

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MİNERAL TRİOKSİT AGREGAT (MTA) VE
YENİ GELİŞTİRİLEN DENEY MATERYALİ'NİN FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

**DOKTORA TEZİ
DT. SERKAN ÇINAR**

TEZ YÖNETİCİSİ
PROF. DR. HÜMA ÖMÜRLÜ

ANKARA, 2007

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MİNERAL TRİOKSİT AGREGAT (MTA) VE
YENİ GELİŞTİRİLEN DENEY MATERYALİ'NİN FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

**DOKTORA TEZİ
DT. SERKAN ÇINAR**

TEZ YÖNETİCİSİ
PROF. DR. HÜMA ÖMÜRLÜ

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
11/2004-04 proje numarası ile desteklenmiştir

ANKARA, 2007

İÇİNDEKİLER

Tablolar ve Şekiller	I
Resimler ve Grafikler	II
Kısaltmalar	III
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Mineral Trioksit Aggregate (MTA)	7
2.1.1. Kimyasal İçerik	7
2.1.2. Fiziksel Özellikler	8
2.1.2.1. pH	9
2.1.2.2. Radyoopasite	10
2.1.3. Hazırlanma	12
2.1.4. Biyouyumluluk	13
2.1.5. Antimikrobik Özellik	13
2.1.6. Klinik Uygulamalar	14
2.1.6.1. Vital Pulpa Tedavisinde Kapaklama Materyali Olarak Kullanımı	15
2.1.6.2. Apeksifikasyon Sırasında Apikal Bariyer Oluşturmak İçin Kullanımı	16
2.1.6.3. İyatrojenik Perforasyonların Kanal İçi Tamirinde Kullanımı	19
2.1.6.4. İnternal Rezorpsiyon Tedavisinde Kullanımı	21
2.1.6.5. Kök Ucu Dolgu Malzemesi Olarak Kullanımı	22
2.1.6.6. Diğer Kullanım Alanları	23
2.2. Mikrosızıntı	24
2.2.1. Mikrosızıntı Belirleme Yöntemleri	24
2.3. Sertlik	28

3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. X-Işını Kırınım Deneyi	31
3.2. pH'nin Değerlendirilmesi	32
3.3. Mikrosızıntı Deneyi	32
3.4. Radyoopasite Değerlendirme Deneyi	37
3.5. Mikrosertlik Deneyi	39
4. BULGULAR	41
4.1. X-Işını Kırınım Bulguları	41
4.2. pH Bulguları	43
4.3. Mikrosızıntı Bulguları	45
4.4. Radyoopasite Bulguları	47
4.5. Mikrosertlik Bulguları	51
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇLAR	66
7. ÖZET	67
8. SUMMARY	68
9. KAYNAKLAR	69
10. TEŞEKKÜR	83
11. ÖZGEÇMİŞ	84

Tablolar

Tablo No	Tablo Açıklaması	Sayfa
Tablo I	Sertlik Ölçüm Testleri (Combe, 1986)	30
Tablo II	MTA ve deney materyali günlük pH değerleri	44
Tablo III	MTA ve deney materyali sızıntı değerleri	46
Tablo IV	MTA ve deney materyali ortalama sızıntı ($\pm$ SDE) değerleri (μ l)	47
Tablo V	MTA, Deney Materyali ve Alüminyum Step Wedge MGv Değerleri	48
Tablo VI	MTA ve Deney Materyali Ortalama Alüminyum Kalınlık ($\pm$ SDE) Eşdeğerleri	51
Tablo VII	MTA ve Deney Materyali Örneklerine Ait Vickers Sertlik Değerleri	51
Tablo VIII	MTA ve Deney Materyali İçin Ortalama Sertlik ($\pm$ SDE) Değerleri	52

Şekiller

Şekil No	Şekil Açıklaması	Sayfa
Şekil 1	Sertlik testlerinde oluşturulan indentasyon şekilleri	30
Şekil 2	Sızıntı deney düzeneği şematiği	35
Şekil 3	MTA x-ışını kırınım faz analiz grafiği	42
Şekil 4	Deney Materyali x-ışını kırınım faz analiz grafiği	42
Şekil 5	MTA ve Deney Materyali x-ışını kırınım faz analizleri karşılaştırma grafiği	43
Şekil 6	Sıvı filtrasyon miktarını belirleme formülü	45

Resimler

Resim No	Resim Açıklamaları	Sayfa
Resim 1	X ışını kırınım cihazı	31
Resim 2	Sıvı filtrasyon deney düzeneği	35
Resim 3	Kavo Sonic Flex 2000 N, sonik uçları ve el aletleri	36
Resim 4	Deney düzeneğine yerleştirilen örnekler	36
Resim 5	Hava baloncuğunun konumunun belirlenmesi	37
Resim 6	Al Step-Wedge	38
Resim 7	Radyografıta Al Step-Wedge ve örneklerin görüntüleri	38
Resim 8	Film görüntülerinin bilgisayarda incelenmesi	39
Resim 9	Örnek hazırlama kalıbı	40
Resim 10	Deney örnekleri	40
Resim 11	Mikrosertlik ölçüm cihazı	40

Grafikler

Grafik No	Grafik Açıklaması	Sayfa
Grafik 1	MTA ve deney materyalinin günlere göre pH değerlerinin dağılımı	45
Grafik 2	1. Film için polinom eğrisi grafiği	48
Grafik 3	2. Film için polinom eğrisi grafiği	49
Grafik 4	3. Film için polinom eğrisi grafiği	49
Grafik 5	Her film için ortalama grilik değeri grafiği	50
Grafik 6	Her film için ortalama Al kalınlık eşdeğerleri	50

Kısaltmalar

Kısaltma	Açıklaması
MTA	Mineral Trioksit Agregat
IRM	Intermediate Restorative Material
Al	Alüminyum
Süper EBA	Süper Etoksi Benzoik Asit
mm	Milimetre
μ l	Mikrolitre
θ	Teta
$^{\circ}$ C	Santigrat Derece

1. GİRİŞ

Pulpa ve kök ucu çevre dokularının ağız ortamına açılması, bu dokuların patolojisi ile sonuçlanabilmektedir. Mikroorganizmalar pulpa ve periodonsiyumun en önemli iritanlarıdır. Bakteriyel sızıntıyı önlemek için kök kanal sistemi ile periodonsiyum arasındaki ilişki onarım materyalleriyle engellenmelidir. Bu materyaller, canlı dokularla temasa geçtiğinde, biyouyumlu ve dokuların iyileşmesine yardımcı olmalıdır. Bu amaçla birçok materyal kullanılmaktadır. Bunlar arasında amalgam, çinkooksit ojenol bazlı simanlar olan Süper EBA (süper-etoksi benzoik asit simanı) ve IRM (Intermediate Restorative Material), kompozit reçineler ve cam iyonomer simanlar sayılabilir.

Bu materyallerin mikrosızıntı, toksisite ve nemden etkilenmeleri gibi dezavantajları göz önüne alınarak, 1993 yılında Loma Linda Üniversitesinde Mineral Trioksit Aggregate (MTA) (Dentsply Tulsa, Amerika Birleşik Devletleri) adlı endodontik bir materyal geliştirilerek¹ Lee ve arkadaşları² tarafından aynı yıl tanıtıldı. Materyal öncelikle kök ucu dolgu maddesi olarak tasarlanmış olmakla beraber daha sonraları pulpa dokusunun kapaklaması, kök ucu bariyeri ve furkal perforasyonların tamiri gibi çeşitli klinik uygulamalarda da alternatif olarak yer almıştır.^{3, 4}

Bu uygulamaların temelini MTA'nın biyouyumluluğu, örtücülük niteliği, diş pulpa ve kök ucu çevre dokularının ve periyodonsiyumun iyileşmesini, sement benzeri dokuların apozisyonunu ve kemik oluşumunu arttırma kapasitesi gibi özellikleri oluşturmaktadır^{1, 5}.

MTA endodontik tedavi yaklaşımlarında hekimlere yeni ufuklar açan bir materyal olmasına karşın halen ülkemizde yaygın olarak kullanılamamaktadır. Bunda en önemli etken; sağlanma güçlüğü ve yüksek maliyettir. Bu da özellikle gelir düzeyinin yeterince yüksek olmadığı ülkemizde kullanımını oldukça zor kılmaktadır. Ayrıca mevcut sağlık sigortaları da

Ülkemizde bu materyalin ağız-diş tedavilerinde uygulanmasını desteklememektedir.

Üniversitelerin bilgiyi üretme, öğretme, yayma ve ülke sorunlarıyla ilgili doğru saptamalarda bulunarak gerçekçi çözümler üretmek temel görevleri arasındadır. Sosyo ekonomik olarak gelişmiş ülkelerin bu gelişmişliklerinde üniversitelerin büyük payı vardır. Fakülteler de bu bakımdan üzerlerine düşeni başarıyla yerine getirmek amacıyla; çalışmaları ve araştırmaları ile katkı sağlamaktadır. Bu bağlamda ülkemiz koşullarında sınırlı sayıda üretilen, daha çok dış ülkelerden temin yoluyla pahalı olarak getirtilen diş hekimliği ürünlerine alternatif oluşturma arayışı içerisinde, bir örnek teşkil etmesi amacıyla bu araştırmayı planladık.

Bu alışma, yapısı itibariyle ağırlıkça %75 Portland imentosu, %20 bizmut oksit ve %5 alçı taşı ihtiva ettiği belirtilen MTA'nın, ülkemiz şartlarında bir benzerinin üretilebilmesi ve daha uygun koşullarda kullanılabilir hale getirilmesi amacıyla planlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Kök kanal tedavisinin amacı, kök kanal sisteminin biyomekanik olarak temizlenmesi ve şekillendirilmesini takiben hermetik bir şekilde üç boyutlu olarak tıkanmasıdır. Biyomekanik preperasyon ile kök kanal sistemi içerisindeki mikroorganizmaların tamamının elimine edilmesine çalışılır.

Kök kanal tedavisine gerek duyulan durumları kısaca belirtecek olursak:

- Pulpa patolojisinin ileri (irreversibl) evrelerinin bulunduğu durumlarda ve nekrotik olgularda,
- Çürük, atrizyon, erozyon, abrazyon veya travma gibi nedenlerle pulpanın açıldığı ve kuafaj ve amputasyon tedavisinin uygun olmadığı durumlarda,

- Kuafaj, amputasyon gibi tedavilerin başarısızlıklarında,
- İyatrojenik nedenlerle iltihaplanan pulpanın alınmasında,
- İnternal rezorbsiyonlarda periodonsiyuma aşırı büyük açılmaların oluşmadığı olgularda,
- Restoratif nedenlerle kök kanalından destek alınması gerektiğinde sağlıklı veya hastalanmış pulpanın alınması amacıyla,
- Karşı çenedeki dişlerin erken çekimleri nedeniyle yuvasında aşırı yükselen dişler sonraki protetik bir planlamada yer aldığı kesimde pulpanın açığa çıktığı durumlarda,
- Kök çevresi dokuların iltihabi durumlarında,
- Tekrarlayan tedaviler amacıyla yapılabilir.

Kök kanal sisteminin temizlenmesinden sonra kanal sisteminin uygun kök kanal dolgu materyalleri ile hermetik olarak tıkanması gerekmektedir.⁶

Endodontik tedavinin başarısızlık nedenlerinden birisi de mikrosızıntıdır. Bu nedenle kök kanal tedavisinde başarıyı etkileyen faktörleri kök kanal sisteminin uygun olarak şekillendirilmesi, dezenfekte edilmesi ve hermetik olarak doldurulması olarak sıralayabiliriz. Kök kanal preparasyonu, başarılı bir kanal tedavisinde kanalların dezenfeksiyonu ve yapılacak dolgu kalitesini etkileyen önemli bir basamaktır^{6,7}. Kanal şekillendirmesinin amacı, en dar yeri apikal foramende en geniş yeri ise kanal girişinde olan, etkili bir yıkama ve tıkamaya izin verecek ve orijinal kanal kurvatürüne uygun bir kanal elde etmektir⁸. Kök kanallarının biyomekanik preperasyonunu takiben kanalların sızdırmaz bir şekilde doldurulması gerekmektedir.

Kök kanal dolgu maddesinden beklenen özellikleri şu şekilde sıralayabiliriz.⁶

- Kolaylıkla doldurulabilmeli, yeterli çalışma zamanı tanımalı ve gerektiğinde kolaylıkla kanaldan çıkarılabilmelidir.

- Periapikal dokular ve dişe zararlı olmamalıdır.
- Doldurulmadan önce sıvı veya yarı katı olmalı fakat sonradan kanal içinde genişerek yavaşça sertleşmelidir.
- Stabil olmalı, sertleşme esnasında veya sonradan büzüşmemeli veya nemden etkilenmemelidir.
- Kanal duvarlarına yapışmalı, kök kanalını yandan ve apikal alandan üç boyutlu olarak iyice kapatmalı ve dentin kanalcıklarına derin penetrasyon göstermelidir.
- Poröz olmamalıdır.
- Doku sıvılarında erimemelidir.
- Periapikal dokuya taşıdığı rezorbe olabilmeli, ancak kanal içinde rezorbe olmamalıdır.
- Post preparasyonunda apikal tıkaması bozulmamalıdır.
- Steril olmalı veya steril edilebilmeli ve bakteriyostatik olmalıdır.
- Radyografide kontrol için radyopak olmalıdır.
- Dişi boyamamalı veya zamanla dişin renginde değişikliğe neden olmamalıdır.
- Periapikal dokularda immün cevap uyandırmamalıdır.
- Mutajenik ve karsinojenik olmamalıdır.
- Bozulmadan uzun süre saklanabilmelidir.
- İçeriklerindeki metaller (civa, çinko, baryum, bizmut, titanyum gibi) toksik sınır seviyesini aşmamalıdır.

Dişhekimleri kanal tedavisinde gerek tedavi öncesi tanı ve gerekse uygulama esnasında dişlerin morfolojilerindeki ve intra ve/veya ekstra radiküler patolojilerindeki farklılıklar, teknik zorluklar ve iyatrojenik nedenlerden dolayı başarısız olabilirler⁹⁻¹².

Endodontik tedavide olası başarısızlık nedenlerini;

- Akut pulpal ve periapikal patolojilerde karşılaşılan sorunlar,
- Yanlış tanı nedeniyle oluşan başarısızlıklar,
- Anestezideki başarısızlıklar,
- Dişin kök morfolojisi ve patolojisindeki farklılıklar nedeniyle oluşan başarısızlıklar,
- Dişin koroner giriş kavitesinin hazırlanması ve kanal genişletilmesi sırasında oluşan başarısızlıklar,
- Alet yutulması ve aspire edilmesi,
- Kanalların yıkanması esnasında karşılaşılan problemler,
- Doku amfizemi,
- Kanalların doldurulması sırasında oluşan başarısızlıklar şeklinde ana başlıklar altında sıralanabilir.

Başarısız endodontik tedavili dişlerin yeniden tedavilerinde öncelikle cerrahi olmayan tekrarlayan endodontik tedaviler uygulanır. Bu şekilde de genelde başarılı sonuçlara ulaşılır. Bununla beraber, kök kanal sisteminin kompleks yapısı, enstrümantasyonun yetersizliği ve enstrümantasyona engel fiziki bariyerlerin olması bazen tekrarlayan endodontik tedavi ile başarıya ulaşmayı imkansız kılar. Bu nedenlerden dolayı cerrahi endodontik tedavi birinci alternatif hale gelir^{13, 14}. Kök ucu dolgu maddesi olarak kullanılan dolguların amacı; iritanların kök kanal sisteminden periradiküler dokulara geçişinin önlenmesidir.

Apikal rezeksiyondaki primer hedef, apikal bölümdeki kök kanalı ve periapikal dokular arasında kök ucu dolgu materyali ile hermetik bir tıkanmanın sağlanmasıdır. Kök ucu dolgu materyali ile hermetik bir tıkama sağlanması ile mikroorganizmaların ve onların ürünlerinin periapikal dokulara ulaşması önlenir¹⁵⁻¹⁷.

İdeal kök ucu dolgu maddeleri şu özellikleri taşımalıdır⁶:

- Kök ucu preperasyonun sınırlarında uzun süreli örtü oluşturmalıdır ve dentin duvarlarına moleküler bağlanma sağlayabilmelidir.
- Fibroblastların sementoblastlara diferansiyasyonuna olanak sağlayabilecek biyouygunluğu oluşturmalıdır ve eğimli yüzeyde periodontal ligamentin rekonstriksiyonunu sağlayabilmelidir.
- Kök ucu dolgu maddesi kök çevresi dokular tarafından iyi tolere edilmelidir.
- Rezorbe olmamalıdır.
- Preparasyonu ve yerleştirilmesi kolay olmalıdır.
- Boyutsal olarak stabil olmalıdır, erimemelidir.
- Çabuk donmalıdır.
- Bakteriostatik olmalıdır.
- Radyopak olmalıdır.
- Karsinojen etkisi bulunmamalıdır.

Kök ucu dolgu maddesi olarak kullanılan dolgu maddeleri; amalgam, gūta perka, kompozit reçineler, cam iyonomer simanlar, çinko oksit ojenol simanlar, IRM, Super EBA ve en fazla doku dostu olduğu belirtilen MTA'dır^{18, 19}. Amalgam yüzyılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır ve şu anda onarıcı diş hekimliğinde ve kök ucu dolgu maddesi olarak en fazla kullanılan maddedir. Bununla beraber, son yıllarda amalgamın bütünlüğü ve güvenilirliği sorgulanmaktadır ve kök ucu dolgu maddesi olarak birçok dezavantajı bulunmaktadır. Bunlar; iyon salımı, civa toksisitesi, korozyon ve elektroliz, gecikmiş genleşme ve doku renklenmesine neden olmasıdır^{20, 21}.

1978 yılında Oynick ve Oynick²², Super EBA simanın ideal bir kök ucu dolgu maddesi olup olmadığını sorgulamışlar ve insan dişlerinde yapılan bir çalışmada hayvan deneylerini destekler şekilde Super EBA'nın amalgamdan belirgin olarak iyi olduğunu bulmuşlardır. Güçlendirilmiş bir çinko oksit ojenol siman olan Super EBA, yapılan hayvan çalışmalarında

amalgama göre daha iyi tıkama ve kök ucu doku iyileşmesi özelliğine sahip olarak belirlenmiştir^{23, 24}. Ayrıca, endodontik lezyonlu, mikrocerrahi yöntemi ile Super EBA yerleştirilen vakaların %96,8'inde 1 yıl sonunda kök ucu iyileşmesi gözlemlenmiştir²⁵.

2.1. Mineral Trioksit Aggregate (MTA)

Son yıllarda kök kanal sistemi ve dişin çevre dokularla arasındaki ilişkiyi kesmek amacıyla MTA kullanılmaktadır. MTA ince hidrofilik partiküller içeren ve nem varlığında dahi sertleşebilen bir tozudur. MTA'nın tıkama özelliği ve biyouyumluluğu amalgam, Süper EBA ve IRM ile in vitro ve in vivo deneylerle karşılaştırılmıştır. MTA'nın boya ve bakteriyel sızıntı çalışmalarında tıkama özelliğinin amalgamdan üstün, Süper EBA'ya eşit veya Süper EBA'dan daha iyi olduğu bulunmuştur. MTA'nın sitotoksitesinin IRM ve Süper EBA'dan düşük olduğu gösterilmiştir³.

2.1.1. Kimyasal İçerik

Torabinejad ve arkadaşları²⁶, MTA'nın içeriğini, trikalsiyum silikat ($3\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2$, C_3S , Alite), trikalsiyum alüminat ($3\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$, C_3A , Aluminite), trikalsiyum oksit (Ca_2O_3) ve silikat oksit'in (SiO_2) ince hidrofilik partiküllerini içeren bir toz olarak tanımlamışlardır. Yapısının küçük bir kısmını, kimyasal ve fiziksel özelliklerini modifiye eden diğer mineral oksitler oluşturur. Bizmut oksit tozu yapıya radyopak özelliği sağlamak amacıyla katılmıştır. MTA tozunun elektron probe mikroanalizi, kalsiyum ve fosforun ana iyonlar olduğunu göstermiştir. Dominguez ve arkadaşları²⁷ ise MTA'nın içeriğini kalsiyum silikat (CaSiO_4), bizmut oksit (Bi_2O_3), kalsiyum karbonat (CaCO_3), kalsiyum sülfat (CaSO_4) ve kalsiyum alüminat (CaAl_2O_4) olarak açıklamışlardır. Ayrıca içerdiği diğer mineral oksitler sayesinde, fiziksel ve kimyasal özellikleri geliştirilmiştir. MTA'nın tozu 1:3 oranında su ile nemlendirildiğinde iki yapı ortaya çıkmaktadır. Bunlardan biri %87 kalsiyum, %2.47 silika ve gerisi oksijenden oluşan kristallerdir. Diğer yapı ise; %33 kalsiyum, %49 fosfat, %2 karbon, %3 klorit ve %6 silikadan oluşan amorf yapıdır²⁶⁻²⁹. Materyalin öncelikli olarak %55-70'nin kalsiyum oksitten, %15-25'nin silikon dioksitten ve alüminyum oksitten oluştuğunu belirttiler. Bu

hammadelerin fırınlanması sonucu trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat ve demir tozuna bağlı olarak çok az miktarda da tetrakalsiyum alüminoferrit oluşur. Bu bileşenlerin su ile reaksiyona girmesi sonucu kalsiyum silikat hidrat jeli oluşur. Portland çimentosunun yüzeyindeki kısmın, karbondioksit ile temasa geçmesi ile oluşan reaksiyon sonucu kalsiyum hidroksit oluşur. Karbondioksit, karbonatlaşma ve sertleşme için önemlidir¹.

MTA ilk olarak üretildiğinde gri renkte olup, özellikle ön dişlerde istenmeyen renk değişiklikleri görüldüğü için üretici firma olan Tulsa Dental'in (Dentsply, USA) çalışmaları sonucu 2002 yılında MTA preparatları piyasaya beyaz renkte de sunulmuştur. Yapılan çalışmalar, beyaz renkli MTA'da gri renkli olan MTA'dan farklı olarak tetra kalsiyum alumino ferrit'in ($4\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{Fe}_2\text{O}_3$ veya C_4AF) bulunmadığını göstermiştir. Bu demir bağlayıcı mineralin bulunmaması alaşıma beyaz rengi sağlamıştır. Her iki tip MTA da ağırlık açısından kabaca %75 Portland çimentosu, %20 bizmut oksit ve %5 alçı taşından oluşmaktadır³⁰.

2.1.2. Fiziksel Özellikler

MTA düşük çözünürlük özelliğine sahiptir²⁶.

Materyalin sertleşme zamanı Kettering ve Torabinejad'a³¹ göre yaklaşık 3 saat iken, Torabinejad ve arkadaşlarına²⁶ göre yaklaşık olarak 4 saattir. Ford³² yaptığı bir çalışmada uzun sayılabilecek sertleşme süresinin aslında bir avantaj olduğunu ve bu kadar uzun sürede sertleşen bir materyalin sertleşme büzüşmesinin de doğal olarak az olduğunu belirtmiştir.

21 günde basınç dayanıklılığı yaklaşık olarak 70 MPa'dır. Bu özelliği IRM ve Süper EBA'dan üstün, amalgamdan ise düşüktür (311 MPa)^{26, 29, 33}.

MTA'nın kenar uyumunun amalgam, IRM veya Süper-EBA'dan daha iyi olduğu bildirilmiştir¹⁸.

Basma kuvveti değerleri kök ucu dolgu materyalleri için direkt okluzal kuvvetler etkisinde kalmadıkları için önemli değildir. Bu nedenle MTA gerilim kuvvetlerine direnci düşük olduğu için fonksiyonel alanlara yerleştirilmemelidir²⁶. Bununla beraber bu parametre Abdullah ve arkadaşlarının¹ tavsiye ettiği gibi koronal onarım materyali olarak kullanılacak olursa önemlidir.

2.1.2.1. pH

MTA su ile karıştırıldığında ilk pH değeri 10.2 olarak görülürken, 3 saat içinde pH'nın 12.5'e yükseldiği ve bu değerde kaldığı bildirilmektedir ve bu değerler kalsiyum hidroksit ile karşılaştırılabilir bir pH derecesidir^{26, 29}. Tozun su ile karıştırılması sonucu pH'ı 12.5 olan kolloidal jel oluşur²⁶.

Araştırmacılar MTA ve Portland çimentosunun kimyasal içeriğinin aynı olmasından yararlanarak, Portland çimentosuna MTA ile aynı radyoopasitede olması için bizmut oksit eklemişler, bu yeni materyale MTA-Angelus adını vermişlerdir. MTA-Angelus ve ProRoot MTA materyallerinin pH'ları karşılaştırıldığında her ikisinin de alkali olduğunu, MTA-Angelus'un pH'ının ProRoot MTA'ya göre daha yüksek olduğu bildirilmektedir³⁴.

İdeal bir kök kanal simanı, antimikrobiyal özelliğe sahip olmalıdır³³ ve mineralize doku bariyeri oluşumunu stimüle etmelidir^{28, 35}. Antimikrobiyal aktivite hidroksil iyonlarının artması, pH'nın yükselmesi ve bakterilerin yaşaması için uygun olmayan bir ortamın oluşturulmasıyla ilişkilidir³⁶. MTA bağ dokusunun pH'ının yükselmesini sağlayarak antimikrobiyal etkinliğin daha da artmasını sağlar^{33, 37}.

MTA ve kalsiyum hidroksit materyallerinin benzer alkali pH derecelerine sahip olması her ikisinin de sert doku oluşumunu indüklemeye özelliğini arttırdığını düşündürmektedir^{26, 29, 38}.

