



**KÖK KANAL PERFORASYONU TAMİR MATERYALLERİNİN  
FİBER POSTLAR İLE REZİN SİMANLAR ARASINDA OLUŞAN  
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİLERİ**

**Oğuz TAVŞAN**

**ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**Tez Danışmanı  
Doç.Dr.Neslihan ŞİMŞEK**

**Uzmanlık Tezi – 2019**

**T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**KÖK KANAL PERFORASYONU TAMİR MATERYALLERİNİN FİBER  
POSTLAR İLE REZİN SİMANLAR ARASINDA OLUŞAN BAĞLANMA  
DAYANIMINA ETKİLERİ**

**Oğuz TAVŞAN**

**Endodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Doç.Dr. Neslihan ŞİMŞEK**

Bu araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Projeler Birimi tarafından TDH-2018-880 proje numarası ile desteklenmiştir.

**MALATYA  
2019**

## KABUL VE ONAY SAYFASI



# İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	vii
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	x
TABLolar DİZİNİ .....	xi
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Mineral Trioksit Aggregate (MTA) .....	4
2.2. Biodentine .....	6
2.3. Bioaggregate .....	8
2.4. Endosequence BC Kök Tamir Materyali .....	9
2.5. Kalsiyum Hidroksit (Ca(OH) <sub>2</sub> ) .....	10
2.6. Kanal İçi Post.....	11
2.6.1. Fiber Postlar .....	12
2.7. Bağlanma Dayanımı Testi.....	13
3. MATERYAL VE METOT .....	14
3.1. Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması .....	14
3.2. Post Boşluğunun Hazırlanması ve Simantasyonu.....	22
3.3. Örneklerin Push-Out Testi için Hazırlanması.....	25
3.4. Push-Out Testi .....	27
3.5. İstatistiksel Analiz.....	28
4. BULGULAR.....	30
5. TARTIŞMA .....	34
6. SONUÇ ve ÖNERİLER .....	41
KAYNAKLAR .....	42
EKLER.....	55
EK 1. Özgeçmiş .....	55
EK 2. Etik Kurul Onayı .....	56

## TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bütün akademik faaliyetlerimde ve eğitimim süresince yardım, öneri ve desteğini esirgemeyen, bana her zaman arkamda olduğunu hissettiren danışmanım Doç. Dr. Neslihan ŞİMŞEK'e;

Uzmanlık eğitimim boyunca klinik içinde ve dışında desteklerini ve yardımlarını asla esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Elçin TEKİN BULUT'a ve Dr. Öğr. Üyesi Levent AKINCI'ya

Tezimin laboratuvar aşamasında büyük bir özveri ve içtenlikle bana yardımcı olan Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı üyesi Prof. Dr. Tijen PAMİR'e ve Halil BERBER'e

Asistanlığım boyunca her derdime ortak olan ve tezimin her aşamasını birlikte yürüttüğüm Arő. Gör. Dt. Melis Sıla ÇETİN'e

Uzmanlık eğitimim boyunca her zaman desteklerini hissettiğim Arő. Gör. Dt. Hasan ÖZTÜRK ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Yaşamımın her anında olduğu gibi uzmanlık eğitimim sırasında da sevgi ve desteklerini hiç eksik etmeyen sevgili aileme,

Varlığı ile bana güç veren ve her zaman yanımda olan sevgili eşime,

TEŐEKKÜR EDERİM

Oğuz TAVŞAN

## ÖZET

### **Kök Kanal Perforasyon Tamir Materyallerinin Fiber Postlar ile Rezin Simanlar Arasında Oluşan Bağlanma Dayanımına Etkileri**

**Amaç:** Bu çalışmada, perforasyon tamirinde kullanılan kalsiyum hidroksit ve biyoseramiklerin fiber postların push-out bağlanma dayanımı testiyle değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

**Materyal ve Metot:** Çalışmada 106 adet çekilmiş tek köklü insan mandibular premolar dişi kullanıldı. Kök kanal preparasyonu döner ege sistemi ile yapıldı. Dişlerin orta üçlülerinde 2 mm çapında kök kanallarını da içeren yapay perforasyonlar oluşturuldu. Örnekler rastgele 2 ana deney grubu ve farklı biyoseramik simanların uygulandığı gruplar (n =11) ve kontrol grubu (n = 9) olmak üzere 5 alt gruba ayrıldı. Bir ana deney grubuna 1 hafta kalsiyum hidroksit uygulandı. Kök kanal dolgusu güta perka ve AH plus kanal patı kullanılarak soğuk lateral kondensasyon tekniği ile tamamlandı. Alt gruplar MTA, Biodentine, Bioaggregate ve Endosequence kök tamir materyali kullanılarak tamir edildi. Simanlar yerleştirildikten 24 saat sonra dişlere fiber post uygulandı. Soğuk şeffaf akriliğe gömülen dişlerin perforasyon bölgesinin apikal ve koronalinden 2 mm kalınlığında kesitler alındı ve push-out testi uygulandı. Kırık tiplerini belirlemek için numuneler dijital mikroskopla 40X büyütmede incelendi.

**Bulgular:** Bağlanma dayanımı MPa cinsinden hesaplandı. İstatistiksel analiz kalsiyum hidroksitin fiber postların bağlanma dayanımına etkisinin olmadığını gösterdi. Perforasyon tamir materyalleri karşılaştırıldığında kalsiyum hidroksit uygulanan grupta Biodentine ve her iki grupta Bioaggregate'ın diğer materyallere kıyasla bağlanma dayanımını düşürdüğü gözlemlendi (p<0,05). Başarısızlık tipleri karşılaştırıldığında en sık gözlenen başarısızlık tipi dentin ile rezin siman arasında oluşan adeziv başarısızlık oldu (%38,16).

**Sonuçlar:** Farklı perforasyon tamir materyallerinin kullanımının fiber postların bağlanma dayanımını etkilediği gözlemlenmiştir. Bu durum göz önüne alınarak fiber post uygulanacak dişlerde perforasyon tamir materyalinin seçiminin vakaya uygun yapılması önerilir.

**Anahtar Kelimeler:** Bioaggregate, Biodentine, Endosequence, Fiber Post, Kalsiyum Hidroksit, MTA, Push-out

## ABSTRACT

### **Effects of Perforation Repair Materials on Bond Strength Between Fiber Posts and Resin Cements**

**Aim:** This study aimed to evaluate the effect of calcium hydroxide and bioceramics used in perforation repair on the bonding strength of fiber posts via a push-out test.

**Materials and Methods:** This study used 106 extracted single-rooted human mandibular premolar teeth. Root canal preparations were performed with a rotary file system and perforations were created in the middle third of each tooth. The samples were randomized into two main experimental groups, one with calcium hydroxide and one without. Each group had four subgroups in which different bioceramic cements were applied (n = 11) and a control group (n = 9). The root canal perforations were repaired using MTA, Biodentine, Bioaggregate, and Endosequence BC root repair material. A fiber post was applied to each tooth and a push-out test was performed. The samples were examined at 40× magnification with a digital microscope in order to identify fracture type.

**Results:** Bonding strength was calculated in MPa. A statistical analysis showed that the calcium hydroxide had no effect on the bonding strength of the fiber posts. A comparison of the perforation repair materials revealed that Biodentine in the calcium hydroxide group and Bioaggregate in both groups decreased the bonding strength compared to the other materials ( $P < 0.05$ ). The most common failure type was adhesive failure between the dentin and resin cement (38.16%).

**Conclusion:** The use of different perforation repair materials can affect the bonding strength of fiber posts. Therefore, the choice of perforation repair material should be made on an individual basis.

**Keywords:** Bioaggregate, Biodentine, Calcium Hydroxide, Endosequence, Fiber Post, MTA, Push-out

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>BMTA</b>	: Beyaz mineral trioksit aggregate
<b>Ca(OH)<sub>2</sub></b>	: Kalsiyum Hidroksit
<b>dk</b>	: Dakika
<b>DNA</b>	: Deoksiribo nükleik asit
<b>EDTA</b>	: Etilen diamin tetraasetik asit
<b>EBA</b>	: Etoksi benzoik asit
<b>GMTA</b>	: Gri mineral trioksit aggregate
<b>Maks</b>	: Maksimum
<b>M</b>	: Median
<b>Min</b>	: Minimum
<b>ml</b>	: Mililitre
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MPa</b>	: Mega pascal
<b>MTA</b>	: Mineral trioksit aggregate
<b>NaOCl</b>	: Sodyum hipoklorit
<b>N</b>	: Newton
<b>Ncm</b>	: Newton santimetre
<b>Ort</b>	: Aritmetik Ortalama
<b>Rpm</b>	: Dakikadaki tur sayısı (rounds per minute)
<b>SS</b>	: Standart Sapma



## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No.</u>	<u>Sayfa No.</u>
Şekil 3.1. Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan iRace Döner Eğe Sistemi	15
Şekil 3.2. Kök kanalına kadar ve 2 mm çapında oluşturulan yapay perforasyon.....	15
Şekil 3.3. Kanal içi ilaç olarak kullanılan DiaPaste kalsiyum hidroksit patı.....	17
Şekil 3.4. Kök kanallarının doldurulmasında kullanılan AH Plus kök kanal patı.....	18
Şekil 3.5. ProRoot MTA.....	19
Şekil 3.6. Biodentine .....	19
Şekil 3.7. Biodentine kapsülünün karıştırılmasında kullanılan amalgamatör .....	20
Şekil 3.8. Bioaggregate.....	21
Şekil 3.9. Endosequence kök tamir simanı.....	21
Şekil 3.10. Oluşturulan yapay perforasyonun tamir materyali kullanılarak doldurulması .....	22
Şekil 3.11. Kök kanallarına uygulanan Rebilda Post Sistemi .....	23
Şekil 3.12. Fiber postun kanal içi boyutunun radyografi ile teyit edilmesi.....	23
Şekil 3.13. Fiber post yüzeyine uygulanan seramik bond .....	24
Şekil 3.14. Kök kanallarına uygulanan Futurabond U .....	24
Şekil 3.15. Fiber postların simantasyonunda kullanılan Rebilda DC Dual Sertleşen Rezın Siman .....	25
Şekil 3.16. Soğuk şeffaf akriliğe gömülen örnek .....	26
Şekil 3.17. Numunelerden push-out testi öncesi kesitler alınan Isomet 1000 cihaz .....	26
Şekil 3.18. Isomet ile oluşturulan kök kesitleri .....	27
Şekil 3.19. Push-out testinin uygulandığı ünıversal test cihazı .....	27
Şekil 4.1. Post kohezıv kırığı.....	33
Şekil 4.2. Post-Siman adeziv kırık.....	33
Şekil 4.3. Siman-Dentin adeziv kırık.....	33
Şekil 4.4. Miks kırık .....	33

## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo No.</b>	<b>Sayfa No.</b>
<b>Tablo 4.1.</b> Grupların bağlanma dayanımlarının MPa cinsinden değerleri .....	30
<b>Tablo 4.2.</b> Kalsiyum hidroksit uygulanan ve uygulanmayan gruplardaki Bioaggregate ile tamir edilen örneklerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.....	31
<b>Tablo 4.3.</b> Kalsiyum hidroksit uygulanan ve uygulanmayan gruplardaki örneklerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması .....	31
<b>Tablo 4.4.</b> Push-out testi sonrası kırık tiplerinin sınıflandırılması .....	32



# 1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisi genellikle kabul edilebilir standartların altına düştüğünde başarısız olmaktadır. Birçok dişin kök kanal tedavisine cevap vermemesinin nedeni kök kanalındaki endodontik enfeksiyonun kontrolüne ve önlenmesine engel olan işlemsel hatalardır (1). Perforasyonlar endodontik başarısızlığın en büyük ikinci nedeni olarak gösterilmiştir (2). Giriş kavitesi açılırken, kanallar şekillendirilirken, kök kanal dolgusu veya post uygulaması sırasında perforasyonlar gözlenebilmektedir (3). İatrojenik kök perforasyonları endodontik tedavi görmüş dişlerin yaklaşık %2-12'sinde gözlenebilmektedir (2, 4). Bir kök perforasyonunun başarılı bir şekilde tedavi edilip edilemeyeceği, perforasyon bölgesinde bakteri enfeksiyonunun önlenebileceği veya yok edilebileceği sızdırmaz bir şekilde tamir edilmesine bağlıdır (5).

Biyoseramikler in vivo, in situ ve çeşitli kimyasal işlemlerle üretilen seramik bileşiklerdir. Osteokondüktif, osteoindüktif ve antibakteriyel özellikleri bulunmaktadır. Mineral Trioksit Aggregate (MTA), Biodentine, Bioaggregate ve Endosequence kök tamir maddesi endodontik tedavilerde sıklıkla kullanılan biyoseramik materyallerdir. Canlı doku ile temas halinde son derece biyouyumlu bulunan bu materyaller, yıllardır güvenle kullanılmakta ve geliştirilmektedir. Bu materyaller kök perforasyonlarında tamir materyali ve apikalde bariyer oluşturmak amacıyla sıklıkla kullanılmaktadırlar (6).

Sentetik olarak üretilen veya doğal kaynaklardan elde edilen kalsiyum ve fosfat gibi biyomineraller, demineralizasyonun önlenmesinde ve dişin sert dokularının remineralizasyonunun teşvik edilmesinde önemli bir işleve sahiptirler (7). Kalsiyum hidroksit, antibakteriyel etkileri, kök rezorpsiyonunun inhibisyonu ve kalsifikasyon etkileri nedeniyle kök kanallarında kanal içi ilaç olarak kullanılmaktadır (8, 9). Yüksek pH'ı sayesinde kalsiyum hidroksit, mineralize dokuların çözünmesinde ve sert doku oluşumunda da önemli rol oynar. Suyu temas halinde kalsiyum iyonları serbestleştirir ve kalsiyum iyonlarının seviyesi mineralleşmiş doku oluşum potansiyelini belirler (10). Kalsiyum hidroksitin kök kanalından uzaklaştırılması, çok çeşitli cihaz ve teknikler kullanılarak incelenmiştir. Ancak yapılan hiçbir çalışmada kök kanallarından tamamen uzaklaştırılamamıştır (11-14). Çalışmalarda bu durumun daha sonra kök kanallarına uygulanacak fiber postların bağlanma dayanımını etkileyebileceği belirtilmiştir (15, 16).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde çoğu zaman restoratif materyallerin bağlanacağı kron yapısı yetersiz kalmakta ve kora yeterli tutuculuk sağlamak için post

uygulanması gerekmektedir (17). Son yıllarda, prefabrik postlara ve metal postlara alternatif olarak kök kanal tedavili dişlerin restorasyonu için fiber postlar önerilmiştir (18). Fiber postların önemli avantajları, elastikiyet modüllerinin dentine yakın olması, kök kanal duvarlarına iletilen stresleri ve vertikal kırık riskini azaltmasıdır (19). Dentin-siman-post ara yüzlerinde bağlanma kalitesini etkileyen çeşitli faktörler arasında; post kavitesinin hazırlığı, smear tabakasının varlığı ve kalınlığı, kullanılan kök kanal irigasyon solüsyonları, kök kanal dolgu materyalleri, kök kanal dentininin yapısını değiştiren kanal içi ilaçlar ve biyoseramikler gibi materyaller bulunabilir (17).

