



T.C.

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**KALSİYUM SİLİKAT ESASLI KÖK KANAL PATLARININ  
FİZİKOKİMYASAL ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Ayşe Tuba ÖZALP KOCA

UZMANLIK TEZİ

Danışman

Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Aralık 2017

TRABZON





T.C.  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**KALSİYUM SİLİKAT ESASLI KÖK KANAL PATLARININ  
FİZİKOKİMYASAL ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Ayşe Tuba ÖZALP KOCA

UZMANLIK TEZİ

Danışman  
Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Aralık 2017

TRABZON

Bu uzmanlık tezi Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri

Koordinasyon birimi tarafından desteklenmiştir

Proje Numarası: TDH-2016-5625

## ONAY SAYFASI

Bu Tez Uzmanlık Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur.

  
Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR  
Endodonti Anabilim Dalı Başkanı

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Dt. Ayşe Tuba ÖZALP KOCA 'nın hazırladığı "Klasiyum Silikat Esaslı Kök Kanal Patlarının Bazı Fizikokimyasal Özelliklerinin İncelenmesi" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Jüri üyesi Doç. Dr. Uğur İNAN

Jüri üyesi Doç. Dr. Davut ÇELİK



Bu tez KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nın 28./12./2017 tarih ve 25.... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Polat KOŞUCU

DEKAN  


ARALIK-2017

TRABZON

**BEYAN**

Bu tez çalışmasının KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, beyan ederim.

ARALIK 2017

AYŞE TUBA ÖZALP KOCA

*İTHAF*

*Her güçlükte sırtımı yaslayabildiğim, her yorulduğumda huzurla dinlenebildiğim en sağlam sığınağım; doğru, dürüst ve iyi bir insan olmaya çalışmamın sebebi, sevgili anne ve babama ithaf ediyorum...*



## TEŞEKKÜR

Her zaman sabır ve şefkatle yanımda olan, her vazgeçtiğimde yeniden başlama sebebim, sıcak yuvam, hayat arkadaşım, süper kahramanım sevgili eşim Dt. Muhammet Emin KOCA'ya,

Desteklerini, sevgilerini ve güvenlerini sürekli hissettiğim canım aileme, Tez çalışmamı birlikte yürüttüğüm ve sayesinde hem klinik hem de akademik anlamda çok şey öğrendiğim tez danışmanım ve değerli hocam Prof. Dr.Tamer TAŞDEMİR'e,

Teorik ve pratik anlamda uzmanlık eğitimime olan büyük katkılarından dolayı değerli hocam Doç. Dr. Davut ÇELİK'e,

Deney yapımı aşamasında büyük bir sabır ve özveriyle yardımlarını esirgemeyen KTÜ Eczacılık Fakültesi Arş. Gör. Büşra KORKMAZ'a,

Bu süreçte manevi desteklerini esirgemeyen silah arkadaşım, yoldaşım, canım kardeşim Dt. Tuğba KOŞAR'a, neşe ve moral kaynaklarım tez çalışmamın tamamlanmasında büyük katkıları olan Dt. Cansu GENÇ'e ve Dr. Samet TOPÇUOĞLU'na ve sevgili kardeşim Mehmet Halit ÖZALP'e,

TDH-2016-5625 nolu proje kodu ile çalışmamızı destekleyen Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle TEŞEKKÜR EDERİM...

**İÇİNDEKİLER**

	<b>Sayfa</b>
<b>İÇ KAPAK SAYFASI</b> .....	<b>iii</b>
<b>KABUL VE ONAY</b> .....	<b>iii</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>v</b>
<b>İTHAF</b> .....	<b>vii</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>vii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>vii</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>xii</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....	<b>xiii</b>
<b>KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ</b> .....	<b>xiv</b>
<b>1. ÖZET</b> .....	<b>1</b>
<b>2. SUMMARY</b> .....	<b>2</b>
<b>3. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>3</b>
<b>4. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>6</b>
4.1. Kök Kanal Dolgu Materyalleri .....	<b>6</b>
4.2. Kök kanal dolgu patlarının sınıflandırılması .....	<b>7</b>
4.2.1. Çinkooksit ojenol esaslı kanal patları .....	<b>8</b>
4.2.2. Ca(OH) <sub>2</sub> esaslı kök kanal patları.....	<b>9</b>
4.2.3. Cam İyonomer Esaslı Kök Kanal Patları .....	<b>10</b>
4.2.4. Polimerler.....	<b>10</b>



4.2.4.1. Epoksi rezin esaslı patlar .....	10
4.2.4.2. Metakrilat esaslı .....	111
4.2.4.3. Poliketon(vinil) esaslılar .....	111
4.2.5. Silikon Esaslı Kök Kanal Patları.....	12
4.2.6. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patları.....	12
4.2.6.1. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Endodontiye Girişi .....	12
4.2.6.2. Biyoseramik Materyallerin İçerikleri .....	133
4.2.6.3. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Biyoyumluluğu.....	13
4.2.6.4. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Dentine ve Gütaperkaya Bağlanması .....	14
4.2.6.5. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Örtücülüğü.....	15
4.2.6.6. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Film Kalınlığı .....	155
4.3. Bu Çalışmada İncelenecek Fiziksel ve Kimyasal Özellikler.....	16
4.3.1. Çözünürlük.....	16
4.3.2. pH.....	177
4.3.3. Boyutsal Değişim.....	177
4.3.4. Radyoopasite.....	17
4.3.5. Akıcılık .....	188
4.3.6. Sertlik.....	18
4.3.7. Sertleşme Süresi.....	19
4.4. Bu Çalışmada İncelenecek Kök Kanal Patları.....	19
4.4.1. AH Plus Jet .....	19
4.4.2. Endoseal.....	1919
4.4.3. Well Root ST .....	2020
4.4.4. MTA Fillapex.....	20
4.4.5. Tech Biosealer ENDO .....	21
<b>5. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....</b>	<b>22</b>
5.1. Çözünürlük Testi .....	22
5.2. pH Testi .....	233
5.3. Boyutsal Değişim Testi .....	255