Kök çevresi cerrahi işlemlerden sonra dentoalveolar iyileşme mekanizması tam olarak anlaşılamamıştır. Kök ucu çevresindeki iyileşmenin periodontal ligamentteki, kemikteki ve kök ucu çevresindeki diferansiye olmamış mezenşim hücrelerinden, fibroblastlardan ve fibroblast benzeri hücrelerden ortaya çıktığı belirtilmektedir. Diferansiye olmamış hücreler yetişkin fibroblastlara, sementoblastlara ve osteoblastlara dönüşerek kök ucu çevresindeki alveolar kemikte iyileşmeyi başlatır³⁹. Sement, birçok kök ucu dolgusunda kök çevresinden kesilen kök ucunun çevresine doğru büyür⁴⁰. Alveolar iyileşme, kök ucu çevresindeki kemik dokularının iyileşmesidir. Torabinejad ve arkadaşları²⁰, MTA'nın kök ucu dolgu maddeleri içinde komşu dentoalveolar dokularda iyileşmeyi sağlayan tek madde olduğunu buldular. Çünkü MTA, kök ucu sementogenesi de dahil olmak üzere kök ucu dokularda rejenerasyonu sağlar.

Sert doku bariyeri oluşumu, materyale komşu dokulardan kalsiyum (Ca^{2+}) iyonu salımının artması sayesinde olur^{41, 42}. Holland ve arkadaşları^{28, 35}, MTA'dan kalsiyum iyonları salımı ile sert doku oluşumunu stimüle ettiğini ve formasyon mekanizmasını desteklediğini göstermişlerdir.

2.1.2.2. Radyoopasite

Diş hekimliği klinik pratiğinde kullanılan tüm onarım maddelerinin radyopak olması gerektiği çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir^{43, 44}.

İdeal kök kanal dolgu materyali fiziksel ve kimyasal özelliklerinin yanı sıra diş ve kemik gibi komşu anatomik yapılardan ayırt edilebilmeleri için yeterli derecede radyoopasiteye sahip olmalıdır⁴⁵⁻⁴⁹.

Bu nedenle MTA'nın kimyasal yapısına bizmut oksit eklenerek radyopak özellik kazandırılmıştır^{29, 38}. Ortalama radyoopasitesi 7.17 mm alüminyum kalınlığında bulunmuştur. Çeşitli materyallerin radyoopasiteleri

karşılaştırıldığında MTA, amalgam (>10 mm) ve çinko oksit ojenol siman(kalzinol, Dentsply, USA)'dan (7.97 mm)'dan daha az radyopak, guta perka (6.14 mm), IRM (5.3 mm), Super-EBA simanından (5.16 mm) ve dentinden (0.7 mm) daha radyopak görülmüştür^{26, 50}.

Higginbotham⁵¹, kök kanal dolgusunda kullanılan kanal patları ve gütâ perkaların radyopasitelerini karşılaştıran ve yayınlayan ilk araştırmacıdır. Eliasson ve Haasken⁵², radyopasite çalışmaları için standart bir karşılaştırma yöntemi yayınlamıştır. Bu amaçla malzemelerin radyografik yoğunluk ölçümleri için benzer radyografik yoğunluğa sahip eşit kalınlıktaki alüminyum tabakaları kullanmışlardır. Beyer-Olsen ve Orstavik⁴⁵, çeşitli kök kanal patlarının radyopasitelerini belirlemek için basamakları 2 mm kalınlığında artan sıkıştırılmış alüminyum basamaklar (alüminyum step-wedge) kullanmışlardır. Araştırılan kanal patlarının çoğunun dentinden daha radyopak olduğunu göstermişlerdir.

Birçok çalışmada, radyopasite değeri genellikle alüminyum kalınlık eşdeğeriyle ifade edilir^{53, 54}. ISO (International Standard of Organization) tarafından belirtilen standartlara göre, restoratif materyalleri aynı kalınlıktaki alüminyuma eşdeğer veya ondan daha fazla radyopasiteye sahip olması gerekmektedir⁵⁵.

ANSI/ADA'nın (American National Standart Institue/American Dental Association) belirlemiş olduğu standartların 57 nolu şartnamesinde kök kanal dolgu patlarının radyografıta 3 mm alüminyum kalınlıktan daha az eşdeğerde olmaması gerektiği belirtilmiştir.

Tagger ve Katz⁵⁶, benzer bir yöntem kullanarak kök ucu dolgu maddelerinin radyopasitelerini değerlendirdikleri çalışmalarında 15 farklı kök ucu maddesinin radyopasitelerini 1.75 ile 10 mm alüminyum eşdeğeri arasında bulmuşlar ve modern kök ucu dolgu maddelerinin çoğunun 2-6 mm alüminyum eşdeğeri arasında yer aldığını bildirmişlerdir.

2.1.3. Hazırlanma

MTA kullanılmadan hemen önce karıştırılmalıdır. Nemden uzak olarak ağız sıkıca kapatılmış şişelerde saklanmalıdır. Toz, steril su ile 3:1 oranında cam veya kağıt üzerinde, metal ya da plastik spatüller ile karıştırılmalıdır. Karıştırıldıktan sonra küçük amalgam tabancası, Messing tabanca ile taşınması veya ufak uçlu el enstrümanlarıyla yerleştirilmesi uygun olmaktadır. Aminoshariae ve arkadaşları⁵⁷, in vitro olarak yaptıkları çalışmalarında MTA'nın el ile kondanse edilmesinin daha iyi olduğunu ileri sürmüşlerdir.

Witherspoon ve Ham⁵⁸, MTA'nın ultrasonik olarak yerleştirilmesini önermişlerdir. Bazı açık apeksli dişlerin düzgün olmayan ve farklı doğasından dolayı, materyal ve dentin arasında boşluklar oluşabileceğini, MTA'nın yerleştirilmesi sırasında ilave olarak ultrasoniklerin kullanılması ile çok daha iyi bir tıkamanın sağlandığını ve ilave olarak, ultrasoniklerle kondanse edilen MTA'nın daha az boşluk kalmasından dolayı daha radyopak görüntü verdiğini bulgulamışlardır⁵⁹.

MTA'nın sertleşme sürecinin su veya kandan fazla miktarda etkilenmediğini gösteren çalışmaların yanında^{26, 31, 60} sertleşme süresince MTA'nın kan ürünleri ve su ile temas etmemesini öne süren çalışmacılar da bulunmaktadır⁴. Torabinejad ve Chivian⁴, çalışmaları sonucunda eğer MTA karışımı hafif dehidrate olduğunda su ile nemlendirilebileceği veya sulu olmuştaysa kuru bir pamuk pelet vasıtası ile fazla neminin alınabileceğini bildirmişlerdir. Bu nedenle kan veya tükrük ile ıslanırsa MTA'nın kuru pamuk pelet ve pamuk konlarla nemi alınmalıdır.

Bazı klinisyenler MTA'nın anesteziik solüsyon veya diğer steril likitler ile karıştırılmasının başarılı sonuçlarını bildirmişlerdir. Ancak diğer likitlerin MTA'nın fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikleri üzerindeki etkileri bilinmemektedir⁶¹.

2.1.4. Biyouyumluluk

Kettering ve Torabinejad³¹, MTA'nın biyouyumluluğu ile ilgili yaptıkları birçok çalışmada, mutajenik olmadığını belirlemişlerdir. Doku tarafından iyi tolere edilebilir bir materyal olduğu, aynı zamanda sert doku oluşumunu indüklediği tespit edilmiştir^{29, 62}. MTA, diğer kanal dolgu patları ile karşılaştırıldığında, mutajenik olmayıp daha az sitotoksik bir maddedir^{31, 63}.

Torabinejad ve arkadaşları⁶³, MTA'nın Süper-EBA ve IRM'den daha az sitotoksik olduğunu bulgulamışlardır. Yapılan hayvan çalışmalarında ise MTA'nın sementin aşırı çoğalmasına izin veren, amalgam, Super EBA ve IRM'e göre daha biyouyumlu olduğunu göstermişlerdir^{19, 20, 64, 65}.

İnsan osteoblast hücreleri ile yapılmış in vitro çalışmalar, MTA'nın sitokin serbestleşmesini ve interlökin üretimini stimüle ettiğini dolayısıyla MTA'nın inert bir materyal olmadığını, ancak sement ve kemik gibi sert doku oluşumu ile birlikte periodontal bağ dokusunun iyileşmesini etkin olarak sağladığını göstermektedir⁶⁶⁻⁷¹.

2.1.5. Antimikrobik Özellik

Torabinejad ve arkadaşları³³, MTA, amalgam, ZOE ve Süper-EBA'nın dokuz fakültatif ve yedi zorunlu anaerob bakteriye karşı antimikrobik etkilerini araştırmışlar ve MTA'nın dokuz fakültatif bakteriden beşi üzerine etkisi olduğunu, ancak zorunlu anaerob'lara herhangi bir etkisi olmadığını bulgulamışlardır. Ancak bu test materyallerinden hiçbirisinin antimikrobik etkinlik bakımından birbirine üstünlük sağlamadığını ve ideal kök ucu dolgu materyali olmadığını ileri sürmüşlerdir.

Torabinejad ve arkadaşları³³ çalışmalarında MTA'nın kök kanal sisteminde antimikrobik bir etkiye sahip olmadığını bu nedenle MTA'nın kalsiyum hidroksite alternatif dezenfektan olarak düşünülmemesi gerektiğini ve kalsiyum hidroksit tedavisi sonrası daimi dolgu maddesi olarak kullanılması gerektiğini öne sürmüşlerdir. Ancak Al-Nazham ve Al-Judai⁷² MTA'nın *Candida albicans*'a, Stowe ve arkadaşları⁷³, *E. faecalis*, *S. aureus* ve *F. nucleatum*'a karşı antimikrobik etkili olduğunu gösterdiler. Aynı çalışmada MTA'nın antimikrobik etkisini arttırmak için 1:3 oranında %0.12'lik klorheksidin (CHX) solüsyonu MTA tozuna karıştırılmıştır. Sonuçta MTA'nın distile su ile karıştırılmasına göre daha fazla antimikrobik etki elde edilmiştir. Ancak MTA-CHX kombinasyonun fiziksel özellikleri, kimyasal bileşenleri ve hücreler üzerindeki etkilerinin araştırılması gerektiğini bildirmişlerdir. Ayrıca Dominguez ve arkadaşları²⁷, MTA'nın su ile karışımından sonra elde edilen alaşımın oksijen miktarının oldukça yoğun olduğunu ve bu miktarın anaerobik mikroorganizmalar üzerinde etkili olabileceğini ileri sürmüşlerdir.

2.1.6. Klinik Uygulamalar

MTA ilk olarak kök ucu dolgu materyali olarak kullanıma sunulmuş, ancak pulpa dokusunun kapaklaması, kök ucu kapatılması ve furkal perforasyonların tamiri gibi çeşitli klinik uygulamalarda alternatif olarak kullanılmaktadır.^{3,4}

Bu uygulamaların temelini MTA'nın biyoyumluluğu, iyi kapama yeteneği, diş pulpa ve kök çevresi dokuların rejenerasyonunu artırma kapasitesi gibi özellikleri oluşturmaktadır.^{1,5}

MTA'nın genel olarak klinikte uygulama alanlarını şu ana başlıklar altında sınıflandırabiliriz:

- Vital pulpa tedavisinde kapaklama maddesi olarak
- Apeksifikasyon sırasında apikal bariyer oluşturmak için

- İyatrojenik perforasyonların kanal içi tamirinde kullanımı
- İnternal resorpsiyon tedavisinde
- Kök ucu dolgu maddesi olarak
- Kanal tedavili dişlerde uygulanan internal ağartmada bariyer olarak kullanılır.

2.1.6.1. Vital Pulpa Tedavisinde Kapaklama Materyali Olarak Kullanımı

Çeşitli çalışmalarda diş pulpasının travmatik yaralanmaları sonrası kalsiyum hidroksit ile başarılı bir şekilde kapatıldığını ve yaralanan yüzey üzerinde kalsifiye köprünün oluştuğu gösterilmiştir.⁷⁴⁻⁷⁶ Birçok araştırmacı açığa çıkmış pulpanın, mikro sızıntı ve bakteriyel kontaminasyon önleğinde iyileşme kapasitesi olduğunu göstermiştir.⁷⁶ Bu yüzden etkin bir pulpa kaplama materyalinin biyouyumlu, bakteriyel sızıntıyı önleyen ve biyolojik tıkamayı sağlayan özellikleri olmalıdır.

Ford ve arkadaşları⁷⁷, MTA ve kalsiyum hidroksit ile yapılan direkt pulpa kaplamalarına gelişen cevapları karşılaştırmış ve MTA ile yapılan tedavilerde daha az yangı ve daha iyi dentin köprüsü oluştuğunu bildirmişlerdir. Materyalin dentinogenezis üzerindeki etkisini tıkama özelliğine, biyouyumluluğuna, alkali yapısına veya diğer özelliklerine bağlı olduğunu öne sürmüşlerdir.

Biz de yaptığımız bir ön çalışmada, ortodontik olarak çekilmesi planlanan 1. premolar dişlere direkt pulpa kapama maddesi olarak beyaz MTA, kalsiyum hidroksit (Dycal, Dentsply) ve self etching bir bağlanma ajanı olan One-Up Bond F (Tokuyama, Japan) uyguladık. Dişler 40 gün sonra çekildi ve histopatolojik olarak incelendi. Sonuçta örneklerden hiçbirinde pulpada yangı gözlemlenmedi. Ancak beyaz MTA'ya komşu pulpada dentin köprüsü oluşumu kalsiyum hidroksite oranla daha fazla bulundu. One-Up

Bond F'e komşu pulpa dokusunda ise dentin köprüsü oluşumu gözlemlenmedi.⁷⁸

Klinik uygulama sırasında, vital pulpa kapaklaması yapılırken kavite tamamen MTA ile kapatılabilir ve hastaya o tarafı 3-4 saat kullanmaması söylenir. Hasta 1 hafta sonra çağrılır, koronal 3-4 mm'lik kısım uzaklaştırıldıktan sonra daimi dolgu yapılır ve 3-6 aylık kontrollerde hasta kontrole çağırılarak ilgili dişin durumu kontrol edilir.

2.1.6.2. Apeksifikasyon Sırasında Apikal Bariyer Oluşturmak İçin Kullanımı

Dişlerin kök gelişimlerinin tamamlanması ve kök uçlarının kapanması, sürdükten 3 yıl sonra olur.⁷⁹ Eğer kök gelişimi tamamlanmadan herhangi bir sebeple (travma, çürük vs.) pulpa nekroze olacak olursa, kök gelişimi tamamlanamaz dolayısıyla kök ucu kapanmadan kalır. Bu gibi durumlarda kök kanal tedavisi hem kaçınılmazdır hem de yapılması oldukça güçtür. Çünkü kök kanalı hem çok geniş olur hem de dentin duvarları çok ince ve kırılgandır. Nekrotik pulpalı, kök ve kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerin köklerinin oluşumunun tamamlanması ve kök ucunda sert doku oluşumunun indüklenmesi işlemi apeksifikasyon olarak tanımlanır.⁸⁰ Bu tedavinin amacı kök ucunda bir bariyer oluşturarak kök içindeki bakteri ve toksinlerin kök ucu dokulara geçişinin önlenmesidir. Teknik olarak bu bariyer, kök kanal dolgu materyallerinin sıkıştırılması için de gereklidir.

Kalsiyum hidroksit patları, apikal bariyer için sert doku oluşumunu teşvik eden materyallerden birisidir. Etkinliği birçok araştırmacı tarafından kök ucu lezyonlu dişlerin tedavisinde gösterilmiştir.^{81, 82} 1920'de Hermann⁸³, kalsiyum hidroksitin sert doku oluşumunu teşvik ettiğini belirtmiştir. Daha sonraları alkalın özelliğine bağlı olarak antimikrobik özellikleri olduğu da gösterilmiştir⁸⁴. pH 12'den yüksek olduğunda birçok mikroorganizmanın yok edilebildiği belirtilmiştir. Diş hekimliğindeki en inatçı bakteri *Enterococcus faecalis*'tir ve öldürülmesi için 11'in üzerindeki pH'a ihtiyaç vardır.⁸⁵

Kalsiyum hidroksitin yüksek pH'sı zorunlu enzim aktivitelerini inhibe ederek; metabolizmayı, hücre bölünmesi ve büyümesini de inhibe etmiş olur ayrıca yüksek pH, organik komponentleri (protein ve fosfolipid) yıkarak sitoplazmik membranın devamlılığını bozar.⁸⁶ Bununla birlikte, kron veya kök ucundaki hücreler arası sıvı, nekrotik dokular ve normal hücresel solunum kalsiyum hidroksitin bir miktarının çözünmesine neden olur. İlave olarak kalsiyum hidroksit patının rezorbe olma oranı yoğunluğunu değiştirir Hızlı bariyer formasyonu hem kalsiyum hidroksit oranı ile hem de başlangıçtaki apikal genişliğin dar olması ile ilişkilidir.^{87, 88}

Sheehy ve Roberts⁸⁹, apeksifikasyon tekniğinde kalsiyum hidroksit kullanıldığında apikal bariyer oluşumu için ortalama 5 ile 20 ay gerektiğini bildirmişlerdir. Bu arada da 1-4 kez kalsiyum hidroksit değiştirilmelidir. Yates,⁹⁰ kalsiyum hidroksitin tedavinin ilk evrelerinde hızlıca absorbe olduğunu ve bariyer formasyonu ve iyileşmeye paralel olarak absorpsiyon oranının azaldığını bildirdi. Kalsiyum hidroksit apeksifikasyonda tercih edilen bir materyal olmasına rağmen çeşitli dezavantajları vardır. Bunlar, tedavinin uzun sürmesi, fazlaca randevu ve radyograf gerektirmesi, hasta takibinin güç oluşu, tedavinin güç oluşu ve kalsiyum hidroksit kullanımına bağlı olarak kök kırıklarında artış görülmesidir.⁹¹⁻⁹³

Çok randevu gerektiren apeksifikasyon tedavisine alternatif olarak tek aşamada bir apikal bariyer olarak MTA kullanarak apeksifikasyon tedavisi için bir metot belirtilmiştir. MTA'nın yapılan deneysel çalışmalarda önerilmesi, klinikte uygulanmasını, klinik olgularda ve takipli çalışmalarda apikal bariyer olarak kullanılabileceğini göstermektedir.^{4, 82, 91, 94-96} Kalsiyum hidroksite alternatif olarak önerilen en umut verici materyalin MTA olduğu öne sürülmektedir.^{58, 91, 95, 97} Bu materyalin tedavi zamanını kısaltması ve bundan dolayı kök kırıklarının önlenmesi, kalsiyum hidroksitin uzun süreli kullanımına bağlı dentinin mekanik özelliklerinde oluşan olası değişikliklerin önlenmesi gibi birçok avantajı vardır. İlave olarak MTA sitotoksik olmadığı için biyolojik özellikleri iyidir ve doku tamirini stimüle eder.^{64, 65, 98, 99}

Fridland ve Rosado¹⁰⁰ çalışmalarında kalsiyum hidroksitte görülen çözünme fraksiyonunu MTA'da da göstermişlerdir. MTA örneklerinin 24 saatten sonraki döneminde bile 11.94 ile 11.99 arasında değişen yüksek alkali pH tespit etmişlerdir. Eğer MTA uzun dönemde yüksek pH'sını koruyabiliyor ise, tek aşamalı apeksifikasyon tedavisinde apikal bariyer olarak

kullanılabileceğini ve çevre dokularda sürekli bir alkali ortamın oluşmasını sağlayabileceğini ileri sürmüşlerdir.

MTA'nın sementogenezisi indüklemeye mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Torabinejad ve arkadaşları²⁰, sementogenezisi çeşitli faktörlerin etkilediğini, MTA'nın iyi tıkama özelliği, donma süresince göstermiş olduğu alkali pH'ı ve biyouyumluluğunun buna neden olabileceğini bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda MTA'nın apikalde sert doku oluşumunu indükleyerek diğer materyallerden çok daha az yangıya neden olması, gelişmemiş apeksli dişlerde apikal bariyer olarak kullanılabileceğini göstermektedir.^{101, 102}

Shabahang ve arkadaşları⁹¹, MTA, osteojenik protein-1 ve kalsiyum hidrositi köpek dişlerinde apeksifikasyon açısından karşılaştırmışlar; MTA'nın sert doku formasyonunu diğer materyallere göre daha fazla indüklediğini bulmuşlardır. Ayrıca MTA'nın gelişimini tamamlamamış açık apeksli köklerde apeksifikasyonun gerçekleşmesi için apikal bariyer olarak kullanılmasının daha uygun olduğu sonucuna varmışlardır.

Rutin endodontik işlemler yapıldıktan ve kavite 1 hafta süre ile kalsiyum hidroksit ile pansuman yapıldıktan sonra MTA kanal içerisine amalgam taşıyıcısı ile yerleştirilir, tepici veya kağıt koniler ile apikale kondanase edilir. Apikalde 3-4 mm'lik tıkaç oluşturmalı ve bu radyografik olarak kontrol edilmelidir. İdeal bir tıkaç oluşturulmadığı görülürse MTA steril su ile yıkanıp işlemler tekrar edilmelidir.

Tıkama işlemi başarıyla gerçekleştirildiyse nemli bir pamuk pelet kanal içerisine yerleştirilir ve kavite en az 3-4 saat için geçici olarak kapatılır. Daha sonra kanalın geri kalan bölümü guta perka veya endike ise ince duvarlı

dişlerde kompozit reçine ile doldurulur. Kök ucu çevresinin iyileşmesi klinik ve radyografik olarak değerlendirilir. Kök ucu çevre iyileşmesi 3-6 aylık kontrollerle değerlendirilir.

2.1.6.3. İyatrojenik Perforasyonların Kanal İçi Tamirinde Kullanımı

Perforasyon pulpa boşluğuyla periradiküler dokular arasında oluşan normal olmayan açıklıklardır. Çoğunlukla iyatrojeniktir; pulpa boşluğunu ve kanalı ararken yanlış alet kullanımı, post boşluğu hazırlarken ya da agresif kanal genişletilmesi sebepleriyle oluşur. Çok nadir olarak osteoklastlar internal veya eksternal olarak dentini rezorbe ederek perforasyona neden olabilir.¹⁰³

İyatrojenik perforasyonlar lokalizasyonuna bağlı olarak; pulpa odası perforasyonları ve suprakrestal perforasyonlar olarak ayrılır. Lateral kanal perforasyonu ise, servikal veya kök orta üçlüsündeki perforasyonlar olup, eğri kanallarda stripping ve basamak oluşumlarıyla beraber ortaya çıkar. Apikal perforasyonlar bazen apikal transportasyon veya apikal zipping olarak isimlendirilir.¹⁰⁴ Eğer perforasyon noktası, konturların düzeltilmesi için periodontal cerrahiye imkan vermeyecek bölgedeyse dişin prognozu pek iyi değildir. Perforasyon bölgesi kökün ortasında, gūta perka ve diğer maddelerin kanal boyunca dikkatli yerleştirilmesiyle tedavi edilebilirler.

Kök kanal tedavisi sırasında iyatrojenik olarak meydana gelen kök perforasyonlarının tamirinde Cavit-G (3M, Norristown USA), çinko oksit ojenol siman, Ca(OH)₂, amalgam, gūta perka, cam iyonomer simanlar, reçine ile güçlendirilmiş cam iyonomerler, yeni sistem mine-dentin bağlayıcı etkenler, kompozit reçineler, trikalsiyum fosfat ve hidroksil apatit kullanılan materyallerdir.^{105, 106}

Perforasyon tamiri geleneksel olarak amalgamla yapılır, fakat günümüzde amalgam kök ucu dolgu maddesi olarak bir seçenek olmaktan çıkmıştır^{107, 108}. Kök ucu dolgu maddelerinin deneysel çalışmalarında sementin MTA üzerinde oluşması ve furkal perforasyonların konservatif tedavisinde MTA'nın başarılı sonuçlar vermesi, bu maddenin bir seçenek olacağını göstermektedir¹⁹. Lee ve arkadaşları², MTA ile yaptıkları in vitro çalışmada; MTA'nın IRM'den ve amalgamdan daha üstün tıkaçıcı özellikleri olduğunu ve daha az sızıntı gösterdiğini bulgulamışlardır. Furkal perforasyonların tamirinde de bakteriyel sızıntı açısından MTA'nın amalgamdan üstün olduğu Nakata ve arkadaşları¹⁰⁹ tarafından gösterilmiştir.

Torabinejad ve arkadaşları'nın¹⁹ yaptığı hayvan deneylerinde MTA kullanılarak yapılan furkasyon perforasyonlarının tamirinde yalnızca 6 örnekten birinde, amalgam kullanılan örneklerin hepsinde yangı saptamışlardı. Bunun yanı sıra MTA çevresinde sement oluşumuna rastlandı. Bu sonuçlara göre, MTA'nın perforasyon tamiri için uygun bir materyal olduğu ileri sürülmüştür.

Furkasyon veya strip perforasyonlarda kanal enstrümantasyonu ve doldurulmasından sonra MTA perforasyon bölgesine yerleştirilir. Üzerine nemli pamuk pelet konularak kavite geçici olarak en az 3-4 saat kapatılır. Daha sonra geçici dolgu ve pamuk pelet uzaklaştırılarak daimi restorasyon yapılır. Yangının fazla olduğu vakalarda ikinci randevuda eğer materyal yumuşak ise MTA uzaklaştırılır ve işlemler tekrar edilir. İyileşme 3-6 aylık dönemlerde değerlendirilir.

Apikal perforasyonlarda ise MTA küçük amalgam taşıyıcılarla perforasyon bölgesine yerleştirilir, daha önce anlatılan şekilde işlemlere devam edilir.

2.1.6.4. İnternal Rezorpsiyon Tedavisinde Kullanımı

İnternal rezorpsiyon, pulpada oluşan granülasyon dokusuna komşu dentinin iç yüzeyinin rezorbe olması ile karakterizedir. Bununla birlikte internal rezorpsiyona neden olan pulpal granülasyon dokusunun kaynağı ile ilgili farklı teoriler mevcuttur. Bunlardan en fazla bilinenleri enfekte koronal pulpa boşluğuna bağlı olarak pulpanın enfekte olması ve travmadır¹¹⁰. Bazı araştırmacılar internal rezorpsiyonu; travmatik yaralanmalar, travmatik oklüzyon, yangı ve kalsiyum hidroksitle direkt pulpa kapaması ve amputasyon gibi vital pulpa tedavilerine bağlı oluşan enfeksiyon nedeniyle daimi dişlerde oluşan istenmeyen bir durum olarak belirtmişlerdir¹¹¹⁻¹¹⁴. Kalıtımın, internal rezorpsiyonun muhtemel etyolojik nedenlerinden olabileceğini belirtenler de vardır¹¹⁵. Spesifik bir neden bulunamayan durumlar ise idiyopatik internal rezorpsiyon olarak tanımlanır¹¹⁶.