Materyallerin beraber kullanılma endikasyonları, bizi perforasyon tamir materyallerinin, fiber postların bağlanma dayanımına etkilerinin değerlendirilmesi gereken bir alan olduğuna yönlendirmiştir. Bu çalışmada MTA, Biodentin, Bioaggregate, Endosequence BC kök tamir materyali ve kalsiyum hidroksit kullanımının fiber postların bağlanma dayanımına etkisinin, push-out testi kullanılarak karşılaştırılmalı olarak incelenmesi amaçlanmaktadır. Sıfır hipotezi; kalsiyum hidroksit tedavisi ve MTA, Biodentin, Bioaggregate, Endosequence materyallerinin kullanımı fiber postların bağlanma dayanımını etkilemez şeklinde kuruldu.

## 2. GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavinin başarı oranı % 95'in üzerinde olmasına rağmen, furkasyon veya kök perforasyonları gibi iyatrojenik komplikasyonlar meydana gelebilir (20). Uzun vadeli başarı ve bakteriyel kontaminasyonu önlemek için perforasyonların mümkün olan en kısa sürede biyolojik olarak uyumlu bir malzeme ile onarılması gerekir. İdeal perforasyon tamir malzemesi, biyouyumlu olmalı, sızdırmazlık sağlamalı, kan kontaminasyonundan etkilenmemeli, bakterisidal olmalı, kemik oluşumunu ve iyileşmesini indüklemeli, radyopak olmalı, mineralizasyonu ve sement oluşumunu indüklemeli ve manipülasyonu ve yerleştirmesi kolay olmalıdır (21). Trikalsiyum silikat esaslı simanların yeterli fiziksel özellikler gösterdiği belirtilmiş ve perforasyon tamir materyali olarak kullanılabilceği gösterilmiştir (22).

Endodonti, yeni tekniklerin ve teknolojik ilerlemelerin geliştirilmesiyle sürekli olarak değişime uğramaktadır. Endodontinin bakış açısını son zamanlarda tanıtılan biyoseramik malzemeler değiştirmiştir. Seramikler, yüksek sıcaklıklarda ham minerallerin ısıtılmasıyla elde edilen inorganik ve metalik olmayan malzemelerdir (23). Biyoseramikler, tıp ve diş hekimliğinde kullanılmak üzere geliştirilmiş tıkama özelliği olan, antibakteriyel ve antifungal aktiviteye sahip biyouyumlu seramik malzemeler veya metal oksitlerdir (24).

Endodontide kullanılan biyoseramik malzemeler;

### 1. Kalsiyum silikat bazlı

- Portland Simanı
- Mineral Trioksit Aggregate (MTA)
- Biodentine (Septodont, Saint-Maurdes Fossés, Fransa)

### 2. Kalsiyum fosfat / trikalsiyum fosfat / hidroksiapatit bazlı

- Bioaggregate (Innovative Bioceramics, Vancouver, BC, Kanada)
- Endosequence kök tamir materyali (Brasseler, Savannah, GA, ABD)
- Ceramicrete (Argonne Ulusal Laboratuvarı, Illinois, ABD) olarak sınıflandırılmaktadır (6, 24)

## 2.1. Mineral Trioksit Agregate (MTA)

MTA 1993 yılında Mahmoud Torabinejad tarafından amalgam gibi diğer materyallerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerini geride bırakarak retrograd dolgu materyali olarak tanıtılmıştır (25). Retrograd dolgu olarak uygulanmasının yanı sıra perforasyon tamirinde, pulpa kaplama materyali olarak, pulpotomi ve apeksifikasyon için de ideal materyal olarak gösterilmektedir (20).

MTA'nın yapısal özellikleri, Portland simanının genel yapısına benzerlik göstermektedir. MTA tozu ince hidrofilik parçacıklardan oluşur (26). Portland simanının temel bileşenleri kalsiyum oksit (CaO), silika, alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ve demir oksitten (Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) oluşmaktadır. Üretim sürecinde bu materyaller ezilir, öğütülür ve istenen içerik için oranlanırlar. Daha sonra 1400-1600 °C'ye kadar ısıtılırlar. Simanın sertleşme süresinin kontrolü için bu içeriğe alçı taşı ilave edilir. Elde edilen ürünün içeriğini trikalsiyum silikat (3CaO.SiO<sub>2</sub>), dikalsiyum silikat (2CaO.SiO<sub>2</sub>), trikalsiyum alüminyum oksit (3CaO.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ve tetrakalsiyum alüminoferrit (4CaO.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) oluşturmaktadır (27). Materyale radyoopasite sağlamak için bizmut oksit (Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) eklenmiştir (26).

MTA gri (GMTA) ve beyaz (BMTA) olmak üzere 2 formda bulunmaktadır. İlk olarak gri formunda tanıtılmıştır. Ancak GMTA'nın renklenmeye neden olmasıyla BMTA geliştirilmiştir (28). Yapılan araştırmalar BMTA'da GMTA'ya oranla daha düşük miktarda demir, alüminyum ve magnezyum bulunduğunu ve tetrakalsiyum alüminoferrit (4CaO.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) içeriğinin olmadığını göstermiştir (29-31). Tetrakalsiyum alüminoferrit simanın sertleşme reaksiyonu sırasında oluşan ısıyı dengeler ve azaltır ancak içeriğindeki demir bileşeni nedeniyle renklenmeye neden olur (32).

MTA'nın partikül boyutunu ve şeklini değerlendirmek için birçok çalışma yapılmıştır (27, 30, 31, 33-35). Simanın fiziksel özellikleri partikül boyutundan etkilenebilir. Daha küçük partiküller, likitle toz arasındaki yüzey temasını artırır ve manipülasyonu kolaylaştırır.

Sertleşme süreci hidrasyon reaksiyonu ile başlamaktadır. MTA, tozu steril su ile karıştırılmasıyla hazır hale getirilir (36). ProRoot MTA'nın (ProRoot MTA, Dentsply Tulsa, Amerika Birleşik Devletleri) ortalama sertleşme zamanı 140 ± 3 dakikadır (37). MTA'nın sertleşme süresinin uzun olması materyalin en büyük dezavantajlarından biridir. Sertleşme süresinin kısaltılması için sodyum fosfat ve kalsiyum klorür kullanımı önerilmektedir (38).

MTA tozunun farklı likitler ile karıştırılması sertleşme süresi ve baskı dayanımını etkileyebilmektedir (39). %3-5 kalsiyum klorid solüsyonu, lübrikant bir sıvı ve sodyum hipolorit jeli karıştırıldığında materyalin sertleşme süresi kısalır ancak baskı dayanımı steril su ile hazırlanan karışıma göre önemli derecede düşüktür. Salin ve %2 lidokain anestezi solüyon ile karıştırıldığında sertleşme süresi artmıştır ve materyalin baskı dayanımına karşı direncinde bir değişiklik olmamıştır. Ayrıca klorheksidin glukonat jel ile karıştırıldığında sertleşme gözlenmemiştir (39).

MTA, bizmut ilavesi ile beraber öncelikle trikalsiyum ve dikalsiyum silikattan oluşur (27). Dikalsiyum silikatın hidrasyon hızı, trikalsiyum silikatından daha yavaş olmasından dolayı MTA'nın baskı ve push-out bağlanma dayanımı karıştırıldıktan birkaç gün sonra en yüksek seviyeye ulaşır (38).

Tunç ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (40), BMTA ile kompozit ve kompomer arasında oluşan makaslama kuvvetini ölçmüşlerdir. Sonuçlar, MTA üzerine tek aşamalı tüm pürüzlendirmeli adezivler ile beraber uygulanan kompozit veya kompomerlerin, tek aşamalı kendinden pürüzlendirmeli sistemlere göre belirgin bir şekilde daha fazla bağlanma dayanımı olduğunu göstermiştir. Sınırlı bilgi, şelasyon ajanlarının varlığının ve asitleme türünün MTA bağlanma gücünü etkilediğini göstermiştir (40).

MTA'nın türü, materyal ile karıştırılan likit, materyale uygulanan kondensasyon kuvveti, karıştırmak için kullanılan likitin pH değeri ve MTA'nın depolama şekli de dahil olmak üzere MTA'nın baskı dayanımını etkileyebilecek birçok faktör bulunmaktadır (38).

Yapılan çalışmalara göre MTA ve kalsiyum hidroksitin yüksek pH değeri; sert doku oluşumunu indüklemekte, materyale antimikrobiyal özellik ve biyoyumluluk kazandırmaktadır (31, 41). MTA'nın karıştırıldıktan sonraki pH değeri 10,2'dir. Bu değer 3 saat sonra 12,5'e yükselmektedir (26). MTA uzun dönemli bir çalışma boyunca pH değerini korumuştur ve araştırmacılar MTA'nın yüksek pH değerini sürekli olarak kalsiyum salınımına ve kalsiyum hidroksit oluşumuna bağlamışlardır (42).

MTA'nın mikro sertliği, ortamın pH değeri, materyal kalınlığı, kondensasyon kuvveti, karışımdaki hava içeriği, nem ve sıcaklık gibi çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir (38). Asidik ortamın hem GMTA hem de BMTA üzerinde negatif etkileri bulunmaktadır (34, 43).

Nekoofar ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (44), MTA'nın kondensasyonu sırasında fazla basınç uygulanmasının mikro sertliği azaltacağını belirtmişlerdir. Sonuç olarak mevcut veriler, yetersiz nem, düşük pH değeri, bir şelasyon ajanının varlığı ve fazla kondensasyon kuvvetinin MTA'nın mikro sertliğini olumsuz etkileyebileceğini göstermektedir (45, 46).

Endodontik tedavilerde kullanılan materyaller sıklıkla periodonsiyum ile temas halindedir. Bu yüzden toksik olmamalı ve dokularla biyolojik olarak uyumlu olmalıdır. Dental materyallerin biyouyumluluklarını değerlendirmek amacıyla çeşitli in vitro ve in vivo çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalar MTA'nın biyouyumlu olduğunu belirtmiştir (47). MTA tozunun elektron mikroskobu ile incelenmesi sonucunda materyal içeriğinde kalsiyum ve fosfor iyonları olduğu gözlenmiştir. Bu iyonların dental sert dokuların ana bileşenleri olduğu için MTA, hücre ve dokularla temas halinde kullanıldığında biyolojik olarak uyumludur.

MTA, kök kanal dolgusu için güta perkaya alternatif bir materyal olarak düşünülmüştür. Kök kanal dolgu materyali olarak MTA'nın kullanımının dezavantajı kıvrımlı kök kanallarının doldurma zorluğu, renk değişikliği pontansiyeli ve uzun sertleşme süresidir (48).

## **2.2. Biodentine**

Kalsiyum silikat esaslı materyaller son yıllarda MTA ile benzerlik göstermeleri ve MTA'nın endike olduğu durumlarda uygulanabilir olmaları nedeniyle popülerlik kazanmıştır. Biodentine (Septodont, Saint-Maurdes Fossés, Fransa) 2009 yılında piyasaya sunulmuştur. Kalsiyum silikat esaslı bir materyal olan Biodentine dentine olan aşırı benzerliği nedeniyle büyük ilgi odağı olmuştur. Biodentine'in, endodontik tamir (kök perforasyonları, apeksifikasyon, rezorptif lezyonlar ve endodontik cerrahide retrograd dolgu materyali) ve pulpa kaplaması gibi geniş kullanım alanları bulunmaktadır. Restoratif diş hekimliğinde dentin replasman materyali olarak kullanılabilir (49). Biodentine'in toz bileşenleri, trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat ve oksit dolgu maddesi, demir oksit ve zirkonyum oksitten oluşmaktadır. Trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat sırasıyla materyalin ana içeriğini oluşturmaktadır. Zirkonyum oksit ise Biodentine'e radyoopasite sağlar. Diğer yandan likidinde ise kalsiyum klorür ve sıvı içeriğini azaltmak için hidrolize bir polimer bulunmaktadır. Ürünün, partikül boyutunun artırılması, sıvı bileşene kalsiyum klorür



eklenmesi ve sıvı içeriği azaltılması yoluyla sertleşme süresi 9-12 dakika gibi kısa bir süreye indirgenmiştir (49).

Üretici firma Biodentine'in sertleşme zamanını 9-12 dakika olarak belirtmiştir. Grech ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (50), Biodentine'nin sertleşme süresini 45 dakika olarak gözlemlenmiştir. Bu süre üretici firmanın belirttiği süreden daha uzundur. Bununla beraber 9-12 dakika başlangıç sertleşmesini belirtir, ancak Grech ve arkadaşlarının belirttiği süre materyalin tamamen sertleşmesinin gerçekleştiği zaman değeridir. Kısa sertleşme süresi, materyalin likidi içerisine kalsiyum klorür ilave edilmesi ile ilişkilendirilmiştir.

Baskı dayanımı, hidrolik simanların ana fiziksel özelliklerinden biri olarak düşünülmektedir. Biodentine'in önemli bir özelliği, doğal dentin ile benzer bir aralığa ulaşana kadar zamanla baskı dayanımının gelişmeye devam etmesidir. Grech ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (50), Biodentine'in diğer test edilen materyallere göre en yüksek baskı dayanımını gösterdiğini bulmuşlardır. Araştırmacılar bu sonucun, Biodentine'de kullanılan düşük su/siman oranına bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Perforasyon tamir materyalinin, tamir bölgesinden dislokasyonunun engellenmesi için dentin duvarı ile arasında yeterli bir push-out bağlama dayanımına sahip olması gerekir. Aggarwal ve arkadaşları (51), furkasyon perforasyon tamirinde Biodentine, ProRoot MTA ve MTA Plus'ın push-out bağlanma kuvvetlerini incelemiştir. Sonuçlar, MTA'nın 24 saat sonra push-out bağlanma dayanımının Biodentine'den düşük olduğunu ve kan kontaminasyonunun, sertleşme süresine bakılmaksızın MTA Plus'ın push-out bağlanma dayanımını düşürdüğünü göstermiştir. Araştırmacılar; Biodentine'nin, sertleşme süresinden bağımsız olarak kan ile kontaminasyonunun, push-out bağlanma dayanımı üstünde herhangi bir etkisinin bulunmadığını belirtmişlerdir (51).

