı ancak; MTA Repair HP'nin anlamlı derecede daha düşük bağlanma dayanımı değeri gösterdiği

bulundu. Ayrıca bütün materyallerde, kan kontaminasyonunun bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilediği görüldü.

Kalsiyum silikat esaslı materyallerin güçlü bağlanma dayanımları; biyomineralizasyon sürecine, arayüz tabakası ve tag benzeri yapıların oluşumuna dayandırılmaktadır (Reyes-Carmona ve ark., 2010a). Bu materyallerin dentine bağlanmasına ilişkin kesin mekanizma belirsiz olmakla birlikte (Atmeh, Chong, Richard, Festy, ve Watson, 2012; Sarkar ve ark., 2005); fizyolojik doku sıvıları varlığında yüzeylerinde hidroksiapatit kristallerinin çekirdeklenip büyüdüğü rapor edilmiştir (Hench ve Wilson, 1984). Bu kristaller, MTA ile dentin duvarı arasındaki mikroskobik boşlukları doldurur ve mekanik bir bağlanmaya neden olur. Sonrasında apatit tabakası ile dentin arasında difüzyon kontrollü bir reaksiyon gerçekleşerek MTA-dentin arayüzünde kimyasal bir bağlanma olduğu düşünülmektedir (Gandolfi, Taddei, ve ark., 2013; Gandolfi ve ark., 2011). Ayrıca bazı yazarlar, hidroksiapatit kristallerinin kollajen lifleri boyunca birikerek mekanik bağlanmadan sorumlu tag benzeri yapıları oluşturduğunu söylemişlerdir (Reyes-Carmona ve ark., 2010b; Sarkar ve ark., 2005). Yapılan araştırmalarda, çalışmamızda kullandığımız 3 materyalin de yüksek bioaktivite gösterdiği ve yüzeylerinde apatit benzeri kristaller oluşturduğu kanıtlanmıştır (Guimaraes ve ark., 2017; Jiménez-Sánchez, Segura-Egea, ve Díaz-Cuenca, 2019; Meraji ve ark., 2018).

MTA'nın dentine bağlanma gücü; çeşitli karıştırma teknikleri (Shahi ve ark., 2012), asidik (Hashem ve Amin, 2012; Shokouhinejad ve ark., 2010) ve alkalın (Saghiri ve ark., 2010) ortam, fosfat tamponlu salin (Reyes-Carmona ve ark., 2010b; VanderWeele ve ark., 2006), kanla kontaminasyon (VanderWeele ve ark., 2006), su/toz

oranı, sıcaklık, nem, karışımda hapsolmuş hava miktarı ve partikül boyutu (Torabinejad ve ark., 1993) gibi birçok faktörden etkilenebilir.

Tozun yüzey alanı arttıkça yani partikül boyutu küçüldükçe, toz partiküllerin su ile reaksiyona girme eğilimi artar. Böylelikle daha hızlı bir hidrasyon süreci meydana gelir ve sertleşme süresi kısalır (Akbari, Zebarjad, Nategh, ve Rouhani, 2013; Saghiri, Kazerani, Morgano, ve Gutmann, 2020). Ayrıca daha küçük ve homojen bir partikül büyüklüğüne sahip simanların, dentin tübüllerine daha iyi penetre olarak dentine daha iyi mikromekanik adezyon göstereceği (Atmeh ve ark., 2012; Camilleri, Sorrentino, ve Damidot, 2013) ve marjinal adaptasyonlarının artacağı (Amoroso-Silva ve ark., 2014) iddia edilmektedir. Lertmalapong ve ark. (2019) da, suyla temas eden yüzey alanının artmasının, biyoseramiklerin su adsorpsiyonunu ve hidrasyon reaksiyonlarını teşvik ederek daha fazla genleşmelerine neden olduğunu düşünmektedirler. Bununla birlikte artan yüzey alanı (daha küçük parçacık boyutu), sertleşme reaksiyonu sırasında daha fazla çözünmeye yol açabilir (Prentice, Tyas, ve Burrow, 2005). Song ve ark. (2016) RetroMTA'nın 2,62 µm boyutuna sahip partiküllerden oluştuğunu bildirmişlerdir. MTA Flow'un partikül büyüklüğü bilinmemekle birlikte; üretici ultra ince partiküllerden oluştuğunu iddia etmektedir (MTA Flow 2016). Bueno ve ark.'nın (2019) yaptığı araştırmada parçacık boyutu analiz edilmemiş olsa da, MTA Flow'daki granülasyonların, MTA Angelus ve ProRoot MTA'dan daha ince görüldüğü belirtilmiştir. ProRoot MTA'nın ortalama parçacık boyutu 3,8 µm 'dir (Torabinejad ve ark., 2017). Galarça ve ark.'nın (2018) yaptığı çalışmada, MTA Repair HP'nin ortalama partikül boyutu 11.2 µm bulunmuştur. Jimenez-Sanches ve ark.'nın (2019) yaptığı çalışmada ise MTA Repair HP'nin partiküllerinin 0.3-7 µm arasında değişen boyutlarda olduğu bildirilmiştir (Jiménez-Sánchez ve ark., 2019). Küçük partikül boyutunun

mikromekanik adezyonu artıracığı söylene de çalışmada kullandığımız materyallerin partikül boyutunu kıyaslayan herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bununla birlikte; kanla kontamine olmayan gruplar arasında MTA Flow ve RetroMTA'nın bağlanma dayanımları benzerlik gösterirken MTA Repair HP'nin onlara göre daha düşük bağlanma dayanımı değeri göstermesinin nedeni; MTA Repair HP'nin daha büyük partikül boyutuna sahip olması olabilir.

Bir malzemenin karıştırma tekniği, toz parçacıkları ile sıvı arasında etkili temas sağlamak ve optimum fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklere sahip sertleşmiş bir malzeme elde etmek için önemlidir (Nomoto, Komoriyama, McCabe, ve Hirano, 2004). Karıştırma tekniğinin MTA'nın çeşitli özelliklerine etkisi ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda, ultrasonik karıştırmanın akışkanlık ve çözünürlüğü artırdığı, sertleşme ve çalışma sürelerini azalttığı bildirilmiştir (Keleş, Alcin, Kamalak, ve Versiani, 2014; Shahi ve ark., 2015). Duque ve ark.'nın (2018) MTA Angelus ve % 20 zirkonyum oksit içeren portland çimentosu kullanarak farklı karıştırma tekniklerini (manuel, ultrasonik, tritürasyon) karşılaştırdıkları bir çalışmada, ultrasonik ve tritürasyon ile karıştırılan örneklerde çözünürlükte önemli bir artış olmaksızın daha yüksek Ca^{+2} salınımı gözlemlendiği; ancak akışkanlık, sertleşme süresi ve hacim değişimi arasında anlamlı bir farklılık gözlenmediği belirtilmiştir. Shahi ve ark.'nın (2012) 3 farklı karıştırma metodu (ultrasonik, tritürasyon, konvansiyonel) kullanarak yaptıkları çalışmada, materyallerin push-out bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark olmamakla birlikte konvansiyonel karıştırmada biraz daha yüksek bir bağlanma dayanımı değeri elde edilmiştir. Ghasemi ve ark. (2017) ultrasonik ve manuel karıştırma ve kondenzasyon tekniklerini kullanarak yaptıkları bir çalışmada, dentin ile materyal arasında en az boşluk oluşturan tekniğin karıştırırken manuel ya da ultrasonik teknik, kondanze

ederken manuel teknik olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte kondenzasyon sırasında oluşan boşlukların varlığının, suyun materyale difüzyonu için yollar sağlayabileceğinden MTA hidrasyon işlemi için bir dezavantaj olmayabileceği söylenmiştir (Nekoofar, Haddad, Nolde, ve Aseeley, 2009). Aminoshariae ve ark. (2003) da manuel kondenzasyonun, ultrasonik tekniğe kıyasla daha iyi adaptasyon ve daha az porozite ile sonuçlandığını göstermişlerdir. Alcalde ve ark. (2018) ise ultrasonik aktivasyonu, manuel kondenzasyon sonrasında kullanmışlar ve bağlanma dayanımınının daha da arttığını rapor etmişlerdir. Biz de çalışmamızda dentine daha iyi adaptasyon ve adezyon için manuel karıştırma ve kondenzasyonu tercih ettik.

Kalsiyum silikat esaslı simanlarda üreticilerin tavsiye ettiği bir toz/su oranı bulunsa da, klinisyenler genellikle önerilen miktar yerine MTA'yı kendi istedikleri kıvamda karıştırmaktadırlar (Türker ve Uzunoğlu, 2016). Ancak orandaki bu farklılık materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerini değiştirebilir (Islam ve ark., 2006). Daha önceki çalışmalar, daha yüksek bir toz/su oranının, MTA'nın radyoopasite, sertleşme süresi, çözünürlük ve porozite gibi bazı özelliklerini iyileştirdiğini, ancak pH ve kalsiyum iyon salınımını azalttığını göstermiştir (Cavenago ve ark., 2014; Fridland ve Rosado, 2003). Çözünürlük; kanala veya retrograd kaviteye yerleştirilen materyallerde hermetik bir sızdırmazlık için istenmeyen bir özelliktir (Vivan ve ark., 2010). Ancak kalsiyum silikat esaslı materyallerin biyoaktif potansiyeli, sertleştikten sonra bile bu malzemelerin hafif çözünürlüğünün bir sonucudur. Yani bu simanların biyolojik etki gösterebilmesi için bir dereceye kadar çözünmesi ve ayrışması gerekir (Donnermeyer, Bürklein, Dammaschke, ve Schäfer, 2019). ISO 6876 standardı, çözünürlük testi için kabul edilebilir ağırlık kaybı sınırını % 3 olarak belirlemiştir. Daha yüksek çözünürlük, daha yüksek bir pH seviyesine ve kalsiyum salınımına neden olur (Vivan ve ark., 2010).

Daha büyük su hacmine sahip numuneler, malzemenin daha yüksek biyoaktivitesini destekleyebilir. Ancak, simanın bütünlüğünü korumak için kalsiyum salınımı ve çözünürlük arasında bir denge sağlanmalıdır (Cavenago ve ark., 2014). Çözünürlük veya su emiliminin fazlası, boyutsal stabilitenin azalmasına neden olabilir (Lim, Jung, Shin, Cho, ve Song, 2020). Cavenago ve ark. (2014) materyaldeki su oranı arttığında; simanın çözünürlüğünün arttığını ve daha fazla hacim kaybı gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Hawley ve ark. (2010) ise yaptıkları çalışmada WMTA ve GMTA kullanarak farklı toz/su oranlarının sertleşme ekspansiyonlarına etkisini değerlendirmişler ve bütün örneklerde bir miktar genişleme gözlemlenmiştir. Bununla birlikte; farklı toz/su oranlarında sertleşme ekspansiyonları arasında anlamlı derecede farklılık olmadığını rapor etmişlerdir. Türker ve Uzunoglu (2016) farklı toz/su oranları kullanarak MTA Angelus'un push-out bağlanma dayanımını incelemişler ve toz oranı arttıkça bağlanma dayanımının da arttığını bulmuşlardır. MTA karışımında su miktarındaki artışın, siman partikülleri arasındaki koheziv kuvveti azaltarak bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilediği iddia edilmektedir (De Almeida, Felipe, Bortoluzzi, Teixeira, ve Felipe, 2014). MTA Repair HP simanı hazırlanırken, 2 damla likite 0.085 gr toz ilave edilerek karıştırılır. Yani kullanılan diğer materyallere göre toz oranı oldukça azdır. Bu durum sunulan çalışmada MTA Repair HP'nin bağlanma dayanımının azalmasına, çözünürlüğün artmasına (dolayısıyla hacim kaybı artışına) neden olmuş olabilir. Bununla birlikte materyaller kaviteye yerleştirilmek üzere hazırlanırken üretici talimatları doğrultusunda toz/su oranı kullanılmaya gayret edilse de bu oranda minimum düzeyde sapmalar meydana gelebilir. Bu farklılık da kullandığımız materyallerin dentine bağlanma dayanımında değişiklikler oluşturabilir.

Diş hekimliğinde kullanılan simanlar, bakteriyel penetrasyona karşı sızdırmazlık kabiliyetini sağlamak için uzun vadeli hacimsel stabilite sunmalıdır (Camilleri ve ark., 2020). Ancak simanlar hidratlanırken, hidrasyon ürünleri reaksiyona giren maddelerden daha az yer kapladığından bir miktar kimyasal büzülme meydana gelebilir (Geiker, 1983). Bir kök ucu dolgu materyalinin hacim kaybı, sızdırmazlık kabiliyetini azaltması ve böylece tedaviyi tehlikeye atacak şekilde bakteri ve sıvı mikro sızıntısı için koşullar yaratması nedeniyle istenmeyen bir durumdur (Wu, Wesselink, ve Boersma, 1995). Bunun yanı sıra; kalsiyum-silikat simanlar esas olarak hidrofilik dikalsiyum silikat ve trikalsiyum silikat partiküllerinden oluştukları için kan veya diğer sıvıların varlığında su absorbe ederek sertleşmeye başlarlar (Gandolfi ve ark., 2009) ve sertleşme sırasında materyallerde genel bir genişleme (ekspansiyon) görülür (Bentz ve ark., 2001). Kalsiyum silikat simanlardaki bu ekspansiyonun MTA'nın dentine üstün marjinal adaptasyonunda ve sızdırmazlık kabiliyetinin gelişmesinde olumlu bir rol oynayabileceği söylenmektedir (Shahi, Yavari, Esk, Rahimi, ve Sadrhighi, 2011; Shipper, Grossman, Botha, ve Cleaton-Jones, 2004). Pelepenko ve ark.'nın (2021) yaptığı bir çalışmada ProRoot MTA, hacimde faydalı hafif bir genişleme gösterirken Biodentin ve Beyaz MTA Flow (akışkan kıvamda) benzer hacimsel kayıp yüzdeleri göstermiştir. Beyaz-MTA Flow (akışkan kıvamda) için bulunan bu hacimsel kayba (% 9) karşılık, Guimaraes ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada aynı μ CT metodolojisini kullanmışlar ve Gri-MTA Flow (putty/macun kıvamı) için % 1,3'lük bir hacim kaybı bildirmişlerdir. Aynı çalışmada MTA Angelus da MTA Flow'a benzer hacim kaybı göstermiştir. Bu farkın, Beyaz-MTA Flow'un farklı bileşimi, içerisindeki tantalum oksit radyopaklaştırıcısı veya bu çalışmada kullanılan "akışkan" kıvamı ile ilgili olabileceği düşünülmüştür (Pelepenko ve ark., 2021). Daha önceki çalışmalarda da biodentinde

hacimsel kayıp gözlenirken (Torres ve ark., 2017), MTA Angelus'ta ekspansiyon gözlenmiştir (Duque ve ark., 2018). Bizim çalışmamızda da farklı toz/su oranı, partikül boyutları ve içerikler (radyopaklaştırıcı, plastikleştirici vs.); materyallerin farklı miktarda genişmesine ya da hacimsel kaybına neden olmuş olabilir. Bu da materyallerin farklı push-out değerlerini açıklayabilir.