İnternal rezorpsiyonun yıkıcı etkisi yavaş veya hızlı ilerleyebilir. Eğer yıkım hızlı ise, birkaç hafta içinde kron veya kökte bir perforasyon ile sonuçlanabilir¹¹⁷. Klinik olarak internal rezorpsiyon genelde asemptomatiktir ve rutin radyografiler ile tespit edilir. Ağrı perforasyon olacak olursa oluşabilir. Ayrıca dentindeki rezorpsiyonun ağız boşluğuna doğru genişlemesi sonucu pulpitis ve periapikal yangı oluşabilir^{110, 118}. Radyografik olarak internal rezorpsiyon, kanal boşluğunun orjinalinin dışında sınırları belirgin şekilde genişlemiş olarak görülür¹¹⁰.

Yangıya bağlı oluşmayan internal rezorpsiyonda, rezorpsiyon durduktan sonra kalsifiye doku büyümesinin olduğunu gösteren çeşitli yayınlar vardır¹¹¹. Bununla birlikte, çeşitli araştırmacılar internal rezorpsiyon tespit edilir edilmez yıkımın durdurulması ve eksternal perforasyonun durdurulması için endodontik tedavi yapılması gerektiğini tartışmaktadırlar^{119, 120}.

Özellikle internal rezorpsiyon vakalarında kompleks ve düzensiz kök kanal sistemi, kanalın temizlenmesi ve doldurulmasına teknik güçlüklerle

neden olur. Organik debrislerin ve bakterilerin bu düzensiz bölgelerde kalması uzun dönem tedavi başarısını engelleyebilir^{119, 120}. Bundan dolayı internal rezorpsiyonda oluşan kök kanal boşluğunun tamamının giderilmesinin önemi vurgulanmaktadır¹²¹.

MTA çeşitli klinik uygulamaları ispatlanmış bir materyaldir. Yüksek düzeyde tıkama etkinliğine, kan varlığında sertleşebilme özelliğine, bakterisidal etkilere ve biyouyumluluğa sahiptir^{57, 122}.

Klinik uygulamada kanamayı kontrol etmek için kalsiyum hidroksit ile yapılan pansumanlar tamamlandıktan sonra kök kanalları sodyum hipoklorit ile yıkanır, apikal kısım güta perka ve kanal patı ile doldurulur. Perforasyon olan kısma MTA yerleştirilir ve kondanse edilir. İşlemlere daha önce anlatıldığı gibi devam edilir.

Eğer kanal içi perforasyon tamiri başarılı olmazsa veya perforasyona kaviteden ulaşamıyorsa cerrahi tedavi endikedir. Flep kaldırıldıktan ve perforasyon bölgesi lokalize edildikten sonra, eğer gerekliyse, defekt küçük bir rond frez ile modifiye edilebilir. MTA perforasyon alanına yerleştirildikten sonra bölge yıkanmadan flep suture edilir.

2.1.6.5. Kök Ucu Dolgu Malzemesi Olarak Kullanımı

İlk kez 1990'ların ortalarında kök ucu dolgu maddesi olarak MTA üretilmiştir^{18, 19}. Köpek ve maymunlarda yapılan çalışmalarda; MTA'nın kök ucu tıkama etkinliği amalgamla karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre iki materyal arasında önemli derecede farklılıklar olduğu bulgulanmıştır. Kök ucu dolgu maddesi olarak kullanılan MTA daha az yangı göstermiş, MTA çevresinde sement dokusu oluşmuş ve periradiküler dokuların iyileştiği gözlenmiştir^{19, 20}.

MTA, manüplasyonu zor ve pahalı bir materyal olmasına rağmen, kök ucu dolgu materyali olarak kullanılan diğer materyallerle kıyaslandığında daha fazla biyouyumluluğa sahiptir. Kök ucu dolgu materyalinin yerleştirilmesi için piyasada birçok el aleti ve gereç olmasına rağmen birçok klinisyen MTA'nın uygulamasının kök ucu preperasyonunun küçük oluşu ve cerrahi bölgenin lokalizasyonu nedeniyle zor olduğunu belirtmişlerdir¹²³. Bazı araştırmacılar MTA'nın el ile kondanse edilmesini ultrasonik olarak kondanse edilmesi ile kıyaslamışlar ve sonuçta ultrasonik yöntemle daha iyi bir adaptasyon ve daha az boşluk bulmuşlardır⁵⁷. Kök ucu dolgu materyalleri kök ucu kesildikten sonra black 1 kavite içerisine yerleştirilir. Ancak unutulmamalıdır ki kök ucuna bevel yapılması apikal sızıntının aynı zamanda dentin tübüllerinin geçirgenliğinin artmasına neden olur¹²⁴. Bu yüzden kök ucu mümkün olduğunca uzun eksenine dik olarak kesilmelidir^{101, 124}.

Klinik uygulamada flep kaldırıldıktan, osteotomi ve rezeksiyon tamamlandıktan sonra kanama kontrol edilmelidir. Nem ve fazla kanama MTA kullanımını zorlaştırır ve MTA'nın yumuşamasına neden olur. MTA retrograd olarak yerleştirildikten sonra yüzeyi nemli bir gazlı bez ile temizlenir. MTA nem varlığında sertleşen bir materyal olduğundan, periradiküler ligamentten ve kemikten MTA ve rezeke kök yüzeyine kanama olur. MTA yerleştirildikten sonra operasyon sahası yıkanmaz. Daha sonra flep dikilir.

2.1.6.6. Diğer Kullanım Alanları

MTA boya, bakteri ve ekzotoksin gibi diğer metabolitlerin penetrasyonuna karşı etkili bir tıkama sağladığından, kök kanal sisteminin doldurulmasından sonra ve internal ağartma işleminden önce koronal tıkaç olarak kullanılabilir.

Bunun için hazırlanan kaviteye 3-4 mm kalınlığında yerleştirilmelidir. Islak bir pamuk pelet materyal üzerine konulduktan sonra, kavite en az 3-4 saat geçici olarak kapatılmalıdır.

Geçici dolgu olarak kullanıldığında ise, hastanın o tarafı 3-4 saat kullanmaması tavsiye edilmektedir⁴.

2.2. Mikrosızıntı

Mikrosızıntı, kavite duvarı ile restoratif materyal arasında molekül, iyon, bakteri veya sıvıların gözle görülmeyen geçişi olarak tanımlanır¹²⁵.

Onarım ve kavite duvarı arasında mükemmel bir tıkama sağlamak hala çoğu araştırmacının en önemli amacıdır. Mikrosızıntı, pulpa patolojisine, sekonder çürüklere, postoperatif duyarlılığa, uygulanan materyalin zamanla çözünmesine ve bazı materyallerde renk değişimine neden olmaktadır¹²⁶. Uygulanan restoratif materyalin diş dokusuna uyumunun yetersizliği, mikrosızıntının en önemli nedenlerinden biri olarak gösterilmiştir. Önemli bir diğer neden ise uygulamayı takiben geçirdiği kimyasal veya fiziksel değişiklikler nedeniyle materyalin büzülmesidir. Kompozit reçinelerin polimerizasyon büzülmesi ile amalgamın erken dönemde büzülmesi kimyasal büzülmeye örnek iken, ısısal değişiklikler nedeniyle diş dokusuyla onarım materyali arasında oluşan boşluklar fiziksel nedenli büzülmelere örnek oluşturur^{126, 127}.

Endodontik tedavinin başarısızlığında apikal sızıntı önemli bir rol oynamaktadır. Farklı kanal dolgu teknikleri, kanal patlarının fiziksel ve kimyasal özellikleri, smear tabakasının varlığı önemli etkenlerdir¹²⁸. Ancak sızıntı genellikle geçici dolgunun kaybı, yetersiz endodontik dolgu veya koronal tıkama yoluyla olmaktadır¹²⁹.

2.2.1. Mikrosızıntı Belirleme Yöntemleri

Diş dokusu ile uygulanan restoratif materyal arasındaki boşlukta meydana gelen mikrosızıntının araştırılmasına yönelik olarak in vitro ve in vivo pek çok araştırma yapılmıştır. Araştırmalarda sıklıkla in vitro yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler şu şekilde sıralanabilir¹²⁷:

- Boya penetrasyon yöntemi
- Radyo izotop testleri
- Bakteri veya bakteri metabolitleri sızıntı testleri
- Elektrokimyasal yöntem
- Nano sızıntı yöntemi
- Sıvı filtrasyon yöntemi

İn vitro çalışmalarda sıklıkla kullanılan boya penetrasyonu yöntemi esasen termal siklus yöntemini de içermektedir. Mikrosızıntı önleme derecesi belirlenmek istenen onarım maddesi çekilmiş dişlere uygulanır ve deney örnekleri, ağız ortamındaki sıcaklık değişimlerini taklit etmek amacıyla sıcak ve soğuk sıvı ortamlarından, tekrarlayan zaman aralıklarında geçirilir. Onarım maddesinin ısısal genleşme katsayısına bağlı olarak diş dokusu ile arasında oluşan boşluklara boya sızıntısını ölçmek amacıyla örnekler önceden belirlenen bir süre için boya maddesi içinde bırakılır. Bu amaçla kullanılan boya materyalleri arasında bazik fuksin, eozin, metilen mavisi, anilin mavisi, krezil mavisi, hint mürekkebi (Indian ink) ve Eritrosin B sayılabilir. Örneklerden yıkama sonrası alınan kesitlerin stereo mikroskopta incelenmesi ve sayısal skorlamanın yapılması ile boya sızıntısının derecesi elde edilmiş olur¹²⁶. Boya penetrasyonunun derinliği boya moleküllerinin boyutuna, polaritesine, onarım materyali ile boya arasındaki yüzey ilişkisine, kapillaritesine ve zamana bağlıdır. Bu tekniğin en önemli dezavantajı sızıntının derecesini belirlemede sayısal skorlama sistemlerinin kullanılmasıdır ve bu değerlendirmenin subjektif olarak yapılmasıdır. Ayrıca her örnekten birden fazla kesit alınması sonuçları etkileyebilir. Bir başka problem ise boya solüsyonunun dolgu maddesini de boyayabilmesi ve yanlış değerlendirmelere yol açabilmesidir. Boya mikrosızıntı yöntemleri yüksek standart sapmaya sahiptir ve klinik olarak ilişkileri sorgulanmaktadır¹³⁰. Boya penetrasyon yönteminde, sayısal skorlamanın mikrosızıntı derecelerindeki değişimi veya derecesini olabildiğince doğru şekilde yansıtması için kesit sayısının, restorasyonun durumunu en iyi şekilde yansıtması amacıyla mümkün olduğu kadar fazla sayıda olması ve değerlendirmenin tek bir araştırmacı tarafından yapılması konularına dikkat edilmesi gerektiği bildirilmiştir¹²⁶.

Radyoaktif olmayan işaretleyicilerin kullanımı boyaların kullanımından farklıdır. Bu işaretleyiciler mikrosızıntıyı kullanılan bir veya daha fazla kimyasal arasında ortaya çıkan reaksiyonla belirler. Yöntemlerden bir tanesinde diş %50'lik gümüş nitrat solusyonunda bekletilir ve daha sonra

dişlerden kesit alınarak fotoğraf geliştiricisiyle incelenir. Bu yöntemde sonuçları etkileyen en önemli problem kesitin açısı ve pozisyonunun açığa çıkan onarım kenarının uzunluğu dolayısıyla sızıntı miktarını belirgin oranda etkilemesidir. Bununla birlikte gümüş tuzu fotoğraf geliştiricisi tekniği kullanım açısından boya penetrasyonundan sonra ikinci sırada yer almaktadır.

Bakteri infiltrasyonu ile yapılan araştırmalarda bakteri popülasyonunu kontrol etmekte güçlüklerle karşılaşmaktadır. Bakteriler 0.3-1.5 µm veya daha geniş boşluklardan geçebildiğinden, bu teknik ile pulpaya zarar verebilecek toksin ve diğer bakteri ürünlerinin kolaylıkla geçebileceği daha ufak boşluklar tespit edilemez. Mikrosızıntının restorasyon kenarlarındaki boşluk nedeniyle mi yoksa diş veya materyalin kendisi boyunca olan difüzyon nedeniyle mi olduğu hala kesin değildir. Sızıntının bakteri infiltrasyonu ile belirlenmesi diş için zarar vericidir ve in vivo şartlarda kullanılamamaktadır¹³¹.

Bakteriyel sızıntı yönteminde, dişler gram (+) veya gram (-) bakteri kültürü ve besiyeri arasına yerleştirilir. Belirli bir inkübasyon süresinde besi yerinin bulanıklaşması günlük kontrollerle tespit edilip kanalların sızıntısı değerlendirilir¹³¹.

Jacobsen ve Van Fraunhofer¹³², elektro kimyasal bir mikrosızıntı yöntemini tanımlamışlardır. Bu modelde, kök kanal dolgusu boyunca elektrik akımı geçirilmiştir. Bu elektrik devresindeki akım ve direnç değerleri ölçülerek sızıntı ile ilişkilendirilmiştir. Elektrokimyasal yöntem, iki metal parçanın elektrolit içine yerleştirilmesi ve güç kaynağı ile iki metal parça arasında elektrik akımı oluşturularak uygulanmıştır. Potasyum ve klorür iyonlarının kanallardan geçmesiyle akım oluşturulmakta ve akım büyüklüğü sızıntı derecesini göstermektedir.¹³³

Gümüş nitrat nano sızıntı tekniğinde de kullanılmaktadır. Nanosızıntı testleri ile dentin ve çoğu dentin bağlayıcıları arasında gümüş nitrat göçü tespit edilmiştir. Hibrit tabaka içinde gümüş nitratın izlenmesi, demineralize dentin içine bağlayıcı sistemlerin monomerlerinin tamamen yayılamadığını göstermektedir ve reçinenin bağlandığı tabakanın altında pöröz bir alanın varlığını göstermektedir. Gümüş nitrat solüsyonu, metilen salisilat içinde demineralize edilen örneklerde işaretleyici olarak kullanılabilir. Örnekler hasar vermeyen bu uygulama sement dentin sınırındaki mikrosızıntıyı üç boyutlu tespit etmeyi sağlar. Bu tekniğin dezavantajları:

restorasyonun mine kenarlarındaki sızıntı hakkında bilgi vermemesidir ve daha sonra örnekler SEM incelemesinde kullanılamaz¹³⁴.

Derkson ve arkadaşları¹³⁵ sızıntıyı belirlemek için sıvı filtrasyon metodunu tanımlamışlardır. Bu sistemin en büyük avantajı kantitatif sızıntı değerleri sağlamasıdır¹³⁰.

Sıvı filtrasyon metodu Pashley ve arkadaşları¹³⁶ tarafından geçici dolgu malzemelerinin sızıntılarının belirlenmesinde kullanılmış ve yaklaşık 20 yıldır da dentinin fizyolojisinin anlaşılması için ve çeşitli onarımların dentin geçirgenliğine etkilerini belirlemek için denenmektedir¹³⁷. Wu ve Wesselink¹³⁰, 1993 yılında kök kanallarında kullanılmak üzere modifiye ettikleri sıvı filtrasyon metodunu, kök kanal dolgularının sızıntısını belirlemede boya sızıntı metodu ile karşılaştırdılar. Sıvı filtrasyon metodunun boya penetrasyon metoduna göre daha hassas olduğunu buldular.

Pommel ve arkadaşları¹²⁸, aynı dişleri tek kon ve vertikal kondenzasyonla doldurulmalarını takiben tıkama yeteneklerini sıvı filtrasyon, elektro-kimyasal ve boya sızıntı metotlarını kullanarak test etmişlerdir. Sonuçta testler arasında bir ilişki bulamamışlardır. Bu sonuca da şaşırmadıklarını, çünkü aynı anda sızıntıyı hem elektro-kimyasal olarak, hem filtrasyon ile hem de boya difüzyonu ile ilişkili olarak tespit edemeyeceklerini belirtmişlerdir. Bunun da deney metotlarından kaynaklandığını ileri sürmüşlerdir.

Bu metot, endodontide tanınmaya başlaması ile popülarite kazanmış, apikal ve koronal mikrosızıntının değerlendirilmesinde kullanılmaya başlanmıştır¹³⁸. Journal of Endodontics'te 1998'in son altı ayında bu metodun kullanıldığı en az beş makale yayınlanmıştır. Bu çalışmalarda kök ucu dolgu materyallerinin tıkama yetenekleri^{139, 140}, postlar ile restore edilmiş endodontik tedavili dişlerin apikal sızıntısı¹⁴¹ ve geçici dolgu materyallerinin mikrosızıntıları¹⁴² değerlendirilmiştir. Bu yöntem aynı zamanda çeşitli kök kanal dolgu materyallerinin tıkama yeteneklerini karşılaştırmak için de kullanılmıştır¹⁴³.

Sızıntı önleme miktarı ölçülecek madde dişe yerleştirildikten sonra, dişin kökü basınç altındaki su dolu bir tüpe bağlanır. Endodontik sızıntıyı ölçmek için su içerisinde bir hava baloncuğu oluşturulur. Sıvı veya

hava geçirmeyen bir kök kanal tedavisi yapıldığı takdirde, basınca rağmen hava baloncuğu hareket etmez. Eğer sızıntı olursa hava baloncuğu hareket eder ve hava baloncuğunun yer değiştirme miktarına göre sızıntı miktarı tespit edilir. Sonuçlar genelde dakikadaki µl cinsinden sıvı sızıntısı şeklinde ifade edilir. Bu metodun boya penetrasyon metoduna göre birçok avantajı vardır. Bunlar; örneklerin zarar görmemesi ve böylelikle tekrar kullanılabilmesi, tıkama etkinliğinin zamana bağlı olarak değerlendirilebilmesine imkan vermesi, sonuçların uygulayıcı hatasına imkan vermeksizin otomatik olarak kaydedilebilmesine izin vermesi ve çok küçük değerler kaydedildiğinden sonuçların doğruluğunun güvenilir olmasıdır¹³⁰. Bununla beraber, gereç ve yöntemlerin standartı yoktur. Kullanılan hava basınçlarının aralığı 10 ile 20 psi, zaman aralığı da 1 dakika ile 3 saat arasındadır¹⁴⁴. Farklı ölçüm zamanları ile çalışıldığında sonuçların değişmemesi için sıvı miktarı ve zaman arasında doğrusal bir ilişki olması önemlidir. İlave olarak verilen basınç da benzer önemde olabilir. Hava baloncuğunu içeren tüplerin genişliği, hava baloncuğunun genişliği, ölçüm zamanı ve uygulanan basınç gibi faktörler ölçüm değerlerini değiştirebilir.¹⁴⁵

2.3. Sertlik

Bir onarım materyalinin değerlendirilmesinde dikkate alınan bir diğer özellik, sertlik derecesidir.

Sertlik, bir materyalin, lokal deformasyona karşı koyabilme yeteneğidir veya diğer bir tanımlama ile bir materyalin sürekli yükleme (indentation) veya penetrasyona direnci olarak tanımlanabilir¹⁴⁶. Spesifik bir yükün uygulanmasıyla materyal tarafından gösterilen relatif indentasyon direnci olarak ölçülür¹⁴⁷. Bilinen boyutlardaki bir indentor, materyalin yüzeyine, belli bir kuvvetle ve belli bir süre boyunca baskı yapar. Materyalin sertliği, oluşan indentasyonun derinliğine göre veya alanına göre hesaplanır. Küçük boyutlardaki indentasyon, materyalin sert olduğunun ya da büyük boyutlardaki indentasyon, materyalin daha az sert olduğunun göstergesidir. Sertlik ölçümü sonuçları, genellikle yük/alan formülüne göre ifade edilir¹⁴⁸.

Sertlik ölçümü için, birçok farklı yöntem vardır. Bu yöntemlerin en sık kullanılanları; Brinell, Knoop, Rockwell ve Vickers sertlik testleridir(Tablo I). Her testte farklı indentasyon şekilleri oluşturulur¹⁴⁹ (Şekil 1).

Brinell sertlik ölçümünde, belli bir yük altında ve belli bir çaptaki küresel karbit veya sert çelik bir bilye tarafından test materyalinin üzerine kuvvet uygulanır ve oluşan küresel şeklin çapı ölçülür. Diş hekimliğinde genellikle metalik malzemelerin sertliklerinin ölçümünde kullanılan bu yüzey sertlik ölçüm yöntemi, diş hekimliğinde kullanılan alaşımların gerilim dayanımları ve orantı limiti ile de ilişkilidir. Ancak kırılğan veya elastik yapıli materyaller için uygun değildir. Sert çelik bilye üzerinde uygulanan yük ile kırılğan materyal parçalanmakta, elastik maddelerde ise çöken kısım eski halini aldığından ölçüm yapılması mümkün olmamaktadır¹⁵⁰.

Knoop sertlik ölçüm testinde, iki karşı yüzü arasında 172° olan ve diğer iki yüz ile 130° açı yapan, 4 yüzliü uzatılmış piramit şeklinde batıcı bir elmas uç kullanılarak belli bir yük uygulanır¹⁴⁶. Oluşan izin dış hatları, eşkenar dörtgen veya köşegenlerinin oranı 7:1 olan elmas şeklindedir¹⁵¹. Kompozit reçineler gibi polimerik materyaller için yükün uzaklaştırılması sonrası elastik bir düzelme meydana gelir. Bu durum Vickers izinde her iki köşegeni etkilerken, Knoop izinde bu elastik düzelme büyük ölçüde küçük köşegeni etkiler. Bu yüzden ölçümler izin en uzun köşegeni üzerinde yapılır, böylece sonuçlar daha az etkilenecektir¹⁵².

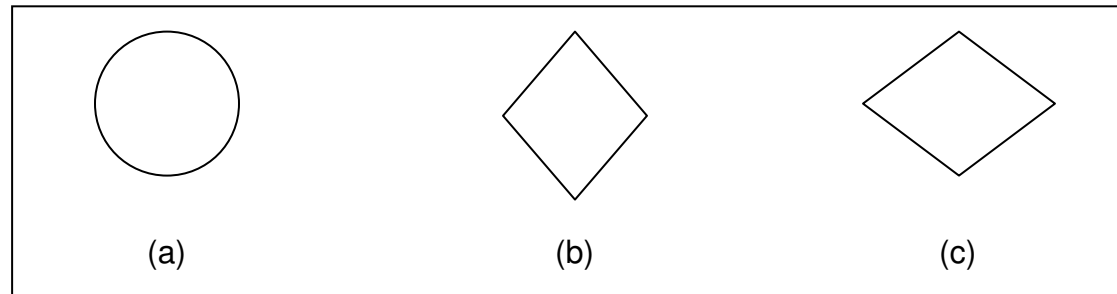
Rockwell sertlik ölçüm testinde, Brinell testine benzer şekilde belli bir çaptaki çelik bir bilye veya konik bir elmas uç kullanılarak, materyallerin penetrasyon direnci ölçülür. Fakat bu testte, iz çapının ölçülmesinden daha çok cihaz üzerindeki ölçekten faydalanılarak direkt olarak penetrasyon derinliğı ölçülür. Standart sertlik dönüşüm tablosu kullanılarak; uygulanan yüke, batıcı ucun çapına ve elde edilen derinliğe göre Rockwell sertlik değeri elde edilir. Çökme derinliğinin doğrudan okunabilmesi nedeniyle kullanışli olan Rockwell sertlik testi, endüstride ve özellikle çeliklerin sertliğinin belirlenmesinde yaygın olarak kullanılır. Brinell sertlik testine benzer şekilde, kırılğan materyaller için uygun değildir ve elastik materyaller için de modifiye edilmelidir^{146, 150}.

Vickers sertlik testinde, temel prensip; kare tabanlı piramit şeklindeki elmas indentorun penetrasyonuna karşı oluşan direncin ölçülmesidir. Elmas piramidin yüzleri arasında 136°'lik açı mevcuttur. VHN (Vickers Hardness Number), uygulanan yükün, oluşan indentasyon alanına bölünmesiyle hesaplanır¹⁵³. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir¹⁴⁶.

Vickers sertlik testinin avantajı son derece doğru değerler verebilmesi, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım ile bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır¹⁵⁴. Ek olarak Vickers sertlik ölçümleri aynı örnek içindeki üst yüzey, merkez ve alt yüzey gibi spesifik bölgelerin ölçümüne izin verir¹⁵⁵. Diş hekimliğinde dental altın döküm alaşımları için kullanılmaktadır. Kırılgan materyallerin sertliğinin belirlenmesi için de uygundur, bu yüzden diş yapısının sertliğinin ölçülmesinde de kullanılmaktadır¹⁵⁰.

Tablo I: Sertlik Ölçüm Testleri (Combe, 1986)¹⁴⁸

Test	İndentör	Ölçüm	Sonuç Birimi
Brinell	Küresel çelik uç	İndentasyon alanı	BHN
Knoop	Elmas uç	İndentasyon alanı	KHN
Rockwell	Küresel çelik uç veya elmas uç	İndentasyon derinliği	Rockwell
Vickers	Elmas uç	İndentasyon alanı	VHN



Şekil.1: Sertlik testlerinde oluşturulan indentasyon şekilleri
(a): Brinell ve Rockwell, (b): Vickers, (c): Knoop (Combe, 1986)¹⁴⁸

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda T.C. Çimento Müstahsilleri Birliği Laboratuvarı'nda ürettiğimiz beyaz MTA benzeri materyalin x-ışını kırınımı faz analizi, mikrosızıntısı, radyoopasitesi, pH'sı ve mikrosertliği beyaz MTA ile karşılaştırmalı olarak in vitro testlerle değerlendirildi.