5.4. Radyoopasite Testi .....	266
5.5. Akıcılık Testi .....	29
5.6. Sertlik Testi .....	30
5.7. Sertleşme Süresi Testi .....	32
<b>6. BULGULAR .....</b>	<b>35</b>
6.1. Çözünürlük .....	35
6.2. pH .....	36
6.3. Boyutsal Değişim .....	40
6.4. Radyoopasite .....	41
6.5. Akıcılık .....	42
6.6. Sertlik .....	43
6.7. Sertleşme süresi .....	44
<b>7. TARTIŞMA .....</b>	<b>46</b>
7.1. Çözünürlük .....	46
7.2. pH .....	49
7.3. Boyutsal değişim .....	51
7.4. Radyoopasite .....	53
7.5. Akıcılık .....	55
7.6. Sertlik .....	57
7.7. Sertleşme Süresi .....	58
<b>8. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>61</b>
<b>9. KAYNAKLAR.....</b>	<b>63</b>
<b>10. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>80</b>

**TABLolar DİZİNİ**

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1.</b> ISO 6876/2012 ve ANSI/ADA 57 nolu standardı	19
<b>Tablo 2.</b> Test edilen kök kanal patlarının çözünürlük (%) ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri	36
<b>Tablo 3.</b> Test edilen taze (24 saatlik) kök kanalı patlarının pH ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri	37
<b>Tablo 4.</b> Test edilen sertleşmiş (4 haftalık) kök kanalı patlarının pH ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri	39
<b>Tablo 5.</b> Test edilen kök kanal patlarının boyutsal stabilite (%) ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri	40
<b>Tablo 6.</b> Test edilen kök kanal patlarının radyoopasite ölçümlerinin ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri	41
<b>Tablo 7.</b> Test edilen kök kanal patlarının akışkanlık ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri	42
<b>Tablo 8.</b> Test edilen kök kanal patlarının sertlik ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri	43
<b>Tablo 9.</b> Test edilen kök kanal patlarının sertleşme süreleri ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri	44

**ŞEKİLLER DİZİNİ**

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
<b>Şekil 1.</b> Vickers sertlik test değeri ölçme	32
<b>Şekil 2.</b> Günlere göre çözünürlük değerlerinin değişimi grafiği	36
<b>Şekil 3.</b> Günlere göre taze patlarda pH değişimi grafiği	38
<b>Şekil 4.</b> Günlere göre sertleşmiş patlarda pH değişimi grafiği	39
<b>Şekil 5.</b> Günlere göre boyutsal değişim grafiği	41
<b>Şekil 6.</b> Radyoopasite değerleri grafiği	42
<b>Şekil 7.</b> Test edilen kök kanal patlarının akıcılık oranları grafiği	43
<b>Şekil 8.</b> Test edilen kök kanal patlarının sertlik değerleri grafiği	44
<b>Şekil 9.</b> Test edilen kök kanal patlarının sertleşme süreleri grafiği	45

**RESİMLER DİZİNİ**

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
<b>Resim 1.</b> Çalışmada kullanılan kök kanal patları	21
<b>Resim 2.</b> Parafin wax kalıplar	22
<b>Resim 3.</b> Well Root ST patının distile suda bekletilmesi	23
<b>Resim 4.</b> Örneklerin tartılması	23
<b>Resim 5.</b> pH testi için hazırlanan örnekler	24
<b>Resim 6.</b> pH metre test düzeneği	25
<b>Resim 7.</b> Boyutsal değişim testi için hazırlanan kalıp ve örnekler	25
<b>Resim 8.</b> Boyutsal değişim testinde örneklerin ölçülmesi	26
<b>Resim 9.</b> Radyoopasite için hazırlanan bir örnek	26
<b>Resim 10.</b> Radyoopasite test düzeneği	27
<b>Resim 11.</b> Kodak Dental Görüntüleme Yazılımı 6,7'nin eşit yoğunluklu alan aracını kullanarak ilgili densitenin belirlenmesi	28
<b>Resim 12.</b> Curve Expert Pro 2.6 Densitometrik Analiz	28
<b>Resim 13.</b> Akıcılık testi	29
<b>Resim 14.</b> Sertlik testi için hazırlanan örnekler	31
<b>Resim 15.</b> Sertleşme süresi testi için hazırlanan örnekler	32
<b>Resim 16.</b> Vicat test cihazı	33
<b>Resim 17.</b> A: Sertleşme süresi testinin uygulanışı, B: Test uygulanmış örneklerin görüntüsü	33

**KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ****Kısaltmalar**

<b>ADA</b>	American Dental Association
<b>ANSI</b>	American National Standards Institute
<b>Ark</b>	Arkadaşları
<b>ISO</b>	International Standards Organization
<b>MTA</b>	Mineral trioksit agregat
<b>ZOE</b>	Çinko oksit ojenol

**Simgeler**

<b>Al</b>	Alüminyum
<b>cm</b>	Santimetre
<b>Cr</b>	Krom
<b>Cu</b>	Bakır
<b>dk</b>	Dakika
<b>Fe</b>	Demir
<b>gr</b>	Gram
<b>kVp</b>	Kilovoltaj
<b>mA</b>	Miliamper
<b>mg</b>	Miligram
<b>Mg</b>	Magnezyum
<b>ml</b>	Mililitre
<b>mm</b>	Milimetre
<b>sn</b>	Saniye
<b>µm</b>	Mikrometre

**Formüller**

<b><math>\text{Bi}_2\text{O}_3</math></b>	Bizmut oksit
<b><math>\text{Ca}(\text{OH})_2</math></b>	Kalsiyum hidroksit
<b><math>\text{ZrO}_2</math></b>	Zirkonyum oksit

## ÖZET

### Kalsiyum Silikat Esaslı Kök Kanal Patlarının Bazı Fizikokimyasal Özelliklerinin İncelenmesi

Mineral trioksit agregat (MTA), kalsiyum silikat esaslı portland simandan geliştirilen endodontik simandır. MTA, apeksifikasyon, revitalizasyon, apikal cerrahi, pulpa kaplaması ve kök perforasyonlarının tamirinde kullanılır. MTA'nın bu üstün özellikleri sebebiyle çok sayıda kalsiyum silikat esaslı kök kanal patları geliştirilmiştir. Literatürde bunların bazıları hakkında yeterli sayıda çalışma bulunmasına rağmen bazıları hakkında çok az bilgi bulunmaktadır.