MTA'lara eklenen çeşitli radyopaklaştırıcı maddeler, bu materyallerin sertleşme kimyasını, fiziksel ve mekanik özelliklerini değiştirebilmektedir (Kang ve ark., 2014; Collares ve ark., 2012; Leitune ve ark., 2013). Birçok çalışmada bizmut oksit uygun çözünürlük, sertleşme süresi, pH ve kalsiyum iyon salınımı değerleri gösterse de (Vivan ve ark., 2010); yapılan bazı çalışmalarda bizmut oksidin MTA hidrasyonuna müdahale ettiği (Camilleri, 2007), mekanik özelliklerde olumsuz etkilere yol açtığı (Coomaraswamy ve ark., 2007), insan diş pulpası hücre kültürlerinde ilk dönemlerde sitotoksiteyi artırdığı (Min ve ark., 2007), sertleşme süresini önemli ölçüde uzattığı (Camilleri, 2008a; Coomaraswamy ve ark., 2007) ve dentindeki kollojenle reaksiyona girerek renklenmeye neden olduğu bildirilmiştir (Marciano, Duarte, ve Camilleri, 2015). Bu yüzden bizmut oksite alternatif olarak, MTA esaslı materyallere zirkonyum oksit, kalsiyum tungstat gibi radyopaklaştırıcı ajanlar ilave edilmiştir (Duarte ve ark., 2012). Bu ajanların PC (Portland Çimentosu)'na eklendiğinde, sitotoksik etki ortaya çıkarmadığı ve renklenmeye neden olmadığı kanıtlanmıştır (Cornélio ve ark., 2011; Marciano ve ark., 2014). Ayrıca dentine göre daha yüksek radyoopasite değerleri göstermiş (Duarte ve ark., 2009) ve % 20 oranında materyale ilave edilerek Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü / Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ANSI/ADA) spesifikasyon no. 57/2000 tarafından tavsiye edilen minimum radyoopasite değerini de geçmişlerdir (ANSI/ADA, 2000; Camilleri ve ark., 2014; Duarte ve ark., 2009).

Bununla birlikte bazı araştırmacılar, radyoopaklaştırıcı olarak bizmut oksit yerine kullanılan zirkonyum oksit ve kalsiyum tungstatın, bizmut oksitinkine benzer radyoopasite sağlaması için büyük miktarlarda ilave edilmeleri gerektiğini, ancak; bunun da malzemenin fiziksel ve kimyasal özelliklerinde bozulmalara neden olabileceğini iddia etmişlerdir (Duarte ve ark., 2009; Holland ve ark., 2007; Marciano, Duarte, ve Camilleri, 2016). Yapılan çalışmalarda zirkonyum oksitin hidrasyon reaksiyonuyla herhangi bir etkileşim göstermediği (Camilleri ve ark., 2013), yeterli biyoyumluluğa sahip olduğu (Kim ve Shin, 2014); kalsiyum tungstatın da Portland çimentosuna ilave edildiğinde yeterli fiziksel ve kimyasal özellikler gösterdiği bildirilmiştir (Duarte ve ark., 2009)

Silva ve ark. (2014), farklı kök ucu dolgu materyallerinin apikal adaptasyon, sızdırmazlık kabiliyeti ve push-out bağlanma dayanımını incelemek için yaptıkları çalışmada, kalsiyum silikat esaslı simanlar (MTA Angelus, zirkonyum oksitli Portland çimentosu (PC/ZO), kalsiyum tungstatlı Portland çimentosu (PC/CT)) ve rezin esaslı patlar (sealer 26, MBPc) kullanmışlardır. 7. ve 15. günlerde, PC/CT grubu diğer gruplara göre daha yüksek sıvı filtrasyon (mikrosızıntı) değerleri göstermiştir. Kalsiyum tungstatın PC'nin yapısını değiştirerek çatlakların oluşmasına ve artan infiltrasyona neden olduğu düşünülmektedir. Kalsiyum silikat esaslı materyaller arasından en az sızıntıyı PC/ZO grubu göstermiştir. Push-out bağlanma dayanımını en düşük PC/CT grubunda gözlemlenmiştir. Bizmut oksit içeren MTA Angelus ile PC/ZO arasında ise bağlanma dayanımı açısından anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Bu çalışmada kalsiyum tungstat ilavesinin, dentin duvarlarına bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği düşünülmüştür (Amoroso-Silva ve ark., 2014). Bizim çalışmamızda da kanla kontamine olmayan gruplar arasında, bu çalışmaya uyumlu olarak en az push-out

bağlanma dayanımı kalsiyum tungstat içeren MTA Repair HP grubunda, en çok push-out bağlanma dayanımı ise RetroMTA'yla anlamlı farklılık göstermese de bizmut oksit içeren MTA Flow grubunda görülmüştür.

Silva ve ark. (2017) bir başka çalışmalarında da MTA Angelus'u, hızlı sertleşen, puzolan katkılı ENDOCEM MTA ve ENDOCEM Zr ile push-out bağlanma dayanımları açısından karşılaştırmışlardır. MTA Angelus ile ENDOCEM MTA, benzer kimyasal içeriğe sahiptir. Radyopaklaştırıcı olarak bizmut oksit içerirler. ENDOCEM Zr ise ENDOCEM MTA ile aynı temel malzemeyi içerir ancak; radyopaklaştırıcı ajanı zirkonyum oksittir. Yapılan çalışma sonucunda bütün materyaller benzer bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bununla birlikte ENDOCEM MTA'nın bağlanma dayanımı, ENDOCEM Zr'den biraz daha fazladır. Bizim çalışmamız da bu çalışmaya uyumlu olarak, kanla kontamine olmayan gruplar arasında bizmut oksit içeren MTA Flow grubu, zirkonyum oksit içeren RetroMTA grubundan biraz daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiş ancak; aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

Collares ve ark.'nın (2013) patlar üzerine yaptığı bir çalışmada, doldurucu konsantrasyonun, kök kanal patlarının sertleşme süresini, akışkanlığını, film kalınlığını, radyopasitesini, su emilimini ve çözünürlüğünü etkilediği rapor edilmiştir. Bu çalışmada (epoksi rezin esaslı) patların içerisine kalsiyum tungstat ilave edildiğinde baryum sülfat ve yterbiyum trifloride göre daha yüksek emilim ve çözünürlük değerleri gözlemlenmiştir. Kalsiyum tungstat partiküllerinin daha büyük çapa (17.79 μm) sahip olmasının, bu partiküllerin suda daha fazla çözünür hale gelmesine neden olduğu iddia edilmiştir. Push-out bağlanma dayanımı değerleri arasında ise anlamlı farklılık olmamakla birlikte; kalsiyum tungstat grubu biraz daha düşük değerler göstermiştir.

Ochoa-Rodriguez ve ark.'nın (2019) Biodentin'e zirkonyum oksit ve kalsiyum tungstat ilave ederek yaptıkları çalışma da Collares ve ark.'nın çalışmasını desteklemektedir. Çalışmada Biodentin ve zirkonyum oksit ilaveli Biodentin düşük çözünürlük gösterirken kalsiyum tungstat ilaveli Biodentin yüksek çözünürlük göstermiştir. Bir kök kanal dolgu materyalinin yüksek çözünürlüğü, materyalin yapı kaybına ve bütünlüğünün bozulmasına neden olabilir (Williamson, Dawson, Drake, Walton, ve Rivera, 2005). Bizim çalışmamızda da MTA Repair HP, kalsiyum tungstat içerdiğinden dentine düşük bağlanma dayanımı göstermiş olabilir.

Kalsiyum silikat esaslı simanlara washout'u önlemek, manüplasyonu kolaylaştırmak amacıyla çeşitli jeller ilave edilmektedir. Formosa ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada antiwashout jellerin; hidrasyon reaksiyonunu, Ca^{+2} salınımını ve pH'ı alkalileştirme özelliğini olumsuz yönde etkilemeden sertleşme süresini azalttığını ve basınç dayanımını artırdığını bildirmişlerdir. Washout önleyici jel ile karıştırılan MTA daha yüksek viskozitesi ve hamur benzeri kıvamı nedeniyle simanın, dental plugger ile daha kolay sıkıştırılmasını sağlayarak daha küçük gözenekler oluşmasına sebep olmuştur (Formosa ve ark. 2013). Bununla birlikte; Formosa ve ark.'nın (2014) antiwashout jelin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada, MTA Plus içerisine su yerine bu jel kullanıldığında push-out bağlanma dayanımı değerinin belirgin oranda düştüğünü rapor etmişlerdir. Bu sonucun jel ilavesine bağlı viskosite artışından kaynaklanabileceğini ve marjinal adaptasyonu etkileyebileceğini savunmuşlardır. MTA Flow, washout'a dirençli olması için suda çözünen silikon bazlı bir jel içerir. Bu jel simana yüksek plastisite sağlayarak manüplasyonu kolaylaştırır (Guimaraes ve ark., 2017). MTA Repair HP'nin karıştırma sıvısına da manüplasyonu ve kaviteye yerleştirmeyi kolaylaştırmak amacıyla

plastikleştirici bir ajan ilave edilmiştir (Guimarães ve ark., 2018). Bizim çalışmamızda da MTA Repair HP'nin, MTA Flow ve RetroMTA'ya göre anlamlı derecede dentine daha düşük bağlanma dayanımı değeri göstermesinin nedeni; manüplasyonu kolaylaştırmak için materyale ilave edilmiş olan plastikleştiriciden kaynaklanmış olabilir.

MTA Repair HP'nin dentine bağlanma dayanımı ile ilgili, literatürde 2 çalışma yer almaktadır. Silva ve ark. (2016) tarafından yapılan ilk çalışmada, MTA Repair HP, beyaz MTA Angelus'tan anlamlı derecede daha iyi push-out bağlanma dayanımı göstermiştir. MTA Repair HP'de bir radyopaklaştırıcı ajan olarak bizmut oksidin yerine kalsiyum tungstat varlığının, daha yüksek bir kalsiyum iyonu salınımına neden olarak daha fazla biyomineralizasyonu teşvik etmesinin bu durumu açıklayabileceği söylenmiştir. Bu çalışma bizim çalışmamızı desteklememektedir. Ancak Aguiar ve ark.'nın (2019) ultrasonik irrigasyonun; MTA Angelus, MTA Repair HP ve Biodentin ile hazırlanan servikal obturasyonların bağlanma gücü ve adaptasyonu üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmada kalsiyum tungstat içeren MTA Repair HP, bizmut oksit içeren MTA Angelus'tan anlamlı derecede daha düşük bağlanma dayanımı değeri göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçlarının da bizim çalışmamızın sonuçlarıyla benzer olduğu söylenebilir.

Klinik kullanımlarda MTA, yerleştirme sırasında veya sonrasında doğrudan kanla temas edebilir, hatta kanla karışabilir (Milani, Rahimi, Froughreyhani, ve Pakdel, 2013). MTA'nın kan varlığında da sertleşme kabiliyeti vardır (Fuss ve Trope, 1996) ve sertleşirken yüzeyinde hidroksiapatit kristalleri oluşur. Bu kristaller, sızdırmazlık kabiliyetini artırır (Singla ve ark., 2018). Ancak yapılan boya sızıntısı, mikrosertlik ve push-out gibi çalışmalarda kanın; materyallerin fiziksel özelliklerini, bağlanma

dayanımlarını ve marjinal adaptasyonlarını etkileyebildiği gösterilmiştir (Nekoofar ve ark., 2011; Nekoofar ve ark., 2010). Kanla kontaminasyonun, kalsiyum silikat esaslı simanların bağlanma dayanımını etkilemediğini gösteren bazı çalışmaların yanı sıra (Stabholz ve ark., 1985); olumsuz yönde etkilediğine dair birçok çalışma da vardır (Rahimi ve ark., 2013; VanderWeele ve ark., 2006). Adl ve ark. (2019), kan kontaminasyonunun ProRoot MTA, Biodentin ve Endoseal MTA üzerindeki etkisini incelemişler ve kan varlığında bağlanma dayanımının azaldığını bulmuşlardır. Bunun sebebinin; kanın içerdiği farklı hücre ve albümin gibi proteinlerin varlığından kaynaklandığını düşünmüşlerdir. Kandaki bu protein ve hücreler, dentin tübüllerini tıkayabilir ve tamir materyalleri ile dentin duvarları arasında boşluklar oluşturabilir (Milani ve ark., 2013; Remadnia, Dheilily, Laidoudi, ve Quéneudec, 2009). Bununla birlikte Gandolfi ve ark. (2009), kandaki proteinlerin MTA tarafından adsorbe edilip materyalin yüzey gözeneklerini tıkayarak hidrasyon sürecini geciktirdiğini düşünmüşlerdir.