Biodentine'nin daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesinin, daha küçük siman parçacık boyutunun dentin tübüllerine nüfuzu artırma potansiyelinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu etki, daha fazla mikromekanik retansiyona yol açan "mineral tagler" oluşumu ile daha da güçlendirilmiştir (52). Mikromekanik destek de kısmen Biodentine-dentin ara yüzünde gelişmiş apatit formasyonundan sorumlu artmış kalsiyum ve hidroksil iyonu salınımından kaynaklanmaktadır (53).

Güneser ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada (54), endodontik irriganların Biodentine ve diğer perforasyon tamir materyallerinin bağlanma dayanımları üzerine

etkisini karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Biodentine, kök dentinine MTA'ya göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiş ve NaOCl, klorheksidin ve salin gibi çeşitli endodontik irrigasyon solüsyonlarının Biodentine'nin bağlanma dayanımı üzerinde etkisinin olmadığı gözlemlenmiştir.

Grech ve arkadaşları (50), materyalin mikro sertliğini değerlendirmişler ve sonuç olarak Biodentine'nin, Bioaggregate ve IRM'ye kıyasla daha üstün değerler sergilediğini belirtmişlerdir. Camilleri (55), Biodentine'nin fiziksel özelliklerini geleneksel cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer ile karşılaştırdığı bir çalışmada, Biodentine'nin asit ile pürüzlendirme işlemi yapılmadığı zaman diğer materyallere kıyasla daha yüksek yüzey mikro sertliği sergilediğini göstermiştir. Ancak asit ile pürüzlendirme işlemi uygulandığında materyallerin mikro sertlikleri arasında herhangi bir fark gözlenmemiştir.

Diğer dental simanlarda radyoopasite verici olarak bizmut oksit tercih edilmesine karşın Biodentine içeriğinde radyoopasite verici olarak zirkonyum oksit kullanılmıştır. Böyle bir tercihin nedeni, zirkonyum oksitin biyoyumlu özelliklere sahip olması ve mekanik özelliklere ve korozyona dirençli biyoinert bir materyal olduğunu gösteren çalışmaların sonucuna bağlı olarak belirtilmektedir (56).

Laurent ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Biodentine'nin biyolojik olarak uyumlu olduğu sonucuna varmışlardır (57).

### **2.3. Bioaggregate**

BioAggregate (Innovative BioCeramix, Vancouver, BC, Kanada), Innovative BioCeramix Inc. Laboratuvarlarında geliştirilen trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, monobazik kalsiyum fosfat, amorf silikon dioksit ve tantalyum pentoksit nanopartikül tozu içeren bir biyoseramik materyaldir (58). Fiziksel yapısı çoğunlukla MTA'ya benzerdir ancak farklı olarak alüminyum içermez (59) ve böylece materyalin insan vücudu için toksisitesi azalır. Tantalyum oksit materyale radyoopasite katmak için bizmut oksitin yerine kullanılmıştır. Materyalin çalışma süresi 5 dakikadır ve bu sürenin devamında dehidrate olarak kurumaya başlar. Sertleşme süresi 4-72 saat arasında değişmektedir.

Bioaggregate'nin biyoyumluluğu, antibakteriyel özellikleri ve endikasyonları MTA'ninkine benzerlik göstermektedir ve MTA'nın alternatifi olarak düşünülmektedir (60). Kök perforasyonlarının tamirinde, rezorbsiyonların tamirinde, pulpa

kaplamalarında, retrograd dolgu olarak ve apeksifikasyon tedavilerinde kullanılmaktadır (61).

Bioaggregate; MTA ve kalsiyum hidroksit uygulanan dişlerin kırılma direncini karşılaştırıldığı bir çalışmada (62), Bioaggregate'ın anlamlı derecede yüksek kırılma direnci gösterdiği belirtilmiştir.

Bioaggregate ve GMTA'nın bağlanma dayanımlarının test edildiği bir çalışmada (63), GMTA'nın daha yüksek kuvvetlere dayanım gösterdiği belirtilmiştir. Ancak başka bir çalışmada (64), Angelus MTA ve Bioaggregate'ın bağlanma dayanımları arasında bir farklılık bulunamamıştır.

Hashem ve arkadaşları yaptıkları çalışmada (65), MTA ve Bioaggregate'ın nötr (fosfat tamponlu salin, pH 7,4) ve asidik (asetik asit, pH 5,4) ortamda kök dentinine bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Nötr ortamda MTA'nın 4 gün sonra bağlanma dayanımı Bioaggregate'a göre daha yüksek olarak gözlemlenmiştir. Ancak düşük pH'de MTA'nın bağlanma dayanımı belirgin bir şekilde düşerken Bioaggregate etkilenmemiştir. Çalışmada asidik ortamın MTA üzerindeki olumsuz etkisine rağmen, MTA'nın genel bağlanma dayanımının Bioaggregate'a göre daha iyi performans gösterdiği sonucuna varılmıştır.

#### **2.4. Endosequence BC Kök Tamir Materyali**

EndoSequence kök tamir materyali (Brasseler, Savannah, GA, ABD) son yıllarda geliştirilen başka bir biyoseramik materyaldir (66). Üretici firmaya göre, EndoSequence kök tamir materyali kalsiyum silikat, zirkonyum oksit, tantalyum oksit, monobazik kalsiyum fosfat ve dolgu ajanlarından oluşmaktadır. Materyal biyoyumlu, antibakteriyel ve hidrofildir (67, 68). Yüksek pH değerine sahiptir. Bu yüksek pH materyalin antibakteriyel özelliklerinden kısmen sorumludur. Yerleştirme sırasında pH'sinin 12,8'e ulaştığı söylenmektedir. 7 günlük bir süre boyunca, pH sürekli olarak azalmaktadır. Klinisyene nem varlığında sertleşen, homojen ve tutarlı bir materyal sağlamak için daha önceden karıştırılmış bir şırınga içerisinde veya macun kıvamında kullanıma sunulur. Çalışma süresi yaklaşık olarak 30 dakika ve sertleşme süresi yaklaşık olarak 4 saat olarak belirtilmiştir (69). Üretici firmaya göre, materyal parlak beyaz renktedir ve oldukça radyopaktır. Bu özellik tedavi sırasında uygulamayı ve radyografilerde gözlenebilirliği kolaylaştırır.

Kök perforasyonlarının ve rezorpsiyonların tedavisinde, apeksifikasyon tedavisinde, retrograd dolgu materyali olarak, pulpa kaplamasında kullanılabilir (70).

Endosequence'in, dentin tübüllerine penetre olmasını ve dentin içeriğindeki nem ile etkileşime girmesini sağlayan nanosfer partiküllerin kullanımı (en büyük çapta  $1 \times 10^{-3}$  um) ile üretilir. Bu da sertleşme sırasında mekanik bir bağlanma oluşturur. Teknolojisi, kök ucu dolgu materyalinin büzülme potansiyelini ortadan kaldırır ve materyale olağanüstü bir boyutsal kararlılık sağlar (66).

Oktay ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (71) kanal içi medikament kullanımının EndoSequence ile kök kanal dentini arasındaki bağlanma dayanımını etkilediği gözlemlenmiştir. Bu çalışmaya göre antibiyotik patların uygulanması bağlanmayı azaltırken, kanal içine kalsiyum hidroksit kanal içi medikament olarak uygulanması kök dentini ve EndoSequence kök tamir materyali arasındaki bağlanmayı arttırmıştır. Kalsiyum hidroksit uygulamasını takiben EndoSequence'nin dentine bağlanma dayanımında gözlenen artış, rezidüel kalsiyum hidroksit ile dolgu materyali arasındaki kimyasal etkileşimin, sürtünme direncinin veya kök kanal dolgu materyalinin mikro mekanik retansiyonunun sonucu olarak oluşabileceği belirtilmiştir.

## **2.5. Kalsiyum Hidroksit (Ca(OH)<sub>2</sub>)**

1920 yılında Almanya'da Hermann'ın tanıtımından sonra kalsiyum hidroksit diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (72). Kireç taşının ısıtılmasıyla ortaya çıkan kalsiyum oksit (CaO), su ile karıştırılması sonucu oluşur. Kalsiyum ve hidroksil iyonlarından oluşmaktadır ve bu iyonlar materyalin antibakteriyel etkinliğinde ve sert doku depoziyonunda rol oynar (73). pH'sı 12,5-12,8 arasındadır ve radyoopasite verici olarak baryum sülfat ilave edilmiştir (74).

Materyal suda düşük çözünürlüğe sahiptir (25 °C'de yaklaşık 1,2g/l) ve sıcaklık arttıkça bu çözünürlük daha da azalmaktadır. Materyalin düşük çözünürlüğü, kök kanalında doku sıvılarıyla çözünmeden uzun süre kalması gerekli olduğunda istenilen bir özelliktir (72).

Kalsiyum hidroksit; direkt ve indirekt pulpa kuafajında, apeksogenezis, apeksifikasyon, kök perforasyonları ve rezorpsiyonları ve seans aralarında kanal içi medikament olarak birçok kullanım alanına sahiptir.

Kalsiyum hidroksit; antienflamatuar ve antibakteriyel özellikleri, osteoklastlar üzerindeki inhibe edici özelliği, kök kanallarındaki organik dokuları ve nekrotik materyalleri çözücü ve hemostatik etkisi nedeniyle kanal içi medikament olarak önerilmektedir (75). Kalsiyum hidroksitin terapötik etkinliği, pH'da artışa neden olan hidroksil iyonlarının salınmasına dayanmaktadır (76). Bu alkali pH kalsifikasyonda önemli bir enzim olan ve optimal 10,2 pH gerektiren alkalen fosfatazın etkisini artırır (77). Ayrıca hidroksil iyonları, bakteri proteinlerini denatüre ederek ve bakteri DNA'sına zarar vererek kalsiyum hidroksite antibakteriyel özellik sağlarlar (74). Hidroksil iyonlarının dentin tübüllerine tam olarak penetre olabilmesi için en az 7 güne ihtiyaç olduğu, bu nedenle en az 7 gün kök kanalı içerisinde kalması gerektiği belirtilmiştir (78).

Kalsiyum hidroksit bileşenlerinin kök kanallarından tamamen uzaklaştırılması oldukça güçtür (79). Kök kanallarında kalsiyum hidroksit artıklarının kalması; patların ve rezin simanların bağlanma dayanımını, tıkama özelliğini ve tübül penetrasyonunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir (80, 81).

## **2.6. Kanal İçi Post**

Geniş çürükler, kırıklar, restoratif prosedürler ve endodontik giriş kaviteleri, endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonunu zor hale getirebilmektedir (82). Bu şekilde endodontik tedavi görmüş ve aşırı madde kaybına sahip dişler restore edilirken endodontik post ve kor uygulaması sık tercih edilen yöntemlerdendir (83).

İki yüz elli yıldan uzun bir süredir, klinisyenler, restorasyonların tutuculuğunu sağlamak için diş köklerine postların yerleştirilmesini anlatmışlardır. Pierre Fauchard, 1728'in başlarında köprülerin tutuculuğunu sağlamak için dişlerin köklerine vidalanmış metal postların kullanımını anlatmıştır. Tahta, 1800'lerin ortasında post materyali olarak metalin yerini almıştır. Yapay bir krona ve kök kanalına yerleştirilen tahta postlar ile uygulanan tedaviler o dönem diş hekimleri arasında popülerdi. Kullanılan bu tahta postlar sıvıları emerek, genişlemeye uğradıkları için sıklıkla kök kırıklarına neden olmuşlardır. Porselen kaplamalı, tek parçalı, post tutuculu bir kron olan "Richmond kronu" 19. yüzyılın sonlarında köprü tutucusu olarak işlev görecektir şekilde tasarlanmıştır. Tek parça post-kronların yerine döküm post-kor yapılar 1930'lu yıllarda geliştirilmiştir (84). Yakın geçmişte kullanılmaya başlanan altın post-korlar ve pin destekli amalgam restorasyonları 1966 yılından sonra kök kanalına vidalama veya yapıştırma yoluyla sabitlenen prefabrik postlarla birlikte kullanılan kompozit korlar takip etmiştir. Seramik postlar estetik ve

optik kalite arayışları neticesinde 1980'li yılların sonlarında geliştirilmiştir (85). Metal postlara alternatif olarak 1992'de ortaya çıkan fiber postlar ilk kez piyasaya sunulmuştur.

Post-kor restorasyonlar; pinli kor yapımı, tutucu oluklar, yardımcı kavite, asit ile pürüzlendirme ve bağlanma yöntemleriyle onarılamayan, koronal madde kaybının fazla olduğu durumlarda, periodontal desteği zayıf dişlerde kron kök oranının güçlendirilmesi gerektiğinde, mine displazileri ve distrofileri gibi gelişimsel koronal bozuklukların sonucu madde kaybı gösteren dişlerde, travma sonucu ortaya çıkan kırılma ve şekil bozukluklarında, parsiyel protez ve köprülerde destek olarak kullanılacak madde kaybının fazla olduğu endodontik tedavili dişlerin tedavilerinde, ortodontik vakaların protetik tedavilerinde endikedir. Post-kor restorasyonları kontrendikasyonları arasında yetersiz kök kanal dolgusu varlığı, hatalı kanal tedavisi sonucu oluşan perforasyonlar, diş kökünde kırık ve çatlak olması, kırılmaya eğimli ince kök formu olan dişler, hiperkalsifiye kök kanallarının varlığı, oral hijyeni kötü olan hastalar sayılabilir (86-89).

### **2.6.1. Fiber Postlar**

Karbon fiber postlar 1990'larda popülerlik kazanmıştır. Ana avantajları, metal postlardan daha esnek olmaları ve dentin ile benzer elastikiyet modülüne (sertlik) sahip olmalarıdır (86). Orijinal karbon fiber postlar daha koyu renkli olması restorasyon sonrası estetik göz önüne alındığında problem yaratmaktaydı. Daha yeni versiyonları beyaz olarak üretilmiştir (90).

Fiber postlar epoksi ya da metakrilat rezin matris içine yerleştirilmiş karbon, quartz ya da cam fiberden yapılmaktadır. Fiberler, postun uzun aksına paralel olarak yerleştirilmekte ve çapları 6 ile 15 µm arasında değişmektedir (91). Fiber lifleri ile matris arasında bağlayıcı ajan olarak silan kullanılmaktadır (92). Post sistemleri içerisindeki fiber oranı yaklaşık %35-65 arasındadır. Fiber oranı daha fazla olan post daha sert ve dayanıklıdır (93, 94). Fiber postlar hafif gerilme kuvvetlerine karşı çok güçlüdür (86).