3.1. X-Işını Kırınım Deneyi

X-ışını kırınım deneyi, T.C. Çimento Müstahsilleri Birliği Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Toz halindeki beyaz MTA ve deney materyali örnekleri x-ışını kabına yerleştirildi. Bir cam vasıtası ile örnekler sıkıştırıldı. Fazla toz x-ışını kabından düz bir spatül kullanılarak tek bir hamlede uzaklaştırıldı. Örneklerin tam ve eşit miktarda olup olmadığı kontrol edildikten sonra x-ışınları difraktometre (kırınım ölçer) cihazında (Philips X'Pert PW 3040, Hollanda) (Resim 1), $\text{CuK}\alpha$ ($\lambda=0.154 \text{ nm}$) anot x ışınına 40 kV voltaj ve 30 mA akım kullanarak ölçümler gerçekleştirildi. Faz taramaları $5-65^\circ$ ve $\theta-2\theta$ aralığında dakikada 0.83 tarama hızında yapıldı.



Resim 1: X ışını kırınım ölçer cihazı

3.2. pH'nin Değerlendirilmesi Deneyi

Beyaz MTA ve deney materyalinin pH değerlerinin karşılaştırıldığı deney, Santos ve arkadaşlarının¹⁵⁶ Duarte ve arkadaşları'ndan³⁴ örnek olarak uygulamış olduğu pH ölçüm metodunun bir benzeri ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Patoloji Bilim Dalı laboratuvarında gerçekleştirildi. Her iki siman grubu için 1 mm kalınlığında 10 mm uzunluğunda plastik tüpler hazırlandı. Standardizasyonu korumak için tüplerin ağırlığı başlangıçta ve doldurulduktan sonra tartıldı ve örneklerin benzer ağırlıkta olup olmadığına bakıldı. Beyaz MTA üretici firmanın talimatlarına uygun olarak toz likit oranı 1/3 olacak şekilde, deney materyali de distile su ile steril bir cam üzerinde macun kıvamına gelecek şekilde karıştırıldı. Hazırlanan patlar tepiciler vasıtasıyla plastik tüplerin içerisini tamamen doldurana kadar sıkıştırıldı. Hem beyaz MTA hem de deney materyali için 10'ar adet örnek hazırlandı.

Örnekleri içeren tüplerin her biri 10 ml distile su içeren plastik kaplara yerleştirildi. Plastik kapların kapağı kapatıldıktan sonra 36 °C'de ve %90-100 arasında değişen nem oranına sahip etüv (NÜVE EN 400, Türkiye) içerisinde 24 saat bekletildi. Bu süre sonunda örnekler plastik tüplerden dikkatlice çıkartıldı ve aynı miktarda distile su içeren plastik kaplara yerleştirildi ve kapların kapağı kapatıldıktan sonra tekrar etüve aynı şartlarda konuldu. Takip eden 12 gün süresince aynı işlem her gün tekrarlandı.

Deneye başlamadan önce distile suyun pH'ı ölçülerek kaydedildi. Böylelikle kalibrasyon ve standardizasyon sağlanmaya çalışıldı. 12 gün süreyle 24 saatlik periyotlarda plastik kaplardaki her örneğin distile sularının pH'ları bir pH metre (Hanna Instruments, Portekiz) vasıtasıyla kaydedildi. Bütün ölçümler yapıldıktan sonra materyallerin pH değerleri 'tekrarlı ölçümler varyans analizi' kullanılarak değerlendirildi.

3.3. Mikrosızıntı Deneyi

Beyaz MTA ve deney materyalinin kök ucu mikrosızıntılarının sıvı filtrasyon yöntemi ile değerlendirme işlemleri Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, Çobankara ve arkadaşlarının¹⁵⁷ kurmuş oldukları deney düzeneğinde gerçekleştirildi (Şekil 2) (Resim 2).

Mikrosızıntı deneyi için 41 adet çekilmiş ön grup diş rast gele seçilerek 2 gruba ayrıldı. 20 adet diş beyaz MTA grubu için, 20 adet diş deney materyali için ve 1 adet diş de pozitif kontrol grubu için seçildi. Dişler el aletleri yardımıyla her türlü diş taşı ve periodontal eklentilerden temizlendi ve deney süresince distile su içerisinde bekletildi.

Kök kanal boyunu standardize edebilmek için kök boyları yaklaşık 17 mm olacak şekilde ayarlandı ve geri kalan kron kısmı dişten uzaklaştırıldı. Dişlerin giriş kavimleri 2 numara elmas rond frez (Diatech-Coltene/Whaledent AG, İsviçre) ile açıldı, pulpa tirnerf ile dişlerden uzaklaştırıldı. Kök kanallarının biyomekanik preperasyonu K tipi (Anteos, VDW, Münih, Almanya) eğeler ve %2'lik sodyum hipoklorit ile gerçekleştirildi. Çalışma boyutu 10 numara eğe apikalde görüldükten sonra, 1 mm kısa olacak şekilde ayarlandı. Her eğe arasında sodyum hipoklorit ile kök kanalları yıkandı ve apikal genişlik 40 numaralı K tipi eğe boyutuna gelene kadar preperasyona devam edildi.

Biyomekanik preperasyonu takiben dişler AH-26 (Dentsply DeTrey GmH, Konstanz, Almanya) kanal patı ve standart gütta perka (Diadent Int. Group, Kore) ile lateral kondensasyon tekniği uygulanarak dolduruldu. Giriş kavimleri çinko oksit ojenol siman (Kalzinol, Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) ile kapatıldı. Dişler %10'luk formol solüsyonu içerisinde kanal patı sertleşene kadar 48 saat bekletildi.

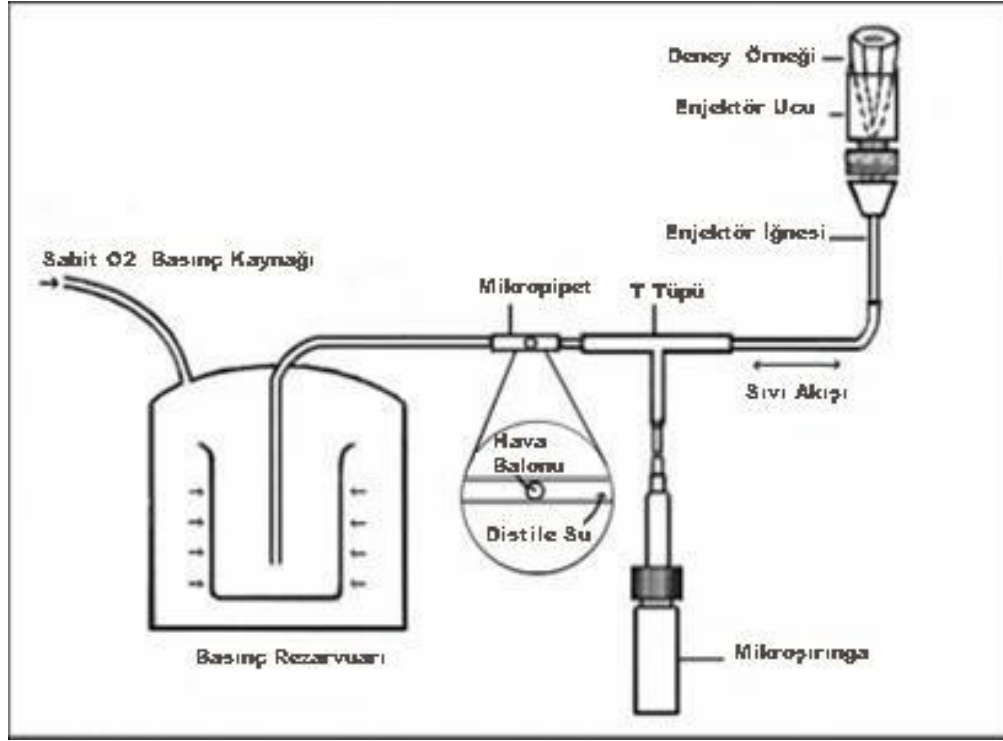
Bu sürenin sonunda dişlerin apikal preperasyonu işlemine geçildi. Dişlerin apikal 3 mm'lik kısmı, uzun eksenine paralel olacak şekilde 012 karbit fissür frez (Diatech, İsviçre) ile horizontal olarak yüksek devirli (300,000 rpm) bir başlık kullanılarak kaldırıldı. Bu işlemi takiben kök ucu kavimleri sonik başlık (KaVo Sonic Flex 2000 N, Almanya) ve 56 numaralı sonik uç kullanılarak su soğutması altında 3 mm derinliğinde olacak şekilde hazırlandı (Resim 3).

Hazırlanan kavimler hava spreyi ile kurulandıktan sonra kök ucu dolgu malzemeleriyle doldurulma işlemine geçildi: Beyaz MTA üretici firmanın talimatlarına uygun olarak toz ve likiti ile, deney materyali de distile su ile karıştırılarak hazırlandıktan sonra özel kök ucu tepicileri yardımıyla kavimlere yerleştirildi. Örneklerin sertleşmesinin sağlanması için dişler etüvde nemli ortamda 48 saat boyunca kuru kalmamalarına özen gösterilerek bekletildi.

Bu sürenin sonunda diş köklerinin sızıntılarının değerlendirilmesi istenen kısımları pembe uçlu enjektör iğnelerinin (Ayset, Adana, Türkiye) tepesine Patex (Henkel, Türkiye) adlı yapıştırıcı ile sabitlendi.

Bütün örnekler bu şekilde hazırlandıktan sonra, Pashley ve arkadaşlarının¹³⁶ daha önceden tanımladığı, Wu ve Wesselink'in¹³⁰ endodontik sızıntı çalışmaları için modifiye ettikleri sıvı filtrasyon yöntemiyle sızıntılarının ölçülmesi için deney düzeneğindeki plastik hortuma yerleştirildi (Resim 4). Plastik hortumun diğer bir ucuna da hava baloncuğu oluşturabilmek için mikroşırınga yerleştirildi. Mikroşırınga ile oluşturulan hava baloncuğu mikropipetteki uygun pozisyonuna getirildi (Resim 5). Deney düzeneğinin diğer ucundaki hava tankının içerisine 2 atmosfer basınçta hava uygulandı ve düzenekteki distile suyun dolayısıyla da mikropipetteki hava baloncuğunun kök ucuna doğru hareketi sağlandı. Her örnek deney düzeneğine yerleştirildiğinde ilk 5 dakikalık bölümdeki ölçümler kaydedilmeyerek bu sürede düzeneğin kalibrasyonu sağlandı. Daha sonra 2'şer dakikalık aralıklarla toplam 8 dakika olacak şekilde hava baloncuğunun hareketi kaydedildi ve ortalamaları alındı. Böylelikle hava baloncuğunun hareketi ile dakikadaki sıvı hareketi μ l olarak ölçülmüş oldu.

Bütün değerler kaydedildikten sonra sonuçlar Student t testi yöntemi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.



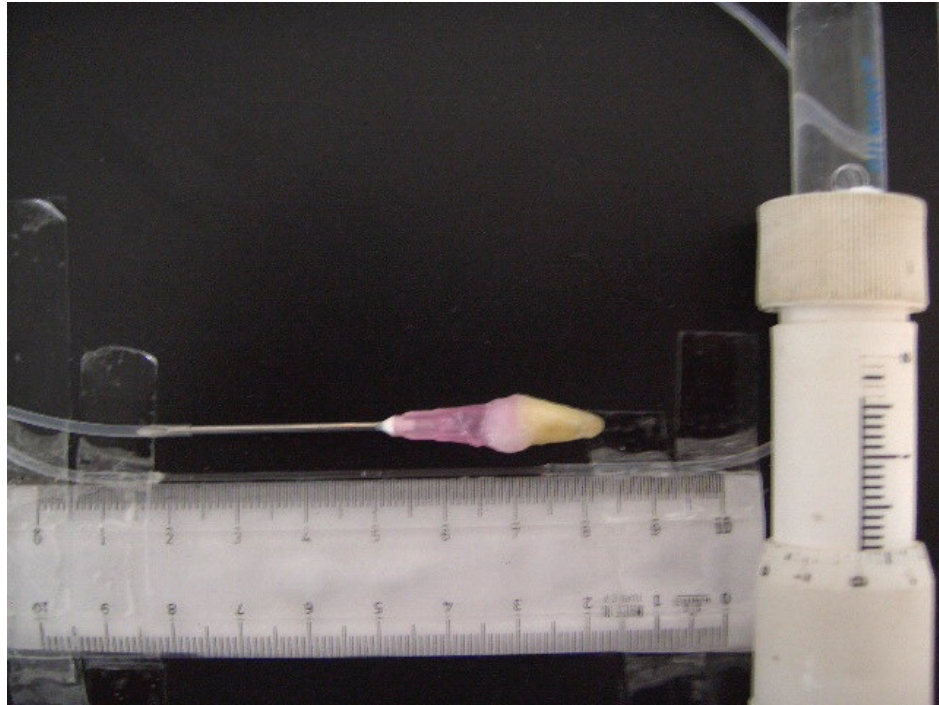
Şekil 2: Sızıntı deney düzeneği şeması



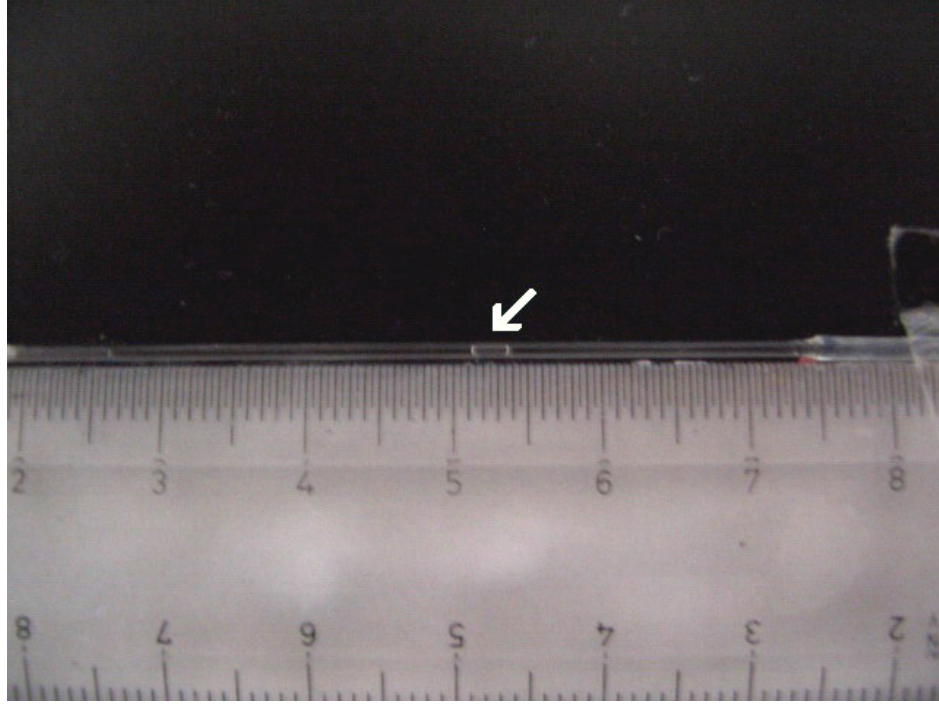
Resim 2: Sıvı filtrasyon deney düzeneği



Resim 3: Kavo Sonic Flex 2000 N, sonik uçları ve el aletleri



Resim 4: Deney düzeneğine yerleştirilen örnekler



Resim 5: Hava baloncuğunun konumunun belirlenmesi

3.4. Radyoopasite Değerlendirme Deneyi

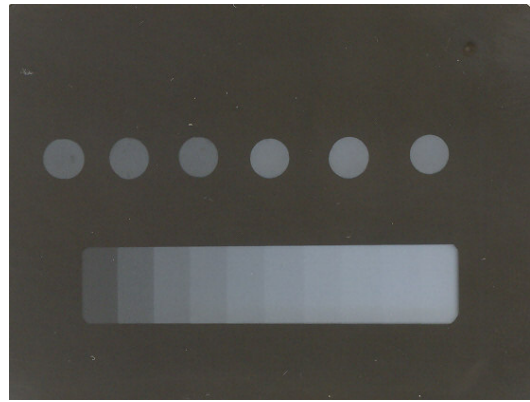
Radyoopasitesi değerlendirilecek olan beyaz MTA üretici firmanın talimatlarına uygun olarak ve deney materyali de distile su ile karıştırılarak hazırlandıktan sonra 2 mm derinliğinde 5 mm çapında paslanmaz çelik kalıplara fulvarlar ve ağız spatülleri yardımıyla yerleştirildi. 3 adet beyaz MTA, 3 adet de deney materyali olarak hazırlanan örneklerin sertleşmesini sağlamak için çelik kalıpların üzerine örnekleri örtecek şekilde nemli pamuk yerleştirildi ve 24 saat boyunca 36 °C'de etüv içerisinde bekletildi. 24 saat sonra örnekler paslanmaz çelik kalıplardan çıkartıldı, üzerlerine Soft-lex disklerle (3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) bitirme işlemleri uygulandı. Daha sonra kalınlıkları mikrometre ile ölçülerek standart kalınlıkta olmaları sağlandı. Örneklerin radyodensitelerini karşılaştırmak için, her basamağın kalınlığı 2 mm olan 10 basamaklı %99 saflıkta alüminyum step wedge kullanıldı (Resim 6). Çalışma sırasında alüminyum step wedge'nin 10 mm'lik ilk 5 basamağı referans olarak alındı.

Tüm test materyalleri ve alüminyum step wedge, ultraspeed okluzal bir film (Kodak Co., Rochester, New York, Amerika Birleşik Devletleri) üzerine yerleştirildi. 70 kV, 8 mA'de, film ile ışın kaynağı arası 25 cm iken 1 sn süresince bir X-ray cihazı (Prostyle Intra Planmeca, Helsinki, Finlandiya) ile film ışınlandı. Bu işlem 3 kez tekrarlanarak aynı örnekten 3 adet film elde edildi. Baz ve fog densitesini belirlemek için, ışın almamış bir okluzal film de diğerleri ile birlikte banyo edildi. Tüm filmler, otomatik banyo cihazında (Velopex Extra-x, İngiltere), standart koşullarda taze banyo solüsyonu ile (Hacettepe, Ankara, Türkiye) banyo edildi.

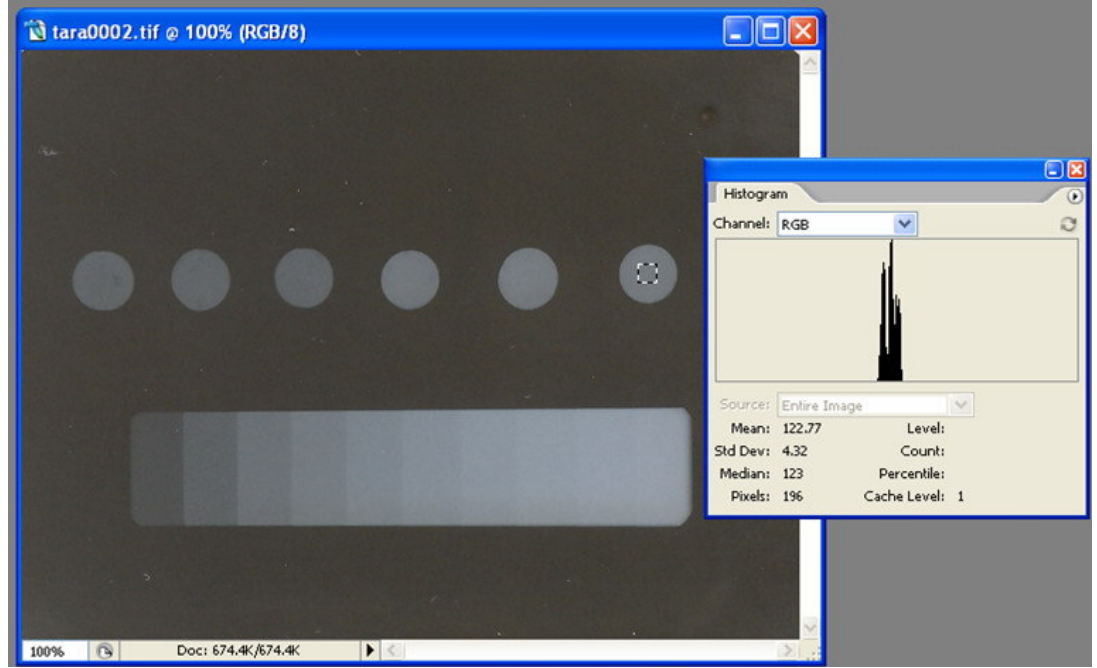
Filmler transparan adaptörü olan bir tarayıcı (HP Scanjet 4070 Photosmart Scanner, Çin) vasıtası ile bilgisayara TIFF formatında aktarıldı (Resim 7). Örneklerin radyografik görüntüleri üzerinde, test materyalinin ve alüminyum step wedge'in her basamağının tam ortasından 13x13 piksel boyutlarında bir alan seçildi. Bu alanların ortalama grilik değerleri (Mean Gray Value, MGV), bir bilgisayar programı aracılığıyla (Adobe Photoshop CS2 Version 9.0.2, Adobe Systems Inc., San Jose, CA, Amerika Birleşik Devletleri) histogram fonksiyonu kullanarak belirlendi (Resim 8). Her test materyali ve alüminyum basamağı için her filmde üçer kez ölçüm yapılarak MGV değerleri hesaplandı.



Resim 6: Al Step-Wedge



Resim 7: Radyografıta Al Step-Wedge ve örneklerin görüntüleri

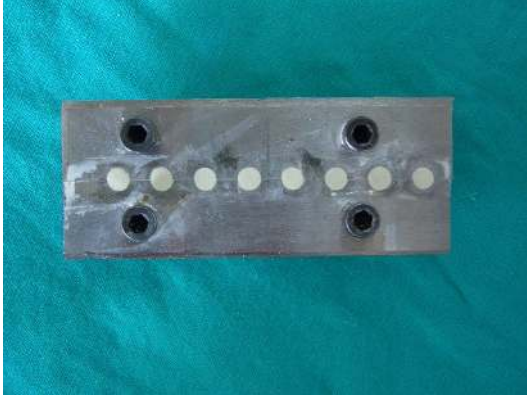


Resim 8: Film görüntülerinin bilgisayarda incelenmesi

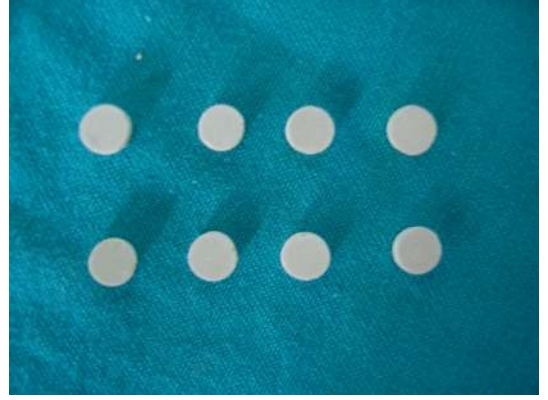
3.5. Mikrosertlik Deneyi

Beyaz MTA ve deney materyalinin mikrosertliklerinin değerlendirildiği deney çalışmaları Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Mikrosertliğine bakılmak üzere beyaz MTA üretici firmanın talimatlarına uygun olarak ve deney materyali distile su ile karıştırılarak hazırlandıktan sonra 2 mm derinliğinde 5 mm çapında paslanmaz çelik kalıplara fulvarlar ve ağız spatülleri vasıtasıyla yerleştirildi (Resim 9). Beyaz MTA ve deney materyalinin sertleşmesini sağlamak için kalıpların üzerine nemli pamuk yerleştirildi ve 24 saat boyunca 36 °C'de etüv içerisinde bekletildi. 24 saat sonunda örnekler kalıplardan çıkartılarak distile su içeren ağız kapalı plastik tüpler içerisinde tekrar etüve yerleştirilerek bekletildi (Resim 10). 48 saat sonunda örneklerin mikro sertlikleri HMV mikro sertlik cihazında (Mikro Hardness Tester, Shimadzu, Japonya) ölçüldü (resim 11). Örnekler 10 sn süresince 100 gr kuvvet uygulandı. Her örnek üzerinde 20 µm aralıklarla 3 iz oluşturuldu. İz oluşturulabilen 8 beyaz MTA ve 8 deney materyali örneklerinin her birinden 3'er kez olmak üzere toplam 48 ölçüm yapılarak Vickers sertlik değerleri

belirlendi. Sertlik değerlerinin ortalaması alındı ve elde edilen değerler Mann Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.



Resim 9: Örnek hazırlama kalıbı



Resim 10: Deney örnekleri



Resim 11: Mikrosertlik ölçüm cihazı

4. BULGULAR

4.1. X-Işını Kırınım Bulguları

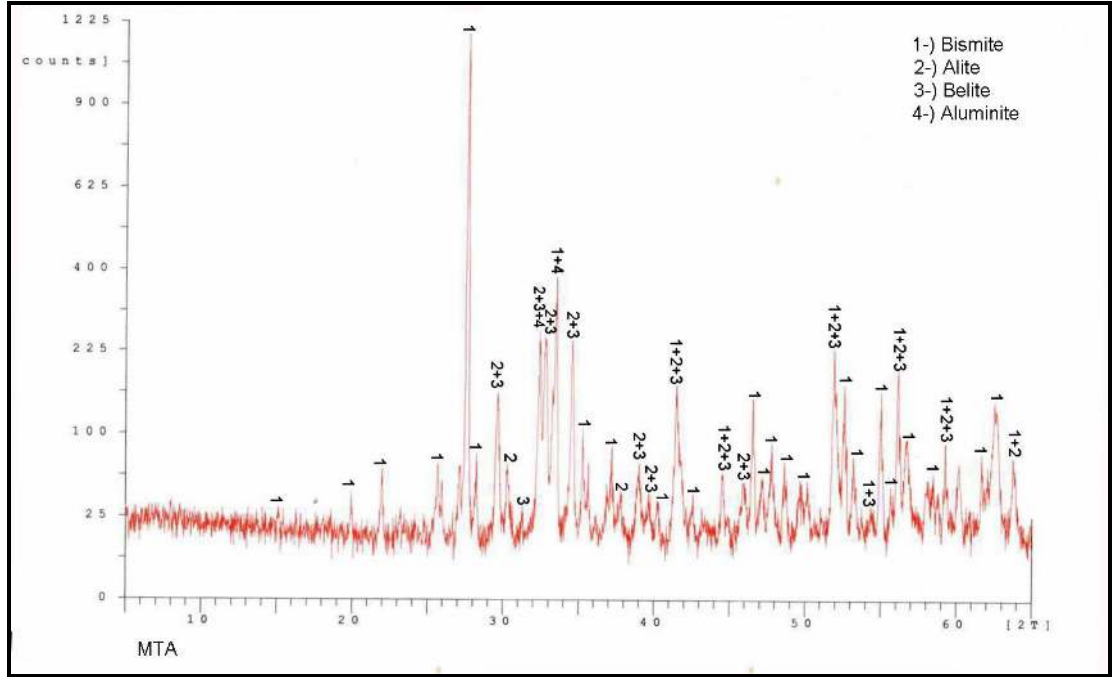
Hem beyaz MTA hem de deney materyaline ait faz analizleri şekil 3,4 ve 5'de gösterilmektedir. Elde edilen sonuçlardan her iki materyalin fazlarının birbiriyle uyumlu olduğu görülmekle birlikte, bismite fazında beyaz MTA'nın deney materyaline göre daha fazla pik yaptığı gözlemlendi.