Nekoofar ve ark.'nın (2010) ProRoot MTA kullanarak yaptıkları çalışmada, kan varlığının materyalin hidrasyon sürecini engellediği ve fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir. Vanderweel ve ark. (2006), kan varlığında perfore furkal bölgeye yerleştirilen MTA'nın dentine retansiyonunun azaldığını rapor etmişlerdir. Benzer bir çalışmayı Rahimi ve ark. (2013) CEM ve WMTA kullanarak yapmışlar ve onlar da kan kontaminasyonunun, perfore furkal bölgeye yerleştirilen materyallerin dentine bağlanma dayanımlarını olumsuz yönde etkilediğini gözlemlemişlerdir.

Marquezan ve ark. (2018), kalsiyum silikat esaslı materyallerin kan kontaminasyonu varlığında ve yokluğunda dentine bağlanma dayanımlarını farklı zaman periyotlarında incelemişler ve 24 saat sonra kanla kontamine olan MTA Angelus

grubunun, 28 gün sonra ise kanla kontamine olmayan MTA Angelus grubunun anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilediğini gözlemlemişlerdir. Başlangıçta kanın, ortamın nemli koşullarını artırarak materyalin hızlı bir şekilde hidrasyon sürecine girmesine neden olduğunu ancak; zaman geçtikçe materyalin dentine bağlanma dayanımı üzerinde mekanik ve kimyasal bir etkileşime neden olarak bağlanma gücünün gelişmesini engellediğini düşünmüşlerdir.

Yapılan bu çalışmalara uyumlu olarak bizim çalışmamızda da kullanılan bütün MTA gruplarında, kanla kontaminasyon bağlanma dayanımını olumsuz etkilemiştir. Materyallerin alt grupları arasında; kanla kontamine olan gruplar, kanla kontamine olmayan gruplardan anlamlı derecede daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bunun sebebinin; kanda bulunan farklı protein ve hücrelerin dentin tübüllerini tıkayarak dentin-siman arasında blokaja neden olması ve apatit kristallerinin büyümesinin engellenmesi olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca kanın siman içerisine kimyasal olarak karışmasıyla materyallerin hidrasyon süreci de engellenmiş olabilir.

Bizim çalışmamızın aksine kalsiyum silikat esaslı materyallerin kan varlığından olumsuz yönde etkilenmediğini gösteren çalışmalar da vardır. Bolhari ve ark.'nın (2015) ProRoot MTA, CEM, Biodentin ve Bioagregat kullanarak yaptıkları bir çalışmada, kan varlığının marjinal adaptasyon üzerindeki etkisi değerlendirilmiş ve bu materyallerin marjinal adaptasyonunun kan kontaminasyonundan olumsuz etkilenmediği gösterilmiştir. Üstün ve ark.'nın (2015) perfore furkal alanda yaptıkları çalışmada, kanla kontamine olan ve olmayan gruplardaki materyallerin yer değiştirme dirençleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Kontamine olmuş gruplar anlamlı olmamakla birlikte biraz daha yüksek retansiyon değerleri göstermiştir. Bunun hidroksiapatit kristallerinin çökmesine izin vermemiş, yetersiz bekletme süresinden

(14 gün) kaynaklı olabileceğini düşünmüşlerdir. Torabinejad ve ark. (1994) yaptıkları *in vitro* çalışmada, kök ucu dolgusu olarak kullanılan MTA'nın sızdırmazlık kabiliyetinin kan varlığından etkilenmediğini göstermişlerdir. Bu bulguyu daha sonra Montellano ve arkadaşları da doğrulamıştır (Montellano, Schwartz, ve Beeson, 2006). Song ve ark.'nın (2016) OrtoMTA, RetroMTA ve ProRoot MTA kullanarak yaptıkları çalışmada, OrtoMTA ve ProRoot MTA'nın kanla kontaminasyonda mikrosertlik değerleri belirgin oranda düşerken RetroMTA'nın alt grupları arasında anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Bunun sebebini; RetroMTA'nın hızlı hidrasyon sürecine bağlı olarak daha az miktarda kana maruz kalmış olmasına bağlamışlardır. Kanın MTA üzerinde olumsuz etki yaratmadığını gösteren bu çalışmaların, bizim çalışmamızın sonuçları ile uyumluluk göstermemesinin nedeninin materyallerin bekletme süresi ve kanla kontaminasyon şekli gibi kullanılan metodolojik farklılıklardan kaynaklanmış olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızı yaparken biz kavite içerisini kanla kontamine ettikten sonra kök ucu dolgu materyallerimizi yerleştirdik. Ancak Bolhari ve ark. (2015) kavitelere materyalleri yerleştirdikten sonra örnekleri kanla kontaminasyona tabi tutmuşlardır. Saklama süresi olarak da, biz numunelerimizi 21 gün nemli ortamda bekletirken Bolhari ve ark. (2015) 4 gün, Üstün ve ark. (2015) 14 gün, Torabinejad ve ark. ise (1994) 3 gün bekletmişlerdir. Bu da materyallerin sertleşme mekanizmalarını etkilemiş olabilir.

Koheziv başarısızlık tipi, materyalin dentine tutunmasını iyileştiren tübül penetrasyonu ve mikromekanik ankraj sayesinde gerçekleşir (Saghiri ve ark., 2013). Ayrıca kalsiyum silikat esaslı materyallerin dentine bağlanma gücünün, materyallerin kendi iç koheziv direncinden daha güçlü olduğunu gösterir (Akbulut ve ark., 2018). Bizim çalışmamızda MTA Flow (-) grubunda en çok koheziv başarısızlık tipi

gözlemlenmiştir. Yani bu gruptaki materyallerin dentine mikromekanik ankrajının iyi olduğu söylenebilir. Diğer gruplara ve çalışmanın geneline baktığımızda ise en çok miks başarısızlık tipi, en az adeziv başarısızlık tipi gözlemlenmiştir. Bu da çalışmada kullanılan materyallerin dentine bağlanmasındaki başarıyı gösterir. Çalışmamızda daha çok miks başarısızlık gözlemlenmesi daha önceki çalışmalarla da uyumludur (Kadić ve ark., 2018; Stefaneli Marques ve ark., 2018).

Bazı yazarlar MTA ile dentin arasında en sık görülen başarısızlık tipinin adeziv başarısızlık olduğunu bildirmişlerdir (Guneser, Akbulut, ve Eldeniz, 2013; Saghiri ve ark., 2010; VanderWeele ve ark., 2006). Ancak bu yazarların çalışmalarına bakıldığında, bağlanma dayanımı testine tabi tutulmadan önce MTA'nın bekleme süresinin genellikle 2 ila 7 gün arasında olduğu görülmüştür. Çalışmamızda daha çok koheziv ve miks başarısızlık görülmesinin sebebinin; 21 günlük bekleme süresinden ve simanın dentin tübüllerine penetrasyonunu kolaylaştıran (Guneser ve ark., 2013) küçük partikül boyutuna sahip materyaller kullanmamızdan kaynaklı olabileceğini düşünmekteyiz.

Akbulut ve ark. (2018) da yaptıkları çalışmada başarısızlık tiplerindeki farklılıkların, çalışmalarda kullanılan metodolojik tasarıma ve saklama koşullarına bağlı olarak değişebildiğini bildirmişlerdir.

6. SONUÇ

Farklı kök ucu dolgu materyallerinin dentine bağlanma dayanımlarının araştırıldığı bu *in vitro* tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Kanla kontaminasyon olsun ya da olmasın her iki grupta da en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini MTA Flow gösterirken en düşük bağlanma dayanımı değerlerini MTA Repair HP göstermiştir. MTA Flow ile RetroMTA arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Bu bulgulara göre apikal cerrahi sonrası kök ucu dolgu materyali olarak kullanmak istediğimizde bağlanma dayanımı açısından bu 3 materyalden öncelikli tercihimiz MTA Flow olabilir.

2. Kanla kontaminasyon bütün materyallerde bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemiştir. Cerrahi sırasında her ne kadar kanamalı bir ortam olsa da mümkün olduğunca bu materyalleri kök ucu kavitesine yerleştirirken kandan uzak tutmalıyız. Kanama kontrol altına alındıktan sonra uygulamamızı yapmalıyız. Bununla birlikte kanama kontrolü tam olarak sağlanamazsa tercihimiz yine MTA Flow ya da RetroMTA olabilir.

Kalsiyum silikat esaslı materyallerin dentine bağlanma dayanımını etkileyen birçok faktör vardır. Ancak literatürde bu faktörlerin bağlanma dayanımını nasıl etkilediğine dair çelişkili sonuçlar bildirilmektedir ve bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

- Abusrewil, S. M., McLean, W., & Scott, J. A. (2018). The use of Bioceramics as root-end filling materials in periradicular surgery: A literature review. *The Saudi Dental Journal*, 30(4), 273-282.
- Adl, A., Sadat Shojaee, N., & Pourhatami, N. (2019). Evaluation of the dislodgement resistance of a new pozzolan-based cement (EndoSeal MTA) compared to ProRoot MTA and Biodentine in the presence and absence of blood. *Scanning*, 1-6.
- Agarwal, V., Nayak, D., Sharma, M., Reddy, Y., Singla, M., & Nanda, Z. (2013). Comparative evaluation of different retrograde cavity designs of amalgam for assessment of microleakage by dye penetration method—An in vitro study. *Endodontology*, 6, 91-99.
- Aguiar, B. A., Frota, L. M., Taguatinga, D. T., Vivian, R. R., Camilleri, J., Duarte, M. A., & de Vasconcelos, B. C. (2019). Influence of ultrasonic agitation on bond strength, marginal adaptation, and tooth discoloration provided by three coronary barrier endodontic materials. *Clinical Oral Investigations*, 23(11), 4113-4122.
- Akbari, M., Zebarjad, S. M., Nategh, B., & Rouhani, A. (2013). Effect of nano silica on setting time and physical properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(11), 1448-1451.
- Akbulut, M. B., Bozkurt, D. A., Terlemez, A., & Akman, M. (2018). The push-out bond strength of BIOfactor mineral trioxide aggregate, a novel root repair material. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 44(1), 5.

- Akçay, H., Arslan, H., Akçay, M., Mese, M., & Sahin, N. N. (2016). Evaluation of the bond strength of root-end placed mineral trioxide aggregate and Biodentine in the absence/presence of blood contamination. *European Journal of Dentistry*, *10*(3), 370.
- Al-Hezaimi, K., Al-Shalan, T. A., Naghshbandi, J., Simon, J. H., & Rotstein, I. (2009). MTA preparations from different origins may vary in their antimicrobial activity. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *107*(5), 85-88.
- Al-Nazhan, S., & Al-Judai, A. (2003). Evaluation of antifungal activity of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, *29*(12), 826-827.
- Alaçam, T. (2012). *Endodonti* (1. ed.): Özyurt Matbaacılık.
- Alcalde, M. P., Vivan, R. R., Marciano, M. A., Duque, J. A., Fernandes, S. L., Rosseto, M. B., & Duarte, M. A. H. (2018). Effect of ultrasonic agitation on push-out bond strength and adaptation of root-end filling materials. *Restorative Dentistry & Endodontics*, *43*(2), 23.
- Altonen, M., & Mattila, K. (1976). Follow-up study of apicoectomized molars. *International Journal of Oral Surgery*, *5*(1), 33-40.
- Amagasa, T., Nagase, M., Sato, T., & Shioda, S. (1989). Apicoectomy with retrograde gutta-percha root filling. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, *68*(3), 339-342.
- Aminoshariae, A., Hartwell, G. R., & Moon, P. C. (2003). Placement of mineral trioxide aggregate using two different techniques. *Journal of Endodontics*, *29*(10), 679-682.

- Amoroso-Silva, P. A., Marciano, M. A., Guimaraes, B. M., Duarte, M. A. H., Sanson, A. F., & Moraes, I. G. d. (2014). Apical adaptation, sealing ability and push-out bond strength of five root-end filling materials. *Brazilian Oral Research*, 28(1), 1-6.
- Angelus Science and Technology (2017). Product details: MTA Repair HP. Erişim:[http://www.angelusdental.com/products/details/id/207?fbclid=IwAR233JNBsIjbwBRoJ-E_Y0CI8eUTbPdm6tvfXC9Cqd5kuyHCBIfCp-AiH1w]. Erişim tarihi: 17.08.2020
- ANSI/ADA. (2000). Specification no. 57: endodontic sealing materials. Chicago.
- Aqrabawi, J. (2000). Sealing ability of amalgam, super EBA cement, and MTA when used as retrograde filling materials. *British Dental Journal*, 188(5), 266-268.
- Asgary, S., Nazarian, H., Khojasteh, A., & Shokouhinejad, N. (2014). Gene expression and cytokine release during odontogenic differentiation of human dental pulp stem cells induced by 2 endodontic biomaterials. *Journal of Endodontics*, 40(3), 387-392.
- Asgary, S., Parirokh, M., Eghbal, M. J., & Brink, F. (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 31(2), 101-103.
- Atmeh, A., Chong, E., Richard, G., Festy, F., & Watson, T. (2012). Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *Journal of Dental Research*, 91(5), 454-459.
- Baek, S.-H., Plenk Jr, H., & Kim, S. (2005). Periapical tissue responses and cementum regeneration with amalgam, SuperEBA, and MTA as root-end filling materials. *Journal of Endodontics*, 31(6), 444-449.