Çok fazla madde kaybına neden olmadan yapılan kavite preparasyonu ile kanallara yerleştirilebilmesinden dolayı endodontik olarak tedavi edilmiş dişleri zayıflatmamaktadırlar. Kök kanal duvarları ile uyumları iyidir olarak belirtilirken yerinden oynamaya karşı iyi bir tutuculuk ve direnç göstermektedirler.

Fiber postlar tüm markalarda anizotropiktir ve dentininkine benzer bir elastikiyet modülüne sahiptir ve bu durum fiber postların hafif bir şekilde diş içerisinde esneyebilmesini ve stresleri dağıtmasını ve böylelikle kök hasarı olasılığının azaltılmasını

sağlar. Rezin siman ile yapıştırıldığı için, kuvvetlerin kökte daha düzgün bir şekilde dağılacığı ve bunun sonucunda kök kırıklarının azalacağı düşünülmüştür (86). Postların kök dentinine bağlanması açısından adeziv rezin simanlar, rezin olmayan simanlar ile karşılaştırıldığında; rezin simanlarda daha yüksek retansiyon kuvveti ve dişlerde kırığa karşı daha yüksek direnç gözlenmiştir (95).

## **2.7. Bağlanma Dayanımı Testi**

Materyalin dentin ile arasında oluşan bağlanma dayanımı, endodontik işlemlerin başarısı için son derece önemli bir faktördür (96, 97). Post-dentin ara yüz bağlantısı başarısız olduğunda, yapılan tedavilerin başarısız olma riski artar (98). Sonuç olarak, bağlanmış ara yüzlerin mekanik testi, materyal seçimine ve sonuç tahminine dair önemli bilgiler sağlayabilir (99, 100). Şu anda, çok sayıda dental materyalin bağlanma dayanımını ölçmek için yaygın olarak mikro gerilim bağlanma dayanımı test yöntemi kullanılmaktadır (101). Gerilim bağlanma dayanım test yöntemi, erken bağlanma başarısızlıklarının yüksek yüzdesi ve test sonuçlarındaki büyük değişiklik nedeniyle kanal içi dolgu materyalleri ile kullanım için uygun değildir. Gerilim kuvvet testinden modifiye edilmiş push-out testi, kanal içi dolgu malzemelerinin bağlanma dayanımlarını değerlendirmek için daha uygun bir test olarak savunulmuştur (102).

Push-out testi diş hekimliğinde ilk defa 1970’de kullanılmıştır (103). Bu yöntem ile, dentine bağlanma yüzeyine paralel bir kırık oluşturulmasından dolayı geleneksel gerilim testinden daha başarılı bağlanma kuvveti hesaplamaları yapılmaktadır (104). Push-out sisteminin avantajı farklı kök bölgelerindeki bağlanma dayanıklılığını ölçebilmesidir. Ancak bu test yönteminin bütün post yüzeyine (105) veya kalın kök kesitlerine (106) uygulandığında düzensiz stres dağılımlarına yol açması bir dezavantajdır. Bu nedenle mikro push-out testi geliştirilmiştir. Streslerin daha düzenli dağılmasını sağlamak amacıyla örnekler kesitlere ayrılarak boyutları küçültülmüştür (107).

### 3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı ve Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında in vitro koşullarda yapıldı. Bu çalışma İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu (2017/25-8) tarafından onaylanmıştır.

#### 3.1. Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması

Yapılan Power analizinde  $\alpha=0.05$   $1-\beta$  (güç) = 0.80 alındığında; çalışmamızda kalsiyum hidroksit uygulanan grup ile, uygulanmayan grup arasında bağlanma dayanımının ortalama 1.4 MPa birimlik farklılık yaratması için en az her bir gruptan 44 adet diş olmak üzere toplam 88 adet diş alınması gerektiği hesaplanmıştır.

Çalışmamızda ortodontik veya periodontal amaçlarla çekilmiş çürüksüz, 106 adet düz, tek köklü, tek kanallı, apikal gelişimini tamamlamış ve kök uzunluğu 14 mm'nin üstünde olan insan alt çene küçük azı dişleri kullanıldı. Dişlerin üstündeki periodontal doku artıkları ve eklentiler bir periodontal küret yardımıyla temizlendi. Tüm dişler herhangi bir işlem uygulanmadan önce kırık, çatlak, abrazyon, erozyon ve rezorbsiyon açısından 40X büyütmede bir dijital mikroskop ile incelendi (RoHS, Çin). Dişler çalışmada kullanılmaya kadar distile su içerisinde bekletildi.

Dişlerin kronları, bir kumpas ile ölçülerek 14 mm'lik kökler elde edilecek şekilde elmas disk ile su soğutması altında kesildi. #10 K Tipi eğe apikal foramende görülünceye kadar ilerletildi ve bu boydan 1 mm kısa olacak şekilde çalışma boyu belirlendi. Kök kanal şekillendirme işlemi A-dec 500 ünit üstüne entegre endo motora (Adec, Newberg, Oregon 97132, ABD) takılan iRace eğeleri (FKG, La Chaux, Fonds, İsviçre) kullanılarak 600 rpm hızda, 1.5 Nm torkta ve son eğe R3 olacak şekilde tamamlandı (Şekil 3-1). Şekillendirme işlemi sırasında her eğeden sonra kanallara 2 ml %2,5'lik NaOCl ile irigasyon işlemi uygulandı. Köklerin orta üçlülerine bir elmas rond frez ile çapları 2 mm olacak şekilde kök kanallarına ulaşıncaya kadar yapay perforasyonlar oluşturuldu (Şekil 3-2). Şekillendirme işlemi tamamlandıktan sonra kök kanalları sırasıyla 2 ml %2,5 NaOCl, 2 ml %17 EDTA, 2 ml %2,5 NaOCl ve 2 ml distile su ile irigasyon işlemi uygulanıp kâğıt konlar (DiaDent Avrupa, Almere, Hollanda) ile kurulandı.





**Şekil 3.1.** Kök kanallarının şekillendirilmesinde kullanılan iRace Döner Eğe Sistemi



**Şekil 3.2.** Kök kanalına kadar ve 2 mm çapında oluşturulan yapay perforasyon

Dişler rastgele iki gruba bölündü ve her grup kendi içinde 5 alt gruba bölündü. Alt gruplar perforasyonların tamir edildiği materyallere göre belirlendi;

**Grup 1:** Kalsiyum hidroksit tedavisi uygulanan örnekler:

**Grup 1a:** MTA (n=11)

**Grup 1b:** Biodentine (n=11)

**Grup 1c:** Bioaggregate (n=11)

**Grup 1d:** Endosequence BC Kök Tamir Materyali (n=11)

**Grup 1e:** Herhangi bir perforasyonun oluşturulmayan yalnızca kalsiyum hidroksit tedavisi uygulanıp sonrasında, kök kanal tedavisi tamamlanan ve fiber post uygulanan kontrol grubu (n=9).

**Grup 2:** Kalsiyum hidroksit tedavisi uygulanmayan örnekler

**Grup 2a:** MTA (n=11)

**Grup 2b:** Biodentine (n=11)

**Grup 2c:** Bioaggregate (n=11)

**Grup 2d:** Endosequence BC Kök Tamir Materyali (n=11)

**Grup 2e:** Herhangi bir perforasyonun oluşturulmayan yalnızca kök kanal tedavisi tamamlanan ve fiber post uygulanan kontrol grubu (n=9).

Kalsiyum hidroksit grubundaki dişlerin kök kanallarına lentülo yardımıyla kalsiyum hidroksit patı (DiaPaste, DiaDent Avrupa, Almere, Hollanda; Şekil 3-3) yerleştirildi. Kanal ağzı ve oluşturulan perfore bölge geçici dolgu maddesi çinko fosfat siman (Adhesor™, Markova, Çek Cumhuriyeti) ile kapatıldı. Kalsiyum hidroksit patı kanallar içerisinde 37 °C derecede, %100 nemli ortamda 10 gün boyunca bekletildi. Daha sonra kalsiyum hidroksit patı kök kanallarından 2 dakika süresince %2,5 NaOCl irrigasyonu ile ultrasonik uçların (DT-009 uç, EMS S.A, Nyon, İsviçre) beraber kullanılmasıyla uzaklaştırıldı.



**Şekil 3.3.** Kanal içi ilaç olarak kullanılan DiaPaste kalsiyum hidroksit patı

Tüm dişlerin kök kanal dolgusu AH Plus kök kanal patı (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz Almanya; Şekil 3.4) ve güta perka (DiaDent, Almere, Hollanda) kullanılarak lateral kondensasyon tekniği ile tamamlandı. Ana konun sadece apikal kısmı pat ile kaplandı ve perforasyon bölgesine değdirilmeden kanala yerleştirildi Çinko fosfat siman ile geçici dolgu yapıldı. Örnekler kanal patının tamamen sertleşmesi için 37 °C derecede %100 nemli ortamda 1 hafta boyunca bekletildi.



**Şekil 3.4.** Kök kanallarının doldurulmasında kullanılan AH Plus kök kanal patı

Oluşturulan perforasyonlar MTA, Bioaggregate, Biodentine ve Endosequence kök tamir materyali simanları ile kök yüzeyinden dolduruldu. Bu işlemi takiben simanların tamamen sertleşmesi için %100 nemli ortamda 24 saat boyunca bekletildi.

#### **a. MTA**

ProRoot MTA (Şekil 3-5) toz ve likiti plastik bir godeye konuldu. Toz partiküllerin tamamen hidrate olabilmesi için toz ve likit 1 dakika boyunca plastik bir spatül yardımıyla karıştırıldı. Elde edilen karışım amalgam tabancası ile oluşturulan yapay perforasyon kavitelerine taşındı ve iyice kondanse edildi. Artık materyal nemli bir gazlı bez ile perforasyon kavitesi etrafından uzaklaştırıldı.



Şekil 3.5. ProRoot MTA

#### b. Biodentine

Biodentine (Şekil 3-6) üretici firma talimatları doğrultusunda kapsül içerisinde bulunan tozuna, kapsülden çıkarmadan, likitinden 5 damla ilave edildi.



Şekil 3.6. Biodentine

Daha sonra kapsül amalgamatöre (Dentomat compact, Dentsply, York, Pensilvanya, ABD;Şekil 3-7) yerleştirildi ve 30 saniye boyunca karıştırıldı. Karıştırma işlemi tamamlandıktan sonra kapsül açıldı, siman plastik fulvar ile oluşturulan yapay perforasyon kavitelerine yerleştirilerek kondanse edildi. Artık materyal nemli bir gazlı bez yardımıyla kavite etrafından uzaklaştırıldı.



Şekil 3.7. Biodentine kapsülünün karıştırılmasında kullanılan amalgamatör

### c. Bioaggregate

Bioaggregate (Şekil 3-8) toz ve likiti kendi kutusunda bulunan plastik kaba eklendi. Üretici firmanın belirttiği kıvam elde edilene kadar toz veya likit ilave edildi. Kutuda bulunan plastik fulvar yardımıyla oluşturulan yapay perforasyon kavitelerine taşındı ve kondanse edildi. Artık materyal nemli bir gazlı bez yardımıyla kavite etrafından uzaklaştırıldı.



Şekil 3.8. Bioaggregate

#### d. Endosequence BC Kök Tamir Materyali

Şırıngasının içinden çıkan daha önce karıştırılmış macun kıvamındaki Endosequence (Şekil 3-9) oluşturulan yapay perforasyon kavitelerine plastik bir fulvar yardımıyla yerleştirildi ve kondanse edildi. Artık materyal nemli bir gazlı bez yardımıyla kavite etrafından uzaklaştırıldı.



Şekil 3.9. Endosequence kök tamir simanı



**Şekil 3.10.** Oluşturulan yapay perforasyonun tamir materyali kullanılarak doldurulması

#### **e. Kontrol Grubu**

Kontrol grubundaki örneklerde yapay perforasyon oluşturulmadı. Kalsiyum hidroksit grubundaki örneklere kalsiyum hidroksit tedavisini takiben, kalsiyum hidroksit uygulanmayan gruptaki örneklere direkt olarak kök kanal tedavisi ve fiber post uygulandı.

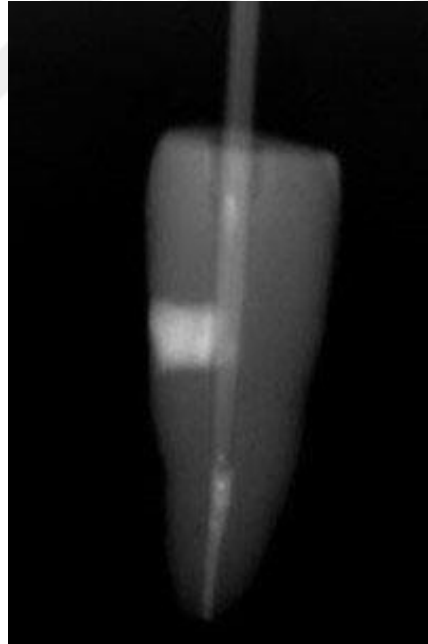
#### **3.2. Post Boşluğunun Hazırlanması ve Simantasyonu**

Perforasyon tamir materyallerinin sertleşmesinin ardından post boşluğu hazırlandı. Post boşluğu apikaldeki 5 mm güta perkaya kadar; kullanılacak rebilda post sisteminin (VOCO, Cuxhaven, Almanya; Şekil 3-11) 1 numaralı frezi ile oluşturuldu. Fiber postun kanal içindeki boyutu alınan radyografi ile teyit edildi (Şekil 3-12). Post boşluğu 2 ml distile su ile yıkandı ve kâğıt konlar ile kurulandı.





**Şekil 3.11.** Kök kanallarına uygulanan Rebilda Post Sistemi



**Şekil 3.12.** Fiber postun kanal içi boyutunun radyografi ile teyit edilmesi

Fiber postun provası yapıldıktan sonra, üretici firmanın talimatları doğrultusunda fiber postlara bir pamuk ile saf alkol uygulandı ve bir hava spreyi ile kurutuldu. Daha sonra fiber post yüzeylerine seramik bond (VOCO, Cuxhaven, Almanya; Şekil 3-13) uygulandı, 60 saniye beklenildi ve kurutuldu. Kök kanallarına ve giriş kavitesine Futurabond (VOCO, Cuxhaven, Almanya; Şekil 3-14) 20 saniye boyunca uygulandı ve

kurutma işlemi yapıldı. Son olarak Rebilda DC dual sertleşen rezin siman (VOCO, Cuxhaven, Almanya; Şekil 3-15) kutusundan çıkan uygulama ucuyla kök kanallarına gönderildi. Fiber postlar rezin siman uygulanan kök kanallarına yerleştirildi ve 40 saniye boyunca ışınlandı.