Hem beyaz MTA hem de deney materyali için C_3S fazında en yüksek pik değeri 2θ 'da 34.41° 'de bulundu. İlave olarak C_3S fazı 29.50° , 32.26° , 41.21° ve 51.78° 'lerinde pik yaptılar.

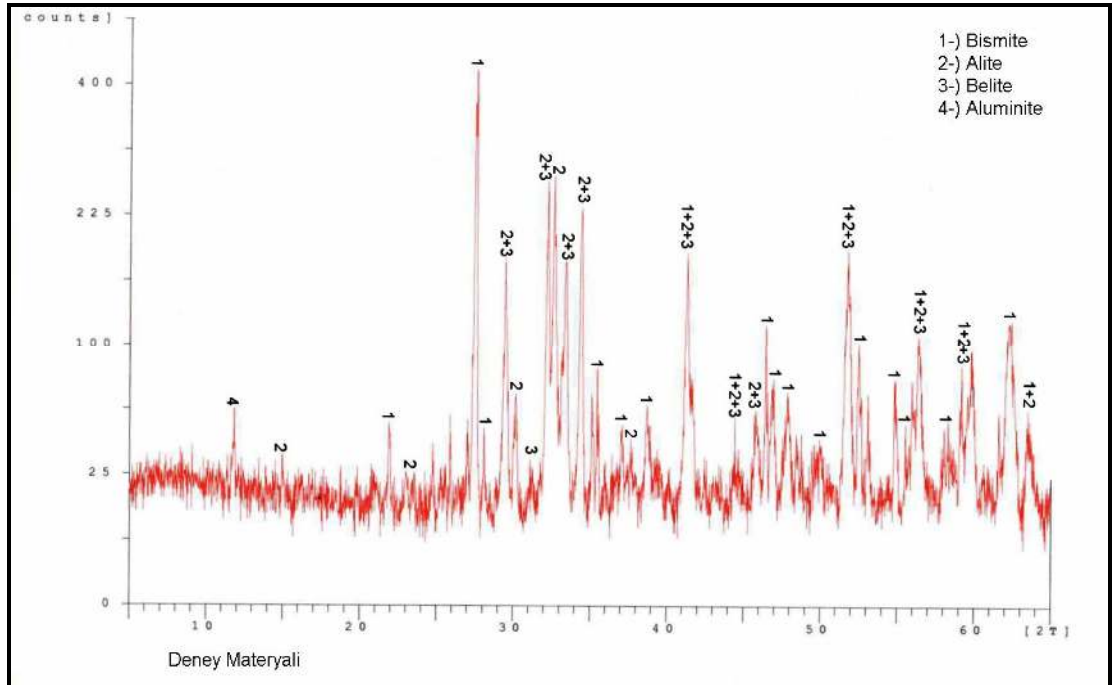
Hem beyaz MTA hem deney materyali için C_3A fazında en yüksek pik değeri 2θ da 33.18° 'de bulundu. İlave olarak 47.15° ve 48.05° ve 58.94° 'lerinde pik gösterdiler.

Bismite fazı en yüksek pik değerini her iki materyal için de 2θ 'da 27.38° 'de gösterdi. Ayrıca 33.04° , 46.31° , 52.38° , 61.49° 'lerinde pik yaptılar.

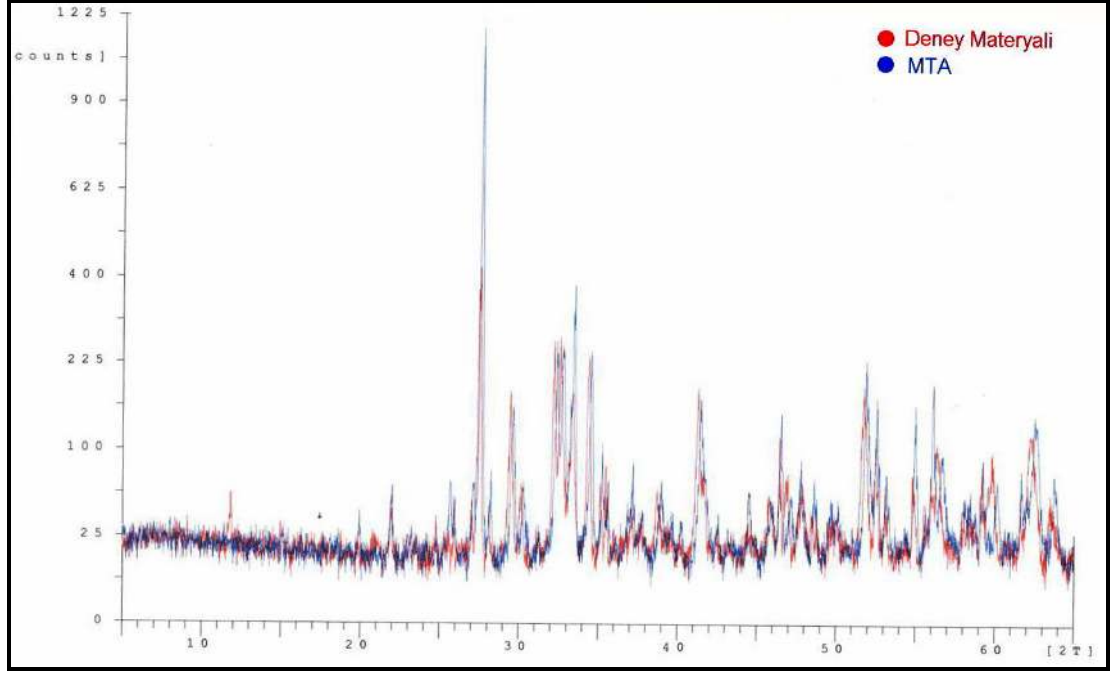
C_2S için en yüksek pik değeri 32.14° 'sinde bulundu. Ayrıca 32.59° , 41.21° ve 34.33° 'lerinde pik gösterdiler.



Şekil 3: MTA x-ışını kırınım faz analiz grafiği



Şekil 4: Deney Materyali x-ışını kırınım faz analiz grafiği



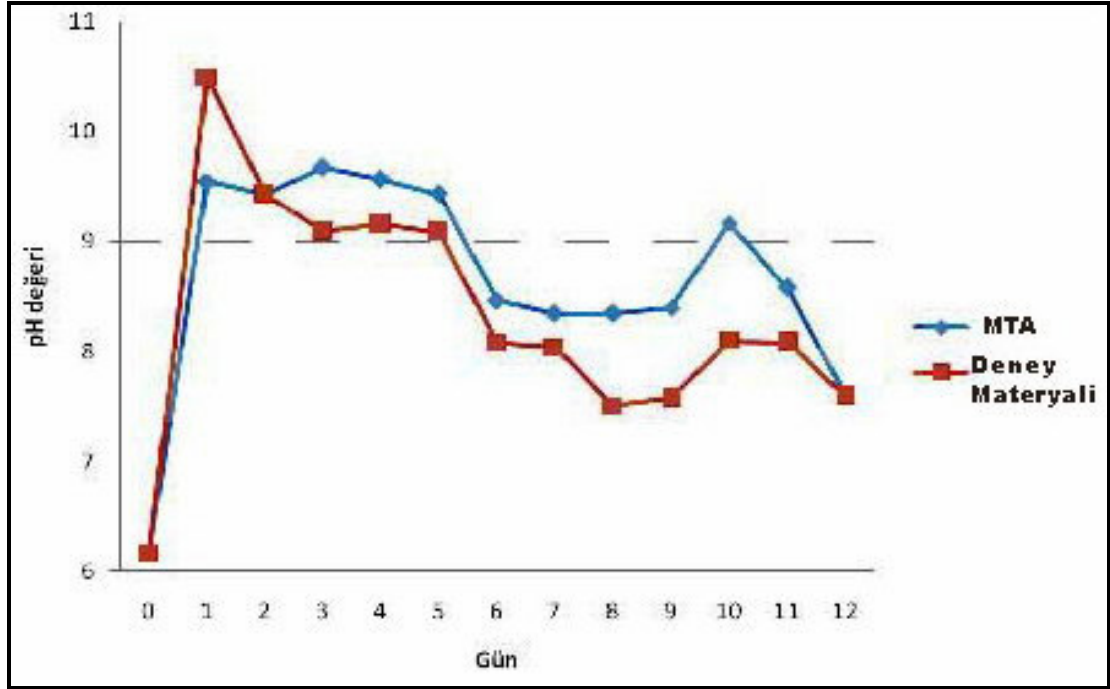
Şekil 5: MTA ve Deney Materyali x-ışını kırınım faz analizleri karşılaştırma grafiği

4.2. pH Bulguları

Hem beyaz MTA hem de deney materyaline ait günlük pH ölçüm değerleri tablo II'de dağılımları ise grafik 1'de gösterilmiştir. Buna göre beyaz MTA ve deney materyali arasında pH değerleri açısından istatistiksel olarak bir fark bulunmadı ($p=0,285$).

Tablo II: MTA ve deney materyali günlük pH değerleri

	Gün	Ortalama	Standart Sapma	Median	Minimum	Maksimum	Ortalamanın Standart Hatası
MTA	0	6,17	0,00	6,17	6,17	6,17	0,00
	1	9,55	1,11	9,71	7,76	10,81	0,50
	2	9,44	0,84	9,70	7,98	10,03	0,38
	3	9,67	1,00	9,73	8,16	10,97	0,45
	4	9,57	0,69	9,73	8,42	10,16	0,31
	5	9,43	0,67	9,48	8,46	10,36	0,30
	6	8,46	0,74	8,66	7,19	9,14	0,33
	7	8,35	0,52	8,56	7,45	8,72	0,23
	8	8,35	0,86	8,42	6,98	9,33	0,39
	9	8,40	0,52	8,61	7,50	8,77	0,23
	10	9,17	0,83	9,35	7,73	9,77	0,37
	11	8,58	0,64	8,60	7,58	9,29	0,29
	12	7,61	1,15	7,81	6,49	9,30	0,52
DENEY MATERYALİ	0	6,17	0,00	6,17	6,17	6,17	0,00
	1	10,49	0,17	10,50	10,22	10,66	0,08
	2	9,43	0,30	9,62	8,96	9,66	0,14
	3	9,09	0,53	9,25	8,52	9,64	0,24
	4	9,16	1,01	8,98	8,22	10,84	0,45
	5	9,08	0,27	9,10	8,74	9,40	0,12
	6	8,08	0,72	8,06	7,35	8,82	0,32
	7	8,03	0,87	7,96	7,14	8,93	0,39
	8	7,51	0,66	7,16	6,96	8,37	0,30
	9	7,58	0,66	7,23	7,03	8,44	0,30
	10	8,09	0,99	7,71	7,20	9,18	0,44
	11	8,08	0,60	7,78	7,59	8,96	0,27
	12	7,60	0,70	7,40	6,87	8,67	0,31



Grafik 1: MTA ve deney materyalinin günlere göre pH değerlerinin dağılımı

4.3. Mikrosızıntı Bulguları

Çalışmada 8 dakika süreyle, 2 dakikada bir hava kabarcığının hareketi ile ölçülen sızıntı miktarı verilerinin dakikadaki hareket miktarı, değerlerin ortalaması alınarak bulundu. Mm/dak cinsinden elde edilen değer μl 'ye çevrilmesi için cam mikropipetin çapı olan 0.3846 sabit değeri ile çarpıldı. Daha sonra çıkan değer su basınç değerine (239 cmH_2O) ve dentin alanına (1 cm^2) bölünerek sıvı filtrasyon miktarı bulundu (Şekil 6).

$$\text{Sıvı filtrasyon miktarı} = \frac{\text{sıvı akış miktarı} \times \text{mikrolitre çarpanı}}{\text{Su basıncı} \times \text{dentin yüzey alanı} \times \text{zaman}} = \mu\text{l}/\text{cmH}_2\text{O}/\text{dak}^{-1}$$

Şekil 6: Sıvı filtrasyon miktarını belirleme formülü

Tüm örneklerden elde edilen kantitatif değerler apikal sızıntı değerleri olarak not edildi (Tablo III). Sıvı filtrasyon metodu ile elde edilen ortalama mikrosızıntı değerlerinin homojenite testi yapıldı.

Sıvı filtrasyon metodu kullanılarak beyaz MTA ve deney materyalinin kök ucu sızıntı miktarları karşılaştırıldığında, beyaz MTA grubundaki sızıntı miktarının deney materyaline oranla istatistiksel olarak daha fazla olduğu bulundu ($p=0,013$) (Tablo IV).

Tablo.III: MTA ve deney materyali sızıntı değerleri

Örnekler	MTA Sızıntı Değerleri	Deney Materyali Sızıntı Değerleri
1	.0007	.0025
2	.0028	.0012
3	.0045	.0034
4	.0023	.0018
5	.0020	.0008
6	.0028	.0020
7	.0010	.0035
8	.0054	.0017
9	.0034	.0005
10	.0054	.0007
11	.0018	.0010
12	.0003	.0003
13	.0044	.0017
14	.0020	.0023
15	.0034	.0015
16	.0027	.0023
17	.0045	.0018
18	.0017	.0017
19	.0025	.0027
20	.0023	.0025

Tablo.IV: MTA ve deney materyali ortalama sızıntı ($\pm$ SDE) değerleri (μ l)

	Ortalama	Std. Sapma	Median	Minimum	Maksimum	Ortalamaların Standart Hatası
MTA	0,0028	0,0015	0,0026	0,0003	0,0054	0,0003
Deney Materyali	0,0018	0,0009	0,0018	0,0003	0,0035	0,0002

4.4. Radyoopasite Bulguları

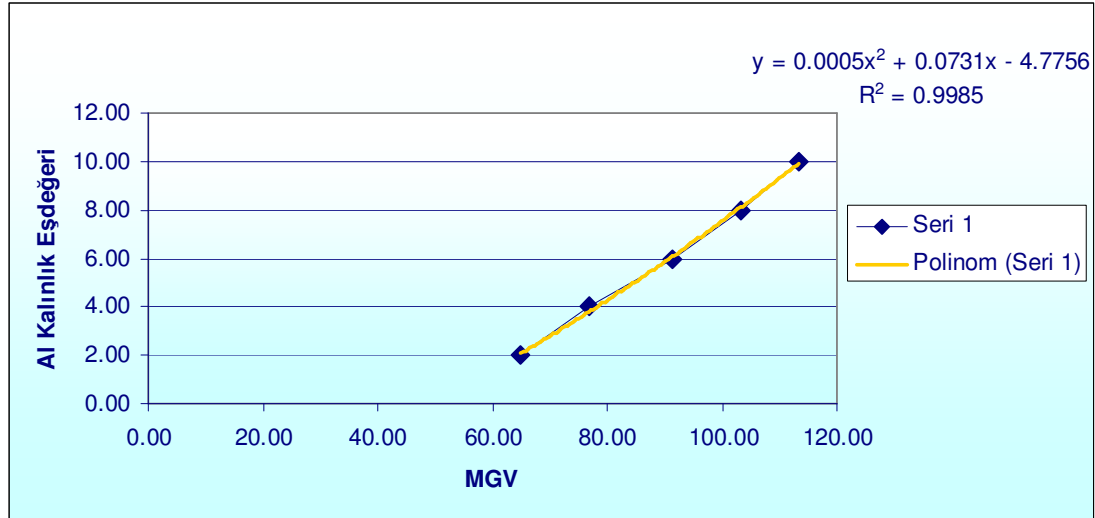
Beyaz MTA, deney materyali ve alüminyum step wedge'in 3 film üzerindeki ölçümler sonrasında belirlenen ortalama grilik değerleri tablo V'de sunulmaktadır. Beyaz MTA'ya ait 3 örneğin birinci filmdeki 9 ölçümünün grilik değeri ortalamasının MG_V=107,96 sahip olduğu bulundu. Deney materyalinin 3 örneğinin birinci filmdeki 9 ölçümünün ortalamasının grilik değeri ise MG_V=84.70 olarak bulundu. İkinci filmde yine beyaz MTA'nın ortalama grilik değeri birinci filmdeki gibi hesaplanarak MG_V=117,34 bulunurken, deney materyalinin ortalama grilik değeri MG_V=99,39 olarak bulundu. Üçüncü filmde de ortalama grilik değerleri birinci filmdeki gibi hesaplanarak beyaz MTA'nın ortalama grilik değeri MG_V=121,47, deney materyalinin ortalama grilik değeri ise MG_V=101,22 olarak bulundu. Her 3 filmde de beyaz MTA'nın ortalama grilik değerlerinin deney materyalinden fazla olduğu gözlemlendi.

Her üç filmde de alüminyum step wedge'in verdiği eğri fonksiyonu polinom eğrisi kullanılarak hesaplandı. Bu fonksiyonda x ortalama densiteyi, y ise alüminyum kalınlığı göstermektedir. Buna göre 1. film için $y=0,0005x^2 + 0,0731x - 4,7756$, $r^2=0,9985$ (Grafik 2); 2. film için $y=0,0015x^2 - 0,1345x + 3,2736$, $r^2=0,9995$ (Grafik 3); 3. film için $y=0,0011x^2 - 0,0918x + 1,9985$, $r^2=0,9991$ (Grafik 4) olarak bulundu. Her test materyalinin her birinin her filmdeki ortalama densite değeri, x değeri olarak o filmin step wedge fonksiyonundaki yerine konularak alüminyum kalınlığı eşdeğeri hesaplandı. Böylece her test materyalinin her örneği için 3 filmde 3 alüminyum kalınlık eşdeğeri elde edildi ve üçünün ortalaması o örneğin 'özgün alüminyum kalınlık eşdeğeri' olarak kabul edildi. Materyallerin ortalama grilik değerleri

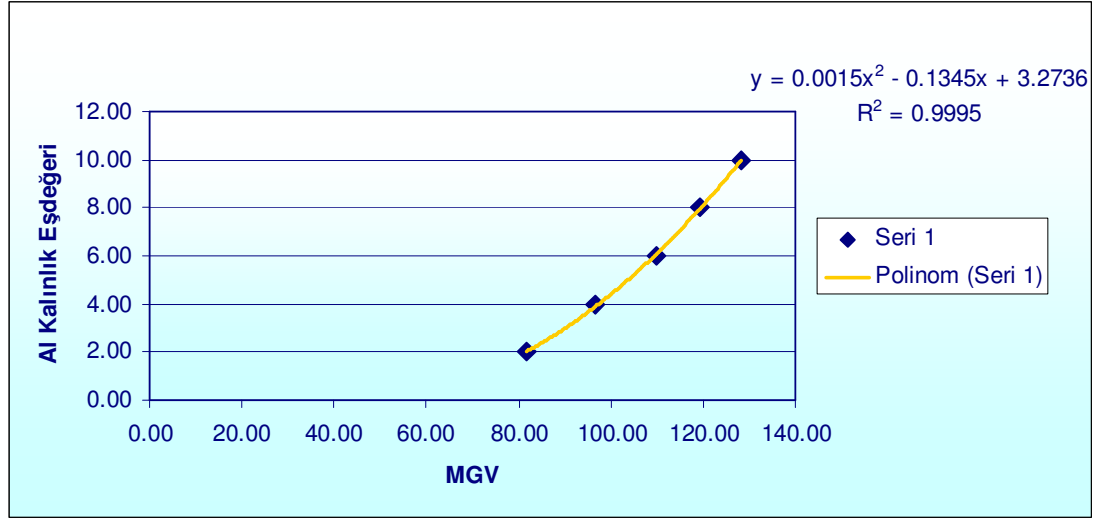
(MGV) ve ortalama alüminyum eşdeğerleri grafik 5 ve 6'da gösterilmiştir. Sonuçta elde edilen alüminyum kalınlık eşdeğerleri tablo VI'da verilmektedir. Materyaller arasında alüminyum eşdeğerlerine göre %95 güven aralığında istatistiksel olarak fark olduğu tespit edildi (p=0.005).

Tablo V: MTA, Deney Materyali ve Alüminyum Step Wedge MGV Değerleri

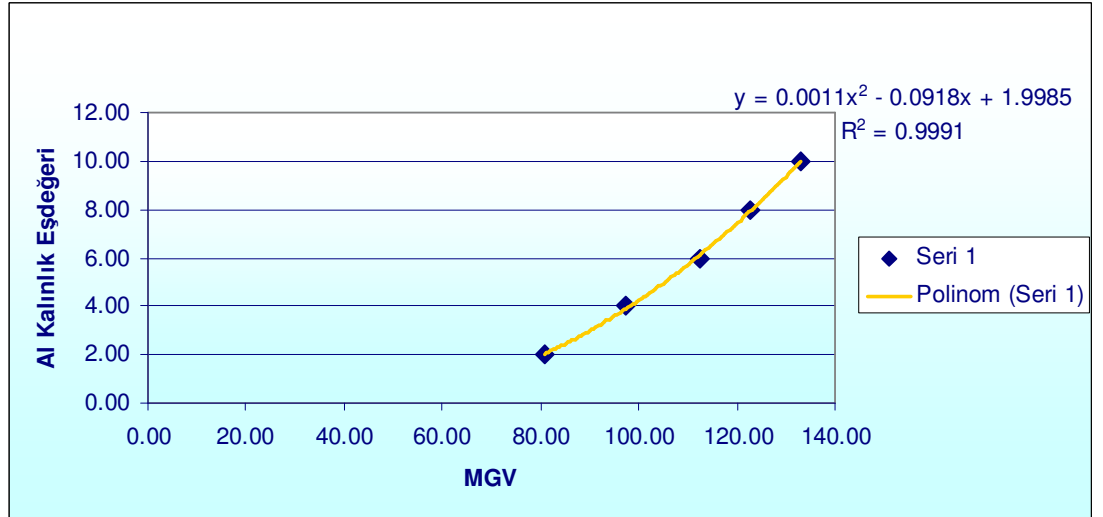
	MTA			DENEY MATERYALİ			ALÜMİNYUM STEP WEDGE				
	1.ÖRNEK	2.ÖRNEK	3.ÖRNEK	1.ÖRNEK	2.ÖRNEK	3.ÖRNEK	1.BAS.	2.BAS.	3.BAS.	4.BAS.	5.BAS.
1.FİLM	107.98	109.99	109.99	85.4	83.48	84.44	64.13	76.21	91.13	103.69	114.24
	107.5	108.73	108.73	86.25	84.45	83.82	65	77.03	91.03	103.08	113.63
	106.67	106.02	106.02	85.7	84.95	83.83	65.74	77.78	91.88	102.79	112.1
2.FİLM	119.06	118.43	115.34	98.1	100.05	101.03	81.61	96.53	109.76	119.57	128.34
	118.1	118.73	115.76	98.12	99.69	99.57	81.96	97.26	109.77	119.52	129.02
	117.11	118.23	115.29	98.76	98.94	100.24	81.74	96.3	109.88	118.78	126.96
3.FİLM	122.63	123.85	118.29	101.32	100.26	101.76	80.12	97.12	112.37	122.62	132.87
	122.74	124.19	118.98	101.92	101.7	100.49	80.83	97.19	112.65	123.11	133.4
	121.95	122.27	118.29	101.27	101.8	100.48	81.34	97.85	112.68	122.74	132.81



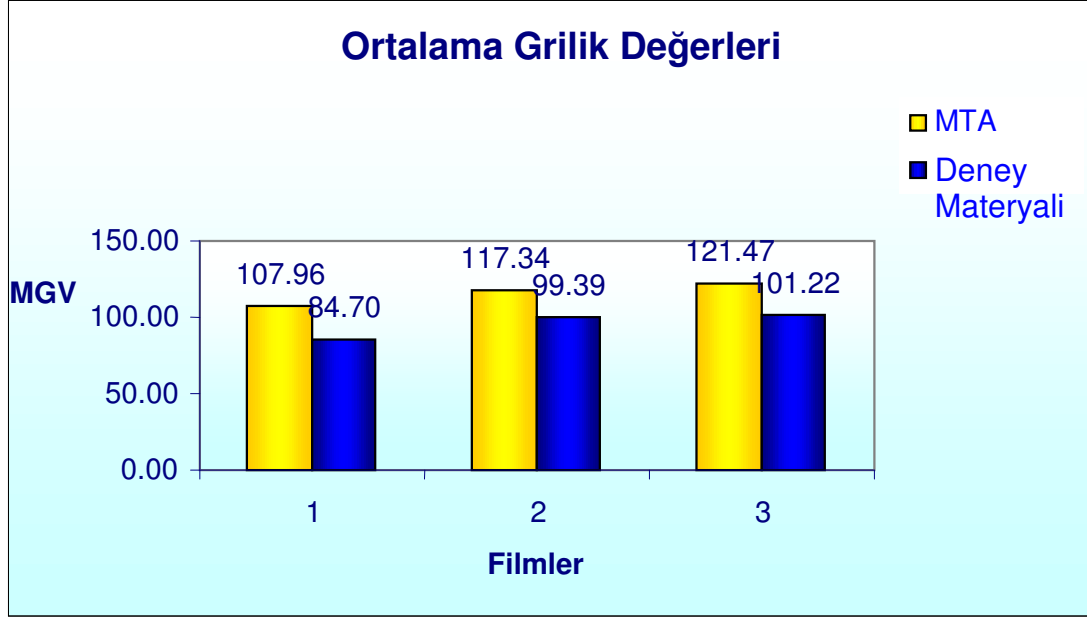
Grafik 2: 1. film için polinom eğrisi grafiği



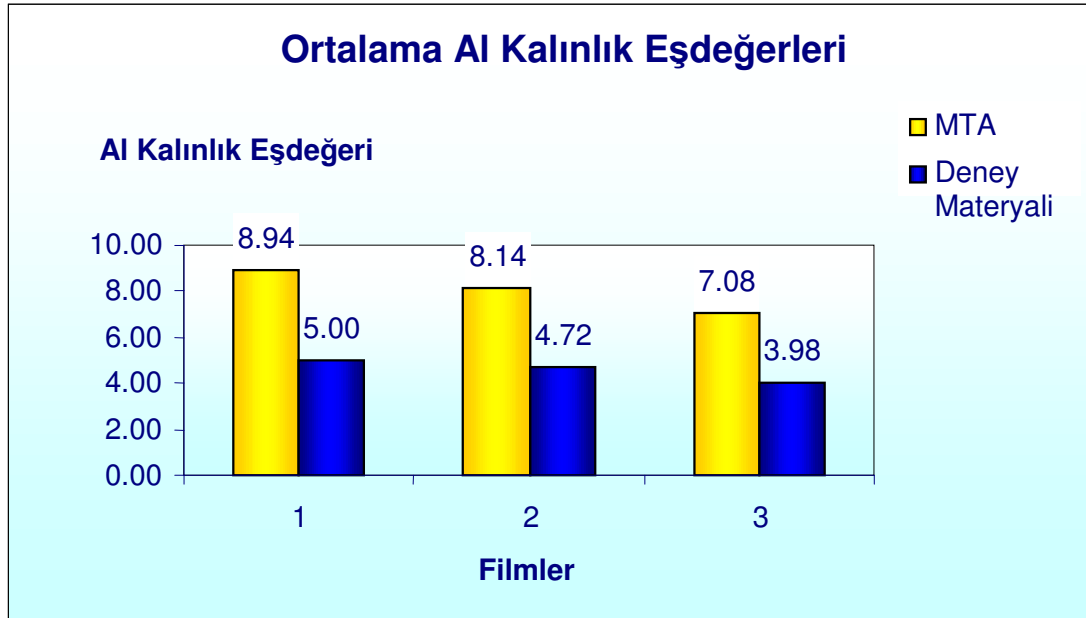
Grafik 3:..2. film için polinom eğrisi grafiği



Grafik 4: 3. film için polinom eğrisi grafiği



Grafik 5: Her film için ortalama grilik değer grafiği



Grafik 6: Her film için ortalama Al kalınlık eşdeğerleri

Tablo VI: MTA ve Deney Materyali Ortalama Alüminyum Kalınlık ($\pm$ SDE) Eşdeğerleri

	Örnek Sayısı	Ortalama Al Kalınlık Eşdeğeri (mm)	Standart Sapma	Standart Hata	Minimum	Maksimum
MTA	3	8.0533	.93302	.53868	7.08	8.94
Deney Materyali	3	4.5667	.52700	.30427	3.98	5.00
Toplam	6	6.3100	2.02642	.82728	3.98	8.94

4.5. Mikrosertlik Bulguları

Beyaz MTA ve deney materyaline ait Vickers sertlik değerleri tablo VII’de verilmiştir. Örneklerin incelenmesi sonucunda beyaz MTA’nın deney materyaline göre istatistiksel olarak daha sert olduğu bulundu ($P=0,016$)(Tablo VIII).