Bu in vitro çalışmada kalsiyum silikat içerikli dört farklı kök kanal patı (EndoSeal, MTA Fillapex, Tech Biosealer Endo ve Well Root ST) ile epoksi-amin rezin bazlı bir kök kanal patı olan AH Plus Jet çözünürlük, pH, boyutsal değişim, akıcılık, radyoopasite, sertlik ve sertleşme süresi gibi farklı fizikokimyasal özellikleri bakımından karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Fizikokimyasal özelliklerin değerlendirilmesi için hazırlanan örneklerle çözünürlük, pH, boyutsal değişim, radyoopasite, akıcılık, sertlik ve sertleşme süresi testleri uygulanmıştır. Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO)6876 (2012) standartlarına göre karşılaştırılmıştır.

Elde edilen veriler ANOVA ve posthoc Tukey HSD istatistik testleri kullanılarak karşılaştırıldı. Sonuçta en yüksek çözünürlük MTA Fillapex, en az çözünürlük AH Plus Jetpatında görüldü. Sadece AH Plus Jet ISO (ISO 6876)'nun çözünürlük kriterlerine uygundu. Hem taze hem de sert örneklerde Well Root ST ve Tech Biosealer Endo en yüksek pH değerini gösterirken en düşük pH değeri her iki durumda da AH Plus Jet kanal patında izlendi. İncelenen bütün kök kanal patları genleşme gösterdi, en yüksek genleşme MTA Fillapex patında görüldü ve incelenen patlar ISO (6876) standartlarına uymuyordu. En yüksek radyoopasiteyi AH Plus Jet kanal patı gösterdi. Tech Biosealer Endo ve MTA Fillapex patının radyoopasitesi ISO (6876) standartlarına uygun değildi. Akıcılık testinde ISO (6876) standartlarına sadece MTA Fillapex'in uyduğu görüldü. Tech Biosealer Endo kanal patı en yüksek sertlik derecesine sahipken sertleşme süresi en kısa olan pat da yine Tech Biosealer Endo kanal patıydı. En düşük sertlik derecesi Well Root ST kanal patında gözlemlendi.

**Anahtar Kelimeler:** biyoseramik esaslı kök kanal patı, çözünürlük, ph, boyutsal değişim, akıcılık, radyoopasite, sertlik, sertleşme süresi, endodonti

## SUMMARY

### **Investigation of Some Physicochemical Properties of Calcium Silicate Based Root Canal Sealer**

Mineral trioxide aggregate (MTA) is endodontic cement that developed from a calcium silicate based portland cement. MTA is used in the apexification, revitalization, apical surgery, pulp capping and repair of root perforations. Due to these superior properties of MTA, a large number of calcium silicate based root canal sealers have been developed. Although there are enough studies in some of them in the literature, there is little information about some of them.

In this in vitro study, an epoxy-amine resin based root canal sealer, AH Plus Jet compared with calcium silicate based four different root canal sealers (EndoSeal, MTA Fillapex, Tech Biosealer Endo and Well Root ST), in terms of different physicochemical properties like pH, dimensional change, flowability, hardness and setting time.

Tests for solubility, pH, dimensional change, radioopacity, flowability, hardness and setting time were applied to the samples prepared for evaluation of physicochemical properties according to ISO 6876 (2012) standards.

The data obtained were compared using ANOVA and posthoc Tukey HSD statistical tests. The result was that MTA Fillapex has the highest solubility, AH Plus Jet has the lowest solubility and only AH Plus Jet meets the solubility criteria of ISO (6876). In both fresh and hard samples, Well Root ST and Tech Biosealer Endo showed the highest pH value, while AH Plus Jet showed the lowest pH value in both cases. All root canal sealers examined showed expansion, the highest expansion was seen in the MTA Fillapex, and the sealers examined did not meet ISO (6876) standards. AH Plus Jet canal sealer had the highest radiopacity. Tech Biosealer Endo and MTA Fillapex did not meet with ISO (6876) standards for radiopacity. In the fluency test, only the MTA Fillapex meets with ISO (6876) standards. Tech Biosealer Endo has the highest degree of hardness and the shortest setting time. Well Root ST has the lowest hardness.

**Keywords:** bioceramic based root canal sealer, solubility, pH, dimensional change, flow, radioopacity, hardness, setting time, endodontics



### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

Kök kanal tedavisinin başarısı enfekte kök kanallarının kemomekanik preparasyonla temizlenmesi ve oluşturulan kök kanal boşluğunun sızdırmaz bir dolgu maddesiyle hermetik olarak kapatılmasına bağlıdır. Ingle ve ark. (2008) başarısız tedavilerin %58'inin tamamlanmamış kök kanal dolgusuna bağlı olduğuna dikkat çekmiştir (1). Üç boyutlu tıkama kök kanal dolgusunun primer hedefidir. Kök kanal dolgusu, periapikal dokularla kök kanalı arasındaki iletişimi engeller (2). Böylece kemomekanik preparasyon ve dezenfeksiyon işlemlerine rağmen hala kanalda yaşayan mikroorganizmalar kanal duvarları ve kanal dolgusu arasında hapsolür ve kök kanalının reenfeksiyonunu önler (3).

Kök kanal patları, kanal duvarları ve solid dolgu materyali olan gütaperka arasında tüm kanal boyunca sıvı geçirmez bir tıkama sağlamak amacıyla kullanılır (4). Kök kanal patı ile dentin duvarı, pat ile gütaperka veya ana kon gütaperka ile yardımcı konlar ara yüzeylerindeki 'void'ler (boşluklar) mikrosızıntıya yol açarak başarısızlığa sebep olabilir (2, 5, 6). Grossmann ideal bir kök kanal patının mükemmel örtücü kabiliyete, boyutsal stabiliteye, yavaş sertleşme süresine sahip olması, çözünmemesi ve biyoyumlu olması gerektiğini belirtmiştir (7). İdeal bir endodontik patın bu ideal gereksinimleri maksimum düzeyde yerine getirmesi beklenir. Apikalde sıkı örtüleme kök kanal patının kök kanalının dentin duvarlarına kimyasal bağlanmasıyla arttırılabilir ve patın hafif ekspansiyonu kanal duvarlarına adaptasyonu geliştirir (3). Kök kanal patının yüksek pH'ı birçok biyolojik avantaj sağlayabilir. İlk olarak kök kanal patının yüksek pH'ı apekte apikal obliterasyon gibi sert doku formasyonunu teşvik edebilir (8). İkinci olarak ortamın pH'ını osteoklastik aktiviteyi baskılayan bazik seviyeye değiştirir (9, 10).