Şekil 3.13. Fiber post yüzeyine uygulanan seramik bond



Şekil 3.14. Kök kanallarına uygulanan Futurabond U



**Şekil 3.15.** Fiber postların simantasyonunda kullanılan Rebilda DC Dual Sertleşen Rezin Siman

### **3.3. Örneklerin Push-Out Testi için Hazırlanması**

Post simantasyonunun ardından örnekler, kökün koronal sınırından soğuk şeffaf ortodontik akriliğe gömüldü (İntegra, Ankara, Türkiye; Şekil 3-16). Push-out testi öncesi akriliğe gömülen örneklerden oluşturulan yapay perforasyonların apikalinden ve koronalından uzun eksene dik yönde kesiler oluşturularak 2 mm boyutlarında kesitler alındı. Kesit alma işlemi, Isomet 1000 (Isomet, Buehler, IL, ABD; Şekil 3-17) hassas izomet cihazı ve elmas bıçak (Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak su soğutması altında gerçekleştirildi.



**Şekil 3.16.** Soğuk şeffaf akriliğe gömülen örnek



**Şekil 3.17.** Numunelerden push-out testi öncesi kesitler alınan Isomet 1000 cihaz



**Şekil 3.18.** Isomet ile oluşturulan kök kesitleri

### **3.4. Push-Out Testi**

Push-Out testi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan üniversal test cihazı (Autograph masa üstü modeli, Shimadzu Corp, Japonya; Şekil 3-19) ile gerçekleştirildi.



**Şekil 3.19.** Push-out testinin uygulandığı üniversal test cihazı

Örnekler push-out test düzeneğine apikal kısımları yukarı gelecek şekilde yerleştirildi. Kesitlerin merkezindeki fiber postlar üzerine konumlandırılan 0,75 mm çapındaki silindirik metal uç ile 0,5 mm/dakika hızında, bağlantıda kopma elde edilene kadar kuvvet uygulandı. Veriler Newton (N) olarak kayıt edildi ve aşağıdaki formülle megapaskal (MPa) birimine dönüştürüldü.

Ayrılma Gerilimi (MPa) = Ayrılma Kuvveti (N) / Alan (Post-dentin ara yüzey alanı)

Post dentin ara yüzey alanı;

$\pi(R_1 + R_2) \sqrt{(R_1 - R_2)^2 + h^2}$  formülüne göre hesaplandı.

$\pi = 3,14$

$R_1$  = Kesitin koronaldeki kanal çapı

$R_2$  = Kesitin apikaldeki kanal çapı

$h$  = Kesitin yüksekliği şeklinde ifade edilir.

Kırık tipleri 40X büyütmede bir dijital mikroskop ile incelendi ve (a) rezin siman-dentin adeziv kırığı (Rezin siman-dentin ara yüzündeki kırılmalar), (b) rezin siman-post adeziv kırığı (Siman-post ara yüzündeki kırıklar), (c) rezin siman koheziv veya post koheziv kırıkları (Rezin siman veya postun kendi içindeki kırıkları), (d) miks tip kırık (Ayrılma her iki kırık tipini de barındırıyorsa) olarak sınıflandırıldı.

### 3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışma verilerimizin istatistiksel değerlendirmesi IBM SPSS 22.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, ABD) ile yapıldı. Değişkenlerimize ilişkin tanımlayıcı istatistiksel ölçüt olarak aritmetik ortalama (Ort)  $\pm$  standart sapma (SS) ve median (M), minimum (Min), maksimum (Maks) kullanıldı.

Değişkenlere ilişkin verilerimizin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro Wilk testi ile test edildi. Testin sonucuna göre; Kruskal-Wallis varyans analizi, Conover testi, Unpaired t testi ve Mann Whitney U testi uygulandı.  $P < 0,05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



## 4. BULGULAR

Perforasyon tamir materyalleri uygulanan örneklerin bağlanma dayanımları, karşılaştırmalı olarak incelendi. Tüm gruplar bağlanma dayanımı açısından değerlendirildiğinde aralarında anlamlı fark bulundu ( $p<0,05$ ). Farklılığı yaratan grupları bulmak için kullanılan Conover ikili karşılaştırma testi sonuçlarına göre kalsiyum hidroksit uygulanan grupta Biodentine ve Bioaggregate diğer materyallere göre fiber postların bağlanma dayanımını anlamlı derecede düşürdü ( $p=0,024$ ). Kalsiyum hidroksit uygulanmayan grupta ise Bioaggregate fiber postların bağlanma dayanımını anlamlı derecede düşürdü ( $p=0,039$ ; Tablo 4.1).

**Tablo 4.1.** Grupların bağlanma dayanımlarının MPa cinsinden değerleri

		M	Min	Maks	N
Kalsiyum Hidroksit Uygulanan	MTA	4,70	3,70	10,03	11
	Biodentine	4,43 <sup>da</sup>	3,17	9,65	11
	Bioaggregate	4,18 <sup>dc</sup>	3,23	6,42	11
	Endosequence	5,90 <sup>ab</sup>	1,17	7,50	11
	Kontrol	6,40 <sup>b</sup>	4,92	7,15	9
Kalsiyum Hidroksit Uygulanmayan	MTA	5,67 <sup>y</sup>	3,38	10,98	11
	Biodentine	4,73	3,10	8,95	11
	Bioaggregate	4,25 <sup>x</sup>	3,28	6,60	11
	Endosequence	4,59	3,75	8,99	11
	Kontrol	6,63 <sup>y</sup>	4,96	8,33	9

Aynı sütunlarda yer alan farklı üst simge harfler, o ana grupta istatistiksel fark bulunan grupları göstermektedir ( $p<0,05$ ).

Kalsiyum hidroksit uygulanan ve uygulanmayan gruplardaki örneklerin bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunamadı ( $p>0,05$ ).



Kruskal-Wallis varyans analizi sonrası, kalsiyum hidroksit uygulanan ve uygulanmayan Bioaggregate gruplarının ikili karşılaştırılması Unpaired t testi ile gerçekleştirilmiştir (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2.** Kalsiyum hidroksit uygulanan ve uygulanmayan gruplardaki Bioaggregate ile tamir edilen örneklerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

	Ort	± SS	p
Bioaggregate ve Ca(OH) <sub>2</sub>	4,41	2,24	0,870
Bioaggregate	4,48	2,16	

Diğer kalsiyum hidroksit uygulanan ve uygulanmayan grupların ikili karşılaştırılması ise Mann Whitney U testi ile gerçekleştirilmiştir (Tablo 4.3).

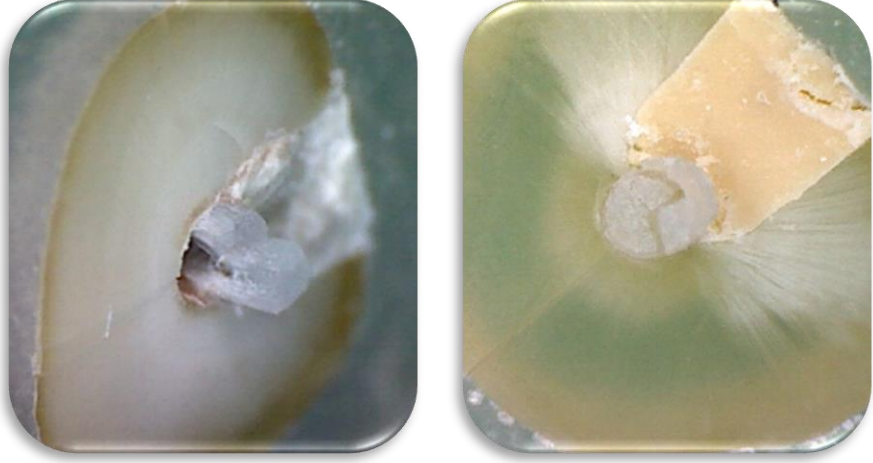
**Tablo 4.3.** Kalsiyum hidroksit uygulanan ve uygulanmayan gruplardaki örneklerin bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

	M	Min	Maks	p
MTA ve Ca(OH) <sub>2</sub>	4,70	3,70	10,03	0,622
MTA	5,67	3,38	10,98	
Biodentine ve Ca(OH) <sub>2</sub>	4,43	3,17	9,65	0,670
Biodentine	4,73	3,10	8,95	
Endosequence ve Ca(OH) <sub>2</sub>	5,90	1,17	7,50	0,341
Endosequence	4,59	3,75	8,99	
Ca(OH) <sub>2</sub> kontrol grubu	6,40	4,92	7,15	0,227
Kontrol grubu	6,63	4,96	8,33	

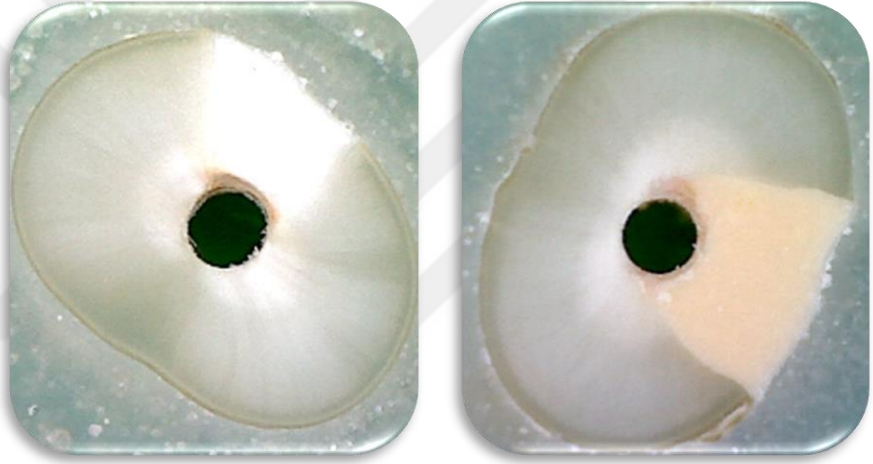
Push-out testi sonrası, dijital mikroskop ile 40X büyütmede incelenen kök kesitleri değerlendirildiğinde en yüksek kırılma tipinin dentin- rezin siman arasındaki adeziv bağlantıda olduğu tespit edildi Kırık tiplerine ait tablo ve şekiller aşağıdaki gibidir (Tablo 4.4).

**Tablo 4.4.** Push-out testi sonrası kırık tiplerinin sınıflandırılması

		Koheziv		Adeziv		Miks
		Rezin siman	Post	Post-Rezin siman	Rezin siman-Dentin	
Kalsiyum Hidroksit Uygulanan	MTA	-	2 (%2,12)	4 (%4,24)	2 (%2,12)	3 (%3,18)
	Biodentin	-	1 (%1,06)	3 (%3,18)	5 (%5,30)	2 (%2,12)
	Bioaggregate	-	-	3 (%3,18)	5 (%5,30)	3 (%3,18)
	Endosequence	-	1 (%1,06)	4 (%4,24)	5 (%5,30)	1 (%1,06)
	Kontrol	-	-	1 (%1,06)	1 (%1,06)	1 (%1,06)
Kalsiyum Hidroksit Uygulanmayan	MTA	-	-	4 (%4,24)	5 (%5,30)	2 (%2,12)
	Biodentin	-	2 (%2,12)	3 (%3,18)	3 (%3,18)	3 (%3,18)
	Bioaggregate	-	-	5 (%5,30)	5 (%5,30)	1 (%1,06)
	Endosequence	-	2 (%2,12)	4 (%4,24)	3 (%3,18)	2 (%2,12)
	Kontrol	-	-	1 (%1,06)	2 (%2,12)	-
TOTAL		-	8 (%8,48)	32 (%33,92)	36 (%38,16)	18 (%19,08)



**Şekil 4.1.** Post koheziv kırığı



**Şekil 4.2.** Post-Siman adeziv kırık    **Şekil 4.3.** Siman-Dentin adeziv kırık



**Şekil 4 4.** Miks kırık

## 5. TARTIŞMA

Kök kanal sistemi ile dişin destekleyici dokuları veya ağız boşluğu arasındaki yapay iletişim, endodontik tedavinin prognozunu azaltır ve sıklıkla dişin çekilmesine yol açar. Kök veya furkasyon perforasyonlarının çoğu zaman, endodontik giriş kavitesi hazırlanırken ve kök kanal ağızları aranırken iatrojenik olarak oluştuğu belirtilmiştir (108, 109). Endodontik tedavisi tamamlanmış dişlerin daimi restorasyonu için post boşluğu sırasında oluşan kök perforasyonları da başka bir yaygın iatrojenik etmendir (108). Iatrojenik sebeplerin yanı sıra, kök rezorpsiyonu ve çürükler de kök perforasyonlarına sebep olabilmektedir (110, 111). Perforasyon tamirinin amacı, mikroorganizmaların eliminasyonunun yanı sıra, kökün bütünlüğünün sızdırmaz bir şekilde biyoyumlu bir materyal ile tamir ederek hasarlı periodontal dokuların rejenerasyonunu sağlamaktır.