Tablo.VII: MTA ve Deney Materyali Örneklerine Ait Vickers Sertlik Değerleri

Örnekler	MTA’nın Ortalama Sertlik Değeri	Deney Materyalinin Ortalama Sertlik Değeri
1	30.87	18.03
2	20.13	17.10
3	15.87	18.27
4	18.63	16.30
5	17.80	13.13
6	16.37	13.73
7	18.60	13.80
8	20.30	12.57

Tablo VIII: MTA ve Deney Materyali İçin Ortalama Sertlik ($\pm$ SDE) Değerleri

	Ortalama	Standart Sapma	Median	IQR*	Minimum	Maksimum	Ortalamanın Standart Hatası
MTA	19,82	4,73	18,62	3,53	15,87	30,87	1,67
Deney Materyali	15,37	2,31	15,05	4,52	12,57	18,27	0,82

*IQR=interquartile range (standart sapmanın medyan için olanı)

5. TARTIŞMA

Pulpa, lateral kanallar ve apikal foramen aracılığıyla periodonsiyum ile ilişki halindedir. Sement, periodontal ligament ve alveolar kemiğinden meydana gelen periodonsiyum ile mine, dentin ve gingival ataçman aracılığıyla fiziksel olarak ağız ortamından ayrılmıştır.

Diş pulpası ve kök çevresi dokularının mikroorganizmalar ile teması sonucunda patoloji gelişir. Mikroorganizmalar diş pulpası ve periodonsiyumun en önemli iritanlarıdır. Özellikle pulpanın mekanik olarak veya çürük ile açığa çıktığı herhangi bir irreversibl pulpitis belirtisi olmayan apeks gelişimi tamamlanmamış dişlerde pulpa dokusunun vitalitesinin korunması ve periradiküler dokuların patolojisinin önlenmesi için mutlaka dişin sızdırmaz bir şekilde kapatılması gerekir. İlave olarak iyatrojenik perforasyonlar gibi nedenlerle kök kanal sistemi ile periodonsiyum arasında oluşabilecek ilişkinin, bakteriyel sızıntıyı önleyecek bir onarım materyali ile sızdırmaz bir şekilde kesilmesi önemlidir⁴.

Kök kanal sistemi ile ağız boşluğu ve kök ucu çevre dokuları arasındaki ileti yollarını tıkamaya yönelik birçok materyal geliştirilmiştir. Bunlar arasında amalgam, çinkooksit ojenol esaslı Super EBA ve IRM , Cavit (ESPE America, Norristown, Amerika Birleşik Devletleri), kompozit reçineler ve cam iyonomer simanlar bulunmaktadır. Bu materyallerin mikrosızıntı, değişik derecelerde toksisite ve neme duyarlılık gibi önemli dezavantajları vardır.³

Kök kanal sistemi içerisinde nemin elimine edilmesi her zaman güç olmuştur. Bu nedenle diş hekimliğinde araştırmacılar, nemden mümkün olduğunca az etkilenen, biyouyumlu ve toksik olmayan materyallerin geliştirilmesine çalışmışlardır. Torabinejad ve arkadaşları¹, 1993 yılında MTA adlı endodontik materyali Loma Linda Üniversitesinde geliştirdiler. Bu materyal ilk olarak Lee ve arkadaşları² tarafından yapılan bir çalışma ile diş hekimliğine tanıtıldı.

İlk başlarda kök ucu dolgu malzemesi olarak kullanılan MTA, ilerleyen dönemlerde pulpa kapaklama maddesi olarak, apeksifikasyon tedavisinde apikal bariyer olarak, iyatrojenik ve resorpsiyona bağlı perforasyonların tamirinde tamir materyali olarak ve devital dişlerin ağartılmasında bariyer olarak kullanılmaya başlandı.

Mitchell ve arkadaşları⁶⁹ yaptıkları bir çalışmada floresans spektrometre kullanarak MTA ve Portland çimentolarının ana yapılarını incelediklerinde, her iki materyalin de benzer bileşenler içerdiğini saptamışlardır.

Biz de bu bulgu doğrultusunda beyaz MTA benzerinin ülkemiz şartlarında daha ucuz maliyetlerle üretilebileceği düşüncesiyle T.C. Çimento Müstahsilleri Birliği Laboratuvarları'nda deney materyalini oluşturduk.

Çalışmamızda beyaz MTA ve geliştirdiğimiz deney materyalinin kristal yapılarını x-ışını kırınım faz analizi yaparak değerlendirdik.

X-ışını kırınım faz analizleri, alaşımların yapılarını araştırmada, dental alaşımların oksidasyonunun, metal seramik ara yüzlerinin ve simanların kristal yapılarının belirlenmesinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir.¹⁵⁸⁻¹⁶⁰

Torabinejad ve arkadaşları²⁶, x-ışını kırınım faz analizi sonucunda gri MTA'nın öncelikli olarak trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikattan oluştuğunu, ilave olarak da az miktarda trikalsiyum alüminat ve tetrakalsiyum alüminoferrit alaşımlarından oluştuğunu göstermişlerdir. Bu alaşımlar, kalsiyum oksit, silikon dioksit, alüminyum oksit ve demir oksitten elde edildi. Daha önceden sertleşmiş materyallerin analiz raporlarının aksine, reaksiyona girmemiş materyalin analizinde fosfor bileşeni gözlemlenmemişlerdir.^{26, 161}. Beyaz MTA'da demir bulunmadı. Bu da beyaz Portland çimentosunun bileşenlerini yansıtmaktadır. Çünkü MTA bileşenleri Portland çimentosu bileşenlerinin benzeridir. Aralarındaki tek fark MTA'da

bulunan bizmut oksit bileşenidir. Sertleşme reaksiyonları da beklendiği üzere benzerdir. Temel bileşenler trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikatın su ile reaksiyona girmesi sonucu zayıf kristalize sulu tuz ve kalsiyum hidroksit oluşur¹⁶². Araştırmacılar yorumlarında sertleşen MTA'nın silikat matriksindeki kalsiyum hidroksitin dikkate alınması gerektiğini belirtmişlerdir.

Camilleri ve arkadaşları¹⁶³, yaptıkları çalışmada gri ve beyaz MTA, beyaz Portland çimentosu (Lafarge Asland, Valencia, İspanya), gri Portland çimentosu (Italcementi SPA, Bergamo, İtalya), alçı taşı içermeyen beyaz Portland çimentosu Proto A, (Aalborg White, Aalborg, Danimarka) ve alçı taşı içermeyen beyaz Portland çimentosunun 4/1 oranında bizmut oksit ile karıştırılmış hali Proto B'nin (Aalborg White, Aalborg, Danimarka; Sigma – Aldrich, Dorset, İngiltere) benzer kimyasal bileşenlere sahip olduklarını hem x-ışını enerji dağılım analizi (EDAX) hem de x-ışını kırınım analizi ile doğrulamışlardır. Bu materyallerin temel olarak trikalsiyum ve dikalsiyum silikattan oluştuğunu, MTA'nın her iki tipine ve Proto B'ye bizmut oksit eklendiğini ve gri çimentonun demir içerdiğini, Proto A ve Proto B'nin alçı taşı yokluğuna bağlı olarak analizlerde sülfür piki yapmamasıyla diğer materyallerden ayrıldığını ve bu yüzden bu materyallere su ilave edildiğinde kalsiyum silikat hidrat jel ve kalsiyum hidroksit oluştuğunu gösterdiler. Araştırmacılar beyaz Portland çimentosu, Proto A ve beyaz MTA'nın gri Portland çimentosu ve gri MTA'dan daha ince olduklarını belirlemişlerdir.

Beyaz Portland çimentosu daha az alkali yapıdadır. Bunun nedeni üretim aşamasındaki buharlaşma ve hammaddelerdeki kimyasal içeriklerdir¹⁶⁴. Bu hidrasyon sırasında daha az heksakalsiyum alüminat trisülfat hidrat oluşmasına neden olur. Heksakalsiyum alüminat trisülfat, iğne benzeri kristaller şeklinde biriken kalsiyum, alüminyum, silikon ve sülfürden oluşan kompleks bir hidrattır. Düşük alkali içeriği kalsiyum oksitin çözünürlüğünü artırır, sülfat iyonunkini ise azaltır. Böylelikle trikalsiyum alüminat ile reaksiyona girebilecek sülfat miktarı daha az olur. Bunun sonucunda ise dayanıklılıkta azalma olur. Bunu kontrol altına almak için yapı partiküllerinin daha ufak parçalara öğütülmesi işlemi gerçekleştirilir¹⁶⁴. Scanning elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan partikül büyüklüğü incelemesi sonucunda gri MTA'nın beyaz Portland çimentosu ile benzer partikül büyüklüğüne sahip olduğu bulunmuştur. Gri MTA, erken dayanıklılığı ve reaksiyon miktarını arttırmak için öğütülmüş çabuk sertleşen Portland çimentosundan türetilmiştir. Çimentonun partikül büyüklüğünün azaltılması, tüm partiküllerin suyla ıslanabilmesi için daha yüksek bir su/çimento oranına ihtiyacı doğurur. Beyaz MTA test edilen tüm çimentolar içerisinde en küçük partikül boyutuna sahiptir. Bu da, beyaz MTA'nın gri MTA için kullanılan

su/çimento oranı tercih edildiğinde sergilediği farklı manüplasyon karakterini açıklamaktadır. Bu problem prototip materyallerin karıştırma suyuna süperplastikleştirici karışım eklendiğinde ortaya çıkmamıştır. Karışımın kullanımı, aynı işlevselliğin daha az miktarda su ile elde edilebilmesini sağlamıştır. Camilleri ve arkadaşları¹⁶⁵, süperplastikleştirici karışım kullanımının çimentonun biyouyumluluğunda herhangi bir değişime sebep olmadığını belirtmişlerdir.

Holland ve arkadaşları^{28, 166, 167}, Portland çimentosunun, MTA'nın ve kalsiyum hidroksitin benzer etki mekanizmalarını göstermişlerdir. Saidon ve arkadaşları¹⁶⁸, MTA ve Portland çimentosunun aynı fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikler gösterdiğini öne sürmüşlerdir.

Bizim çalışma sonuçlarımızın da Torabinejad ve arkadaşları²⁶ ile Camilleri ve arkadaşlarının¹⁶³ sonuçları ile uyumlu olduğu görüldü. Yapmış olduğumuz bu çalışmanın x-ışını faz analizleri sonucunda beyaz MTA ve deney materyalinin alite (C_3S), belite (C_2S), alüminite (C_3A) ve bismite (Bi_2O_3) fazlarını belirledik. Her iki materyalin de ana yapısının öncelikli olarak trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikattan oluştuğunu, ilave olarak da az miktarda trikalsiyum alüminat içerdiğini tespit ettik. Bu sonuçlar doğrultusunda her iki materyalin içerdikleri bileşenlerin genelde birbiriyle uyumlu olduğu bulundu. Beyaz MTA ve deney materyalinin x-ışını kırınım faz analiz grafikleri üst üste çakıştırıldığında, materyallerin büyük ölçüde birbiriyle uyumlu olduğu görülmekle birlikte çok hafif kaymalar mevcuttur. Bu kaymaların nedeni deney materyalinin yapılması sırasında çok yüksek sıcaklıklara maruz bırakılması (yaklaşık $1550^{\circ}C$) ve fırınlama aşamasının bitiminden hemen sonra bu yüksek sıcaklıktan doğrudan oda ısısına çıkartılmasıdır. Bu ani ısı değişimi kristal yapıların oluşmasında çok hafif değişimlere neden olabilir. Bunun önüne geçmek için ise fırınlanma aşamasından sonra ani soğutma yerine materyalin yavaş yavaş oda ısısına geçişi sağlanarak kristal yapıların daha iyi hale getirilmesi sağlanabilir.

Su bazlı simanlarda dikkat edilmesi gereken önemli bir husus da arsenik ve kurşunun elimine edilmesidir. Arsenik ve kurşun Portland çimentosu tozunun bir bileşeni olan kireç taşında bulunurlar. ISO standartlarının 9917-1:2003 maddesine¹⁶⁹ göre su bazlı dental simanlarda asitte çözünen arseniğin 2 mg/kg'dan az, asitte çözünen kurşunun ise 100 mg/kg'dan az olması gerektiği belirtilir.

Duarte ve arkadaşları¹⁷⁰ farklı gri Portland çimentolarından, ProRoot MTA (Tulsa Dental, USA) ve MTA-Angelus'dan (Odonto-Logika, Brazil) arsenik salınımını belirlediler. Salınan arsenik miktarı çok düşük ve toksik seviyelerin altındaydı. En yüksek çözünen arsenik miktarı Votoran Portland çimentosunda (Votorantim Cimentos, Cubatao, Brezilya) 3 saat sonunda 0,007 ppm ve 168 saat sonunda 0,006 ppm olarak bulundu. Diğer materyallerde çözünen miktar 0,002 ppm civarında bulundu. Portland çimentosu, MTA ve MTA-Angelus'taki arsenik miktarının klinik uygulamalar için kontrendikasyon oluşturmadığı sonucuna vardılar.

Biz de laboratuvar şartlarında deney materyalini üretirken, arsenik miktarının düşük olması için üretimde saf bileşenleri kullanma yoluna gittik. Çünkü Portland çimentosunun yapımında kullanılan ve doğadan alınan bazı materyallerde (kil, alçı taşı gibi) az da olsa arsenik bulunmaktadır. Saf bileşenler üzerinden Portland çimentosunun üretilmesi ile bu olumsuzluğun ortadan kaldırılabilceğini ileri sürebiliriz.

İdeal bir kök kanal simanı, antimikrobiyal özelliğe sahip olmalı³³ ve mineralize doku bariyeri oluşumunu stimüle etmelidir.^{28, 35} Antimikrobiyal aktivite hidroksil iyonlarının artması, pH'ın yükselmesi ve bakterilerin yaşaması için uygun olmayan bir ortamın oluşturulmasıyla ilişkilidir³⁶. MTA'nın bağ dokusunda pH'nın yükselmesine ve antibakteriyel etkinin artmasına neden olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir.^{33, 37}

Torabinejad ve arkadaşları²⁶ ile Schmitt ve arkadaşları²⁹ yaptıkları çalışmalarda, MTA'nın su ile karıştırıldığında ilk pH değerinin 10.2 olarak görüldüğünü, 3 saat içinde pH'nın 12.5'e yükseldiğini ve bu seviyelerde kaldığını ve bu değerlerin kalsiyum hidroksit ile karşılaştırılabilir bir pH derecesi olduğunu belirttiler.

Duarte ve arkadaşları³⁴, yapmış oldukları çalışmada MTA ve MTA-Angelus arasında pH ve Ca^{2+} iyon salımı açısından istatistiksel olarak bir fark bulmadılar.

Santos ve arkadaşları¹⁵⁶ da yaptıkları bir çalışmada MTA-Angelus ile Portland çimentosundan üretilen deney materyalini karşılaştırdılar. İlk 24 saatte pH değerlerinde hidroksil iyonu salımına bağlı olarak belirgin bir artış buldular. Aynı durum kalsiyum iyonu salımı için de görüldü. Portland çimentosu sertleşirken hidrasyon reaksiyonunun sonucu olarak kalsiyum hidroksit oluşur. Örnekler sulu çözelti içeren test tüplerine yerleştirilirken kalsiyum hidroksit, kalsiyum ve hidroksil iyonlarına ayrılır. Bu sırada ortamdaki pH yükselir.

Beyaz MTA ve deney materyalinin pH değerlerinin günlük değişimlerinin değerlendirildiği çalışmamızda ise ilk 24 saatte pH değerlerinin hızlı bir şekilde yükseldiği belirlendi (deney materyali pH=10.49, MTA pH=9.59). Takip eden günlerde MTA ve deney materyalinin pH'sında bir miktar azalma görülmekle birlikte en düşük pH değeri her iki materyal için 11. günde 7.6 olarak tespit edildi. MTA ve deney materyalinin günlük pH değişimlerinin birbiriyle benzer olduğu görüldü. Bu sonuçlar aynı zamanda Santos ve arkadaşlarının¹⁵⁶ sonuçlarıyla uyumludur.

Geleneksel kök kanal tedavisi uygulamasının imkansız veya başarısız olduğu durumlarda cerrahi endodontik tedavi gerekir. Bu tedavi genellikle tam kalınlıkta flap kaldırılması, osteotomi, kök ucu rezeksiyonu, kök ucu preperasyonu ve kök ucunun dolgu maddesiyle tıkanmasını içerir. Kök ucu dolgu maddelerinin yerleştirilme amacı, mikroorganizma ve onların ürünlerinin kök çevre dokularına geçişinin engellenmesidir. Apikal tıkama, cerrahi endodontik tedavi ile ulaşılması istenen tek ve en önemli kriterdir¹⁷¹⁻¹⁷³.

İdeal bir apikal tıkama sağlamak için kök ucu dolgu maddesi rezorbe olmamalı, doku sıvılarında bozulmamalı, çözünmemeli, kök ucu kavitesindeki dentin duvarına sıkı bir şekilde adapte olabilmeli, kolay manüple edilebilmeli ve biyouyumluluk özelliklerine sahip olmalıdır. Bu amaca yönelik olarak amalgam, Cavit, kompozit reçineler, cam iyonomer simanlar, altın levhalar, güta perka, MTA, polikarboksilat simanlar, polivinil simanlar ve çeşitli çinko oksit ojenol bazlı simanlar kullanılmaktadır. Ancak bu materyallerin hiçbirisi yukarıda sayılan ideal özelliklere sahip değildir.¹⁷⁴

En çok kullanılan kök ucu dolgu maddesi amalgam olmakla beraber çeşitli dezavantajları vardır.^{21, 175, 176} Kontraksiyon büzülmesi ve 10 µm/cm'yi bulan genleşmesi sonucunda dolgu ve kavite duvarları arasında

adaptasyonu zayıf olur. Amalgam ile dentin arasında önemli miktarda sızıntı tespit edilmiştir.^{177, 178,179} Bunun yanında içerdiği civa ve ağır metaller hala tartışma konusudur. Amalgamın lokal ve sistemik etkilerini gösteren çeşitli çalışmalar bulunmaktadır.^{180, 181}

MTA iyi sızdırmazlık özelliklerine sahip, biyouyumlu, nem varlığında dahi sertleşebilen, çözünürlüğü az, radyoopak, alkali pH içeren, antimikrobik özelliklere sahip bir dolgu malzemesi olması nedeniyle günümüzde en çok tercih edilen kök ucu dolgu maddesidir.^{26, 101}

Torabinejad ve arkadaşları^{3, 60, 182} yaptıkları farklı çalışmalarda MTA'nın amalgam, Super EBA ve çinko oksit ojenol simanlara oranla daha az sızıntı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Fischer ve arkadaşları,¹⁸³ MTA'nın amalgam, IRM ve Super EBA'dan daha az sızıntı gösterdiğini ileri sürmüşlerdir.

Erkut ve arkadaşları¹⁸⁴ yapmış oldukları çalışmada MTA, amalgam, IRM ve çinko fosfat simanın kök ucu dolgu materyali olarak kullanıldığında göstermiş olduğu sızıntıları karşılaştırdıklarında MTA'nın amalgam ile belirgin bir fark göstermemesine rağmen en az sızıntı gösteren materyal olduğunu bildirmişlerdir.

Islam ve arkadaşları¹⁸⁵, MTA ve Portland çimentosunu karşılaştırdıkları bir çalışmada bütün örneklerin sertleşme sırasında hafifçe genleştiğini bulgulamışlardır. Bu genleşme, ideal kök ucu dolgu maddeleri için gerekli olan tıkama özelliğini artırır.

Biz de MTA'nın bu avantajlarını ve özellikle maliyet unsurunu göz önünde bulundurarak çalışmamızda beyaz MTA ve benzeri deney materyalini geliştirerek kullandık.

Apikal rezeksiyon sonrasında kök ucu kavitesi genelde yüksek devirli veya ufak başlı yavaş devirli başlıklar ile gerçekleştirilir. Bununla birlikte kesi yapılan bölgeye ulaşmaktaki güçlükler, frezlerin dışın uzun aksına

uygun yerleştirilmesindeki problemler düzgün kök ucu kavitesi açılmasını güçleştiren faktörlerdir. Bu nedenlerden dolayı sonik ve ultrasonik cihazlar kök ucu kavitesinin ulaşımını, derinliğini ve kalitesini arttırmak için kullanılmaktadır.^{186, 187}

Biz de çalışmamızda kök ucu kavitelerinde standartı sağlamak için sonik başlıktan yararlandık. Böylelikle kök ucu kavitelerinin birbiriyle daha uyumlu olması sağlandı.

Potansiyel kök ucu dolgu materyallerinin uygunluğunu araştıran sızıntı çalışmaları ile ilgili birçok araştırma olmasına rağmen bu materyallerin tıkama yeteneklerini değerlendiren standart bir sızıntı testi mevcut değildir.³⁹

Boya gibi iz bırakan materyaller, radyoizotoplar, bakteri ve ürünleri gibi çeşitli materyaller mikrosızıntının belirlenmesinde kullanılmaktadır. Sızıntı çalışmalarında en eski ve yaygın olarak kullanılmış yöntemlerden birisi boya sızıntısıdır.^{39, 101, 188} Boya sızıntı yöntemleri, radyoizotop yöntemine göre uygulanması daha kolay, ucuz, güvenli ve basittir.^{39, 101} Bu nedenle Hint mürekkebi, eritrosin B, bazik fuksin, floresan solüsyonu ve metilen mavisi gibi çeşitli solüsyonlar kullanılmaktadır.^{3, 189} Boyalar, sızıntının belirlenmesinde çok kullanılmalarına rağmen, sadece 2 mm. derinliğe penetre olabildikleri ve bu mesafenin ilerisindeki boşluklara ulaşamadıkları bildirilmiştir¹³⁰. Kanal içinde sıkışan hava fenomeni ilk olarak Spradling ve Senia¹⁹⁰ tarafından ortaya atılmıştır. Bu sıkışan havanın, boyanın penetre olmasına engel olabileceği de düşünülmektedir.

Sızıntı çalışmalarının standart, karşılaştırılabilir ve güvenilirliğinin artırılması için Wu ve Wesselink¹³⁰ sıvı filtrasyon sistemini önerdiler. Derkson¹³⁵ tarafından 1986 yılında ilk defa tanımlanan bu sistem, Pashley¹³⁶ tarafından geçici dolgu maddelerinin tıkama etkinliğinin değerlendirilmesi için tasarlanmış ve Wu¹³⁰ tarafından endodontik sızıntı çalışmaları için modifiye edilmiştir.