- Bakhtiar, H., Aminishakib, P., Ellini, M. R., Mosavi, F., Abedi, F., Esmailian, S., Esnaashari, E., Nekoofar, M. H., Sezavar, M., Mesgarzadeh, V. (2018). Dental pulp response to RetroMTA after partial pulpotomy in permanent human teeth. *Journal of Endodontics*, 44(11), 1692-1696.
- Barnes, I. E., (1984). *Surgical endodontics*. Lancaster: MTP Publishing Group.
- Barry, G. N., Selbst, A. G., D'Anton, E. W., & Madden, R. M. (1976). Sealing quality of polycarboxylate cements when compared to amalgam as retrofilling material. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 42(1), 109-116.
- Bentz, D. P., Jensen, O. M., Hansen, K. K., Olesen, J. F., Stang, H., & Haecker, C. J. (2001). Influence of cement particle-size distribution on early age autogenous strains and stresses in cement-based materials. *Journal of the American Ceramic Society*, 84(1), 129-135.
- Benz, K., Markovic, L., Jordan, R., Novacek, C., & Jackowski, J. (2017). In vitro evaluation of the apical seal of two different retrograde filling materials. *Australian Endodontic Journal*, 43(1), 29-33.
- Bergold, S., Goetz-Neunhoeffler, F., & Neubauer, J. (2015). Mechanically activated alite: New insights into alite hydration. *Cement and Concrete Research*, 76, 202-211.
- Bernabé, P. F. E., Holland, R., Morandi, R., Souza, V. d., Nery, M. J., Otoboni Filho, J. A., Dezan Junior, E., Gomes-Filho, J. E. (2005). Comparative study of MTA and other materials in retrofilling of pulpless dogs' teeth. *Brazilian Dental Journal*, 16(2), 149-155.
- Bernardes, R. A., de Moraes, I. G., Garcia, R. B., Bernardineli, N., Baldi, J. V., Victorino, F. R., Vasconcelos, B. C., Duarte, M. A. H., Bramante, C. M. (2007).

- Evaluation of apical cavity preparation with a new type of ultrasonic diamond tip. *Journal of Endodontics*, 33(4), 484-487.
- Bodrumlu, E. (2008). Biocompatibility of retrograde root filling materials: a review. *Australian Endodontic Journal*, 34(1), 30-35.
- Bolhari, B., Yazdi, K. A., Sharifi, F., & Pirmoazen, S. (2015). Comparative scanning electron microscopic study of the marginal adaptation of four root-end filling materials in presence and absence of blood. *Journal of Dentistry (Tehran)*, 12(3), 226-234.
- Bondra, D. L., Hartwell, G. R., MacPherson, M. G., & Portell, F. R. (1989). Leakage in vitro with IRM, high copper amalgam, and EBA cement as retrofilling materials. *Journal of Endodontics*, 15(4), 157-160.
- Bortoluzzi, E. A., Niu, L.-n., Palani, C. D., El-Awady, A. R., Hammond, B. D., Pei, D.-d., Tian, F., Cutler, C.W., Pashley, D. H., Tay, F. R. (2015). Cytotoxicity and osteogenic potential of silicate calcium cements as potential protective materials for pulpal revascularization. *Dental Materials*, 31(12), 1510-1522.
- Bosso-Martelo, R., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Viapiana, R., Berbert, F. L. C., Duarte, M. A. H., & Tanomaru-Filho, M. (2016). Physicochemical properties of calcium silicate cements associated with microparticulate and nanoparticulate radiopacifiers. *Clinical Oral Investigations*, 20(1), 83-90.
- Bowen, R. L. (1962). Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate: Google Patents.
- Bueno, C. R. E., Vasques, A. M. V., Cury, M. T. S., Sivieri-Araújo, G., Jacinto, R. C., Gomes-Filho, J. E., Dezan-Júnior, E. (2019). Biocompatibility and

- biomineralization assessment of mineral trioxide aggregate flow. *Clinical Oral Investigations*, 23(1), 169-177.
- Butt, N., Talwar, S., Chaudhry, S., Nawal, R. R., Yadav, S., & Bali, A. (2014). Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Indian Journal of Dental Research*, 25(6), 692.
- Camilleri, J., & Pitt Ford, T. (2006). Mineral trioxide aggregate: A review of the constituents and biological properties of the material. *International Endodontic Journal*, 39(10), 747-754.
- Camilleri, J. (2007). Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 40(6), 462-470.
- Camilleri, J. (2008a). Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 41(5), 408-417.
- Camilleri, J. (2008b). The physical properties of accelerated Portland cement for endodontic use. *International Endodontic Journal*, 41(2), 151-157.
- Camilleri, J., Sorrentino, F., & Damidot, D. (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dental Materials*, 29(5), 580-593.
- Camilleri, J., Grech, L., Galea, K., Keir, D., Fenech, M., Formosa, L., Mallia, B. (2014). Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clinical oral investigations*, 18(5), 1437-1446.
- Camilleri, J., Sorrentino, F., & Damidot, D. (2015). Characterization of un-hydrated and hydrated BioAggregate™ and MTA Angelus™. *Clinical Oral Investigations*, 19(3), 689-698.

- Camilleri, J. (2015a). Mineral trioxide aggregate: present and future developments. *Endodontic Topics*, 32(1), 31-46.
- Camilleri, J. (2015b). Staining potential of Neo MTA Plus, MTA Plus, and Biodentine used for pulpotomy procedures. *Journal of Endodontics*, 41(7), 1139-1145.
- Camilleri, J., Moliz, T. A., Bettencourt, A., Costa, J., Martins, F., Rabadijeve, D., Farrugia, C. (2020). Standardization of antimicrobial testing of dental devices. *Dental Materials*, 36(3), e59-e73.
- Carr, G. B. (1992). Microscopes in endodontics. *Journal of the California Dental Association*, 20(11), 55-61.
- Carr, G. B. (1994). Surgical endodontics. In B. R. Cohen S (Ed.), *Pathways of the Pulp* (6th ed.). St Louis: Mosby, pp. 531.
- Cavenago, B., Pereira, T., Duarte, M., Ordinola-Zapata, R., Marciano, M., Bramante, C., & Bernardineli, N. (2014). Influence of powder-to-water ratio on radiopacity, setting time, pH, calcium ion release and a micro-CT volumetric solubility of white mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 47(2), 120-126.
- Cazalbou, S., Combes, C., Eichert, D., Rey, C., & Glimcher, M. J. (2004). Poorly crystalline apatites: evolution and maturation in vitro and in vivo. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 22(4), 310-317.
- Christiansen, R., Kirkevang, L. L., Hørsted-Bindslev, P., & Wenzel, A. (2009). Randomized clinical trial of root-end resection followed by root-end filling with mineral trioxide aggregate or smoothing of the orthograde gutta-percha root filling–1-year follow-up. *International Endodontic Journal*, 42(2), 105-114.

- Choi, H. W., Um, S. H., & Rhee, S. H. (2019). Synthesis of a $\text{Ca}_3\text{SiO}_5\text{-Ca}_2\text{SiO}_4\text{-Ca}_3\text{Al}_2\text{O}_6$ cement system with rapid setting capacity by spray-pyrolysis coupled with sol-gel method. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, *107*(5), 1440-1451.
- Chong, B. S., & Pitt Ford, T. R. (2005). Root-end filling materials: rationale and tissue response. *Endodontic Topics*, *11*(1), 114-130.
- Chung, C. J., Kim, E., Song, M., Park, J.-W., & Shin, S.-J. (2016). Effects of two fast-setting calcium-silicate cements on cell viability and angiogenic factor release in human pulp-derived cells. *Odontology*, *104*(2), 143-151.
- Cohen, S., & Burns, R. (2002). *Pathways of the Pulp*, 8th ed., St Louis Mosby.
- Cole, A. S., & Eastoe, J. E. (1998). *Biochemistry and Oral Biology* (2nd ed.): London: Wright.
- Coleman, N. J., Nicholson, J. W., & Awosanya, K. (2007). A preliminary investigation of the in vitro bioactivity of white Portland cement. *Cement and Concrete Research*, *37*(11), 1518-1523.
- Collado-González, M., López-García, S., García-Bernal, D., Oñate-Sánchez, R. E., Tomás-Catalá, C. J., Moraleda, J. M., Lozano, A., Forner, L., Rodríguez-Lozano, F. J. (2019). Biological effects of acid-eroded MTA Repair HP and ProRoot MTA on human periodontal ligament stem cells. *Clinical oral investigations*, *23*(10), 3915-3924.
- Collares, F., Leitune, V., Rostirolla, F., Trommer, R., Bergmann, C., & Samuel, S. (2012). Nanostructured hydroxyapatite as filler for methacrylate-based root canal sealers. *International Endodontic Journal*, *45*(1), 63-67.

- Collares, F. M., Klein, M., Santos, P. D., Portella, F. F., Ogliari, F., Leitune, V. C. B., & Samuel, S. M. W. (2013). Influence of radiopaque fillers on physicochemical properties of a model epoxy resin-based root canal sealer. *Journal of Applied Oral Science*, 21(6), 533-539.
- Collares, F., Portella, F., Rodrigues, S., Celeste, R., Leitune, V., & Samuel, S. (2016). The influence of methodological variables on the push-out resistance to dislodgement of root filling materials: a meta-regression analysis. *International Endodontic Journal*, 49(9), 836-849.
- Coomaraswamy, K. S., Lumley, P. J., & Hofmann, M. P. (2007). Effect of bismuth oxide radiopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. *Journal of Endodontics*, 33(3), 295-298.
- Cornélio, A. L. G., Salles, L. P., da Paz, M. C., Cirelli, J. A., Guerreiro-Tanomaru, J. M., & Tanomaru Filho, M. (2011). Cytotoxicity of Portland cement with different radiopacifying agents: a cell death study. *Journal of Endodontics*, 37(2), 203-210.
- Crosher, R., Dinsdale, R., & Holmes, A. (1989). A one visit apicectomy technique using calcium hydroxide cement as the canal filling material combined with retrograde amalgam. *International Endodontic Journal*, 22(6), 283-289.
- Çalışkan, M. K., Pehlivan, Y., Sepetçioğlu, F., Türkün, M., & Tuncer, S. Ş. (1995). Root canal morphology of human permanent teeth in a Turkish population. *Journal of Endodontics*, 21(4), 200-204.
- Dammaschke, T., Gerth, H. U., Züchner, H., & Schäfer, E. (2005). Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dental Materials*, 21(8), 731-738.

- Dammaschke, T., Nowicka, A., Lipski, M., & Ricucci, D. (2019). Histological evaluation of hard tissue formation after direct pulp capping with a fast-setting mineral trioxide aggregate (RetroMTA) in humans. *Clinical Oral Investigations*, 23(12), 4289-4299.
- Dawood, A. E., Parashos, P., Wong, R. H., Reynolds, E. C., & Manton, D. J. (2017). Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(2), 1-15.
- De Almeida, J., Felipe, M. S., Bortoluzzi, E., Teixeira, C., & Felipe, W. (2014). Influence of the exposure of MTA with and without calcium chloride to phosphate-buffered saline on the push-out bond strength to dentine. *International Endodontic Journal*, 47(5), 449-453.
- De Deus, G., Ximenes, R., Gurgel-Filho, E., Plotkowski, M., & Coutinho-Filho, T. (2005). Cytotoxicity of MTA and Portland cement on human ECV 304 endothelial cells. *International Endodontic Journal*, 38(9), 604-609.
- del Carmen Jiménez-Sánchez, M., Segura-Egea, J. J., & Díaz-Cuenca, A. (2019). MTA HP Repair stimulates in vitro an homogeneous calcium phosphate phase coating deposition. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(4), 322-326.
- Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. (2012). Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental Materials*, 28(1), 87-101.
- Donnermeyer, D., Bürklein, S., Dammaschke, T., & Schäfer, E. (2019). Endodontic sealers based on calcium silicates: A systematic review. *Odontology*, 1-16.

- Dorn, S. O., & Gartner, A. H. (1990). Retrograde filling materials: A retrospective success-failure study of amalgam, EBA, and IRM. *Journal of Endodontics*, *16*(8), 391-393.
- Drummond, J., Sakaguchi, R., Racean, D., Wozny, J., & Steinberg, A. (1996). Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *Journal of Biomedical Materials Research*, *32*(4), 533-541.
- Duarte, M. A. H., D'arc de Oliveira El, G., Vivan, R. R., Tanomaru, J. M. G., Tanomaru Filho, M., & de Moraes, I. G. (2009). Radiopacity of portland cement associated with different radiopacifying agents. *Journal of Endodontics*, *35*(5), 737-740.
- Duarte, M. A. H., Minotti, P. G., Rodrigues, C. T., Zapata, R. O., Bramante, C. M., Tanomaru Filho, M., De Andrade, F. B. (2012). Effect of different radiopacifying agents on the physicochemical properties of white Portland cement and white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, *38*(3), 394-397.
- Dubey, N., Rajan, S. S., Bello, Y. D., Min, K.-S., & Rosa, V. (2017). Graphene nanosheets to improve physico-mechanical properties of bioactive calcium silicate cements. *Materials*, *10*(6), 606.
- Ducheyne, P., Ei-Ghannam, A., & Shapiro, I. (1994). Effect of bioadctive glass templates on osteoblast proliferation and in vitro synthesis of bone-like tissue. *Journal of Cellular Biochemistry*, *56*(2), 162-167.
- Duque, J. A., Fernandes, S. L., Bubola, J., Duarte, M. A. H., Camilleri, J., & Marciano, M. A. (2018). The effect of mixing method on tricalcium silicate-based cement. *International Endodontic Journal*, *51*(1), 69-78.