Patın doku sıvılarıyla temasta çözünmez olması veya en azından çözünürlüğünün çok düşük olması istenir (10). Endodontik tedavinin başarılı olması kanal patı kitlesinin bütünlüğüne bağlı olduğundan minimum çözünürlüğe sahip olması primer önemdedir (11-13). Kök kanal patındaki çözünme, pat/dentin veya pat/ gütaperka arayüzeylerinde boşluklara neden olabilir, bu alanlar mikroorganizmaların ve/veya onların toksik ürünlerinin periapikal dokulara ulaşacakları bir yol oluşturabilir (12, 14). Bir kök kanal patının düşük çözünürlüğe sahip olması ISO 6876'da kök kanal patları için bir zorunluluk olarak tanımlanmıştır (137). Boyutsal değişim özelliği, bir materyalin sertleştikten

sonraki ekspansiyonunu veya büzülmesini ifade eder. Kök kanal patlarının sertleştikten sonraki hafif ekspansiyonu patın tıkama yeteneğini arttırırken aşırı ekspansiyon kökte kırıklara neden olabileceğinden istenen bir özellik değildir (15, 16). Yine kök kanal patının sertleşirken büzüşmesi de boşluklara ve mikrosızıntıya neden olabileceğinden negatif bir özellik olarak kabul edilir. Bir kök kanal dolgu materyalinin radyoopasitesi onun radyografta görüntülenmesine ve değerlendirilmesine izin vermelidir. ISO standartlarına göre kök kanal dolum materyalleri en az 3 mm alüminyum kalınlığında olmalıdır (16). Bir kök kanal patının akıcılık yeteneği onun kök kanal sistemindeki düzensizliklere ve aksesuar kanallara penetre olmasına izin verir (16, 17). Akıcılık maddenin partikül boyutundan etkilenir. Kök kanal patının akıcılığı istenenden fazlaysa apikal foramenden taşma riski artar ki bu durum periodontal dokulara ve inferior alveolar sinir veya maksiller sinüs gibi önemli anatomik yapılara zarar verebilir (16, 18).

Herhangi bir materyalin kalıcı bir yüzey girintisine olan direnci sertlik olarak tanımlanır. Sertlik monoblok teoride önemli bir özelliktir. Bir solid kanal dolgu materyali ile monoblok oluşturacak olan kök kanal patı, yükleme streslerine karşı koyabilmesi için, yüksek sertlik derecesine sahip olmalıdır (19). Sertleşme süresi testi, bir materyalin kararlı davranışı üzerindeki kontrol testidir ve kök kanal patının içeriğine, partikül boyutuna, oda sıcaklığı ve nispi neme bağlıdır (14, 20). American National Standards Institute / American Dental Association (ANSI/ADA)'ya göre bir kök kanal patının sertleşme süresi üreticinin kabul ettiği sertleşme süresinden sadece %10 farklılık gösterebilir (21).

Bu in vitro çalışmanın amacı; dört farklı güncel kalsiyum silikat esaslı kök kanal patını epoksi rezin esaslı bir kök kanal patı olan AH Plus Jet ile  z n rl k, pH, boyutsal değişim, akıcılık, radyoopasite, sertlik ve sertleşme süresi gibi bazı fizikokimyasal özellikler bakımından karşılaştırmalı olarak incelemektir. Güncel literatürde bu konuda sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Günümüzde yeni geliştirilen kök kanal patlarının incelenmesinde ‘‘gold standart’’ olarak kullanılan AH Plus Jet'in ideal kök kanal patı özelliklerinin tümünü karşılamadığı bilinmektedir. Kalsiyum silikat esaslı patların yukarıda bahsedilen fizikokimyasal özellikleri şayet AH Plus Jet'e göre daha iyi veya en azından eşdeğer seviyedeysen, diğer olumlu özellikleri nedeniyle klinikte öncelikli tercih

edilmelerine yol açabilecektir. Böylece kök kanal tedavisinin başarısı olumlu yönde etkilenebilir.

Bu araştırma için sıfır hipotezi; rezin esaslı AH Plus Jet ve biyoseramik esaslı Endoseal, MTA Fillapex, Tech Biosealer Endo, Well Root ST kök kanal patlarının çözünürlük, pH, boyutsal değişim, akıcılık, sertlik ve sertleşme süresi gibi fizikokimyasal özellikleri bakımından farklı olmadığıdır.



## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. Kök Kanal Dolgu Materyalleri

Kemomekanik preperasyon sonrası elde edilen boşluğun doldurulması için çok çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Tekniklerin çoğunda bir kor materyali ve kök kanal patı kullanılır. Sızdırmaz bir kanal dolgusu için kanal patı kullanımı neredeyse bütün tekniklerde bir zorunluluktur (11). Kök kanalının biyolojik olarak uyumlu bir dolgu malzemesiyle üç boyutlu olarak doldurulması, endodontik tedavinin başarısı için elzemdir. Kök kanal boşluğunun doldurulması iki ana bileşenden oluşur: Gütaperka kor dolgu materyali ve kök kanal patı. Günümüzde radiküler alanı doldurmak için kullanılacak en uygun biyouyumlu dolgu maddesi gütaperkadır. Ancak, bu materyal tek başına kök kanal sistemine sıkı bir kapatıcılık sağlamak için yeterli değildir ve sadece yakın dentin duvarlarına uyum sağlayabilir. Bununla birlikte, gütaperka ve kanal duvarı arasındaki düzensizlikleri, gütaperkanın ulaşamadığı küçük boşlukları ve gütaperkalar arasındaki boşlukları doldurmak için kök kanal patı gereklidir (22).

Dr. Louis I. Grossman, ideal bir kök kanal dolgu materyalinin özelliklerini şu şekilde belirlemiştir (7, 23):

1. Kök kanalını apikal ve lateral yönlerin tümünü tıkayabilmelidir
2. Lateral ve aksesuar kanalları doldurabilmelidir
3. Uygulandıktan sonra büzülme göstermemelidir.
4. Neme karşı dayanıklı olmalıdır.
5. Bakteriostatik olmalı veya en azından bakteri gelişimini teşvik etmemelidir.
6. Radyopak olmalıdır.
7. Diş yapısında lekelenmeye sebep olmamalıdır.
8. Periapikal dokuyu tahriş etmemelidir.
9. Steril olmalı veya yerleştirmeden hemen önce kolaylıkla ve çabucak sterilizedilebilmelidir.
10. Gerekirse kök kanalından kolayca çıkartılabilmelidir.