Sıvı filtrasyon metodunun bazı avantajları vardır. Bu sistemin en büyük avantajı kullanıcı hatasını önleyen kantitatif sızıntı değerleri sağlamasıdır. Çok ufak değerler bile ölçülebilir ve kanal boyunca bulunan boş

alanların belirlenmesinde boyalardan daha hassastır^{130, 191}. Kök kanal dolgularının kalitesinin sabit hava basıncında hem apikal hem de koronal yönden değerlendirilebilmesine olanak sağlar¹⁹². Bu metodun bir diğer avantajı da örneklerin zarar görmemesi ve tekrarlayan ölçümlere izin vermesidir. Böylelikle uzun dönemli çalışmalarda farklı zamanlarda ölçümler yapılabilir.¹⁹³ Gillespie ve arkadaşları¹⁹⁴ tekrarlayan ölçümlerin kök kanal sistemi üzerine çok az etkisi olduğunu ve bunun sonuçları etkilemediğini bildirmişlerdir.

Oruçoğlu ve arkadaşları¹⁹⁵ sıvı filtrasyon metodunun bilgisayar ile desteklenmiş şeklini tanımlayarak mikropipet içerisindeki hava baloncuğunun hareketini bilgisayar yardımıyla ölçmüşlerdir.

Youngson ve arkadaşları¹⁹⁶, sıvı filtrasyon metodu ve boya penetrasyon ölçümlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında sıvı filtrasyon metodunun daha hassas olduğunu ve iki ölçüm arasında istatistiksel olarak belirgin bir ilişki bulunmadığını bildirmişlerdir.

Biz de beyaz MTA ve deney materyalinin kök ucu dolgu maddesi olarak kullanıldığında göstermiş oldukları sızıntı miktarlarını sıvı filtrasyon yöntemini uygulayarak belirledik. Çalışmamız sonucunda deney materyalinin beyaz MTA'ya oranla daha az sızıntı gösterdiğini bulguladık ($p=0,013$). Deney materyalinin partikül büyüklüklerinin beyaz MTA'ya oranla homojen olmayışı büyük partiküllerin arasına küçük partiküllerin girerek daha iyi bir tıkama sağlaması beyaz MTA ile karşılaştırıldığında daha az sızıntı göstermesinin açıklaması olabilir.

Kök kanal sisteminde kullanılan dolgu materyallerinin radyografik özelliklerinin de belirli standartlara sahip olması gerekmektedir. Diş ve kemik gibi çevre dokulardan ayırt edilebilir derecede radyoopasiteye sahip olmalıdırlar.⁴⁵⁻⁴⁹ Bu özelliğin sağlanması için dolgu materyallerinin içerisine baryum, bizmut gibi çeşitli elementler katılmaktadır.

MTA'nın yapısında bizmut oksitin varlığı çeşitli araştırmacılar tarafından bildirilmiştir.^{37,29, 38} Daha önceki araştırmacıların çalışmalarında MTA'da bizmut oksitin bulunmamasının nedeninin radyoopasite verici ajanların ilave edilmediği prototip versiyonlarının kullanılmış olmasından kaynaklanabileceği ileri sürülmüştür.^{26, 69, 161}

Camilleri ve arkadaşlarının¹⁶³ yapmış olduğu bir çalışmada, çimentolara bizmut oksit eklenmesinin biyouyumluluğa direkt bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir.

ANSI/ADA'nın 57 nolu şartnamesinde kök kanal dolgu patlarının 3 mm alüminyum kalınlıktan daha az eşdeğerde olmaması gerektiği bildirilmektedir.

Çalışmamızda beyaz MTA ve deney materyalinin radyoopasitelerini karşılaştırırken 2 mm kalınlığında örnekler hazırladık. Çalışmalarda materyal kalınlığının 2 mm olarak seçilmesinin sebebi, onarım işlemi yapılması için dentindeki çürük lezyonunun derinliğinin minimum 2 mm olmasıdır.¹⁹⁷ Bu değerlendirmede, aynı kalınlıktaki alüminyum ve kemiğin/dentinin radyoopasitelerinin eşit olduğu, minenin ise aynı kalınlıktaki alüminyumun yaklaşık iki katı değerinde radyoopak olduğu gerçeğinden yararlanılmaktadır.^{43, 198} Bununla beraber, onarım materyallerinin dentinden daha radyoopak, mineye eşdeğer veya mineden daha radyoopak olması gerektiğini ileri süren çalışmalar da bulunmaktadır.^{43, 199, 200} Öte yandan, çok fazla radyoopasitenin istenen bir özellik olmadığı ve bunun, dolgu altındaki çürüklerin veya boşlukların teşhis edilmesini güçleştirebileceği bu nedenle, yüksek düzeyde radyoopasiteye sahip onarım materyalleri yerine, orta derecede radyoopasitesi olan materyallerin tercih edilmesi önerilmektedir.^{43, 197, 201, 202}

Kök ucu dolgu materyalleri gözle belirlenebilecek oranda radyoopak olmalıdırlar. Beyaz ve gri MTA'nın her ikisi de ISO standartlarını karşılayabilecek derecede radyoopaktırlar.²⁰³ Bilindiği gibi, 1 mm kalınlığındaki mineralize dokunun radyoopasitesi 1 mm kalınlığındaki alüminyuma eşit olmalıdır.²⁰⁴ Bundan dolayı, kök kanal dolgu materyalleri ISO standardı 6876'da da belirtildiği üzere minimum 3 mm alüminyum kalınlık eşdeğerinde radyoopasiteye sahip olmalıdır.²⁰³ Portland çimentosunun doğal hali hafifçe radyoopaktır fakat bu radyoopasite değeri ISO standartlarının minimum değerlerine ulaşamamaktadır. Portland çimentosu klinik olarak kullanılacak ise bu durum dezavantaj oluşturmaktadır. Klinikte kullanılabilir değerlere ulaşılabilmesi için Portland çimentosu içerisine radyoopasite kazandırmak için opaklaştırıcı elementler katılmalıdır. Beyaz ve gri MTA arasındaki radyoopasite farkı içerdikleri ana bileşenlerin farklılığının sonucu olabilir.

Biz de deney materyalini hazırlarken içerisine bizmut oksit ekleyerek radyoopasiteyi sağlamaya çalıştık.

Laghios ve arkadaşları⁴⁹, çalışmalarında MTA'nın Super-EBA (9,9 mm Al), IRM (9,3 mm Al), güta perka (11 mm Al) ve amalgamdan (15,6 mm Al) daha az, çinko oksit ojenol bazlı kök kanal patları ile eşit radyoopasitede olduğunu buldular. Camps ve arkadaşları²⁰⁵ daha sonra yaptıkları bir çalışmada, MTA'nın radyoopasitesinin 5,1-9,1 mm Al kalınlık eşdeğeri arasında olduğunu ileri sürmüşlerdir.

Bizim alışmamızda beyaz MTA, deney materyaline göre daha radyoopak bulunmuştur. Beyaz MTA'nın 8,05 mm Al, deney materyalinin de 4,56 mm Al kalınlık eşdeğerine sahip olduğu bulundu. Ancak her iki materyal de ISO ve ANSI/ADA'nın 57 nolu şartnamesinde belirtmiş olduğu değerleri karşılayan düzeydedir. Çalışma sonuçlarımızın Camps ve arkadaşlarının²⁰⁵ sonuçları ile uyumlu olduğu da görülmektedir.

Çalışmamızda x-işını kırınım faz analiz verilerinin de gösterdiği üzere beyaz MTA bismite fazında deney materyaline göre daha fazla pik yapmıştır. Bu da beyaz MTA'nın deney materyaline oranla daha radyoopak olmasını açıklamaktadır. X-işını kırınımında MTA'da bismite fazının deney materyaline göre daha fazla pik yapmasının nedeni, bizmut oksit kristallerinin yapısının deney materyaline oranla daha çok olmasından kaynaklandığını ileri sürebiliriz.

Onarım malzemelerinin değerlendirilmesinde dikkat edilmesi gereken önemli özelliklerden biri de sertlik dereceleridir. Sertlik bir materyalin sürekli yükleme veya penetrasyona direnci olarak tanımlanır.¹⁴⁶

Sertlik derecesinin belirlenmesi için çeşitli testler kullanılmakla beraber diş hekimliğinde Vickers Mikrosertlik Testi en çok kullanılan yöntemlerden birisidir. Doğru değerler üretebildiği, aynı örneğin farklı yüzeylerinden ölçümlere izin verdiği, kırılğan materyallerin sertliğinin belirlenmesi için de uygun olması nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır.^{150, 154}

Danesh ve arkadaşları²⁰⁶ Vickers mikrosertlik testinden yararlanarak yaptıkları bir çalışmada MTA ve iki farklı Portland çimentosunun sertliklerini karşılaştırmış ve sonuçta MTA'nın her iki Portland çimentosundan belirgin oranda daha sert olduğunu belirlemişlerdir. Çalışmayı mikrosertliklerin klinik uygulamaları taklit etmesi için 5 mm kalınlığındaki örneklerde gerçekleştirmişlerdir.

Matt ve arkadaşları²⁰⁷ apikal bariyer olarak kullanılan MTA'nın 5 mm kalınlığında olması gerektiğini önermişlerdi. Çünkü 5 mm kalınlığındaki MTA'nın 2 mm kalınlığında olandan belirgin oranda daha sert olduğunu ileri sürmüşlerdir. Ayrıca MTA'nın kök ucu dolgu malzemesi olarak kullanıldığında minimum 3 mm ve apeksifikasyon tedavisinde apikal bariyer olarak kullanıldığında ise minimum 4 mm kalınlıkta olması gerektiği çeşitli çalışmalarda bildirilmektedir.^{208, 209}

Biz de çalışmamızda beyaz MTA ve deney materyalinin sertliklerini karşılaştırırken Vickers mikrosertlik testinden yararlandık ve örnekleri 5 mm kalınlığında hazırladık.

MTA'nın sertliği partikül büyüklüğüne, su-toz oranına, sıcaklık ve neme ve karıştırma sırasında maruz kaldığı hava miktarına bağlıdır.³ Bütün simanlar aynı şartlarda karıştırılmalıdır. Uygulama değişiklikleri partikül büyüklüklerine etki edebileceği için sertliği de değiştirebilir. Mekanik özellikler açısından partikül büyüklüğü önemlidir. MTA'da olduğu gibi benzer ve küçük partikül büyüklüğü mekanik kuvvetlere dayanıklılığı artırır.²¹⁰ Dammaschke ve arkadaşları²¹¹ MTA'nın partikül büyüklüğünün Portland çimentosuna göre daha küçük ve benzer büyüklükte olduğunu gösterdiler. İlave olarak Portland çimentosundaki sertliğin MTA'ya göre düşük olmasının nedeninin MTA'daki potasyum miktarının düşürülmesinden de kaynaklanabileceği belirtilmiştir.²¹¹ Bilindiği üzere potasyum çimentoların mekanik özelliklerini azaltan bir elementtir.^{212, 213}

Ryge ve arkadaşlarına²¹⁴ göre sağlam dentinin sertliği yaklaşık 70 Vickers sertlik değeri civarındadır ve bu değer MTA'nın yaklaşık 2 katıdır. Ayrıca, kök çevresindeki yangılarda olduğu gibi asidik ortamın (pH 5) bulunduğu durumlarda MTA'nın sertliği nötral ortamlara nazaran oldukça düşüktür.²¹⁵

MTA'nın 21 gündeki basınca dayanıklılığı yaklaşık olarak 70 MPa'dır. Bu özelliği IRM ve Süper EBA'dan üstün, amalgamdan ise düşüktür (311 MPa).^{26, 29, 33} Basınca dayanıklılık değerleri kök ucu dolgu materyalleri gibi direkt okluzal kuvvetlere maruz kalmayan materyaller için önemli olmayıp MTA'nın sertliğinin ve basınca direncinin yeterli olmaması nedeniyle okluzal kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde kullanılmaması önerilmektedir.

Bu araştırmanın sonucunda beyaz MTA'nın deney materyaline oranla belirgin oranda daha sert olduğunu bulguladık. Çalışmamızda kullanmış olduğumuz deney materyalinin daha ince ve homojen partikül büyüklüğüne getirilmesi ve içerdiği potasyum miktarının incelenerek gerekiyorsa azaltılması ile MTA'ya benzer sertlik değerlerine ulaşması sağlanabilir düşüncesindeyiz.

Ülkemiz kaynaklarından yararlanarak daha uygun şartlarda elde ettiğimiz beyaz MTA benzeri deney materyali ile yaptığımız in vitro çalışmalar sonucunda, deney materyalinin beyaz MTA'dan daha az sızıntı gösterdiği bulgulanmıştır. Sızdırmazlık, özellikle kök ucu dolgu maddeleri için gerekli olan en önemli özelliklerden biridir. Dokularla uyumluluğun karakteristiği olan alkali pH'yı hem deney materyali hem de beyaz MTA içermektedir. İçerdikleri bileşenlerin x-ışını kırınım faz analizleri ile birbiriyle uyumlu olduğu belirtilen bu materyallerden MTA'nın radyoopasite ve sertlik değerlerinin daha fazla bulunmasına rağmen bu kriterler klinik uygulamalar açısından kök kanal dolgularında istenen primer özellikler değildir. Bunun yanı sıra deney materyalinin radyoopasite değeri, beyaz MTA'dan daha az bulunmakla birlikte standartları karşılayabilen değerlerdir. MTA'nın diş hekimliğinde kullanıldığı alanlar göz önüne alındığında, sertlik değeri fonksiyonel bölgeleri içermediği için pek fazla önem taşımamaktadır. Beyaz MTA benzeri deney materyali ile yaptığımız bu çalışmanın sonuçları seri üretime geçilebilmesi durumunda klinik uygulamalarda daha yaygın kullanım için teşvik edici olabilir. Ancak ilerleyen dönemlerde klinik olarak kullanımının yaygınlaştırılması için ülkemiz şartlarında geliştirdiğimiz bu deney materyalinin diğer fiziksel ve biyolojik özelliklerinin de değerlendirilmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

MTA ve deney materyalinin fiziksel özelliklerinin in-vitro olarak karşılaştırıldığı çalışmamız sonucunda;

1. X-ışını kırınım faz analizleri ile yapılan karşılaştırma sonucu her iki materyalin fazlarının genelde birbiriyle uyumlu olduğunu, sadece bismite fazında MTA'nın deney materyaline oranla daha fazla pik yaptığını bulduk. Bunun da MTA'da kullanılan bizmut oksitin kristal yapısının kalite farklılığından kaynaklanabileceğini belirledik.

2. Günlük pH değişimlerini karşılaştırdığımızda, her iki materyalin de alkali özellikler içerdiğini ve birbirleriyle benzer pH değerlerine sahip olduklarını belirledik ($p=0,285$).

3. Sıvı filtrasyon metodu kullanarak 41 çekilmiş diş üzerinde mikrosızıntılarını karşılaştırdığımız çalışma sonucunda deney materyalinin MTA'ya oranla daha az sızıntı gösterdiğini bulguladık ($p=0,013$).

4. Alüminyum step wedge kullanarak radyoopasitelerini karşılaştırdığımızda, MTA'nın deney materyaline oranla daha radyopak olduğunu bulmakla beraber, her iki materyalin de Al kalınlık eşdeğerlerinin standartları²⁰³ karşılar düzeyde olduğunu belirledik (MTA 8.05 mm, deney materyali 4.56 mm Al) ($p=0.005$).

5. Vickers mikrosertlik testi kullanarak sertliklerini karşılaştırdığımızda MTA'nın deney materyalinden belirgin oranda sert olduğunu bulduk (MTA=19.82, deney materyali=15.37 Vickers sertlik değeri) ($P=0,016$).

7. ÖZET

Mineral Trioksit Agregat (MTA) ve Yeni Geliştirilen Deney Materyali'nin Fiziksel Özelliklerinin İn Vitro Olarak Karşılaştırılması

Bu çalışmayı 1993 yılında Torabinejad ve arkadaşları¹ tarafından diş hekimliğine tanıtılan ve kök kanal tedavisi uygulamalarına yeni ufuklar kazandıran MTA benzerinin ülkemiz şartlarında daha uygun koşullarda üretilerek, yaygın şekilde kullanılabilir hale gelmesi için planladık.

Bu amaçla beyaz MTA ve deney materyalinin fiziksel özelliklerini in vitro deneyler yardımıyla karşılaştırdık. X-ışını kırınım faz analizi ile içerdikleri bileşenleri, günlük pH değişimlerini inceleyerek alkali özelliklerini, alüminyum step wedge kullanarak radyografik özelliklerini karşılaştırdık. Toplam 41 dişin apikal mikrosızıntılarını sıvı filtrasyon yöntemi ile, özel kalıplarda hazırlanmış 16 örneğin sertlik değerlerini Vickers sertlik ölçüm cihazı ile değerlendirdik.

Yaptığımız in vitro çalışmalar sonucunda, deney materyalinin beyaz MTA'dan daha az sızıntı gösterdiğini bulguladık. Sızdırmazlık, özellikle kök ucu dolgu maddeleri için gerekli olan en önemli özelliklerden biridir. Dokularla uyumluluğun ve antimikrobik özelliğin karakteristiği olan alkali pH'yı, deney materyalinde ve beyaz MTA'da benzer bulduk. İçerdikleri bileşenlerin x-ışını kırınım faz analizleri ile birbiriyle uyumlu olduğunu belirledik. Bu materyallerden deney materyalinin radyoopasite ve sertlik değerlerinin beyaz MTA'dan daha az olduğunu tespit ettik. Deney materyalinin radyoopasite değeri, beyaz MTA'dan daha az bulunmakla birlikte ISO standartlarını karşılayabilen değerlerdir. Klinik uygulama alanları göz önüne alındığında, sertlik değeri fonksiyonel bölgeleri içermediği için önem taşımamaktadır.

Beyaz MTA benzeri deney materyali ile yaptığımız bu çalışmanın sonuçları materyalin ülkemiz şartlarında üretilabilir olması nedeniyle klinik uygulamaları arttırıcı rol oynayabilir. Ancak ilerleyen dönemlerde klinik olarak kullanılabilir hale gelmesi için geliştirdiğimiz bu deney materyalinin diğer fiziksel ve biyolojik özelliklerinin de araştırılması gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: MTA, radyoopasite, mikrosızıntı,sertlik

8. SUMMARY

In Vitro Comparison of Physical Properties of Mineral Trioxide Aggregate (MTA) and Experimental Material

This study has been performed to enable common usage and manufacturing of a similar product of MTA which has been found in 1993 by Torabinejad et. al. ¹ and has opened new horizons in dentistry practice since then.

For the study physical properties of white MTA and experimental material were compared in vitro. X-ray diffraction was used to compare constitutions, while pH changes daily for alkalic properties and aluminum step wedge for radiographic comparison. A total of 41 teeth were compared with fluid filtration technique for their apical leakage and 16 samples were used to compare hardness values. Hardness values were obtained using Vickers hardness tester.

In Vitro studies show experimental materials leakage is less compared to White MTA. This feature is especially important for root apex filling materials. Biocompatibility with surrounding tissue and antibacterial properties indicated by pH values were similar in both materials. Composition of these two materials were found to be similar in x-ray refraction analysis. Experimental material presented less radioopacity and hardness compared to white MTA. While the radioopacity of the experimental material is less than white material, it must be noted that this value meets ISO standards. Clinical usage kept in mind, hardness ratio is not considered of importance since this value is not given for the functional areas.

This study made with white MTA like experimental material shows that it can play a role in increasing clinical applications because of its availability to be manufactured in our country. However future clinical usage needs further studies performed for its physical and biologic aspects as well.

Key Words: MTA, radioopacity, microleakage, hardness

9. KAYNAKLAR

1. Abdullah D, Ford TR, Papaioannou S, Nicholson J, McDonald F. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. *Biomaterials* 2002; 23:4001-10.
2. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod* 1993; 19:541-4.
3. 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; 19:591-5.
4. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 1999; 25:197-205.
5. Perez AL, Spears R, Gutmann JL, Opperman LA. Osteoblasts and MG-63 osteosarcoma cells behave differently when in contact with ProRoot MTA and White MTA. *Int Endod J* 2003; 36:564-70.
6. Alaçam T. *Endodonti*. Ankara: Barış Yayınları; 2000.
7. Peters OA SK, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J* 2001; 34:221-30.
8. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin N Am* 1974; 18:269-96.
9. Kerekes K, Tronstad L. Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *J Endod* 1979; 5:83-90.
10. Sjogren U, Hagglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod* 1990; 16:498-504.
11. Çalışkan MK, Şen BH. Endodontic treatment of teeth with apical periodontitis using calcium hydroxide: a long-term study. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12:215-21.
12. Eckerbom M, Andersson JE, Magnusson T. A longitudinal study of changes in frequency and technical standard of endodontic treatment in a Swedish population. *Endod Dent Traumatol* 1989; 5:27-31.
13. O'Connor RP, Hutter JW, Roahen JO. Leakage of amalgam and Super-EBA root-end fillings using two preparation techniques and surgical microscopy. *J Endod* 1995; 21:74-8.
14. Ingle I TJ. *Endodontics*. 3rd ed. Philadelphia: Lea&Febiger; 1985.
15. Gagliani M, Taschieri S, Molinari R. Ultrasonic root-end preparation: influence of cutting angle on the apical seal. *J Endod* 1998; 24:726-30.

16. Dalal MB, Gohil KS. Comparison of silver amalgam, glass ionomer cement & gutta percha as retrofilling materials, an in vivo & an in vitro study. *J Indian Dent Assoc* 1983; 55:153-8.
17. Chong BS, Pitt Ford TR, Watson TF, Wilson RF. Sealing ability of potential retrograde root filling materials. *Endod Dent Traumatol* 1995; 11:264-9.
18. Torabinejad M, Smith PW, Kettering JD, Pitt Ford TR. Comparative investigation of marginal adaptation of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod* 1995; 21:295-9.
19. Torabinejad M, Pitt Ford TR, McKendry DJ, Abedi HR, Miller DA, Kariyawasam SP. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. *J Endod* 1997; 23:225-8.
20. Torabinejad M, Hong CU, Lee SJ, Monsef M, Pitt Ford TR. Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs. *J Endod* 1995; 21:603-8.
21. Dorn SO, Gartner AH. Retrograde filling materials: A retrospective success-failure study of amalgam, EBA, and IRM. *J Endod* 1990; 16:391-3.
22. Oynick J, Oynick T. A study of a new material for retrograde fillings. *J Endod* 1978; 4:203-6.
23. Trope M, Lost C, Schmitz HJ, Friedman S. Healing of apical periodontitis in dogs after apicoectomy and retrofilling with various filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81:221-8.
24. Pitt Ford TR, Andreasen JO, Dorn SO, Kariyawasam SP. Effect of super-EBA as a root end filling on healing after replantation. *J Endod* 1995; 21:13-5.
25. Rubinstein RA, Kim S. Long-term follow-up of cases considered healed one year after apical microsurgery. *J Endod* 2002; 28:378-83.
26. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* 1995; 21:349-53.
27. Dominguez MS, Witherspoon DE, Gutmann JL, Opperman LA. Histological and scanning electron microscopy assessment of various vital pulp-therapy materials. *J Endod* 2003; 29:324-33.
28. Holland R, de Souza V, Nery MJ, Faraco Junior IM, Bernabe PF, Otoboni Filho JA, et al. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tube filled with mineral trioxide aggregate, Portland cement or calcium hydroxide. *Braz Dent J* 2001; 12:3-8.
29. Schmitt D, Lee J, Bogen G. Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material. *Pediatr Dent* 2001; 23:326-30.

30. Ferris DM, Baumgartner JC. Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2004; 30:422-4.
31. Kettering JD, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod* 1995; 21:537-42.
32. Pitt Ford TR. Pulpal response to a calcium hydroxide material for capping exposures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985; 59:194-7.
33. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod* 1995; 21:403-6.
34. Duarte MA, Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, Fraga Sde C. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95:345-7.
35. Holland R, de Souza V, Nery MJ, Otoboni Filho JA, Bernabe PF, Dezan Junior E. Reaction of dogs' teeth to root canal filling with mineral trioxide aggregate or a glass ionomer sealer. *J Endod* 1999; 25:728-30.
36. 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; 7:41-6.
37. Estrela C, Bammann LL, Estrela CR, Silva RS, Pecora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J* 2000; 11:3-9.
38. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA, 3rd. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc* 1999; 130:967-75.
39. Gutmann JL, Harrison JW. Surgical endodontics. Boston: Blackwell Scientific Publications; 1991.
40. Andreasen JO. Cementum repair after apicoectomy in humans. *Acta Odontol Scand* 1973; 31:211-21.
41. Tamburic SD, Vuleta GM, Ognjanovic JM. In vitro release of calcium and hydroxyl ions from two types of calcium hydroxide preparation. *Int Endod J* 1993; 26:125-30.
42. Holland R, de Souza V, Nery MJ, Bernabe FE, Filho JA, Junior ED, et al. Calcium salts deposition in rat connective tissue after the implantation of calcium hydroxide-containing sealers. *J Endod* 2002; 28:173-6.
43. Chan DC, Titus HW, Chung KH, Dixon H, Wellingshoff ST, Rawls HR. Radiopacity of tantalum oxide nanoparticle filled resins. *Dent Mater* 1999; 15:219-22.
44. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc* 2003; 69:516-21.
45. Beyer-Olsen EM, Orstavik D. Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1981; 51:320-8.

46. Katz A, Kaffe I, Littner M, Tagger M, Tamse A. Densitometric measurement of radiopacity of Gutta-percha cones and root dentin. *J Endod* 1990; 16:211-3.
47. McComb D, Smith DC. Comparison of physical properties of polycarboxylate-based and conventional root canal sealers. *J Endod* 1976; 2:228-35.
48. Imai Y, Komabayashi T. Properties of a new injectable type of root canal filling resin with adhesiveness to dentin. *J Endod* 2003; 29:20-3.
49. Laghios CD, Benson BW, Gutmann JL, Cutler CW. Comparative radiopacity of tetracalcium phosphate and other root-end filling materials. *Int Endod J* 2000; 33:311-5.
50. Shah PM, Chong BS, Sidhu SK, Ford TR. Radiopacity of potential root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81:476-9.
51. Higginbotham TL. A comparative study of physical properties of five commonly used root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1967; 24:89-101.
52. Eliasson ST, Haasken B. Radiopacity of impression materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1979; 47:485-91.
53. Stanford CM, Fan PL, Schoenfeld CM, Knoeppel R, Stanford JW. Radiopacity of light-cured posterior composite resins. *J Am Dent Assoc* 1987; 115:722-4.
54. El-Mowafy OM, Benmergui C. Radiopacity of resin-based inlay luting cements. *Oper Dent* 1994; 19:11-5.
55. Geneva I, Organization, for, Standardization. *Dentistry-Polymer based fillings, restorative and luting materials.*, 2000.
56. Tagger M, Katz A. A standard for radiopacity of root-end (retrograde) filling materials is urgently needed. *Int Endod J* 2004; 37:260-4.
57. Aminoshariae A, Hartwell GR, Moon PC. Placement of mineral trioxide aggregate using two different techniques. *J Endod* 2003; 29:679-82.
58. Witherspoon DE, Ham K. One-visit apexification: technique for inducing root-end barrier formation in apical closures. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001; 13:455-60; quiz 62.
59. Lawley GR, Schindler WG, Walker WA, 3rd, Kolodrubetz D. Evaluation of ultrasonically placed MTA and fracture resistance with intracanal composite resin in a model of apexification. *J Endod* 2004; 30:167-72.
60. Torabinejad M, Higa RK, McKendry DJ, Pitt Ford TR. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. *J Endod* 1994; 20:159-63.
61. Vanderweele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod* 2006; 32:421-4.