- Dutta, A., & Saunders, W. P. (2014). Calcium silicate materials in endodontics. *Dental Update*, 41(8), 708-722.
- Ebtehal, A.-R., Perinpanayagam, H., & MacFarland, D. (2006). Human alveolar bone cells interact with ProRoot and tooth-colored MTA. *Journal of Endodontics*, 32(9), 872-875.
- Endodontology, E. S. o. (2006). Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *International Endodontic Journal*, 39(12), 921-930.
- Enkel, B., Dupas, C., Armengol, V., Akpe Adou, J., Bosco, J., Daculsi, G., Weiss, P. (2008). Bioactive materials in endodontics. *Expert Review of Medical Devices*, 5(4), 475-494.
- Eroğlu, F. C., & Sevimay, F. S. (2018). Farkli Yöntemlerle Açılan Retrograd Kavitelere Proroot Mta'nin Push-Out Testi İle Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 45(2) 75-81.
- Ertas, H., Kucukyilmaz, E., Ok, E., & Uysal, B. (2014). Push-out bond strength of different mineral trioxide aggregates. *European journal of dentistry*, 8(3), 348.
- Ferreira, C. M., Sassone, L. M., Gonçalves, A. S., de Carvalho, J. J., Tomás-Catalá, C. J., García-Bernal, D., Silva, E. J. N. L. (2019). Physicochemical, cytotoxicity and in vivo biocompatibility of a high-plasticity calcium-silicate based material. *Scientific Reports*, 9(1), 1-11.
- Fischer, E. J., Arens, D. E., & Miller, C. H. (1998). Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as compared with zinc-free amalgam, intermediate restorative

- material, and Super-EBA as a root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 24(3), 176-179.
- Floratos, S., & Kim, S. (2017). Modern endodontic microsurgery concepts: a clinical update. *Dental Clinics*, 61(1), 81-91.
- Ford, T. P., Andreasen, J., Dorn, S., & Kariyawasam, S. (1994). Effect of IRM root end fillings on healing after replantation. *Journal of Endodontics*, 20(8), 381-385.
- Formosa, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2012). The effect of curing conditions on the physical properties of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *International Endodontic Journal*, 45(4), 326-336.
- Formosa, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2013). Mineral trioxide aggregate with anti-washout gel—Properties and microstructure. *Dental Materials*, 29(3), 294-306.
- Formosa, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2014). Push-out bond strength of MTA with antiwashout gel or resins. *International Endodontic Journal*, 47(5), 454-462.
- Fridland, M., & Rosado, R. (2003). Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *Journal of Endodontics*, 29(12), 814-817.
- Friedman, S. (1991). Retrograde approaches in endodontic therapy. *Dental Traumatology*, 7(3), 97-107.
- Fuss, Z., & Trope, M. (1996). Root perforations: classification and treatment choices based on prognostic factors. *Dental Traumatology*, 12(6), 255-264.
- Gagliani, M., Taschieri, S., & Molinari, R. (1998). Ultrasonic root-end preparation: influence of cutting angle on the apical seal. *Journal of Endodontics*, 24(11), 726-730.

- Galarça, A. D., Da Rosa, W. L. d. O., Da Silva, T. M., da Silveira Lima, G., Carreño, N. L. V., Pereira, T. M., Piva, E. (2018). Physical and biological properties of a high-plasticity tricalcium silicate cement. *BioMed Research International*, 1-6.
- Gancedo-Caravia, L., & Garcia-Barbero, E. (2006). Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *Journal of Endodontics*, 32(9), 894-896.
- Gandolfi, M. G., Iacono, F., Agee, K., Siboni, F., Tay, F., Pashley, D. H., & Prati, C. (2009). Setting time and expansion in different soaking media of experimental accelerated calcium-silicate cements and ProRoot MTA. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(6), 39-45.
- Gandolfi, M., Taddei, P., Siboni, F., Modena, E., Ginebra, M., & Prati, C. (2011). Fluoride-containing nanoporous calcium-silicate MTA cements for endodontics and oral surgery: early fluorapatite formation in a phosphate-containing solution. *International Endodontic Journal*, 44(10), 938-949.
- Gandolfi, M. G., Taddei, P., Siboni, F., Modena, E., Ciapetti, G., & Prati, C. (2011). Development of the foremost light-curable calcium-silicate MTA cement as root-end in oral surgery. Chemical–physical properties, bioactivity and biological behavior. *Dental Materials*, 27(7), 134-157.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F., Polimeni, A., Bossù, M., Riccitiello, F., Rengo, S., & Prati, C. (2013). In vitro screening of the apatite-forming ability, biointeractivity and physical properties of a tricalcium silicate material for endodontics and restorative dentistry. *Dentistry Journal*, 1(4), 41-60.
- Gandolfi, M. G., Taddei, P., Modena, E., Siboni, F., & Prati, C. (2013). Biointeractivity-related versus chemi/physisorption-related apatite

- precursor-forming ability of current root end filling materials. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1107-1123.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F., Botero, T., Bossù, M., Riccitiello, F., & Prati, C. (2015). Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13(1), 43-60.
- Gartner, A., & Dorn, S. (1992). Advances in endodontic surgery. *Dental Clinics of North America*, 36(2), 357-378.
- Gatewood, R. S. (2007). Endodontic materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 695-712.
- Geiker, M. (1983). *Studies of Portland cement hydration by measurements of chemical shrinkage and a systematic evaluation of hydration curves by means of the dispersion model*, Ph.D Thesis, Technical University of Denmark.
- Ghasemi, N., Janani, M., Razi, T., & Atharmoghaddam, F. (2017). Effect of different mixing and placement methods on the quality of MTA apical plug in simulated apexification model. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(3), 351-355.
- Gilheany, P. A., Figdor, D., & Tyas, M. J. (1994). Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. *Journal of Endodontics*, 20(1), 22-26.
- Glenner, R. A., & Willey, P. (1998). Dental filling materials in the Confederacy. *Journal of the History of Dentistry*, 46(2), 71-75.

- Glickman, G. N., Hartwell, G. R. (2008). Endodontic Surgery. In: *Endodontics*, 6th Edition, Ed.: Ingle, J. I. , Bakland, L. K., Baumgartner, J. C., Hamilton: BC Decker Inc. p.: 1233-1294.
- Goracci, C., Tavares, A. U., Fabianelli, A., Monticelli, F., Raffaelli, O., Cardoso, P. C., Franklin, T., Ferrari, M. (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European Journal of Oral Sciences*, 112(4), 353-361.
- Grazziotin-Soares, R., Nekoofar, M., Davies, T., Bafail, A., Alhaddar, E., Hübler, R., Busato, A., Dummer, P. (2014). Effect of bismuth oxide on white mineral trioxide aggregate: chemical characterization and physical properties. *International Endodontic Journal*, 47(6), 520-533.
- Guimarães, B. M., Vivian, R. R., Piazza, B., Alcalde, M. P., Bramante, C. M., & Duarte, M. A. H. (2017). Chemical-physical properties and apatite-forming ability of mineral trioxide aggregate flow. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1692-1696.
- Guimarães, B. M., Prati, C., Duarte, M. A. H., Bramante, C. M., & Gandolfi, M. G. (2018). Physicochemical properties of calcium silicate-based formulations MTA Repair HP and MTA Vitalcem. *Journal of Applied Oral Science*, 26.
- 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. *Journal of Endodontics*, 39(3), 380-384.
- Gutmann, J. L., & Harrison, J. W. (1985). Posterior endodontic surgery: anatomical considerations and clinical techniques. *International endodontic journal*, 18(1), 8-34.

- Gutmann, J., Saunders, W., Nguyen, L., Guo, I., & Saunders, E. (1994). Ultrasonic root-end preparation Part 1. SEM analysis. *International endodontic journal*, 27(6), 318-324.
- Gutmann, J. L. (2014). Surgical endodontics: past, present, and future. *Endodontic Topics*, 30(1), 29-43.
- Han, L., Kodama, S., & Okiji, T. (2015). Evaluation of calcium-releasing and apatite-forming abilities of fast-setting calcium silicate-based endodontic materials. *International Endodontic Journal*, 48(2), 124-130.
- Hasegawa, M., Doi, Y., & Uchida, A. (2003). Cell-mediated bioresorption of sintered carbonate apatite in rabbits. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 85(1), 142-147.
- Hashem, A. A. R., & Amin, S. A. W. (2012). The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. *Journal of Endodontics*, 38(2), 245-249.
- Hawley, M., Webb, T. D., & Goodell, G. G. (2010). Effect of varying water-to-powder ratios on the setting expansion of white and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 36(8), 1377-1379.
- Hench, L. L., & Wilson, J. (1984). Surface-active biomaterials. *Science*, 226(4675), 630-636.
- Hendra, L. P. (1970). EBA cement. A practical system for all cementation. *International Endodontic Journal*, 4(2), 28-31.
- Holland, R., De Souza, V., Nery, M. J., Otoboni Filho, J. A., Bernabé, P. F., & Dezan Jr, E. (1999). Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled

- with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide. *Journal of Endodontics*, 25(3), 161-166.
- Holland, R., Mazuqueli, L., de Souza, V., Murata, S. S., Júnior, E. D., & Suzuki, P. (2007). Influence of the type of vehicle and limit of obturation on apical and periapical tissue response in dogs' teeth after root canal filling with mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 33(6), 693-697.
- Hsu, T.-T., Yeh, C.-H., Kao, C.-T., Chen, Y.-W., Huang, T.-H., Yang, J.-J., & Shie, M.-Y. (2015). Antibacterial and odontogenesis efficacy of mineral trioxide aggregate combined with CO₂ laser treatment. *Journal of Endodontics*, 41(7), 1073-1080.
- Huffman, B., Mai, S., Pinna, L., Weller, R., Primus, C., Gutmann, J., Pashley, D., Tay, F. (2009). Dislocation resistance of ProRoot Endo Sealer, a calcium silicate-based root canal sealer, from radicular dentine. *International Endodontic Journal*, 42(1), 34-46.
- Hung, C.-J., Kao, C.-T., Chen, Y.-J., Shie, M.-Y., & Huang, T.-H. (2013). Antiosteoclastogenic activity of silicate-based materials antagonizing receptor activator for nuclear factor kappaB ligand-induced osteoclast differentiation of murine macrophages. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1557-1561.
- ISO 6876 (2012). Dental root canal sealing materials. Geneva, Switzerland.
- Isidor, F., Karring, T., Nyman, S., & Lindhe, J. (1985). New attachment–reattachment following reconstructive periodontal surgery. *Journal of Clinical Periodontology*, 12(9), 728-735.

- Islam, I., Chng, H. K., & Yap, A. U. J. (2006). Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. *Journal of Endodontics*, 32(3), 193-197.
- Jadun, S., Monaghan, L., & Darcey, J. (2019). Endodontic microsurgery. Part two: Armamentarium and technique. *British Dental Journal*, 227(2), 101-111.
- Jain, P., Nanda, Z., Deore, R., & Gandhi, A. (2019). Effect of acidic environment and intracanal medicament on push-out bond strength of biodentine and mineral trioxide aggregate plus: an in vitro study. *Medicine and Pharmacy Reports*, 92(3), 277.
- Jiménez-Sánchez, M. d. C., Segura-Egea, J. J., & Díaz-Cuenca, A. (2019). Higher hydration performance and bioactive response of the new endodontic bioactive cement MTA HP repair compared with ProRoot MTA white and NeoMTA plus. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 107(6), 2109-2120.
- Johnson, B. R. (1999). Considerations in the selection of a root-end filling material. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 87(4), 398-404.
- Jou, Y., & Pertl, C. (1997). Is there a best retrograde filling material? *Dental Clinics of North America*, 41(3), 555-561.
- Kadić, S., Baraba, A., Miletić, I., Ionescu, A., Brambilla, E., Malčić, A. I., & Gabrić, D. (2018). Push-out bond strength of three different calcium silicate-based root-end filling materials after ultrasonic retrograde cavity preparation. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1559-1565.

- Kang, E.-H., Yoo, J.-S., Kim, B.-H., Choi, S.-W., & Hong, S.-H. (2014). Synthesis and hydration behavior of calcium zirconium aluminate ($\text{Ca}_7\text{ZrAl}_6\text{O}_{18}$) cement. *Cement and Concrete Research*, *56*, 106-111.
- Kang, S. H., Shin, Y. S., Lee, H. S., Kim, S. O., Shin, Y., Jung, I. Y., & Song, J. S. (2015). Color changes of teeth after treatment with various mineral trioxide aggregate-based materials: an ex vivo study. *Journal of Endodontics*, *41*(5), 737-741.
- Karabucak, B., & Setzer, F. C. (2009). Conventional and surgical retreatment of complex periradicular lesions with periodontal involvement. *Journal of Endodontics*, *35*(9), 1310-1315.
- Keleş, A., Alcin, H., Kamalak, A., & Versiani, M. (2014). Micro-CT evaluation of root filling quality in oval-shaped canals. *International Endodontic Journal*, *47*(12), 1177-1184.
- Khalil, I., Naaman, A., & Camilleri, J. (2016). Properties of tricalcium silicate sealers. *Journal of Endodontics*, *42*(10), 1529-1535.
- Khandelwal, A., Karthik, J., Nadig, R. R., & Jain, A. (2015). Sealing ability of mineral trioxide aggregate and Biodentine as root end filling material, using two different retro preparation techniques-An in vitro study. *International Journal of Contemporary Dental and Medical Reviews*, *2015*, 1-6.
- Kim, D., Lee, H., Chung, M., Kim, S., Song, M., & Kim, E. (2020). Effects of fast-and slow-setting calcium silicate-based root-end filling materials on the outcome of endodontic microsurgery: a retrospective study up to 6 years. *Clinical Oral Investigations*, *24*(1), 247-255.

- Kim, E.-J., Bu, S.-Y., Sung, M.-K., & Choi, M.-K. (2013). Effects of silicon on osteoblast activity and bone mineralization of MC₃T₃-E₁ cells. *Biological Trace Element Research*, 152(1), 105-112.
- Kim, R. J. Y., & Shin, J. H. (2014). Cytotoxicity of a novel mineral trioxide aggregated based root canal sealer. *Dental materials journal*, 2013-2171.
- Kim, S. (1997a). Principles of endodontic microsurgery. *Dental Clinics of North America*, 41(3), 481-497.
- Kim, S. (1997b). Principles of endodontic microsurgery. *Dental Clinics of North America*, 41(3), 481.
- Kim, S., Pecora, G., & Rubinstein, R. (2001). Comparison of traditional and microsurgery in endodontics. *Color Atlas of Microsurgery in Endodontics. Philadelphia: WB Saunders*, 5-11.
- Kim, S., & Kratchman, S. (2006). Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. *Journal of Endodontics*, 32(7), 601-623.
- Kim, S., Kratchman, S., Karabucak, B., Kohli, M., & Setzer, F. (2017). *Microsurgery in Endodontics*: John Wiley & Sons.
- Koch, K. A., & Brave, D. (2012). Bioceramics, part I: the clinician's viewpoint. *Dentistry Today*, 31(1), 130.
- Kogan, P., He, J., Glickman, G. N., & Watanabe, I. (2006). The effects of various additives on setting properties of MTA. *Journal of Endodontics*, 32(6), 569-572.
- Koh, E. T., McDonald, F., Ford, T. R. P., & Torabinejad, M. (1998). Cellular response to mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 24(8), 543-547.