Diş hekimi obturasyon materyali seçimini aşağıdakilere dayandırmalıdır:

1. ANSI / ADA şartnamelerini karşılayan materyalleri satın alınmalı;
2. Hastanın tıbbi geçmişi ile uyumluluğunu sağlamalıdır ve
3. Kullanılan enstrümantasyon ve dolgu tekniğiyle uyumlu olmalıdır (23).

En popüler kök kanal patları çinko oksit öjenol formülasyonları,  $\text{Ca(OH)}_2$  esaslı patlar, cam iyonmer esaslı patlar, rezin (epoksi rezin veya metakrilat rezin) esaslı patlar ve yakın zamanda piyasaya sürülen kalsiyum silikat esaslı patlardır. Çeşitli kök kanal patı sınıflarının avantajları konusunda imalatçıların iddialarına rağmen, her bir sınıf patın diğerine göre üstünlüğünü gösteren, randomize klinik çalışmalara dayanan, kanıta dayalı veriler oldukça sınırlıdır. Seçilen kök kanal patı hangisi olursa olsun, sertleşene kadar neredeyse tümü toksisite gösterir. Bu nedenle kök kanal patlarının periradiküler dokulara taşırılmasından kaçınılmalıdır (11).

#### 4.2. Kök Kanal Dolgu Patlarının Sınıflandırılması

Kanal patlarının fiziksel özellikleri, sertleşme süreleri, içerdikleri maddeler veya rezorbe olabilme özelliklerine göre çeşitli sınıflandırmaları yapılmıştır.

Grossman (1974) kök kanallarının doldurulmasında kullanılan maddeleri 4 grup altında toplamıştır. Bunlar simanlar, patlar, plastikler ve katı maddelerdir (24).

Cohen ve Burns (1987); çinko oksit öjenol içeren patlar, öjenol içermeyen patlar, tedavi edici özelliği olan ve tedavi edici özelliği olmayan patlar olarak gruplandırmıştır (25).

Orstavik (1999); çinko oksit öjenol esaslı, çinko oksit non öjenol esaslı, polimerik, cam iyonmer esaslı, silikonlar, solvent esaslı ve  $\text{Ca(OH)}_2$  esaslı patlar şeklinde sınıflamıştır (27).

Bayırlı (1999) ise, iyodoformlu kanal dolgu maddeleri, öjenollü kanal dolgu maddeleri, öjenolsüz kanal dolgu maddeleri, paraformaldehitli kanal dolgu maddeleri,  $\text{Ca(OH)}_2$  li kanal dolgu maddeleri, sentetikler, cam iyonmer simanlar, katı maddeler, retrograd dolgu maddeleri şeklinde gruplandırmıştır (26).

Ingle, kimyasal kompozisyonlarına göre; çinko oksit öjenol içeren,  $\text{Ca(OH)}_2$  içeren, rezin esaslı, cam iyonmer esaslı ve deneysel patlar olarak sınıflamıştır (1).

ISO 57 nolu spesifikasyonunda endodontik dolgu materyallerinin sınıflaması aşağıdaki şekilde yapılmıştır (27):

Tip I. Patlarla birlikte kullanılan ana kon ve yardımcı konlar

- Klas 1. Metalik
- Klas 2. Polimerize

Tip II. Kor materyali ile beraber kullanılan patlar

- Klas 1. Polimerize olmayan toz ve likit
- Klas 2. Polimerize olmayan pat ve pat
- Klas 3. Polimerize rezin sistemler

Tip III. Kor materyali veya patlar uygulanmadan kullanılan dolgu materyalleri

- Klas 1. Polimerize olmayan toz ve likit
- Klas 2. Polimerize olmayan pat ve pat
- Klas 3. Metal amalgamlar
- Klas 4. Polimerler

#### **4.2.1. Çinko Oksit Ojenol Esaslı Kök Kanal Patları**

Çinko oksit öjenol (ZOE) esaslı kanal patlarının uzunca bir süre başarılı bir kullanım öyküsü vardır (11). İlk kök kanal patları, dünya çapında yaygın olarak kullanılan Grossman veya Rickerts formülüne dayanan modifiye ZOE simanlardı (28). Bu grubu oluşturan patlar şöyle sıralanabilir: Wach patı, Rickert's patı, Proco-sol, Grossman patı, Kerr kök kanal patı, Tubli-seal, Roth 501 ve 801 patı, N2 patları, Endomethasone, Estazone, Merpasone, Propylor, Kloroperka (29).

ZOE esaslı patlar, periradiküler dokulara itilmesi durumunda rezorbe olabilir (11). Yavaş bir sertleşme süresine (30), sertleşirken büzölmeye (31), çözünürlüğe (11) sahiptirler ve dişi renklendirebilirler (32, 33). Bu kanal patının bir avantajı, antimikrobiyal aktivitesinin olmasıdır (34-36). Bazı çalışmalarda pulpa odasındaki bir ZOE kök kanal patı, dentin tübüllerini 250 µm (28, 37) derinliğe kadar dezenfekte ederken, diğer kök kanal patlarına kıyasla iyi bir antimikrobiyal özelliğe sahip olduğu bildirilmiştir (28, 38).

Rezin esaslı kök kanal patlarından farklı olarak, ZOE esaslı kök kanal patlarının sertleşme reaksiyonu, öjenol ve çinko oksitin çinko iyonu arasında oluşan bir şelasyon reaksiyonudur. Bu reaksiyon ayrıca, dentinin kalsiyum iyonları ve gütaferkanın çinko

oksit fazı arasında da meydana gelebilir. Bu, ZOE esaslı kök kanal patlarıyla ilişkili azalmış sertleşme büzülmesini açıklayabilir (28, 39).

ZOE patlarına bazı farklı materyaller ilave edilerek modifiye ZOE patları piyasaya sürülmüştür. Örneğin bu patların antimikrobiyal etkinliğini arttırmak için timol veya timol iyodid ilave edilmiştir. Ayrıca apikal iyileşmeye katkı sağlaması için  $\text{Ca(OH)}_2$  ve hidroksil apatit ilave edilmiştir. Bazı patlarda ojenol likidi yerini kısmen veya tamamen karanfil yağı, peru balsamı ya da okaliptole bırakmıştır (29, 40). Endomethasone (septodont) ve N2 (agsa) gibi formaldehit salan ZOE patları toksik potansiyallerinden dolayı bazı ülkelerde kullanımını kısıtlanmıştır (29).