62. Haglund R, He J, Jarvis J, Safavi KE, Spangberg LS, Zhu Q. Effects of root-end filling materials on fibroblasts and macrophages in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95:739-45.
63. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kettering JD. Cytotoxicity of four root end filling materials. *J Endod* 1995; 21:489-92.
64. Torabinejad M, Hong CU, Pitt Ford TR, Kaiyawasam SP. Tissue reaction to implanted super-EBA and mineral trioxide aggregate in the mandible of guinea pigs: a preliminary report. *J Endod* 1995; 21:569-71.
65. Torabinejad M, Ford TR, Abedi HR, Kariyawasam SP, Tang HM. Tissue reaction to implanted root-end filling materials in the tibia and mandible of guinea pigs. *J Endod* 1998; 24:468-71.
66. Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M. Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod* 1998; 24:543-7.
67. Pitt Ford TR, Torabinejad M, McKendry DJ, Hong CU, Kariyawasam SP. Use of mineral trioxide aggregate for repair of furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 79:756-63.
68. Tziafas D, Amar S, Staubli A, Meyer JM, Ruch JV. Effects of glycosaminoglycans on in vitro mouse dental cells. *Arch Oral Biol* 1988; 33:735-40.
69. Mitchell PJ, Pitt Ford TR, Torabinejad M, McDonald F. Osteoblast biocompatibility of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials* 1999; 20:167-73.
70. Zhu Q, Haglund R, Safavi KE, Spangberg LS. Adhesion of human osteoblasts on root-end filling materials. *J Endod* 2000; 26:404-6.
71. De Deus G, Ximenes R, Gurgel-Filho ED, Plotkowski MC, Coutinho-Filho T. Cytotoxicity of MTA and Portland cement on human ECV 304 endothelial cells. *Int Endod J* 2005; 38:604-9.
72. Al-Nazhan S, Al-Judai A. Evaluation of antifungal activity of mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2003; 29:826-7.
73. Stowe TJ, Sedgley CM, Stowe B, Fenno JC. The effects of chlorhexidine gluconate (0.12%) on the antimicrobial properties of tooth-colored ProRoot mineral trioxide aggregate. *J Endod* 2004; 30:429-31.
74. Stanley HR, Lundy T. Dycal therapy for pulp exposures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972; 34:818-27.
75. Tronstad L. Reaction of the exposed pulp to Dycal treatment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974; 38:945-53.
76. Cvek M, Granath L, Cleaton-Jones P, Austin J. Hard tissue barrier formation in pulpotomized monkey teeth capped with cyanoacrylate or calcium hydroxide for 10 and 60 minutes. *J Dent Res* 1987; 66:1166-74.

77. Ford TR, Torabinejad M, Abedi HR, Bakland LK, Kariyawasam SP. Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. *J Am Dent Assoc* 1996; 127:1491-4.
78. Baris E, Çınar S, Er Ö, Üçtaşlı MB, Oygür T, Ömürlü H. Human pulpal response to calcium hydroxide, mineral trioxide aggregate and a resin bonding agent as a direct pulp capping agents (pilot study). 11. International Biomedical Science and Technology Days. Ankara: Hacettepe University, 2004.
79. Nolla C. The development of the permanent teeth. *Journal of Dentistry for Children* 1960; 27:245-66.
80. AAE. Glossary of endodontic terms. Chicago: American Association of Endodontists; 2003.
81. Chosack A, Sela J, Cleaton-Jones P. A histological and quantitative histomorphometric study of apexification of nonvital permanent incisors of vervet monkeys after repeated root filling with a calcium hydroxide paste. *Endod Dent Traumatol* 1997; 13:211-7.
82. Felipe WT, Felipe MC, Rocha MJ. The effect of mineral trioxide aggregate on the apexification and periapical healing of teeth with incomplete root formation. *Int Endod J* 2006; 39:2-9.
83. Hermann BW. Calciumhydroxyd als Mittel zum Behandeln und Füllen von Zahnwurzelkanalen. Würzburg; 1920.
84. Gordon TM, Ranly DM, Boyan BD. The effects of calcium hydroxide on bovine pulp tissue: variations in pH and calcium concentration. *J Endod* 1985; 11:156-60.
85. McHugh CP, Zhang P, Michalek S, Eleazer PD. pH required to kill *Enterococcus faecalis* in vitro. *J Endod* 2004; 30:218-9.
86. Estrela C, Sydney GB, Bammann LL, Felipe Junior O. Mechanism of action of calcium and hydroxyl ions of calcium hydroxide on tissue and bacteria. *Braz Dent J* 1995; 6:85-90.
87. Maisto O, A, Capurro, M,A. Obturación de conductos radiculares con hidróxido de calcio-iodoformo. *Rev Asoc Odont Arg* 1964; 52:167-73.
88. Finucane D, Kinirons MJ. Non-vital immature permanent incisors: factors that may influence treatment outcome. *Endod Dent Traumatol* 1999; 15:273-7.
89. Sheehy EC, Roberts GJ. Use of calcium hydroxide for apical barrier formation and healing in non-vital immature permanent teeth: A review. *Br Dent J* 1997; 183:241-6.
90. Yates JA. Barrier formation time in non-vital teeth with open apices. *Int Endod J* 1988; 21:313-9.
91. Shabahang S, Torabinejad M, Boyne PP, Abedi H, McMillan P. A comparative study of root-end induction using osteogenic protein-1, calcium hydroxide, and mineral trioxide aggregate in dogs. *J Endod* 1999; 25:1-5.

92. Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dent Traumatol* 2002; 18:134-7.
93. Simon S, Rilliard F, Berdal A, Machtou P. The use of mineral trioxide aggregate in one-visit apexification treatment: A prospective study. *Int Endod J* 2007; 40:186-97.
94. Hachmeister DR, Schindler WG, Walker WA, 3rd, Thomas DD. The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. *J Endod* 2002; 28:386-90.
95. Shabahang S, Torabinejad M. Treatment of teeth with open apices using mineral trioxide aggregate. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 2000; 12:315-20; quiz 22.
96. Hayashi M, Shimizu A, Ebisu S. MTA for obturation of mandibular central incisors with open apices: case report. *J Endod* 2004; 30:120-2.
97. Steinig TH, Regan JD, Gutmann JL. The use and predictable placement of Mineral Trioxide Aggregate in one-visit apexification cases. *Aust Endod J* 2003; 29:34-42.
98. Osorio RM, Hefti A, Vertucci FJ, Shawley AL. Cytotoxicity of endodontic materials. *J Endod* 1998; 24:91-6.
99. Economides N, Pantelidou O, Kokkas A, Tziafas D. Short-term periradicular tissue response to mineral trioxide aggregate (MTA) as root-end filling material. *Int Endod J* 2003; 36:44-8.
100. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod* 2003; 29:814-7.
101. Torabinejad M, Pitt Ford TR. Root end filling materials: a review. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12:161-78.
102. Scheerer SQ, Steiman HR, Cohen J. A comparative evaluation of three root-end filling materials: an in vitro leakage study using *Prevotella nigrescens*. *J Endod* 2001; 27:40-2.
103. Pitt Ford TR. Surgical treatment of apical periodontitis In: Ostavik T, Pitt Fort TR eds. *Essential Endodontology*. 1998:278-08.
104. Çalışkan K. *Endodontide tanı ve tedaviler*. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2006.
105. Behnia A, Strassler HE, Campbell R. Repairing iatrogenic root perforations. *J Am Dent Assoc* 2000; 131:196-201.
106. Baek SH, Plenk H, Jr., Kim S. Periapical tissue responses and cementum regeneration with amalgam, Super EBA, and MTA as root-end filling materials. *J Endod* 2005; 31:444-9.
107. Mitsis FJ. Flap operation techniques for the treatment of certain endodontic and periodontic problems. *J Br Endod Soc* 1970; 4:6-9.
108. Sinai IH. Endodontic perforations: their prognosis and treatment. *J Am Dent Assoc* 1977; 95:90-5.

109. Nakata TT, Bae KS, Baumgartner JC. Perforation repair comparing mineral trioxide aggregate and amalgam using an anaerobic bacterial leakage model. *J Endod* 1998; 24:184-6.
110. Trope MCN, Sigurdsson A, Vann WFJ. Traumatic Injuries. In: Chen S, Burns RC, eds. *Pathways of the Pulp*, 8th ed. St. Louis: Mosby; 2002.
111. Holan G. Idiopathic internal resorption followed by apposition of calcified deposits in primary molars: a case report. *Int J Paediatr Dent* 1998; 8:213-7.
112. Andreasen JO AF. *Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the teeth*, 3rd ed. Copenhagen: Munksgaard; 1994.
113. Rabinowitch BZ. Internal resorption. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972; 33:263-82.
114. Via WF, Jr. Evaluation of deciduous molars treated by pulpotomy and calcium hydroxide. *J Am Dent Assoc* 1955; 50:34-41.
115. Stewart DJ. Idiopathic internal resorption in twins. *Dent Pract Dent Rec* 1967; 18:139-41.
116. Ashrafi MH, Sadeghi EM. Idiopathic multiple internal resorption: report of case. *ASDC J Dent Child* 1980; 47:196-9.
117. McDonald RE AD. *Dentistry for the child and adolescent*, 7th ed. St. Louis: Mosby; 2000.
118. Manson-Hing LR. Roentgeno-oddities. Familial internal resorption. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1960; 13:201-2.
119. Goldberg F, Massone EJ, Esmoris M, Alfie D. Comparison of different techniques for obturating experimental internal resorptive cavities. *Endod Dent Traumatol* 2000; 16:116-21.
120. Fagg LR. A typical internal resorption in a newly erupted primary tooth. *ASDC J Dent Child* 1976; 43:163-6.
121. Frank AL, Weine FS. Nonsurgical therapy for the perforative defect of internal resorption. *J Am Dent Assoc* 1973; 87:863-8.
122. Al-Kahtani A, Shostad S, Schifferle R, Bhambhani S. In-vitro evaluation of microleakage of an orthograde apical plug of mineral trioxide aggregate in permanent teeth with simulated immature apices. *J Endod* 2005; 31:117-9.
123. Lee ES. A new mineral trioxide aggregate root-end filling technique. *J Endod* 2000; 26:764-5.
124. Gilheany PA, Figdor D, Tyas MJ. Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. *J Endod* 1994; 20:22-6.
125. Kidd EA. Microleakage: A review. *J Dent* 1976; 4:199-206.
126. Taylor MJ, Lynch E. Microleakage. *J Dent* 1992; 20:3-10.
127. Trowbridge HO. Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Oper Dent* 1987; 12:164-72.

128. Pommel L, Jacquot B, Camps J. Lack of correlation among three methods for evaluation of apical leakage. *J Endod* 2001; 27:347-50.
129. Carratu P, Amato M, Riccitiello F, Rengo S. Evaluation of leakage of bacteria and endotoxins in teeth treated endodontically by two different techniques. *J Endod* 2002; 28:272-5.
130. Wu MK, Wesselink PR. Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. *Int Endod J* 1993; 26:37-43.
131. Adamo HL, Buruiana R, Schertzer L, Boylan RJ. A comparison of MTA, Super-EBA, composite and amalgam as root-end filling materials using a bacterial microleakage model. *Int Endod J* 1999; 32:197-203.
132. Jacobson SM, von Fraunhofer JA. The investigation of microleakage in root canal therapy. An electrochemical technique. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1976; 42:817-23.
133. Al-Ghamdi A, Wennberg, A. Testing of Sealing Ability of Endodontic Filling Materials. *Endod Dent Tramadol* 1994; 10:249-55.
134. Hashimoto M, Sano H, Yoshida E, Hori M, Kaga M, Oguchi H, et al. Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. *Oper Dent* 2004; 29:416-23.
135. Derkson GD, Pashley DH, Derkson ME. Microleakage measurement of selected restorative materials: A new in vitro method. *J Prosthet Dent* 1986; 56:435-40.
136. Pashley EL, Tao L, Pashley DH. The sealing properties of temporary filling materials. *J Prosthet Dent* 1988; 60:292-7.
137. Camps J, Saradell JM, Dejou J, Pignoly C, Jacquot B. Influence of concentration and application time of maleic acid on dentin permeability. *Dent Mater* 1995; 11:177-81.
138. Yoshimura M, Marshall FJ, Tinkle JS. In vitro quantification of the apical sealing ability of retrograde amalgam fillings. *J Endod* 1990; 16:5-12.
139. Wu MK, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Long-term seal provided by some root-end filling materials. *J Endod* 1998; 24:557-60.
140. Forte SG, Hauser MJ, Hahn C, Hartwell GR. Microleakage of super-EBA with and without finishing as determined by the fluid filtration method. *J Endod* 1998; 24:799-801.
141. Bachicha WS, DiFiore PM, Miller DA, Lautenschlager EP, Pashley DH. Microleakage of endodontically treated teeth restored with posts. *J Endod* 1998; 24:703-8.
142. Waite RM, Carnes DL, Jr., Walker WA, 3rd. Microleakage of TERM used with sodium perborate/water and sodium perborate/superoxol in the "walking bleach" technique. *J Endod* 1998; 24:648-50.
143. Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR. Leakage of four root canal sealers at different thickness. *Int Endod J* 1994; 27:304-8.

144. Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR, Moorer WR. Fluid transport and bacterial penetration along root canal fillings. *Int Endod J* 1993; 26:203-8.
145. Pommel L, Camps J. Effects of pressure and measurement time on the fluid filtration method in endodontics. *J Endod* 2001; 27:256-8.
146. O'Brien. *Dental materials and their selection*. 2nd Ed. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1997.
147. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* 2001; 85:386-95.
148. Combe EC. *Notes on Dental Materials*. Churchill Livingstone. 5th Ed. Edinburgh London Melbourne and New York. P.:20; 1986.
149. Garcia-Godoy F. Resin-based composites and compomers in primary molars. *Dent Clin North Am* 2000; 44:541-70.
150. Rawls. Mechanical properties of dental materials In: *Phillips Science of Dental Materials* 11th Ed. Ed:Anusavice, K.J. St. Louis: W.B. Saunders; 2003.
151. Pober R. Reporting microhardness data in scientific publications. *J Dent Res* 1998; 77:1766.
152. Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater* 2004; 20:726-32.
153. Philips RW. *Skinner's Science of Dental Materials*. 9th Ed. Philadelphia: W B Saunders Company; 1991.
154. Türkün M, Gökay N. Poliasit modifiye kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerinin hibrit bir kompozitle karşılaştırılması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2002; 23:137-43.
155. Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater* 2003; 19:493-500.
156. Santos AD, Moraes JC, Araujo EB, Yukimitu K, Valerio Filho WV. Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement. *Int Endod J* 2005; 38:443-7.
157. Çobankara FK, Oruçoğlu H, Şengün A, Belli S. The quantitative evaluation of apical sealing of four endodontic sealers. *J Endod* 2006; 32:66-8.
158. Brantley WA, Cai Z, Foreman DW, Mitchell JC, Papazoglou E, Carr AB. X-ray diffraction studies of as-cast high-palladium alloys. *Dent Mater* 1995; 11:154-60.
159. Brantley WA, Cai Z, Papazoglou E, Mitchell JC, Kerber SJ, Mann GP, et al. X-ray diffraction studies of oxidized high-palladium alloys. *Dent Mater* 1996; 12:333-41.

160. Ohno H, Kanzawa Y, Takanohashi S. State analysis of iron oxides formed on gold alloys for porcelain-metal bonding by an X-ray microanalyzer. *Dent Mater J* 1983; 2:179-91.
161. Koh ET, Torabinejad M, Pitt Ford TR, Brady K, McDonald F. Mineral trioxide aggregate stimulates a biological response in human osteoblasts. *J Biomed Mater Res* 1997; 37:432-9.
162. Lea F. The chemistry of cement and concrete, 3rd ed. London: Edward Arnold; 1970.
163. Camilleri J, Montesin FE, Di Silvio L, Pitt Ford TR. The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. *Int Endod J* 2005; 38:834-42.
164. Lea FM. The Chemistry of Cement and Concrete, 4th edn. London: Edward Arnold; 2001.
165. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater* 2005; 21:297-303.
166. Holland R, de Souza V, Nery MJ, Otoboni Filho JA, Bernabe PF, Dezan Junior E. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide. *J Endod* 1999; 25:161-6.
167. Holland R, Souza V, Nery MJ, Faraco Junior IM, Bernabe PF, Otoboni Filho JA, et al. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with a white mineral trioxide aggregate. *Braz Dent J* 2002; 13:23-6.
168. Saidon J, He J, Zhu Q, Safavi K, Spangberg LS. Cell and tissue reactions to mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95:483-9.
169. International Organisation for Standardization. Dentistry-Water based cements. Part I: Powder/Liquid acid-base cements. ISO, 2003.
170. Duarte MA, De Oliveira Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, De Campos Fraga S. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99:648-50.
171. Mattison GD, von Fraunhofer JA, Delivanis PD, Anderson AN. Microleakage of retrograde amalgams. *J Endod* 1985; 11:340-5.
172. Harty FJ, Parkins BJ, Wengraf AM. The success rate of apicectomy. A retrospective study of 1,016 cases. *Br Dent J* 1970; 129:407-13.
173. Ingle JI, Glick D.H. Modern Endodontic Therapy. 1st ed. Philadelphia: Lee&Febiger; 1965.
174. Johnson BR. Considerations in the selection of a root-end filling material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999; 87:398-404.

175. Friedman S. Retrograde approaches in endodontic therapy. *Endod Dent Traumatol* 1991; 7:97-107.
176. Chong BS, Pitt Ford TR, Watson TF. The adaptation and sealing ability of light-cured glass ionomer retrograde root fillings. *Int Endod J* 1991; 24:223-32.
177. Boyer DB, Torney DL. Microleakage of amalgam restorations with high-copper content. *J Am Dent Assoc* 1979; 99:199-202.
178. Stabholtz A, Shani J, Friedman S. Marginal adaptation of retrograde fillings and its correlation with sealability. *J Endod* 1985; 11:218-22.
179. Barkhordar RA, Pelzner RB, Stark MM. Use of glass ionomers as retrofilling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 67:734-9.
180. Lind PO, Hurlen B, Lyberg T, Aas E. Amalgam-related oral lichenoid reaction. *Scand J Dent Res* 1986; 94:448-51.
181. Nylander M, Friberg L, Eggleston D, Bjorkman L. Mercury accumulation in tissues from dental staff and controls in relation to exposure. *Swed Dent J* 1989; 13:235-43.
182. Torabinejad M, Rastegar AF, Kettering JD, Pitt Ford TR. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod* 1995; 21:109-12.
183. Fischer EJ, Arens DE, Miller CH. Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as compared with zinc-free amalgam, intermediate restorative material, and Super-EBA as a root-end filling material. *J Endod* 1998; 24:176-9.
184. Erkut S, Tanyel C, Keklikoğlu N, Yıldırım S, Katipoğlu AB. A comparative microleakage study of retrograd fillings materials. *Turk J Med Sci* 2006; 36:113-20.
185. Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod* 2006; 32:193-7.
186. Carr G. Advanced techniques and visual enhancement for endodontic surgery. *Endod Report* 1992; 7:6-9.
187. Wuchenich G, Meadows D, Torabinejad MA. Comparison between two root end preparation techniques in human cadavers. *J Endodon* 1994; 20:279-82.
188. Spangberg LS, Aciero T, Cha BY. Influence of entrapped air on the accuracy of leakage study using dye pnetration method. *j Endod* 1989; 15:548-51.
189. Sidhu SK. Sealing effectiveness of light-cured glass ionomer cement liners. *J Prosthet Dent* 1992; 68:891-4.
190. Spradling PM, Senia ES. The relative sealing ability of paste-type filling materials. *J Endod* 1982; 8:543-9.

191. Çobankara FK, Adanir N, Belli S, Pashley DH. A quantitative evaluation of apical leakage of four root-canal sealers. *Int Endod J* 2002; 35:979-84.
192. van der Sluis LW, Wu MK, Wesselink PR. An evaluation of the quality of root fillings in mandibular incisors and maxillary and mandibular canines using different methodologies. *J Dent* 2005; 33:683-8.
193. Wu MK, Wesselink PR, Boersma J. A 1-year follow-up study on leakage of four root canal sealers at different thicknesses. *Int Endod J* 1995; 28:185-9.
194. Gillespie WT, Loushine RJ, Weller RN, Mazzoni A, Doyle MD, Waller JL, et al. Improving the performance of EndoREZ root canal sealer with a dual-cured two-step self-etch adhesive. II. Apical and coronal seal. *J Endod* 2006; 32:771-5.
195. Oruçoğlu H, Şengün A, Yilmaz N. Apical leakage of resin based root canal sealers with a new computerized fluid filtration meter. *J Endod* 2005; 31:886-90.
196. Youngson CC, Jones JC, Fox K, Smith IS, Wood DJ, Gale M. A fluid filtration and clearing technique to assess microleakage associated with three dentine bonding systems. *J Dent* 1999; 27:223-33.
197. Hara AT, Serra MC, Rodrigues Junior AL. Radiopacity of glass-ionomer/composite resin hybrid materials. *Braz Dent J* 2001; 12:85-9.
198. van Dijken JW, Wing KR, Ruyter IE. An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in Class I and Class II cavities. *Acta Odontol Scand* 1989; 47:401-7.
199. Tveit AB, Espelid I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. *Dent Mater* 1986; 2:159-62.
200. Hara AT, Serra MC, Haiter-Neto F, Rodrigues AL, Jr. Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. *Am J Dent* 2001; 14:383-6.
201. Espelid I, Tveit AB, Erickson RL, Keck SC, Glasspoole EA. Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dent Mater* 1991; 7:114-7.
202. Bouschlicher MR, Cobb DS, Boyer DB. Radiopacity of compomers, flowable and onventional resin composites for posterior restorations. *Oper Dent* 1996; 24:20-5.
203. International Organisation for Standardization. Dental root canal sealing materials. 2001.
204. Manson-Hing LR. An investigation of the roentgenographic contrast of enamel, dentine, and aluminum. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1961; 14:1456-72.

205. Camps J, Pommel L, Bukiet F, About I. Influence of the powder/liquid ratio on the properties of zinc oxide-eugenol-based root canal sealers. *Dent Mater* 2004; 20:915-23.
206. Danesh G, Dammaschke T, Gerth HU, Zandbiglari T, Schafer E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *Int Endod J* 2006; 39:213-9.
207. Matt GD, Thorpe JR, Strother JM, McClanahan SB. Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one- or two-step apical barrier technique. *J Endod* 2004; 30:876-9.
208. Lamb EL, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pashley DH. Effect of root resection on the apical sealing ability of mineral trioxide aggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95:732-5.
209. Giuliani V, Baccetti T, Pace R, Pagavino G. The use of MTA in teeth with necrotic pulps and open apices. *Dent Traumatol* 2002; 18:217-21.
210. Locher FW, Sprung, S, Korf, P. Effects in grinding on cement properties. *ZKG International* 1973; 26:349-55.
211. 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; 21:731-8.
212. Strunge J, Knöfel, D., Dreizler, I. Influence of alkalis and sulfur on the properties of cement. Part 1: Effect of the SO₃ content on the cement properties. *ZKG International* 1985; 38:150-55.
213. Strunge J, Knöfel, D., Dreizler, I. Influence of alkalis and sulfur on the properties of cement. Part 2: Influence of alkalis and sulfate on the properties of cement, taking account of the silica ratio. *ZKG International* 1985; 38:441-50.
214. Ryge G, Foley DE, Fairhurst CW. Microindentation hardness. *J. of Dent. Res.* 1961; 40:1116-26.
215. 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; 25:787-93.

10. TEŞEKKÜR

Maddi ve manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim aileme,

Tez çalışmamın planlanması, yürütülmesi ve deney sonuçlarının değerlendirilmesi dahil doktora eğitimim boyunca bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren Sayın Prof. Dr. Hüma ÖMÜRLÜ'ye,

Tez çalışmamın planlanmasında ve doktora eğitimim boyunca vermiş olduğu destekler için Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Tayfun ALAÇAM'a,

Deney materyalinin üretilmesi konusunda destek ve yardımlarını esirgemeyen T.C. Çimento Müstahsilleri Birliği ARGE Bölümü'nden Sayın Güller GÜL ve Sayın Serkan TÜRK'e,

Doktora eğitimim boyunca hep yanımda olan, yardım ve desteklerini esirgemeyen arkadaşlarıma,

Sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Serkan ÇINAR

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Serkan
Soyadı: ÇINAR
Doğum Yeri ve Tarihi: Merzifon / 03.04.1976

Eğitim Durumu:

- Doktora Öğrencisi, G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2000-
- Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, 1994-1999
- Samsun Anadolu Ticaret Lisesi
- Amasya 12 Haziran Ortaokulu
- Amasya Gökhöyük İlkokulu

Yabancı Dili: İngilizce

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar:

- Türk Endodonti Derneği
- Ankara Dişhekimleri Odası

Bilimsel Etkinlikleri:

- EDAD Ankara, 2001
- İstanbul Uluslararası Endodonti Kongresi, 2002
- İstanbul Uluslararası Endodonti Kongresi, 2004
- Hacettepe Uluslararası Biyomateryal Kongresi, 2004
- EDAD İstanbul, 2006