- Kramper, B. J., Kaminski, E. J., Osetek, E. M., & Heuer, M. A. (1984). A comparative study of the wound healing of three types of flap design used in periapical surgery. *Journal of Endodontics*, *10*(1), 17-25.
- Lee, D., & Bogen, G. (2001). Multifaceted use of ProRoot™ MTA root canal repair material. *Pediatric Dentistry*, *23*(4), 326-330.
- Lee, H., Shin, Y., Kim, S.-O., Lee, H.-S., Choi, H.-J., & Song, J. S. (2015). Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in dogs' teeth. *Journal of Endodontics*, *41*(8), 1317-1324.
- Lee, Y.-L., Lee, B.-S., Lin, F.-H., Lin, A. Y., Lan, W.-H., & Lin, C.-P. (2004). Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*, *25*(5), 787-793.
- LeGeros, R. Z. (1991). Calcium phosphates in oral biology and medicine. *Monographs in Oral Sciences*, *15*, 109-111.
- Leitune, V., Takimi, A., Collares, F., Santos, P., Provenzi, C., Bergmann, C., & Samuel, S. (2013). Niobium pentoxide as a new filler for methacrylate-based root canal sealers. *International Endodontic Journal*, *46*(3), 205-210.
- Lertmalapong, P., Jantarat, J., Srisatjaluk, R. L., & Komoltri, C. (2019). Bacterial leakage and marginal adaptation of various bioceramics as apical plug in open apex model. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, *10*(1), 12371.
- Li, Q., Deacon, A. D., & Coleman, N. J. (2013). The impact of zirconium oxide nanoparticles on the hydration chemistry and biocompatibility of white Portland cement. *Dental Materials Journal*, *32*(5), 808-815.

- Lim, M., Jung, C., Shin, D.-H., Cho, Y.-b., & Song, M. (2020). Calcium silicate-based root canal sealers: a literature review. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 45(3), 35.
- Liu, W., Chang, J., & Yue, Z. (2011). Physicochemical properties and biocompatibility of tricalcium and dicalcium silicate composite cements after hydration. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 8(3), 560-565.
- Liu, Z., Zhang, D., Li, Q., & Xu, Q. (2013). Evaluation of root-end preparation with a new ultrasonic tip. *Journal of Endodontics*, 39(6), 820-823.
- Loxley, E. C., Liewehr, F. R., Buxton, T., & McPherson III, J. (2003). The effect of various intracanal oxidizing agents on the push-out strength of various perforation repair materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 95(4), 490-494.
- Lustmann, J., Friedman, S., & Shaharabany, V. (1991). Relation of pre-and intraoperative factors to prognosis of posterior apical surgery. *Journal of Endodontics*, 17(5), 239-241.
- MacPhee I T, C. G. C. (1981). *Essentials of periodontology and periodontics* (3rd ed.). Oxford: Wiley-Blackwell.
- Maeno, S., Niki, Y., Matsumoto, H., Morioka, H., Yatabe, T., Funayama, A., Toyama, Y., Taguchi, T., Tanaka, J. (2005). The effect of calcium ion concentration on osteoblast viability, proliferation and differentiation in monolayer and 3D culture. *Biomaterials*, 26(23), 4847-4855.
- Marciano, M. A., Costa, R. M., Camilleri, J., Mondelli, R. F. L., Guimaraes, B. M., & Duarte, M. A. H. (2014). Assessment of color stability of white mineral trioxide

- aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1235-1240.
- Marciano, M. A., Duarte, M. A. H., & Camilleri, J. (2015). Dental discoloration caused by bismuth oxide in MTA in the presence of sodium hypochlorite. *Clinical Oral Investigations*, 19(9), 2201-2209.
- Marciano, M. A., Duarte, M. A. H., & Camilleri, J. (2016). Calcium silicate-based sealers: Assessment of physicochemical properties, porosity and hydration. *Dental Materials*, 32(2), 30-40.
- Marie, P. J. (2010). The calcium-sensing receptor in bone cells: a potential therapeutic target in osteoporosis. *Bone*, 46(3), 571-576.
- Marques, J. H. S., Silva-Sousa, Y. T. C., Rached-Júnior, F. J. A., Mazzi-Chaves, J. F., Miranda, C. E. S., Silva, S. R. C. d., Sousa-Neto, M. D. (2015). New methodology to evaluate bond strength of root-end filling materials. *Brazilian Dental Journal*, 26(3), 288-291.
- Marquezan, F. K., Kopper, P. M. P., Dullius, A. I. d. S., Ardenghi, D. M., & Grazziotin-Soares, R. (2018). Effect of Blood Contamination on The Push-Out Bond Strength of Calcium Silicate Cements. *Brazilian Dental Journal*, 29(2), 189-194.
- Martí-Bowen, E., Peñarrocha-Diago, M., & García-Mira, B. (2005). Periapical surgery using the ultrasound technique and silver amalgam retrograde filling. A study of 71 teeth with 100 canals. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 10, 67-73.
- Mathew, S., Raju, I. R., Sreedev, C., Karthick, K., Boopathi, T., & Deepa, N. (2017). Evaluation of push out bond strength of fiber post after treating the intra radicular post space with different post space treatment techniques: A

- randomized controlled In vitro trial. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 9(Suppl 1), 197-200.
- Matthews, L. S., & Hirsch, C. (1972). Temperatures measured in human cortical bone when drilling, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 54(2), 297-308.
- McCabe, J. F. (2008). *Applied Dental Materials*, 9th Edition. Wiley Blackwell, New Jersey, p: 285-286.
- Meraji, N., Nekoofar, M. H., Yazdi, K. A., Sharifian, M. R., Fakhari, N., & Camilleri, J. (2018). Bonding to caries affected dentine. *Dental Materials*, 34(9), 236-245.
- Milani, A. S., Rahimi, S., Froughreyhani, M., & Pakdel, M. V. (2013). Effect of blood contamination on marginal adaptation and surface microstructure of mineral trioxide aggregate: a SEM study. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 7(3), 157.
- Min, K.-S., Chang, H.-S., Bae, J.-M., Park, S.-H., Hong, C.-U., & Kim, E.-C. (2007). The induction of heme oxygenase-1 modulates bismuth oxide-induced cytotoxicity in human dental pulp cells. *Journal of Endodontics*, 33(11), 1342-1346.
- Molin, C. (1992). Amalgam—fact and fiction. *European Journal of Oral Sciences*, 100(1), 66-73.
- Moghaddame-Jafari, S., Mantellini, M. G., Botero, T. M., McDonald, N. J., & Nör, J. E. (2005). Effect of ProRoot MTA on pulp cell apoptosis and proliferation in vitro. *Journal of Endodontics*, 31(5), 387-391.
- Mohammadi, Z. (2009). Laser applications in endodontics: an update review. *International Dental Journal*, 59(1), 35-46.

- Monaghan, L., Jadun, S., & Darcey, J. (2019). Endodontic microsurgery. Part one: diagnosis, patient selection and prognoses. *British Dental Journal*, 226(12), 940-948.
- Mondelli, J., Hoshino, R., Weckwerth, P., Cerri, P., Leonardo, R., Guerreiro-Tanomaru, J., Tanomaru-Filho, M. da Silva, G. (2019). Biocompatibility of mineral trioxide aggregate flow and biodentine. *International Endodontic Journal*, 52(2), 193-200.
- Montellano, A. M., Schwartz, S. A., & Beeson, T. J. (2006). Contamination of tooth-colored mineral trioxide aggregate used as a root-end filling material: A bacterial leakage study. *Journal of Endodontics*, 32(5), 452-455.
- Moretton, T. R., Brown Jr, C. E., Legan, J. J., & Kafrawy, A. (2000). Tissue reactions after subcutaneous and intraosseous implantation of mineral trioxide aggregate and ethoxybenzoic acid cement. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 52(3), 528-533.
- Murphy, S., Wren, A., Towler, M., & Boyd, D. (2010). The effect of ionic dissolution products of Ca-Sr-Na-Zn-Si bioactive glass on in vitro cytocompatibility. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(10), 2827-2834.
- Nagas, E., Kucukkaya, S., Eymirli, A., Uyanik, M. O., & Cehreli, Z. C. (2017). Effect of laser-activated irrigation on the push-out bond strength of ProRoot Mineral Trioxide Aggregate and Biodentine in furcal perforations. *Photomedicine and Laser Surgery*, 35(4), 231-235.

- Nair, P. R., Sjögren, U., Krey, G., Kahnberg, K.-E., & Sundqvist, G. (1990). Intraradicular bacteria and fungi in root-filled, asymptomatic human teeth with therapy-resistant periapical lesions: a long-term light and electron microscopic follow-up study. *Journal of Endodontics*, *16*(12), 580-588.
- Negm, M., Beech, D., & Grant, A. (1982). An evaluation of mechanical and adhesive properties of polycarboxylate and glass ionomer cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, *9*(2), 161-167.
- Nekoofar, M. H., Haddad, D., Nolde, J., & Aseeley, Z. (2009). Water content of ampoule packaged with ProRoot MTA. *International Endodontic Journal*, *42*(6), 549-551.
- Nekoofar, M. H., Oloomi, K., Sheykhrezae, M., Tabor, R., Stone, D. F., & Dummer, P. M. H. (2010). An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, *43*(10), 849-858.
- Nekoofar, M. H., Davies, T., Stone, D., Basturk, F., & Dummer, P. M. H. (2011). Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, *44*(11), 1011-1018.
- Niu, L.-n., Jiao, K., Zhang, W., Camilleri, J., Bergeron, B. E., Feng, H.-l., Tay, F. R. (2014). A review of the bioactivity of hydraulic calcium silicate cements. *Journal of Dentistry*, *42*(5), 517-533.
- Nomoto, R., Komoriyama, M., McCabe, J. F., & Hirano, S. (2004). Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dental Materials*, *20*(10), 972-978.

- Ochoa-Rodríguez, V. M., Tanomaru-Filho, M., Rodrigues, E. M., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Spin-Neto, R., & Faria, G. (2019). Addition of zirconium oxide to Biodentine increases radiopacity and does not alter its physicochemical and biological properties. *Journal of Applied Oral Science*, 27, 1-10.
- Oliveira, L., da Silva, G., Souza, G., Magalhães, T., Barbosa, G., Turrioni, A., & Moura, C. (2020). A laboratory evaluation of cell viability, radiopacity and tooth discoloration induced by regenerative endodontic materials. *International Endodontic Journal*, 53(8), 1140-1152.
- Onyick J, Onyick T. A study of new material for retrograde fillings. *J Endod* 1978; 4: 203–6.
- Osorio, R. M., Hefti, A., Vertucci, F. J., & Shawley, A. L. (1998). Cytotoxicity of endodontic materials. *Journal of Endodontics*, 24(2), 91-96.
- Paranjpe, A., Smoot, T., Zhang, H., & Johnson, J. D. (2011). Direct contact with mineral trioxide aggregate activates and differentiates human dental pulp cells. *Journal of Endodontics*, 37(12), 1691-1695.
- Parirokh, M., Askarifard, S., Mansouri, S., Haghdoost, A. A., Raoof, M., & Torabinejad, M. (2009). Effect of phosphate buffer saline on coronal leakage of mineral trioxide aggregate. *Journal of Oral Science*, 51(2), 187-191.
- Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010a). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of Endodontics*, 36(1), 16-27.
- Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010b). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of Endodontics*, 36(3), 400-413.

- Patierno, J., Rueggeberg, F., Anderson, R., Weller, R., & Pashley, D. H. (1996). Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Dental Traumatology*, *12*(5), 227-236.
- Pelepenko, L. E., Saavedra, F., Antunes, T. B., Bombarda, G. F., Gomes, B. P., Zaia, A. A., Camilleri, J., Marciano, M. A. (2021). Physicochemical, antimicrobial, and biological properties of White-MTAFlow. *Clinical Oral Investigations*, *25*(2), 663-672.
- Pelliccioni, G. A., Vellani, C. P., Gatto, M. R. A., Gandolfi, M. G., Marchetti, C., & Prati, C. (2007). Proroot mineral trioxide aggregate cement used as a retrograde filling without addition of water: an in vitro evaluation of its microleakage. *Journal of Endodontics*, *33*(9), 1082-1085.
- Pornamazeh, T., Yadegari, Z., Ghasemi, A., Sheykh-al-Eslamian, S. M., & Shojaeian, S. (2017). In vitro cytotoxicity and setting time assessment of calcium-enriched mixture cement, retro mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate. *Iranian Endodontic Journal*, *12*(4), 488-492.
- Post, L. K., Lima, F. G., Xavier, C. B., Demarco, F. F., & Gerhardt-Oliveira, M. (2010). Sealing ability of MTA and amalgam in different root-end preparations and resection bevel angles: an in vitro evaluation using marginal dye leakage. *Brazilian Dental Journal*, *21*(5), 416-419.
- Prati, C., & Gandolfi, M. G. (2015). Calcium silicate bioactive cements: biological perspectives and clinical applications. *Dental Materials*, *31*(4), 351-370.
- Premjith, D. S., Kailar, A., Pare, S., Kumar, P., & Ragher, M. (2020). The effect of root end cavity preparation using Er, Cr: YSGG laser, ultrasonic retrotip, and bur on

- the apical microleakage of retrograde cavity filled with MTA Plus. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 12(Suppl 1), 299-303.
- Prentice, L. H., Tyas, M. J., & Burrow, M. F. (2005). The effect of particle size distribution on an experimental glass-ionomer cement. *Dental Materials*, 21(6), 505-510.
- Priyanka, S., & Veronica, A. (2013). A literature review of root-end filling materials. *International Organization of Scientific Research - Journal of Dental and Medical Sciences*, 9(4), 20-25.
- Rahbaran, S., Gilthorpe, M. S., Harrison, S. D., & Gulabivala, K. (2001). Comparison of clinical outcome of periapical surgery in endodontic and oral surgery units of a teaching dental hospital: a retrospective study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 91(6), 700-709.
- Rahimi, S., Ghasemi, N., Shahi, S., Lotfi, M., Froughreyhani, M., Milani, A. S., & Bahari, M. (2013). Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. *Journal of Endodontics*, 39(5), 697-700.
- Rashid, F., Shiba, H., Mizuno, N., Mouri, Y., Fujita, T., Shinohara, H., Ogawa, T., Kawaguchi, H., Kurihara, H. (2003). The effect of extracellular calcium ion on gene expression of bone-related proteins in human pulp cells. *Journal of Endodontics*, 29(2), 104-107.
- Remadnia, A., Dheilily, R., Laidoudi, B., & Quéneudec, M. (2009). Use of animal proteins as foaming agent in cementitious concrete composites manufactured with recycled PET aggregates. *Construction and Building Materials*, 23(10), 3118-3123.