#### 4.2.2. $\text{Ca(OH)}_2$ Esaslı Kök Kanal Patları

$\text{Ca(OH)}_2$ 'in kök kanal dolgu maddesi olarak kullanılması ilk kez 1940 yılında Rhoner tarafından önerilmiştir (51,50).  $\text{Ca(OH)}_2$  in apeksifikasyon, perforasyonların tamiri ve rezorpsiyon tedavisi için popüler hale gelmesi 20 yıl daha sürmüştür (41, 42). Fransız araştırmacılar tarafından geliştirilen ve bir "mucize" materyal olarak tanıtılan Biocalex'in kök kanal dolgu yöntemlerinde radikal değişiklikler yapacağı iddia edilmişti (41, 43).  $\text{Ca(OH)}_2$  içeren kuafaj materyali Dycal, 1970'lerin sonunda bazı klinisyenler arasında kök kanal patı olarak popülerleşti (41, 44). Kısa bir süre sonra,  $\text{Ca(OH)}_2$  esaslı kök kanal dolgu maddeleri piyasaya çıktı.  $\text{Ca(OH)}_2$  içeren kök kanal patları çeyrek yüzyıldır kullanımdadır (41).

$\text{Ca(OH)}_2$ , yüksek pH'a sahip olması ve hidroksil iyonları açığa çıkarması sayesinde antimikrobiyal etkiye sahiptir.  $\text{Ca(OH)}_2$  kuafaj materyali olarak kullanıldığında dentin köprüsü oluşumunu stimüle eder. Materyal kök ucu sert doku oluşumunu da uyarabilir (45). Bu yüzden, terapötik etkinlik için  $\text{Ca(OH)}_2$  kök kanal patları önerilmiştir. Bu kök kanal patlarının antimikrobiyal aktivite göstereceği ve osteojenik sementojenik potansiyele sahip olduğu düşünülmüştür. Ne yazık ki, bu iddialar kanıtlanmamıştır (11, 41). Çözünürlük,  $\text{Ca(OH)}_2$  in serbest bırakılması ve sürekli etkinlik için gereklidir. Bu bir kök kanal patının amacıyla tutarsızdır (11).

Sealapex bir katalizör/baz sistemdir. Baz çinko oksit,  $\text{Ca(OH)}_2$ , butil benzen, sülfonamid ve çinko stearat içerir. Katalizör, rezin, izobutil salisilat ve aerosol R972'ye ilave radyoopasite verici olarak baryum sülfat ve titanyum dioksit içerir.

Apexit ve Apexit Plus, bir aktivatör (disalisilat, bizmut hidroksit/bizmut karbonat ve doldurucular) ve bir baz  $\text{Ca}(\text{OH})_2$ , hidratlanmış kolofonyum [yani çam reçinesi] ve doldurucular) içerir (11).

### **4.2.3. Cam İyonomer Esaslı Kök Kanal Patları**

Cam iyonomer, diş hekimliğine 1970 yılında tanıtılmıştır ve dentine üstün bağlanma yeteneği birçok klinik çalışmada gösterilmiştir (46-48). Cam iyonomer siman ilk defa 1991’de kök kanal patı olarak KETAC-Endo tanıtıldı. Kök kırığı riskini azaltmak için ürünün sadece tek bir gütaperka ile ve lateral kondansasyon yapılmaksızın kullanılması tavsiye edildi (46, 49). Teknikteki bu gelişme daha iyi bir apikal tıkama sağlarken tedavi süresinde kısalmayı da sağladı.

Geleneksel olarak kanal boşluğunun gütaperka konlar tarafından doldurulması gütaperkaya komşu küçük boşlukların ise kanal patı ile doldurulması istenir. Çünkü hücrel rezorpsiyon veya doku sıvılarıyla teması sonucu kanal patı zamanla bozulabilir. Birçok kök kanal patı dentinal hidroksiapatite veya organik matrikse kimyasal olarak bağlanamaz. Aksine cam iyonomer esaslı bir kök kanal patı olan Ketac Endo, dentine bağlanır ve doku sıvılarıyla çözünmeye karşı dirençlidir (46, 50). Cam iyonomer esaslı kök kanal patının avantajları; uygulamanın teknik olarak kolay olması, daha stabil bir apikal tıkama sağlaması ve dentine üstün bağlanma yeteneğinin kök fraktürüne karşı direnç sağlamasıdır (46). Bu olumlu özelliklerinin yanında apikal ve orta üçlüde dentin duvarlarına hazırlayıcı ajanların uygulanmasındaki zorluk, retreatment gerektiğinde sökülmesinin zor olması (11, 51), minimum antimikrobiyal aktiviteye sahip olması gibi dezavantajları (11) bulunmaktadır.

### **4.2.4. Polimerler**

#### **4.2.4.1. Epoksi Rezin Esaslı Patlar**

Epoksi rezin esaslı patlar nispeten üstün mekanik ve örtücü özelliklere sahiptir. Genel sağlığa olumsuz etkisi yoktur ve alerjik reaksiyon nadirdir. Özellikle taze karılmışken antibakteriyel özellikleri iyidir. Sitotoksiste orta ile düşük arasında değişir (sertleşme sonrası). Mutajenite sıklıkla karıştırma sonrası kısa bir süre için görülür ve hasta için kabul edilemez bir riske sahip değildir (52). AH Plus, epoksi rezin esaslıdır ancak katalizörü farklıdır (52). İki tüp halindedir ve epoksi pat ana içerik olarak bir



diepoksit (bisfenol A diglisidil eter) ve doldurucular içerir. Amin pat ise ana içerik olarak primer monoamin, sekonder diamin, disekonder diamin, silikon yağı ve doldurucular içerir(11). Epoksi rezin esaslı patlar dentine mükemmel adaptasyonun yanı sıra iyi mekanik özellikler sergiler. Uzun süreli testlerde, ilk hacimsel ekspansiyondan sonra hafif büzülme gösterir. Her ne kadar depolama süresi arttıkça (2 yıla kadar) sızdırmazlık kalitesi düşse de genelde in vitro ve in vivo çalışmalarda test edilen diğer patlardan daha başarılı bir örtücü özellik gösterir (52, 53).