Kök kanallarının mekanik ve irrigasyon solüsyonlarıyla temizliğinin yapılması ile bakteri ve ürünleri yüksek oranda uzaklaştırılmaktadır. Ancak, antimikrobiyal etkinliğinin yanında, yüksek alkalinite, diş rezorpsiyonunun inhibisyonu, doku çözme yeteneği ve sert dokularının remineralizasyonunun teşvik etme özelliklerinden dolayı kemomekanik temizliğe ilaveten kalsiyum hidroksitin kanal içi medikament olarak kullanımı önerilmektedir (74, 112). Kalsiyum hidroksit perforasyon varlığında sıklıkla kullanılmaktadır. Materyal vital dokularla doğrudan temas halindeyken oluşan nekroz tabakası mineralizasyon için bir öncü görevi görür ve doku çözme kapasitesi, granülasyon dokusunun perforasyon defekti içine girmesi durumunda yarar sağlar. Etkili olması için kök kanallarına iyi bir şekilde yerleştirilmeli ve kondanse edilmelidir (113). Kök kanal dolgusu uygulanmadan önce, kök kanalına uygulanan kalsiyum hidroksit medikamenti uzaklaştırılmalıdır. Kanal duvarlarındaki herhangi kalsiyum hidroksit artığı, kök dolgusunun ve daha sonra uygulanacak olan fiber postun kalitesini olumsuz olarak etkileyebilir (15, 80). Bu yüzden kök kanal dolgusundan önce kanaldan kalsiyum hidroksitin tamamen uzaklaştırılması çok önemlidir. Bununla birlikte, düzensiz kanal duvarlarından kalsiyum hidroksit kalıntılarının uzaklaştırılması oldukça güçtür (114). Endodontik el eğeleri (13), sonik aktivasyon (113), pasif ultrasonik irrigasyon (14), Canal Brush sistemi (115) ve nikel-titanyum (NiTi) döner eğelerin kullanımı (116) dahil olmak üzere, kök kanal sisteminden kalsiyum hidroksit medikamentini uzaklaştırmak için çeşitli teknikler önerilmiştir. Kalsiyum hidroksitin kök kanalından uzaklaştırması için çeşitli tekniklerin karşılaştırıldığı bir çalışmada (117), uygulanan tekniklerden hiçbiri kalsiyum hidroksiti kök kanallarından tamamen uzaklaştıramadığını belirtmiştir. Çalışmamızda

kök kanallarına uygulanan kalsiyum hidroksitin uzaklaştırılması için pasif ultrasonik irigasyonla sodyum hipoklorit ajitasyonu uygulanmıştır.

Çalışmamızda kalsiyum hidroksitin, fiber postun kök dentinine bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri araştırıldı. Kalsiyum hidroksit bileşenleri, kök kanal tedavisi öncesinde numunelere uygulandı. Kök kanallarına kalsiyum hidroksit uygulanmasının, materyalin tükürük bileşenleri ile reaksiyona girerek kalsiyum karbonat ve kalsiyum fosfat oluşumuna yol açabileceği ve bunun sonucunda da kök dentinin mikro yapısının değişebileceği belirtilmiştir (79). Çalışmamızda kalsifikasyona bağlı yapısal değişimler beklenmemektedir, çünkü numuneler kalsiyum hidroksit uygulamasından sonra distile su içerisinde muhafaza edilmiştir.

Lee ve arkadaşları (15), fiber postların kök kanal dentinindeki bağlanma kuvvetini push-out yöntemiyle incelemiş ve kalsiyum hidroksit uygulamasını adeziv rezin simanın bağlanma dayanımını azalttığını belirtmişlerdir. Jahromi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (16) kalsiyum hidroksit ve %2'lik klorheksidin jelin, fiber postun kök dentinine bağlanma dayanımına etkisini push-out testi uygulanarak karşılaştırılmıştır. Klorheksidin fiber postun kök dentinine olan bağlanma dayanımına etkisi olmadığını ancak kalsiyum hidroksit kullanımının bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttığı gözlemlenmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı testi ve mikro gerilim testi kullanılarak yapılan çalışmalar, kalsiyum hidroksit uygulamasının kök dentini ve rezin siman arasında oluşan bağlanma dayanımını etkilemediğini göstermiştir (118, 119). Someya ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (79), kök dentinine uygulanan kalsiyum hidroksit tedavisinin, rezin siman ile kök dentini arasında ve fiber post ile rezin kompozit arasında oluşan bağlanma dayanımına herhangi bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Bu çalışmalar, kalsiyum hidroksit bileşenlerinin rezin simanların bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri konusunda hala bir fikir birliği olmadığını göstermektedir.

Çalışmamızda kalsiyum hidroksitin bağlanma dayanımına etkisini gözlemek amacıyla push-out bağlanma dayanımı testi uygulanmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlar doğrultusunda fiber post uygulamasından önce kök kanal dentinine kalsiyum hidroksit uygulanmasının fiber postların bağlanma dayanımına etkisi olmadığı gözlemlenmiştir ( $p > 0,05$ ).

Kök kanal tedavisinden sonra, kök kanallarında kullanılan ilaç kalıntıları post ve kor yapımı aşamasında adeziv sistemi etkileyebilir. Şimdiye kadar yapılan çalışmalar,

kalsiyum hidroksitin kök kanallarından tamamen çıkarılmasının etkili bir yolu olmadığını göstermiştir (113-115). Kalsiyum hidroksit alkali pH'a sahip olduğu için, adeziv sistemlerdeki pürüzlendirme bileşenlerini ve asidik monomerleri tamponlayabilir, bunun sonucunda da bağlanma dayanımı azalır (79). Ancak bizim sonuçlarımız, kalsiyum hidroksitin fiber postların bağlanma dayanımını etkilemediğini göstermiştir ( $p>0,05$ ). Bunun nedeni, kalsiyum hidroksit tedavisinden sonra sodyum hipoklorit ile beraber ultrasonik sistemin kullanımının, adeziv sistemi etkileyecek rezidüel reaktifin çoğunluğunu uzaklaştırması olabilir.

Yapılan çalışmalarda, rezin simanların kök dentinine olan bağlanma dayanımları incelenirken farklı sonuçların gözlemlenmesi, farklı çalışma şekilleri ve farklı materyallerin kullanılmasının bir sonucu olabilir. Kök kanal dentinine bağlanma dayanımı; dentin varyasyonları (120), polimerizasyon şekli (121), rezin siman ile adeziv arasındaki uyum (122), kullanılan irrigasyon solüsyonları ve kullanılan kök kanal patları gibi bir çok faktöre bağlı olarak değişikliğe uğrayabilir. Birçok çalışmada AH Plus kök kanal patının rezin simanların kök dentini ile arasında oluşan bağlanma dayanımını olumsuz etkilemediği belirtilmiştir (123, 124). Çalışmamızda bu bilgilerin sonuçları doğrultusunda dişlerin kök kanal tedavilerinde kanal patı olarak AH Plus kullanılmıştır.

Perforasyonları onarmak için birçok malzeme kullanılmıştır; Bunlar arasında amalgam (125), Cavit (SPE Amerika 3M, Norristown, PA; 126), Super-EBA (HI Bosworth Co, Skokie, IL; 127), cam iyonomer siman (128) yer almaktadır. Ancak bu malzemelerin başarı oranları değişkenlik göstermiştir. İyi bir tıkama sağlamanın yanı sıra, kök perforasyonlarının onarımı için tercih edilen materyaller, biyolojik olarak uyumlu, toksik olmayan, doku sıvılarının varlığında çözülmeyen ve periradiküler dokuların rejenerasyonunu destekleyebilen nitelikte olmalıdır. Son yıllarda kök perforasyonlarının tedavisi için biyoseramiklerin kullanımı önerilmektedir. Çalışmamızda oluşturulan yapay kök perforasyonlarının tamiri için ProRoot MTA, Biodentine, Bioaggregate ve Endosequence kök tamir materyalleri kullanıldı.

Çalışmamızda perforasyon tamir materyallerinin fiber postların kök dentinine bağlanma dayanımına olan etkileri araştırıldı. Dişlere kök kanal tedavisi uygulanırken köklerin orta üçlülerinde çapları 2 mm olacak şekilde kök kanallarına ulaşıncaya kadar yapay perforasyonlar oluşturuldu. Örneklerin kök kanal dolguları tamamlandıktan sonra yapay perforasyonlar daha önce belirtilen biyoseramik bazlı perforasyon tamir materyalleri ile tamir edildi.

Pereira ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (129), kök kanalının servikal bölgesinde oluşturulan MTA ile tamir edilmiş perforasyon varlığının fiber postların bağlanma dayanımına etkisi araştırılmıştır. Bu çalışmada fiber postların simantasyonu servikal perforasyonların tamiri MTA ile yapıldıktan hemen sonra gerçekleştirilmiştir ve bağlanma dayanımını test etmek amacıyla pull-out testi kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda bağlanma ajanının türüne bağlı olmaksızın MTA ile tamiri gerçekleştirilmiş perforasyon alanlarının varlığının fiber postların bağlanma dayanımını düşürdüğü belirtilmiştir. Kök perforasyonunun varlığının adeziv bağlanma ajanı ile arasında bağlanma ara yüzü oluşan dentin alanını azaltacağı ve perforasyon alanına komşu dentinin MTA ile kontaminasyonunun fiber postların bağlanmasına negatif etki edebileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda MTA'nın her iki grupta da fiber postların bağlanma dayanımına etkisi olmamıştır ( $p>0,05$ ). Pereira ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadan (129) farklı olarak yapay perforasyonlar orta üçlüde oluşturulmuştur ve 2 mm'lik kesitler alınarak push-out testi uygulanmıştır. Fiber postların kök kanalının farklı bölgelerinde bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmalarda en yüksek bağlanma dayanımı değerinin servikal bölge olduğu belirtilmiştir (130, 131). Bağlanma dayanımının servikal bölgede daha yüksek olması bu bölgedeki dentin tübül sayı ve çaplarının kökün diğer bölgelerindekilere oranla daha fazla olmasına bağlı olabilmektedir (129). Çalışmamızda MTA'nın bağlanma dayanımına etkisinin olmaması, kökün orta üçlüsünde tübül sayısı ve çapının daha az olması sonucu gerçekleşebilir. Pereira ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (129), fiber postların simantasyonu MTA uygulamasının hemen ardından gerçekleştirilmiştir. ProRoot MTA'nın ortalama sertleşme zamanı  $140 \pm 3$  dakikadır. Çalışmamızda MTA uygulamasından 24 saat sonra fiber post simantasyonu gerçekleştirilmiştir. MTA'nın tamamen sertleşmesinden sonra simantasyon yapıldığı için rezin simanın sertleşmemiş MTA partiküllerine kontaminasyonunun minimal olduğu ve bunun sonucunda bağlanma dayanımını etkilememesinin sebeplerinden diğerinin bu durum olduğu düşünülmektedir.

Odabaş ve arkadaşlarının Biodentine'nin üç farklı adeziv sistem kullanılarak rezin kompozite bağlanmasını karşılaştırmalı olarak incelediği çalışmada (132), 12 dakika ve 24 saat olmak üzere farklı iki zaman aralığında bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Bu in vitro çalışmanın sonucunda her üç adeziv sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ve 24 saatlik grupta daha yüksek bağlanma dayanımı gözlenmiştir. Çalışmamızda dişlerdeki yapay perforasyonlar Biodentine ile tamir edildikten sonra fiber

post simantasyonu için 24 saat beklenildi. Literatürde Biodentine'nin fiber postların bağlanma dayanımı üzerine etkisi araştıran bir çalışma bizim bilgimize göre bulunmamaktadır. Çalışmamızda, Biodentine'nin kalsiyum hidroksit uygulanan grupta fiber postların bağlanma dayanımını düşürdüğünü gözlemlenmiştir ( $p=0,024$ ). Materyal kalsiyum hidroksit uygulanmayan grupta da bağlanma dayanımını düşürmüştür ancak anlamlı olmamıştır ( $p>0,05$ ). Meraji ve Camilleri yaptıkları çalışmalarında (133), Biodentine uygulanan örneklerde asit ile pürüzlendirme yapıldığında, materyalin mikromekanik ve kimyasal yapısında değişiklikler olduğunu belirtmişlerdir. Tüm pürüzlendirme sistemlerinin aksine, özellikle kendinden pürüzlendirmeli sistemler kullanıldığında bazı bölgelerin birbirlerinden ayrıldığını gözlemlemişlerdir. Bu durum sonucunda uygulanan dolgu materyali Biodentine'den tamamen ayrılmış ve Biodentine yüzeyinde düzensiz alanlar bırakmıştır (133). Çalışmamızda kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistem kullanılmıştır. Biodentine'nin fiber postların bağlanma dayanımını azaltması, adeziv simanlarda yapıştırma öncesi uygulanan işlemler sonucu materyalin yapısında meydana gelen bozulmalara bağlı olabilir. Ancak bu konunun kapsamlı bir şekilde araştırılması için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bioaggregate ve MTA'nın furkasyon perforasyon tamir materyali olarak uygulandığı bir çalışmada, MTA'nın kök dentinine bağlanma dayanımı Bioaggregate'a göre daha yüksek gözlemlenmiştir (65). Ancak Bioaggregate simanının fiber postların bağlanma dayanımını inceleyen bir çalışma bizim bilgimize göre literatürde bulunmamaktadır. Çalışmamızda Bioaggregate ile tamir edilen örneklerde, kalsiyum hidroksit kullanılsa da kullanılsa da fiber postların bağlanma dayanımı diğer materyallere göre daha düşük olarak tespit edilmiştir. ( $p<0,05$ ). Camilleri ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (134), Bioaggregate tozunun spesifik yüzey alanı ProRoot MTA'ninkine göre daha yüksek olarak belirtilmiştir. Yüksek spesifik yüzey alanına, BioAggregate tozunun kalsiyum silikat partiküllerinin iç pörözitesinin neden olduğu taramalı elektron mikroskobu ile kanıtlanmıştır (134). Yüksek spesifik yüzey alanı ve partiküllerin iç pörözitesi, yeterli bir karışım elde etmek için daha fazla suya ihtiyaç duyulmasına neden olur (134). Yüksek su/toz oranı, materyal pörözitesinde artış ve fiziksel özelliklerinde azalma ile sonuçlanır. Zayıf fiziksel özellikler, materyalin bağlanma dayanımının zayıf olmasına ve yüksek çözünürlük nedeniyle kaynaklanan kayıplarla birlikte materyalde bozulmalara yol açabilir (134). Bioaggregate'ın, fiber postların bağlanma dayanımını azaltması materyal yapısında oluşan bozulmalar ile



açıklanabilir. Bu konunun kapsamlı bir şekilde araştırılması için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Literatürde Endosequence BC kök tamir materyalinin fiber postların bağlanma dayanımını değerlendiren bir çalışma bizim bilgimize göre bulunmamaktadır. Çalışmamızda Endosequence BC kök tamir materyalinin fiber postların bağlanma dayanımına etkisinin olmadığı gözlemlenmiştir ( $p>0,05$ ).

Çalışmamızın verileri sonucunda kalsiyum hidroksit tedavisi ve MTA, Biodentin, Bioaggregate, Endosequence BC kök tamir materyalinin kullanımı fiber postların bağlanma dayanımını etkilemez şeklinde olan sıfır hipotezimiz reddedilmiştir. Kalsiyum hidroksit uygulanan grupta Biodentine ve her iki grupta da Bioaggregate fiber postların bağlanma dayanımını azaltmıştır ( $p< 0,05$ ).