- 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. *Journal of Endodontics*, 35(5), 731-736.
- Reyes-Carmona, J. F., Felipe, M. S., & Felipe, W. T. (2010a). The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *Journal of Endodontics*, 36(2), 286-291.
- Reyes-Carmona, J. F., Felipe, M. S., & Felipe, W. T. (2010b). A phosphate-buffered saline intracanal dressing improves the biomineralization ability of mineral trioxide aggregate apical plugs. *Journal of Endodontics*, 36(10), 1648-1652.
- Richman, M. J. (1957). The use of ultrasonics in root canal therapy and root resection. *Journal of Dental Medicine*, 12, 12-18.
- Rubinstein, R. A., & Kim, S. (1999). Short-term observation of the results of endodontic surgery with the use of a surgical operation microscope and Super-EBA as root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 25(1), 43-48.
- Rud, J., & Andreasen, J. (1972). A study of failures after endodontic surgery by radiographic, histologic and stereomicroscopic methods. *International journal of oral surgery*, 1(6), 311-328.
- Saghiri, M. A., Shokouhinejad, N., Lotfi, M., Aminsobhani, M., & Saghiri, A. M. (2010). Push-out bond strength of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *Journal of Endodontics*, 36(11), 1856-1859.
- Saghiri, M. A., Garcia-Godoy, F., Gutmann, J. L., Lotfi, M., Asatourian, A., & Ahmadi, H. (2013). Push-out bond strength of a nano-modified mineral trioxide aggregate. *Dental Traumatology*, 29(4), 323-327.

- Saghiri, M. A., Kazerani, H., Morgano, S. M., & Gutmann, J. L. (2020). Evaluation of Mechanical Activation and Chemical Synthesis for Particle Size Modification of White Mineral Trioxide Aggregate. *European Endodontic Journal*, 5(2), 128.
- Samra, A. P. B., Ribeiro, D. G., Borges, C. P. F., & Kossatz, S. (2012). Influence of professional prophylaxis on reducing discoloration of different aesthetic restorative materials. *Journal of Dentistry*, 40, 71-76.
- Sarkar, N., Caicedo, R., Ritwik, P., Moiseyeva, R., & Kawashima, I. (2005). Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 31(2), 97-100.
- Saunders, W. P. (2008). A prospective clinical study of periradicular surgery using mineral trioxide aggregate as a root-end filling. *Journal of Endodontics*, 34(6), 660-665.
- Sauveur, G., Boccara, E., Colon, P., Sobel, M., & Boucher, Y. (1998). A photoelastimetric analysis of stress induced by root-end resection. *Journal of Endodontics*, 24(11), 740-743.
- Saxena, P., Gupta, S. K., & Newaskar, V. (2013). Biocompatibility of root-end filling materials: recent update. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 38(3), 119-127.
- Schröder, U. (1972). Evaluation of healing following experimental pulpotomy of intact human teeth and capping with calcium hydroxide. *Odontologisk revy*, 23(3), 329.
- Setzer, F. C., Shah, S. B., Kohli, M. R., Karabucak, B., & Kim, S. (2010). Outcome of endodontic surgery: a meta-analysis of the literature—part 1: comparison of traditional root-end surgery and endodontic microsurgery. *Journal of Endodontics*, 36(11), 1757-1765.

- Setzer, F. C., Kohli, M. R., Shah, S. B., Karabucak, B., & Kim, S. (2012). Outcome of endodontic surgery: a meta-analysis of the literature—part 2: comparison of endodontic microsurgical techniques with and without the use of higher magnification. *Journal of Endodontics*, 38(1), 1-10.
- Shahi, S., Yavari, H. R., Esk, M., Rahimi, S., & Sadrhaghighi, H. (2011). Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) and Portland cement as root-end filling materials: A scanning electron microscopy (SEM) study. *African Journal of Biotechnology*, 10(71), 16084-16088.
- Shahi, S., Rahimi, S., Yavari, H. R., Samiei, M., Janani, M., Bahari, M., Abdolrahimi, M., Pakdel, F., Aghbali, A. (2012). Effects of various mixing techniques on push-out bond strengths of white mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 38(4), 501-504.
- Shahi, S., Ghasemi, N., Rahimi, S., Yavari, H. R., Samiei, M., Janani, M., Bahari, M., Moheb, S. (2015). The effect of different mixing methods on the flow rate and compressive strength of mineral trioxide aggregate and calcium-enriched mixture. *Iranian Endodontic Journal*, 10(1), 55.
- Shin, S. J. (2004). *In Vitro Studies Addressing Cellular Mechanisms Underlying the Bone and Dentin Inductive Property of Mineral Trioxide Aggregate (MTA)*, Master thesis in oral biology, University of Pennsylvania.
- Shipper, G., Grossman, E., Botha, A., & Cleaton-Jones, P. (2004). Marginal adaptation of mineral trioxide aggregate (MTA) compared with amalgam as a root-end filling material: a low-vacuum (LV) versus high-vacuum (HV) SEM study. *International Endodontic Journal*, 37(5), 325-336.

- Shokouhinejad, N., Nekoofar, M. H., Iravani, A., Kharrazifard, M. J., & Dummer, P. M. (2010). Effect of acidic environment on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, *36*(5), 871-874.
- Silva, G. F., Bosso, R., Ferino, R. V., Tanomaru-Filho, M., Bernardi, M. I., Guerreiro-Tanomaru, J. M., & Cerri, P. S. (2014). Microparticulated and nanoparticulated zirconium oxide added to calcium silicate cement: evaluation of physicochemical and biological properties. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, *102*(12), 4336-4345.
- Silva, E. J. N. L., Carvalho, N. K., Zanon, M., Senna, P. M., De-Deus, G., Zuolo, M. L., & Zaia, A. A. (2016). Push-out bond strength of MTA HP, a new high-plasticity calcium silicate-based cement. *Brazilian Oral Research*, *30*(1), 84.
- Silva, E. J. N. L., Carvalho, N. K., Guberman, M. R. d. C. L., Prado, M., Senna, P. M., Souza, E. M., & De-Deus, G. (2017). Push-out bond strength of fast-setting mineral trioxide aggregate and pozzolan-based cements: ENDOCEM MTA and ENDOCEM Zr. *Journal of Endodontics*, *43*(5), 801-804.
- Silva, G., Guerreiro-Tanomaru, J., da Fonseca, T., Bernardi, M., Sasso-Cerri, E., Tanomaru-Filho, M., & Cerri, P. (2017). Zirconium oxide and niobium oxide used as radiopacifiers in a calcium silicate-based material stimulate fibroblast proliferation and collagen formation. *International Endodontic Journal*, *50*, 95-108.
- Simhofer, H., Stoian, C., & Zetner, K. (2008). A long-term study of apicoectomy and endodontic treatment of apically infected cheek teeth in 12 horses. *The Veterinary Journal*, *178*(3), 411-418.

- Singla, M., Verma, K. G., Goyal, V., Jusuja, P., Kakkar, A., & Ahuja, L. (2018). Comparison of push-out bond strength of furcation perforation repair materials—Glass ionomer cement Type II, hydroxyapatite, mineral trioxide aggregate, and biodentine: An in vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 9(3), 410.
- Sinkar, R. C., Patil, S. S., Jogad, N. P., & Gade, V. J. (2015). Comparison of sealing ability of ProRoot MTA, RetroMTA, and Biodentine as furcation repair materials: An ultraviolet spectrophotometric analysis. *Journal of Conservative Dentistry*, 18(6), 445.
- Siqueira Jr, J. F. (2001). Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *International Endodontic Journal*, 34(1), 1-10.
- 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. *Journal of Endodontics*, 32(10), 963-966.
- Smith, D. (1968). A new dental cement. *British Dental Journal*, 124(9), 381-384.
- Song, M., Yue, W., Kim, S., Kim, W., Kim, Y., Kim, J.-W., & Kim, E. (2016). The effect of human blood on the setting and surface micro-hardness of calcium silicate cements. *Clinical Oral Investigations*, 20(8), 1997-2005.
- Soundappan, S., Sundaramurthy, J. L., Raghu, S., & Natanasabapathy, V. (2014). Biodentine versus mineral trioxide aggregate versus intermediate restorative material for retrograde root end filling: an invitro study. *Journal of Dentistry (Tehran)*, 11(2), 143.
- Sousa-Neto, M., Silva Coelho, F., Marchesan, M., Alfredo, E., & Silva-Sousa, Y. (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. *International Endodontic Journal*, 38(12), 866-870.
- Souza, N., Justo, G., Oliveira, C., Haun, M., & Bincoletto, C. (2006). Cytotoxicity of materials used in perforation repair tested using the V79 fibroblast cell line and the granulocyte-macrophage progenitor cells. *International Endodontic Journal*, 39(1), 40-47.
- Souza, L. C. d., Yadlapati, M., Dorn, S. O., Silva, R., & Letra, A. (2015). Analysis of radiopacity, pH and cytotoxicity of a new bioceramic material. *Journal of Applied Oral Science*, 23(4), 383-389.
- Stabholz, A., Shani, J., Friedman, S., & Abed, J. (1985). Marginal adaptation of retrograde fillings and its correlation with sealability. *Journal of Endodontics*, 11(5), 218-223.
- Stefaneli Marques, J. H., Silva-Sousa, Y. T. C., Rached-Júnior, F. J. A., Macedo, L. M. D. d., Mazzi-Chaves, J. F., Camilleri, J., & Sousa-Neto, M. D. (2018). Push-out bond strength of different tricalcium silicate-based filling materials to root dentin. *Brazilian Oral Research*, 32, 18.
- Stowe, T. J., Sedgley, C. M., Stowe, B., & Fenno, J. C. (2004). The effects of chlorhexidine gluconate (0.12%) on the antimicrobial properties of tooth-colored ProRoot mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 30(6), 429-431.
- Strassler, H. E., & Mann, M. (2011). Dental adhesives for direct placement composite restorations: an update. *Dental Economics*, 15, 2.
- Stropko, J. J., Doyon, G. E., & Gutmann, J. L. (2005). Root-end management: resection, cavity preparation, and material placement. *Endodontic Topics*, 11(1), 131-151.

- Sultana, N., Singh, M., Nawal, R. R., Chaudhry, S., Yadav, S., Mohanty, S., & Talwar, S. (2018). Evaluation of biocompatibility and osteogenic potential of tricalcium silicate-based cements using human bone marrow-derived mesenchymal stem cells. *Journal of Endodontics*, *44*(3), 446-451.
- Sumi, Y., Hattori, H., Hayashi, K., & Ueda, M. (1996). Ultrasonic root-end preparation: clinical and radiographic evaluation of results. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *54*(5), 590-593.
- Szeremeta-Browar, T. L., VanCura, J. E., & Zaki, A. (1985). A comparison of the sealing properties of different retrograde techniques: an autoradiographic study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, *59*(1), 82-87.
- Tagger, M., Tagger, E., Tjan, A. H., & Bakland, L. K. (2002). Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. *Journal of Endodontics*, *28*(5), 351-354.
- Taschieri, S., Testori, T., Francetti, L., & Del Fabbro, M. (2004). Effects of ultrasonic root end preparation on resected root surfaces: SEM evaluation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *98*(5), 611-618.
- Tawil, P. Z., Duggan, D. J., & Galicia, J. C. (2015). Mineral trioxide aggregate (MTA): its history, composition, and clinical applications. *Compendium of continuing education in dentistry*, *36*(4), 247-252.
- Tawil, P. Z., Trope, M., Curran, A. E., Caplan, D. J., Kirakozova, A., Duggan, D. J., & Teixeira, F. B. (2009). Periapical microsurgery: an in vivo evaluation of endodontic root-end filling materials. *Journal of Endodontics*, *35*(3), 357-362.
- 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. *Journal of Endodontics*, 33(11), 1347-1351.
- Thompson, J., Gregson, P., & Revell, P. (1999). Analysis of push-out test data based on interfacial fracture energy. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 10(12), 863-868.
- Tidmarsh, B., & Arrowsmith, M. (1989). Dentinal tubules at the root ends of apicectored teeth: a scanning electron microscopic study. *International Endodontic Journal*, 22(4), 184-189.
- Tomás-Catalá, C., Collado-González, M., García-Bernal, D., Oñate-Sánchez, R., Forner, L., Llena, C., Lozano, A., Castelo-Baz, P., Moraleda, J., Rodríguez-Lozano, F. (2017). Comparative analysis of the biological effects of the endodontic bioactive cements MTA-Angelus, MTA Repair HP and NeoMTA Plus on human dental pulp stem cells. *International endodontic journal*, 50, 63-72.
- Torabinejad, M., Watson, T., & Ford, T. P. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *Journal of Endodontics*, 19(12), 591-595.
- Torabinejad, M., Higa, R. K., McKendry, D. J., & Ford, T. R. P. (1994). Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *Journal of Endodontics*, 20(4), 159-163.
- Torabinejad, M., Hong, C.-U., Ford, T. R. P., & Kariyawasam, S. P. (1995). Tissue reaction to implanted super-EBA and mineral trioxide aggregate in the mandible of guinea pigs: a preliminary report. *Journal of Endodontics*, 21(11), 569-571.