#### **4.2.4.2. Metakrilat Esaslı Patlar**

Son yıllarda birkaç metakrilat rezin esaslı kök kanal patı geleneksel gütaperka ve çinko oksit öjenole dayalı tekniklere bir alternatif olarak sunulmuştur. Uygun fiziksel özelliklerle birlikte dentine adezyon ilkelerine dayanan basitleştirilmiş bir dolun tekniği, bu yaklaşımı kullanma konusundaki ilginin artmasına katkıda bulunmuştur (54). Restoratif diş hekimliğinde self-priming, self-etching ve self-adhesive rezin yapıştırıcı teknolojilerinin pazarlanmasından (55-57) ve metakrilat rezine bağlandığı iddia edilen bir kök dolgu maddesinin (resilon) ticarileştirilmesinden sonra fonksiyonel olarak benzer, düşük viskoziteli metakrilat rezin esaslı kök kanal patları, endodontide kullanım için tanıtılmıştır. Bu kök kanal patlarının kanal içinde monoblok formasyonu sağladığı iddia edilmiştir (56, 58). Epiphany, EndoRez, RealSeal ve Resinate metakrilat rezin esaslı kök kanal patlarından bazılarıdır.

Monoblok terimi, sızdırmazlığın ve kökün kırılma direncinin aynı anda arttırıldığı, farklı malzemelerden ve ara yüzlerden oluşan boşluksuz, bir kütle ile mükemmel şekilde doldurulan kanalları ifade eder (56, 59, 60).

#### **4.2.4.3. Poliketon (vinil) Esaslı Patlar**

Poliketon içerikli patlar iyi mekanik ve örtücü özelliklere sahiptir ve genel sağlığa olumsuz etkisi yoktur. Diaket patı toz/likit formundadır. Toz kısmı %97 çinko oksit, %3 bizmut fosfat; likit kısmı %76 propiyonilasetofenon, %23.3 vinillerin kopolimerleri, %0.5 diklorofen, %0.2 trietanolamin içerir. Sertleşme sırasında keton ve çinko arasında şelat meydana gelir. Sistemik-toksik ve alerjik etkisi rapor edilmemiştir. Bakteriyel mutasyon testlerinde mutajenik olmadığı gösterilmiştir (61). İn vitro sinir iletiminde kısmen geri dönebilir parsiyel inhibisyon gösterilmiştir (62). Karşılaştırmalı çalışmalarda

antibakteriyel özellik gösterilmiştir (63). Antimikrobiyal aktivite bakteri yüküne bağlıdır ve genelde epoksi rezinden daha azdır. Öte yandan özellikle komplike dolum tekniklerinde ve çok kanallı dişlerde nisbeten kısa sertleşme süresi bir problemdir. Ancak bu kök ucu kapatmada yararlı olabilir. Materyal orta derecede toksiktir ve apikal dokuların iyileşmesini stimule etmez. Pat gütaperka ile birlikte kullanılmalıdır ve uzaklaştırılması oldukça zordur (52).

#### **4.2.5. Silikon Esaslı Kök Kanal Patları**

Bu grubun en tanınmış örneklerinden biri olan RoekoSeal, polidimetilsiloksan esaslıdır, bu materyalin sertleşirken bir miktar genişlediği bildirilmiştir (14). GuttaFlow ve GuttaFlow 2 öğütülmüş soğuk akışkan matrislerdir ve RoekoSeal'a eklenen partikül formundaki (30 µm'dan az) gütaperkadan oluşurlar. Teknik, materyalin kanala enjekte edilmesini ve bunu takiben bir ana konun yerleştirilmesini içerir. Materyal 15 dakikalık bir çalışma süresi sağlar ve 25 ila 30 dakika içinde sertleşir. Bu patların kanal düzensizliklerini doldurabildiği (64) ve biyouyumlu olduğu (65, 66) fakat sertleşme süresinin tutarsız olduğu ve sodyum hipoklorit ile son irrigasyon sonrası sertleşmenin gecikebileceği bildirilmiştir (65). Sızdırmazlık kabiliyeti, bazı çalışmalarda diğer patlarla karşılaştırılabilir bulunurken diğerlerinde daha düşük olduğu bildirilmiştir (11, 65, 67-69).

#### **4.2.6. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patları**

##### **4.2.6.1. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Endodontiye Girişi**

Biyoseramik esaslı kök kanal patları, son 30 yıldır tıp ve diş hekimliği alanlarında biyoseramik teknolojinin kullanımının artması ile geliştirilmişlerdir (70). Hidrolik kalsiyum silikat malzemelerinin diş hekimliğinde ilk kullanımı, 1878 yılında Dr. Witte'nin kök kanallarını Portland çimentosuyla doldurmasıyla olmuştur (11).

Bununla birlikte, biyoseramik materyallerin kök kanal patı olarak belgelenmiş ilk kullanımı Krell ve Wefel (70, 71)'in çekilmiş dişlerde kalsiyum fosfat simanın etkinliğini Grossman'ın patıyla karşılaştırmasından iki yıl sonradır. Apikal oklüzyon, adaptasyon, dentin tübül oklüzyonu, adhezyon, kohezyon veya morfolojik görünüm bakımından her iki pat arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte, deneysel kalsiyum

fosfat patı, Grossman'ın patına göre etkili bir şekilde apikal sızdırmazlık sağlayamamıştır (70, 72).

Chohayeb ve ark. (1987) (73) daha sonra kalsiyum fosfatın kök kanal patı olarak kullanımını yetişkin köpek dişlerinde değerlendirmişlerdir. Kalsiyum fosfat esaslı patların güta perka ile kıyaslandığında dentinal duvarlara daha sıkı ve uniform bir adaptasyon sağladığını iddia etmişlerdir (73). Kalsiyum fosfat simanlar endodontide pulpa kuafajı (74), apikal bariyer formasyonu, periapikal defekt tamiri (75), bifurkasyon perforasyon tamiri (76) gibi işlemlerde başarıyla kullanılmıştır (70).