Birçok durumda, dişin kronu geniş ölçüde yıkıma uğramıştır ve bir intraradiküler tutucunun kullanılması gerekmektedir (130). Daimî kron restorasyonlarının yeterli düzeyde tutuculuğunu sağlamak için, post ve korlar endodontik tedavi uygulanan dişlerde dolgu malzemesi olarak kullanılmaktadır (135). Fiber postlar, döküm metal postlara göre ümit veren alternatifler olarak görülmektedir, çünkü elastik modülleri dentininkine benzerdir, uygun bir stres dağılımı üretir ve anterior dişler için daha estetik sonuçlar sağlar (136-138). Birçok çalışmada, fiber postların adeziv rezin siman ile simantasyonunun çinko fosfat ve cam iyonomer simanlara göre daha iyi bağlanma, daha az mikrosızıntı ve diş kırıklarına daha yüksek direnç sağladığı gözlemlendiği için, fiber postların simantasyonunda adeziv rezin simanların kullanılması önerilmiştir (86, 95, 139-141). Çalışmamızda fiber postların simantasyonunu sağlamak amacıyla dual sertleşen rezin siman kullanılmıştır.

Literatürde fiber postlar ile dentin arasında oluşan bağlanma dayanımını in vitro olarak incelerken, çekilmiş insan dişleri sıklıkla kullanılmaktadır. Yapılan bu çalışmalarda çekilmiş dişlerin bekletilme süresi ve koşullarının oluşan bağlanma dayanımını etkilediği belirtilmiştir. Miletic ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada (142) çekilen dişlerin temizliği yapıldıktan sonra serum fizyolojik solüsyonunda saklamışlardır. Yapılan araştırmalarda, çekilmiş dişlerin distile suda bekletilmesinin bağlanma dayanımını olumsuz olarak etkilemediği ancak serum fizyolojik solüsyonunun bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği gözlemlenmiştir (143, 144). Bu nedenle çalışmamızda çekilmiş insan dişleri, %2,5'lik NaOCl içerisinde dezenfekte edildikten sonra, kök yüzeyi

üzerindeki yumuşak doku eklentileri temizlenmiştir ve çalışmada kullanılıncaya kadar distile su içerisinde beklemiştir.

Fiber postlar, rezin siman ve kök dentinine iyi yapışma özelliklerine sahiptir (145). Postların kök kanalı içindeki uzunluğu, postun retansiyonu ve apikaldeki kök kanal dolgusunun miktarı apikalde oluşturulan tıkaçlamayı korumak açısından önem taşımaktadır. Yapılan araştırmalarda, post uzunluğunun kök uzunluğunun yaklaşık 2/3 boyutunda veya en az klinik kron boyutuna eşit olması gerektiği bildirilmiştir (146-148). Post boşluğu hazırlanırken oluşturulan sızdırmaz tıkaçı korumak amacıyla, apikalde en az 4-5 mm kanal dolgusu kalması gerektiği belirtilmiştir (149). Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda kökün 2/3 boyutunda ve 9 mm uzunluğunda post boşluğu hazırlanarak apikalde 5 mm kanal dolgusu kalması sağlandı. Ayrıca çalışmamızda post boşluğunun standardizasyonunu sağlamak amacıyla post sisteminin kendi frezi ile post boşlukları hazırlandı ve radyografi ile post boşluğunun uzunluğu teyit edildi.

Çalışmamızda bağlanma dayanımını incelemek için kullandığımız push-out testi, literatürde yayınlanan benzer çalışmalara uygun olarak kullanılmıştır (51, 150). Push-out testinin bir avantajı bağlanma dayanımı incelenirken, numunelerde standart stres konsantrasyonu ve adeziv başarısızlık paterni oluşturma beceresidir (151). Ayrıca bu test yöntemi kökün farklı uçlülerinde adeziv sisteminin etkinliğini değerlendirerek, başarısızlıkların meydana geldiği bölgenin iyi bir şekilde belirlenmesine olanak sağlar. Ancak, push-out testi sonuç olarak bir laboratuvar testidir (152), klinik olarak karar vermek için tek klavuz olarak kullanılmamalıdır (153).

Çalışmamızda, push-out testi sonrası bağlanma başarısızlık tipleri dijital mikroskop ile incelenmiştir. Başarısızlık tipleri en çok dentin ve rezin siman arasında adeziv olarak gözlemlenmiştir. Bu sonuç, Teixeira (138) ve Keçeci ile arkadaşlarının (107) yaptığı çalışmaların sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Tüm örnekler içerisinde 8 adet kesitte fiber postlara ait koheziv başarısızlık tipi gözlemlenmiştir. Posta ait koheziv kırıklar, dentin-siman ve siman-post arasında oluşan bağlanmanın, postun kendi stabilitesinden daha iyi olduğunu göstermektedir (154). Siman-post ara yüzünde oluşan adeziv başarısızlıkların rezin siman ve fiber post arasındaki kimyasal bağın yeterince oluşamaması nedeniyle gerçekleştiği düşünülmektedir.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Dört farklı perforasyon tamir materyalinin kalsiyum hidroksit tedavisi uygulandığı ve uygulanmadığı durumlarda, fiber postların bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirildiği bu in vitro tez çalışmasının sınırları dâhilinde şu sonuçlara varılmıştır:

- Kalsiyum hidroksit tedavisi, fiber postların bağlanma dayanımını etkilememiştir. Buna göre fiber post tedavisi gereken dişlerde kalsiyum hidroksit, gerekli olduğu durumlarda kanal içi ilaç olarak kullanılabilir.
- Fiber post uygulaması gereken perforasyona sahip dişlerde, perforasyon tamir materyali olarak MTA ve Endosequence'ı seçmek başarılı bir yaklaşım olarak düşünülebilir.
- Biodentine ve Bioaggregate'ın, fiber post uygulanacak dişlerde perforasyon tamiri için kullanılması tavsiye edilmemektedir. Materyallerin diğer kullanım endikasyonlarında seçimi uygun olabilir. Bu konuda daha ileri araştırmalar yapılması gereklidir.
- Test sonrası başarısızlık tiplerinin dijital mikroskop ile incelenmesi sonucunda, fiber post uygulanan kök kesitinde en zayıf ara yüzün dentin-siman arasında olduğu gözlemlendi. Bu durum kullanılan fiber post ve rezin simanın stabilitesinin dentin ile oluşan bağlanmadan daha yüksek olduğunu göstermektedir.

## KAYNAKLAR

1. Siqueira JF, Jr. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *Int Endod J* 2001, 34 (1): 1-10.
2. Sinai IH, Romea DJ, Glassman G, Morse DR, Fantasia J, Furst ML. An evaluation of tricalcium phosphate as a treatment for endodontic perforations. *J Endod* 1989, 15 (9): 399-403.
3. Motamedi MH. Root perforations following endodontics: a case for surgical management. *Gen Dent* 2007, 55(1): 19-21.
4. Seltzer S, Bender IB, Smith J, Freedman I, Nazimov H. Endodontic failures--an analysis based on clinical, roentgenographic, and histologic findings. I. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1967, 23 (4): 500-16.
5. Beavers RA, Bergenholtz G, Cox CF. Periodontal wound healing following intentional root perforations in permanent teeth of *Macaca mulatta*. *Int Endod J* 1986, 19 (1): 36-44.
6. Jitaru S, Hodisan I, Timis L, Lucian A, Bud M. The use of bioceramics in endodontics - literature review. *Clujul Med* 2016, 89 (4): 470-3.
7. Shetty N, Mala K. Biominerals in restorative dentistry. *J Interdiscip Dentistry* 2013, 3 (2): 64-7.
8. Ji YM, Jeon SH, Park JY, Chung JH, Choung YH, Choung PH. Dental stem cell therapy with calcium hydroxide in dental pulp capping. *Tissue Eng Part A* 2010, 16 (6): 1823-33.
9. Barbosa CA, Goncalves RB, Siqueira JF, Jr., De Uzeda M. Evaluation of the antibacterial activities of calcium hydroxide, chlorhexidine, and camphorated paramonochlorophenol as intracanal medicament. A clinical and laboratory study. *J Endod* 1997, 23 (5): 297-300.
10. Bolhari B, Shokouhinejad N, Masoudi A. The effect of calcium hydroxide on the bond strength of resilon/epiphany self-etch and assessment of calcium hydroxide removal techniques: an ex-vivo study. *J Dent* 2012, 9 (2): 150-5.
11. Nandini S, Velmurugan N, Kandaswamy D. Removal efficiency of calcium hydroxide intracanal medicament with two calcium chelators: volumetric analysis using spiral CT, an in vitro study. *J Endod* 2006, 32 (11): 1097-101.
12. Lambrianidis T, Margelos J, Beltes P. Removal efficiency of calcium hydroxide dressing from the root canal. *J Endod* 1999, 25 (2): 85-8.

13. Lambrianidis T, Kosti E, Boutsoukias C, Mazinis M. Removal efficacy of various calcium hydroxide/chlorhexidine medicaments from the root canal. *Int Endod J* 2006, 39 (1): 55-61.
14. van der Sluis LW, Wu MK, Wesselink PR. The evaluation of removal of calcium hydroxide paste from an artificial standardized groove in the apical root canal using different irrigation methodologies. *Int Endod J* 2007, 40 (1): 52-7.
15. Lee BS, Lin YC, Chen SF, Chen SY, Chang CC. Influence of calcium hydroxide dressing and acid etching on the push-out bond strengths of three luting resins to root canal dentin. *Clin Oral Investig* 2014, 18 (2): 489-98.
16. Zare Jahromi M, Barekatin M, Ravanbod S, Ranjbarian P, Kousehlar S. Comparison of Endodontic Medicaments on Bond Strength of Fiber Post to Root Dentin Using Resin Cement. *J Dent* 2017, 18 (1): 56-60.
17. Chaudhary A, Kumar M, Taneja S. Evaluation of the effect of calcium hydroxide and endodontic irrigants on the push-out bond strength of fiber post - an in vitro study. *Clujul Med* 2018, 91 (4): 458-61.
18. Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-year results. *The Int J Prosthodont* 2007, 20 (3): 293-8.
19. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999, 27 (4): 275-8.
20. Cosme-Silva L, Carnevalli B, Sakai VT, Viola NV, Franco de Carvalho L, Franco de Carvalho EM. Radicular Perforation Repair with Mineral Trioxide Aggregate: A Case Report with 10-Year Follow-up. *Open Dent J* 2016, 10: 733-8.
21. Sinkar RC, Patil SS, Jogad NP, Gade VJ. Comparison of sealing ability of ProRoot MTA, RetroMTA, and Biodentine as furcation repair materials: An ultraviolet spectrophotometric analysis. *J Conserv Dent* 2015, 18 (6): 445-8.
22. Huan Z, Chang J. Study on physicochemical properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate-calcium carbonate composite bone cement. *J Mater Sci Mater Med* 2008, 19 (8): 2913-8.
23. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent* 2010, 13 (4): 195-203.
24. Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. Bioceramics in endodontics - a review. *J Istanbul Univ Fac Dent* 2017, 51 (3): S128-S37.

25. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod* 1993, 19 (12): 591-5.
26. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* 1995, 21 (7): 349-53.
27. Dammaschke T, Gerth HU, Zuchner H, Schafer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater* 2005, 21 (8): 731-8.
28. Kratchman SI. Perforation repair and one-step apexification procedures. *Dent Clin North Am* 2004, 48 (1): 291-307.
29. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2005, 31 (2): 101-3.
30. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Stowe S, Brink F. A qualitative X-ray analysis of white and grey mineral trioxide aggregate using compositional imaging. *J Mater Sci Mater Med* 2006, 17 (2): 187-91.
31. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental materials* 2005;21(4):297-303.
32. Altan H, Tosun G. The setting mechanism of mineral trioxide aggregate. *J Istanbul Univ Fac Dent* 2016, 50 (1): 65-72.
33. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2007, 40 (6): 462-70.
34. Lee YL, Lee BS, Lin FH, Yun Lin A, Lan WH, Lin CP. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials* 2004, 25 (5): 787-93.
35. Komabayashi T, Spangberg LS. Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. *J Endod* 2008, 34 (1): 94-8.
36. Sluyk SR, Moon PC, Hartwell GR. Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *J Endod* 1998, 24 (11): 768-71.
37. Chng HK, Islam I, Yap AU, Tong YW, Koh ET. Properties of a new root-end filling material. *J Endod* 2005, 31 (9): 665-8.
38. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod* 2010, 36 (1): 16-27.

39. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod* 2006, 32 (6): 569-72.
40. Tunc ES, Sonmez IS, Bayrak S, Egilmez T. The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *J Endod* 2008, 34 (5): 603-5.
41. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA, 3rd. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc* 1999, 130 (7): 967-75.
42. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J Endod* 2005, 31 (5): 376-9.
43. Namazikhah MS, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, et al. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2008, 41 (2): 108-16.
44. Nekoofar MH, Adusei G, Sheykhrezae MS, Hayes SJ, Bryant ST, Dummer PM. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2007, 40 (6): 453-61.
45. Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandag M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, et al. Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2009, 42 (11): 1004-14.
46. Lee YL, Lin FH, Wang WH, Ritchie HH, Lan WH, Lin CP. Effects of EDTA on the hydration mechanism of mineral trioxide aggregate. *J Dent Res* 2007, 86 (6): 534-8.
47. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod* 2010, 36 (2): 190-202.
48. Bogen G, Kuttler S. Mineral trioxide aggregate obturation: a review and case series. *J Endod* 2009, 35 (6): 777-90.
49. Malkondu O, Karapinar Kazandag M, Kazazoglu E. A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int* 2014, 2014: 160951.
50. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater* 2013, 29 (2): 20-8.
51. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *J Conserv Dent* 2013, 16 (5): 462-5.

52. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J* 2011, 44 (12): 1081-7.
53. Silva EJ, Carvalho NK, Zanon M, Senna PM, G DE-D, Zuolo ML, et al. Push-out bond strength of MTA HP, a new high-plasticity calcium silicate-based cement. *Braz Oral Res* 2016, 30 (1).
54. Guneser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J Endod* 2013, 39 (3): 380-4.
55. Camilleri J. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *J Dent* 2013,41 (7): 600-10.
56. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999, 20 (1): 1-25.
57. Laurent P, Camps J, De Meo M, Dejoui J, About I. Induction of specific cell responses to a Ca(3)SiO(5)-based posterior restorative material. *Dent Mater* 2008, 24 (11): 1486-94.
58. Zhang H, Pappen FG, Haapasalo M. Dentin enhances the antibacterial effect of mineral trioxide aggregate and bioaggregate. *J Endod* 2009, 35 (2): 221-4.
59. De-Deus G, Canabarro A, Alves G, Linhares A, Senne MI, Granjeiro JM. Optimal cytocompatibility of a bioceramic nanoparticulate cement in primary human mesenchymal cells. *J Endod* 2009, 35 (10): 1387-90.
60. Yan P, Yuan Z, Jiang H, Peng B, Bian Z. Effect of bioaggregate on differentiation of human periodontal ligament fibroblasts. *Int Endod J* 2010, 43 (12): 1116-21.
61. Park JW, Hong SH, Kim JH, Lee SJ, Shin SJ. X-Ray diffraction analysis of white ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010, 109 (1): 155-8.
62. Tuna EB, Dincol ME, Gencay K, Aktoren O. Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Dent Traumatol* 2011, 27 (3): 174-8.
63. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Gutmann JL, Lotfi M, Asatourian A, Ahmadi H. Push-out bond strength of a nano-modified mineral trioxide aggregate. *Dent Traumatol* 2013, 29 (4): 323-7.
64. Celik D, Er K, Serper A, Tasdemir T, Ceyhanli KT. Push-out bond strength of three calcium silicate cements to root canal dentine after two different irrigation regimes. *Clin Oral Investig* 2014, 18 (4): 1141-6.