- Torabinejad, M., Hong, C., McDonald, F., & Ford, T. P. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 21(7), 349-353.
- Torabinejad, M., Rastegar, A. F., Kettering, J. D., & Ford, T. R. P. (1995). Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 21(3), 109-112.
- Torabinejad, M., Ford, T. R. P., McKendry, D. J., Abedi, H. R., Miller, D. A., & Kariyawasam, S. P. (1997). Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *Journal of Endodontics*, 23(4), 225-228.
- Torabinejad, M., & Chivian, N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 25(3), 197-205.
- Torabinejad, M., Moazzami, S., Moaddel, H., Hawkins, J., Gustefson, C., Faras, H., Wright, K., Shabahang, S. (2017). Effect of MTA particle size on periapical healing. *International Endodontic Journal*, 50, 3-8.
- Torres, F. F. E., Bosso-Martelo, R., Espir, C. G., Cirelli, J. A., Guerreiro-Tanomaru, J. M., & Tanomaru-Filho, M. (2017). Evaluation of physicochemical properties of root-end filling materials using conventional and Micro-CT tests. *Journal of Applied Oral Science*, 25(4), 374-380.
- Tortorici, S., Difalco, P., Caradonna, L., & Tetè, S. (2014). Traditional endodontic surgery versus modern technique: a 5-year controlled clinical trial. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25(3), 804-807.
- Tthesis, I., Faivishevsky, V., Kfir, A., & Rosen, E. (2009). Outcome of surgical endodontic treatment performed by a modern technique: a meta-analysis of literature. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1505-1511.

- Tsesis, I., Rosen, E., Schwartz-Arad, D., & Fuss, Z. (2006). Retrospective evaluation of surgical endodontic treatment: traditional versus modern technique. *Journal of Endodontics*, 32(5), 412-416.
- Türker, S. A., & Uzunoglu, E. (2016). Effect of powder-to-water ratio on the push-out bond strength of white mineral trioxide aggregate. *Dental Traumatology*, 32(2), 153-155.
- Tziafas, D., Pantelidou, O., Alvanou, A., Belibasakis, G., & Papadimitriou, S. (2002). The dentinogenic effect of mineral trioxide aggregate (MTA) in short-term capping experiments. *International Endodontic Journal*, 35(3), 245-254.
- MTA Flow (2016)
Erişim:[<https://www.ultradent.com/products/procedures/endodontics/root-resorption-repair/repair/endo-eze-mtaflow>] Erişim Tarihi: 13.09.2020
- Üstün, Y., Topçuoğlu, H. S., Akpek, F., & Aslan, T. (2015). The effect of blood contamination on dislocation resistance of different endodontic reparative materials. *Journal of oral science*, 57(3), 185-190.
- VanderWeele, R. A., Schwartz, S. A., & Beeson, T. J. (2006). Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *Journal of Endodontics*, 32(5), 421-424.
- Vasudev, S., Goel, B., & Tyagi, S. (2003). Root end filling materials-A review. *Endodontology*, 15(2), 12-18.
- Velvart, P., Peters, C. I., & Peters, O. A. (2005). Soft tissue management: flap design, incision, tissue elevation, and tissue retraction. *Endodontic Topics*, 11(1), 78-97.
- Vertucci, F. J. (1984). Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 58(5), 589-599.

- Vishwanath, V., Rao, H. M. (2019). Gutta-percha in endodontics-A comprehensive review of material science. *Journal of conservative dentistry*, 22(3), 216.
- Vivan, R. R., Zapata, R. O., Zeferino, M. A., Bramante, C. M., Bernardineli, N., Garcia, R. B., Duarte, M. A. H., Filho, M. T., De Moraes, I. G. (2010). Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and three experimental root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(2), 250-256.
- Von Arx, T., & Walker III, W. (2000). Microsurgical instruments for root-end cavity preparation following apicoectomy: A literature review. *Dental Traumatology*, 16(2), 47-62.
- Von Arx, T., Penarrocha, M., & Jensen, S. (2010). Prognostic factors in apical surgery with root-end filling: a meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 36(6), 957-973.
- Von Arx, T., Jensen, S. S., Janner, S. F., Hänni, S., & Bornstein, M. M. (2019). A 10-year follow-up study of 119 teeth treated with apical surgery and root-end filling with mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 45(4), 394-401.
- Wadhwa, H., Mahajan, P., Monga, P., Mukheja, A., Dhillon, J., & Bajaj, N. (2019). Comparative evaluation of push-out bond strength of root-end filling materials in root-end cavities prepared by laser or ultrasonic technique: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 22(4), 396.
- Wälivaara, D.-Å., Abrahamsson, P., Sämfors, K.-A., & Isaksson, S. (2009). Periapical surgery using ultrasonic preparation and thermoplasticized gutta-percha with AH Plus sealer or IRM as retrograde root-end fillings in 160 consecutive teeth: a prospective randomized clinical study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(5), 784-789.

- Wälivaara, D.-Å., Abrahamsson, P., Fogelin, M., & Isaksson, S. (2011). Super-EBA and IRM as root-end fillings in periapical surgery with ultrasonic preparation: a prospective randomized clinical study of 206 consecutive teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *112*(2), 258-263.
- Wang, N., Knight, K., Dao, T., & Friedman, S. (2004). Treatment outcome in endodontics—The Toronto Study. Phases I and II: apical surgery. *Journal of Endodontics*, *30*(11), 751-761.
- Watts, J. D., Holt, D. M., Beeson, T. J., Kirkpatrick, T. C., & Rutledge, R. E. (2007). Effects of pH and mixing agents on the temporal setting of tooth-colored and gray mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, *33*(8), 970-973.
- Williamson, A. E., Dawson, D. V., Drake, D. R., Walton, R. E., & Rivera, E. M. (2005). Effect of root canal filling/sealer systems on apical endotoxin penetration: A coronal leakage evaluation. *Journal of Endodontics*, *31*(8), 599-604.
- Wilson, A. D., & Kent, B. (1971). The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology*, *21*(11), 313-313.
- Wu, M. K., Wesselink, P., & Boersma, J. (1995). A 1-year follow-up study on leakage of four root canal sealers at different thicknesses. *International endodontic journal*, *28*(4), 185-189.
- Wu, M.-K., Kontakiotis, E. G., & Wesselink, P. R. (1998). Long-term seal provided by some root-end filling materials. *Journal of Endodontics*, *24*(8), 557-560.

- Wuchenich, G., Meadows, D., & Torabinejad, M. (1994). A comparison between two root end preparation techniques in human cadavers. *Journal of Endodontics*, 20(6), 279-282.
- Yaghmoor, R. B., Platt, J. A., Spolnik, K. J., Chu, T. M. G., & Yassen, G. H. (2020). Effect of Hydrogel-Based Antibiotic Intracanal Medicaments on Push-Out Bond Strength. *European Journal of Dentistry*.
- Yamamoto, S., Han, L., Noiri, Y., & Okiji, T. (2017). Evaluation of the Ca ion release, pH and surface apatite formation of a prototype tricalcium silicate cement. *International Endodontic Journal*, 50, 73-82.
- Ylmén, R., Jäglid, U., Steenari, B.-M., & Panas, I. (2009). Early hydration and setting of Portland cement monitored by IR, SEM and Vicat techniques. *Cement and Concrete Research*, 39(5), 433-439.
- Zhu, Q., Haglund, R., Safavi, K. E., & Spangberg, L. S. (2000). Adhesion of human osteoblasts on root-end filling materials. *Journal of Endodontics*, 26(7), 404-406.
- Zuolo, M., Perin, F., Ferreira, M., & De Faria, F. (1999). Ultrasonic root-end preparation with smooth and diamond-coated tips. *Dental Traumatology*, 15(6), 265-268.

T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 83116987 - 113
Konu : Etik Kurul Kararı
Toplantı Tarihi : 19.02.2019
Toplantı No : 2019/03
Proje No : 19-KAEK-059

20.02.2019

Sayın, Doç.Dr. H.Melike BAYRAM

Etik Kurulumuzun 19.02.2019 tarihli toplantısında görüşülen 19-KAEK-059 kayıt numaralı “Kan Varlığında/Yokluğunda Kök Ucuna Yerleştirilen Farklı Endodontik Tamir Materyallerinin Dentine Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi” başlıklı çalışmanız gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Dr. Öğretim Üyesi Yalçın ÖNDER
Başkan Yardımcısı

Ek-2

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmacının/Hekimin Açıklaması

Son zamanlarda piyasaya sürülen farklı endodontik tamir materyallerinin bağlanma dayanımında kan kontaminasyonunun nasıl bir etki meydana getirdiğini ve hangi materyalin kan varlığında ya da yokluğunda daha iyi bağlanma dayanımı sergilediğini değerlendirmek amacıyla bir bilimsel araştırma yapmayı planlamaktayız. Yapılması planlanan araştırmanın ismi “Kan varlığında veya yokluğunda kök ucuna yerleştirilen farklı endodontik tamir materyallerinin dentine bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi” dir.

Periodontal ve protetik nedenlerle çekilecek dişleriniz üzerinde uygulanacak olan bu çalışmaya tıbbi durumunuz bu koşullara uyduğu için sizi de davet ediyoruz. Ancak hemen belirtilmelidir ki araştırmaya katılıp katılmamak gönüllülük esasına dayalıdır. Bu bilimsel çalışmaya katılma kararını tamamen hür iradeniz ile vermelisiniz. Bu kararı verirken hiç kimse tarafından size telkin ve baskıda bulunulamaz.

Kararınızdan önce söz konusu bilimsel araştırma ve bu araştırmaya katılmayı kabul etmeniz durumunda yapılacak işlemler hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Bu bilgileri okuyup anladıktan sonra bu bilimsel araştırmaya katılmak isterseniz formu imzalayınız.

Bilimsel çalışma hakkında bilgiler

Araştırmaya davet edilmenizin nedeni periodontal ve protetik nedenlerle çekilecek olan dişlerinizin bulunmasıdır. Bu araştırma Endodonti Anabilim Dalı tarafından sadece çektiğiniz dişler üzerinde gerçekleştirilecektir.

Apikal rezeksiyon tedavisi sırasında kanamalı bir ortamla karşılaşılır ve kan varlığında kullandığımız retrograd dolgu materyalleri olumsuz yönde etkilenebilir. Materyallerin bu dezavantajlarını gidermek için piyasaya çeşitli materyaller sunulmaktadır. Bu çalışmanın amacı da; kan kontaminasyonu varlığında veya yokluğunda kök ucuna yerleştirilen farklı endodontik tamir materyallerinin dentin üzerindeki bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesidir. Elde edilen sonuçlar ileride yapılacak bilimsel çalışmalara örnek teşkil edeceği gibi kliniğimizde kullanmamız gereken materyaller konusunda da bizi aydınlatacaktır.

Çalışma kapsamında bilinmesi gereken durumlar ve araştırmacılar ile gönüllülerin uyması gereken kurallar

Araştırmaya katılmanız durumunda;

1. Sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir.
2. Çalışmaya katıldığınız için size ek bir ödeme yapılmayacaktır.
3. Hekim ile aranızda kalması gereken size ait bilgilerin gizliliğine büyük özen ve saygı gösterilecektir.
4. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgileriniz çok büyük bir hassasiyetle korunacaktır.
5. Çalışma sırasında meydana gelebilecek sağlığınız ile ilgili ve diğer olumsuzlukların sorumluluğu araştırmacılara aittir.

6. Gönüllü olarak katıldığınız çalışmanın herhangi bir aşamasında araştırmadan ayrılabilirsiniz. Ancak ayrılmadan önce araştırmacılara bu durumu bildirmeniz önemlidir.
7. Çalışmaya katılmayı kabul etmemeniz durumunda tedavinizde ve klinik izlemlerinizde hiçbir değişiklik olmayacak, her zaman olduğu gibi aynı özen ve ihtimam ile hastalığınızın tedavisi sürdürülecektir.

Katılımcının (Gönüllü) / Hastanın Beyanı

Sayın Dt. Şeyma Nur GERÇEKÇİOĞLU tarafından, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı tarafından bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler tarafıma aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam, hekim ile aramda kalması gereken, bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı gösterileceği, araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı kesin ve net bir şekilde belirtilmiştir.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Benden herhangi bir ücret talep edilmeyeceği ve bana da herhangi bir ödeme yapılmayacağı net ve kesin bir şekilde ifade edilmiştir.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilme hakkına sahip olduğum bildirilmiştir. Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemin uygun olacağını da

bilincindeyim. Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun, araştırma sürecinde araştırma ile ilgili ortaya çıkabilecek sağlık durumuyla ilgili olumsuzluklarda sorumluluk araştırmacılara ait olup parasal bir yük altına girmeyeceğim.

Araştırma sırasında araştırma ile ilgili bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; günün herhangi bir saatinde Dr. H. Melike BAYRAM'a danışabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı herhangi bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkime herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm ağıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" (gönüllü) olarak yer alma kararını tamamen hür iradem ile almış bulunuyorum. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllük içerisinde kabul ediyorum.

Tarih

Katılımcı (Gönüllü)

Adı, Soyadı :

Adres :

Telefon :

İmza :

Görüşme Tanığı

Adı, Soyadı :

Adres :

Telefon :

İmza :

Katılımcı (Gönüllü) ile Görüşen Araştırmacı

Adı, Soyadı, Ünvanı :

Adres :

Telefon :

İmza :

ÖZGEÇMİŞ

9 Eylül 1992 tarihinde Kayseri’de doğdum. İlkokul öğrenimimi Burhan Dinçbal İlköğretim Okulu’nda, ortaokul öğrenimimi Dedeman İlköğretim Okulu’nda tamamladım. Daha sonra Nuh Mehmet Küçükçalık Anadolu Lisesi’nde lise eğitimimi tamamladım.

2010 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde eğitimime başladım ve 2015 yılında mezun oldum.

2017 Ekim ayında Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.