65. Hashem AA, Wanees Amin SA. The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. *J Endod* 2012, 38 (2): 245-9.
66. Damas BA, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials. *J Endod* 2011, 37 (3): 372-5.
67. Alanezi AZ, Jiang J, Safavi KE, Spangberg LS, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of endosequence root repair material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010, 109 (3): 122-5.
68. Lovato KF, Sedgley CM. Antibacterial activity of endosequence root repair material and proroot MTA against clinical isolates of *Enterococcus faecalis*. *J Endod* 2011, 37 (11): 1542-6.
69. Hansen SW, Marshall JG, Sedgley CM. Comparison of intracanal EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA to induce pH changes in simulated root resorption defects over 4 weeks in matched pairs of human teeth. *J Endod* 2011, 37 (4): 502-6.
70. Charland T, Hartwell GR, Hirschberg C, Patel R. An evaluation of setting time of mineral trioxide aggregate and EndoSequence root repair material in the presence of human blood and minimal essential media. *J Endod* 2013, 39 (8): 1071-2.
71. Oktay EA, Ersahan S, Gokyay S. Effect of intracanal medicaments used in endodontic regeneration on the push-out bond strength of a calcium-phosphate-silicate-based cement to dentin. *Pak J Med Sci* 2018, 34 (2): 310-5.
72. Farhad A, Mohammadi Z. Calcium hydroxide: a review. *Int Dent J* 2005, 55 (5): 293-301.
73. Estrela C, Pesce HF. Chemical analysis of the liberation of calcium and hydroxyl ions from calcium hydroxide pastes in connective tissue in the dog--Part I. *Braz Dent J* 1996, 7 (1): 41-6.
74. Siqueira JF, Jr., Lopes HP. Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J* 1999, 32 (5): 361-9.
75. Kawamoto R, Kurokawa H, Takubo C, Shimamura Y, Yoshida T, Miyazaki M. Change in elastic modulus of bovine dentine with exposure to a calcium hydroxide paste. *J Dent* 2008, 36 (11): 959-64.

76. Guigand M, Vulcain JM, Dautel-Morazin A, Bonnaure-Mallet M. In vitro study of intradentinal calcium diffusion induced by two endodontic biomaterials. *J Endod* 1997, 23 (6): 387-90.
77. Foreman PC, Barnes IE. Review of calcium hydroxide. *Int Endod J* 1990, 23 (6): 283-97.
78. Nerwich A, Figdor D, Messer HH. pH changes in root dentin over a 4-week period following root canal dressing with calcium hydroxide. *J Endod* 1993, 19 (6): 302-6.
79. Someya T, Kinoshita H, Harada R, Kawada E, Takemoto S. Effects of calcium hydroxide reagent on the bond strength of resin cements to root dentin and the retention force of FRC posts. *Dent Mater J* 2017, 36 (5): 630-7.
80. Barbizam JV, Trope M, Teixeira EC, Tanomaru-Filho M, Teixeira FB. Effect of calcium hydroxide intracanal dressing on the bond strength of a resin-based endodontic sealer. *Braz Dent J* 2008, 19 (3): 224-7.
81. Contardo L, De Luca M, Bevilacqua L, Breschi L, Di Lenarda R. Influence of calcium hydroxide debris on the quality of endodontic apical seal. *Minerva Stomatol* 2007, 56 (10): 509-17.
82. Perdigao J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont* 2007, 16 (3): 154-64.
83. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984, 51 (6): 780-4.
84. Terry DA, Swift EJ. Post-and-cores: past to present. *Dent today* 2010, 29 (1): 132, 4-5.
85. Ottl P HL, Lauer HCh and Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil* 2002, 29: 175-83.
86. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004, 30 (5): 289-301.
87. Lamichhane A, Xu C, Zhang FQ. Dental fiber-post resin base material: a review. *J Adv Prosthodont* 2014, 6 (1): 60-5.
88. Frydman G, Levatovsky S, Pilo R. [Fiber reinforced composite posts: literature review]. *Refuat Hapeh Vehashinayim*. 2013, 30 (3): 6-14, 60.
89. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont* 2008, 21 (4): 328-36.

90. de Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 2000, 13: 19B-21B.
91. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J* 2011, 56(1): 77-83.
92. Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998, 80 (5): 527-32.
93. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 2003, 195 (1): 43-8.
94. Qualtrough AJ, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent* 2003, 28 (1): 86-91.
95. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005, 136 (5): 611-9.
96. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent mater* 2005, 21 (1): 36-42.
97. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod* 2010, 36 (2): 286-91.
98. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res* 2010, 89 (6): 587-91.
99. Mastoras K, Vasiliadis L, Koulaouzidou E, Gogos C. Evaluation of push-out bond strength of two endodontic post systems. *J Endod* 2012, 38 (4): 510-4.
100. Assmann E, Scarparo RK, Bottcher DE, Grecca FS. Dentin bond strength of two mineral trioxide aggregate-based and one epoxy resin-based sealers. *J Endod* 2012, 38 (2): 219-21.
101. Armstrong S, Geraldini S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent mater* 2010, 26 (2): 50-62.
102. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004, 112 (4): 353-61.

103. Roydhouse RH. Punch-shear test for dental purposes. *J Dent Res* 1970, 49 (1): 131-6.
104. Martinez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998, 80 (5): 527-32.
105. Gallo JR, 3rd, Miller T, Xu X, Burgess JO. In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts. *J Prosthodont* 2002, 11 (1): 25-9.
106. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005, 94 (4): 321-9.
107. Kececi AD, Ureyen Kaya B, Adanir N. Micro push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and 2 luting materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008, 105 (1): 121-8.
108. Kvinnsland I, Oswald RJ, Halse A, Gronningsaeter AG. A clinical and roentgenological study of 55 cases of root perforation. *Int Endod J* 1989, 22 (2): 75-84.
109. Nicholls E. Treatment of traumatic perforations of the pulp cavity. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1962, 15: 603-12.
110. Eleftheriadis GI, Lambrianidis TP. Technical quality of root canal treatment and detection of iatrogenic errors in an undergraduate dental clinic. *Int Endod J* 2005, 38 (10): 725-34.
111. Fuss Z, Tsesis I, Lin S. Root resorption--diagnosis, classification and treatment choices based on stimulation factors. *Dent Traumatol* 2003, 19 (4): 175-82.
112. Fava LR, Saunders WP. Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *Int Endod J* 1999, 32 (4): 257-82.
113. Kuga MC, Campos EA, Faria-Junior NB, So MV, Shinohara AL. Efficacy of NiTi rotary instruments in removing calcium hydroxide dressing residues from root canal walls. *Braz Oral Res* 2012, 26 (1): 19-23.
114. Ricucci D, Langeland K. Incomplete calcium hydroxide removal from the root canal: a case report. *Int Endod J* 1997, 30 (6): 418-21.
115. Tasdemir T, Celik D, Er K, Yildirim T, Ceyhanli KT, Yesilyurt C. Efficacy of several techniques for the removal of calcium hydroxide medicament from root canals. *Int Endod J* 2011, 44 (6): 505-9.

116. Soares JA, Leonardo MR, da Silva LA, Tanomaru Filho M, Ito IY. Effect of rotary instrumentation and of the association of calcium hydroxide and chlorhexidine on the antiseptics of the root canal system in dogs. *Braz Oral Res* 2006, 20 (2): 120-6.
117. Bhuyan AC, Seal M, Pendharkar K. Effectiveness of four different techniques in removing intracanal medicament from the root canals: An in vitro study. *Contemp Clin Dent* 2015, 6 (3): 309-12.
118. Windley W, 3rd, Ritter A, Trope M. The effect of short-term calcium hydroxide treatment on dentin bond strengths to composite resin. *Dent Traumatol* 2003, 19 (2): 79-84.
119. Arslan H, Akcay M, Cakir M, Gok A, Yasa B, Dalli M. Comparison of bond strength of self-etch adhesive to pulp chamber dentin after placement of calcium hydroxide and various antibiotic pastes. *Acta Odontol Scand* 2015, 73 (3): 226-31.
120. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000; 13 (5): 255-60.
121. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent* 2003, 28 (5): 543-51.
122. Pfeifer C, Shih D, Braga RR. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. *Am J Dent* 2003, 16 (4): 235-8.
123. Ozcan E, Capar ID, Cetin AR, Tuncdemir AR, Aydinbelge HA. The effect of calcium silicate-based sealer on the push-out bond strength of fibre posts. *Aust Dent J* 2012, 57 (2): 166-70.
124. Cecchin D, Farina AP, Souza MA, Carlini-Junior B, Ferraz CC. Effect of root canal sealers on bond strength of fibreglass posts cemented with self-adhesive resin cements. *Int Endod J* 2011, 44 (4): 314-20..
125. ElDeeb ME, ElDeeb M, Tabibi A, Jensen JR. An evaluation of the use of amalgam, Cavit, and calcium hydroxide in the repair of furcation perforations. *J Endod* 1982, 8 (10): 459-66.
126. Harris WE. A simplified method of treatment for endodontic perforations. *J Endod* 1976, 2 (5): 126-34.
127. Bogaerts P. Treatment of root perforations with calcium hydroxide and SuperEBA cement: a clinical report. *Int Endod J* 1997, 30 (3): 210-9.
128. Breault LG, Fowler EB, Primack PD. Endodontic perforation repair with resin-ionomer: a case report. *J Contemp Dent Pract* 2000, 1 (4): 48-59.

129. Pereira RD, Brito-Junior M, Faria ESAL, Guimaraes KR, Mendes Lde O, Soares CJ, et al. Does MTA affect fiber post retention in repaired cervical root canal perforations? *Braz Oral Res* 2016, 30 (1).
130. Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria ESAL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod* 2015, 41 (3): 309-16.
131. Pereira RD, Valdivia AD, Bicalho AA, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Effect of Photoactivation Timing on the Mechanical Properties of Resin Cements and Bond Strength of Fiberglass Post to Root Dentin. *Oper Dent* 2015, 40 (5): 206-21.
132. Odabas ME, Bani M, Tirali RE. Shear bond strengths of different adhesive systems to biodentine. *Sci World J* 2013, 2013: 626103.
133. Meraji N, Camilleri J. Bonding over Dentin Replacement Materials. *J Endod* 2017, 43 (8): 1343-9.
134. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Characterization of un-hydrated and hydrated BioAggregate and MTA Angelus. *Clin Oral Investig* 2015, 19 (3): 689-98.
135. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006, 31 (1): 47-54.
136. O'Keefe KL, Miller BH, Powers JM. In vitro tensile bond strength of adhesive cements to new post materials. *Int J Prosthodont* 2000, 13 (1): 47-51.
137. Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *J Dent* 2004, 32 (6): 443-50.
138. Teixeira CS, Pasternak-Junior B, Borges AH, Paulino SM, Sousa-Neto MD. Influence of endodontic sealers on the bond strength of carbon fiber posts. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008, 84 (2): 430-5.
139. Mayhew JT, Windchy AM, Goldsmith LJ, Gettleman L. Effect of root canal sealers and irrigation agents on retention of preformed posts luted with a resin cement. *J Endod* 2000, 26 (6): 341-4.
140. Alfredo E, de Souza ES, Marchesan MA, Paulino SM, Gariba-Silva R, Sousa-Neto MD. Effect of eugenol-based endodontic cement on the adhesion of intraradicular posts. *Braz Dent J* 2006, 17 (2): 130-3.

141. Tjan AH, Nemetz H. Effect of eugenol-containing endodontic sealer on retention of prefabricated posts luted with adhesive composite resin cement. *Quintessence Int* 1992, 23 (12): 839-44.
142. Miletic I, Anic I, Pezelj-Ribaric S, Jukic S. Leakage of five root canal sealers. *Int Endod J* 1999, 32 (5): 415-8.
143. Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 1993, 9 (2): 79-84.
144. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 1998, 43 (4): 305-11.
145. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Int Endod J* 2009, 42 (1): 47-53.
146. Buttler L, Krastl G, Lorch H, Naumann M, Zitzmann NU, Weiger R. Influence of post fit and post length on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1996, 75 (2): 140-7.
147. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Endod* 2001, 27 (1): 46-8.
148. Fuss Z, Lustig J, Katz A, Tamse A. An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. *J Endod* 2001, 27 (1): 46-8.
149. Raiden GC, Gendelman H. Effect of dowel space preparation on the apical seal of root canal fillings. *Endod Dent Traumatol* 1994, 10 (3): 109-12
150. Nagas E, Cehreli ZC, Uyanik MO, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of several intracanal medicaments on the push-out bond strength of ProRoot MTA and Biodentine. *Int Endod J* 2016, 49 (2): 184-8.
151. Roberto E, Campos PCFSF, Osmir Batista de O. Júnior, Gláucia M.B. Ambrosano, Cristina Alves Pereira. Comparative evaluation of 3 microbond strength tests using 4 adhesive systems: Mechanical, finite element, and failure analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 2017, 119 (1): 166-74.
152. Chen WP, Chen YY, Huang SH, Lin CP. Limitations of push-out test in bond strength measurement. *J Endod* 2013, 39 (2): 283-7.
153. De-Deus G, Souza E, Versiani M. Methodological considerations on push-out tests in Endodontics. *Int Endod J* 2015, 48 (5): 501-3.

154. Erdemir U, Mumcu E, Topcu FT, Yildiz E, Yamanel K, Akyol M. Micro push-out bond strengths of 2 fiber post types luted using different adhesive strategies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010, 110 (4): 534-44.





## **EKLER**

### **EK 1. Özgeçmiş**



## **EK 2. Etik Kurul Onayı**