#### **4.2.6.2. Biyoseramik Materyallerin İçerikleri**

Biyoseramikler, tıpta ve diş hekimliğinde kullanım için özel olarak tasarlanmış seramik malzemelerdir. Bunlar, alümina, zirkonya, biyoaktif cam, cam seramikleri, hidroksiapatit ve kalsiyum fosfat içerirler (70). Biyoseramik esaslı patlar, çeşitli endodontik tedavilerde kullanılan hidrolik (nem ile sertleşen) bir toz olan trikalsiyum silikat esaslı MTA materyalinin başarısının bir sonucu olarak geliştirilmişlerdir (11). Piyasaya sürüldüğü 1990'lara kadar trikalsiyum silikat esaslı malzemelerin endodontik amaçla kullanımı yaygınlaşmamıştır. MTA öncelikle trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat ve trikalsiyum alüminat ve radyopak madde (çoğunlukla bizmut oksit) içeren, hidrolik olarak aktif bir tozdur. Bizmut oksit bileşeni ile kuron dentinini boyaması nedeniyle, bazı ticari formülasyonlarda radyopasite verici materyal olarak zirkonya dioksit veya tantal oksit gibi başka materyaller kullanılmaya başlanmıştır. Bazı MTA türü ürünler kalsiyum karbonat veya tetrakalsiyum alüminoferrit içerir. Burada MTA terimi, tüm tri ve dikalsiyum silikat ürünlerini belirtmek için kullanılır (11).

#### **4.2.6.3. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Biyouyumluluğu**

Biyoseramik materyallerin biyoaktif veya biyoinert olarak sınıflandırılması, çevresindeki canlı doku ile olan etkileşiminin bir sonucudur (70, 77). Cam ve kalsiyum fosfat gibi biyoaktif malzemeler, daha dayanıklı dokuların gelişmesini teşvik etmek için çevresindeki dokuyla etkileşime girer (70, 78).

Biyoseramiklerin, periodontal rejenerasyonu uyarması (79, 80) hücreler arası bağlantıyı ve hücre değişimlerini arttırdığı bilinmektedir (79, 81). Periapikalden taşkınlik durumunda enflamatuvar reaksiyona neden olmamaktadır (79, 82) .

Chang ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada biyoseramik esaslı patın, Ca(OH)<sub>2</sub> esaslı pattan daha az proinflatuar mediatörleri oluşturmasının yanısıra, daha fazla osteojenik potansiyele sahip olduğu belirlenmiştir (83).

Bir başka çalışmada ise, iRoot SP ile AH Plus'ın sitotoksitesileri karşılaştırılmış, 3. günde AH Plus'ın sitotoksitesi daha fazla bulunurken 2. hafta sonunda sitotoksitesinin azaldığı görülmüştür (84).

Loushine ve ark. (2011) yaptığı çalışmada; AH Plus sitotoksitesinin zamanla azalmasına karşın, biyoseramik esaslı patın toksik olmadığı ve daha biyoyumlu bir materyal olduğu belirtilmiştir (85).

De-Deus ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada; iRoot BP Plus ve MTA biyoyumlu bulunurken, her ikisinin de sitotoksik etkisinin önemli düzeyde olmadığı saptanmıştır (86).

Bu çalışmaların ışığında, biyoseramiklerin; biyoyumlu olması, sementoblastik ve osteojenik aktiviteyi uyarması gibi sebeplerden ötürü, açık apeksli veya perforasyon oluşan dişlerin kök kanal dolumlarında alternatif bir pat olarak kullanılabilceği iddia edilmiştir (79).

#### **4.2.6.4. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Dentine ve Gütaperkaya Bağlanması**

Bu patlar, doku sıvısıyla karşılaştıklarında doku sıvısındaki fosfat ile trikalsiyum silikat hidrasyonunun (87-89) reaksiyon ürünü olarak materyal yüzeyinde Ca(OH)<sub>2</sub> üretilir ve bu durum pata biyoaktivite özelliği kazandırır (89-91). Biyoseramiklerin dentine bağlanmasındaki gerçek mekanizma bilinmemekle birlikte; aşağıdaki mekanizmalar ile açıklanmaya çalışılmıştır:

1. Patın partiküllerinin dentin tübüllerine difüzyonu (tübüler difüzyon) ile mekanik kenetlenmenin sağlanması (84).

2. Patın mineral içeriğinin intertübüler dentine infiltrasyonu sonucu mineral infiltrasyon zonunun ortaya çıkması (92, 93).
3. Fosfatın kalsiyum silikat hidrojel ve  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  ile kısmi reaksiyonu sonucu mineral infiltrasyon bölgesi boyunca hidroksiapatit oluşması (94).

#### **4.2.6.5. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Örtücülüğü**

Biyoseramikler, nanoboyutta partiküler özellik taşıyan patlardır (79, 80). Kalsiyum ve hidroksit iyonlarının çökmesi sonucu materyal yüzeyinde hidroksi apatit tabakası oluşmakta, bu da materyal ile dentin duvarı arasında kimyasal bağlantı sağlamaktadır (79, 80). Ayrıca, yüksek hidrofilik özelliği ve düşük yüzey gerilimi sayesinde kök kanal sistemine ve aksesuar kanallara kolayca yayılma göstermektedir. Böylece örtücülüğü yüksek bir tıkama sağlamaktadır (80). Yapılan bir çalışmada smear tabakasının varlığının veya yokluğunun bağlantıyı etkilemediği gösterilmiştir (95).

Pawar ve ark. (2014) yaptıkları in vitro çalışmada lateral, aksesuar kanallar ve diğer anatomik varyasyonlar nedeniyle apikal sızıntının tam olarak engellenemediği AH Plus ve iRoot SP arasında fark olmadığı bulunmuştur (3).

Bodrumlu ve ark.(2010) çeşitli irrigasyon solusyonlarının apikal sızıntı düzeyine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında en az sızıntının şelasyon ajanının kullanıldığı kanalda gerçekleştiğini bu nedenle biyoseramik esaslı kök kanal patlarının kullanılacağı kanallarda şelasyon ajanının kullanılmasını önermişlerdir (96).

Bidar ve ark. (2014) smear tabakasının mevcudiyeti veya uzaklaştırılmasının kalsiyum silikat esaslı patların apikal tıkama yeteneğini etkilemediğini bildirmişlerdir (95).

#### **4.2.6.6. Biyoseramik Esaslı Kök Kanal Patlarının Film Kalınlığı**

Film kalınlığı; kanal patının belirli bir yük altında gösterebileceği minimal kalınlık olarak tanımlanmaktadır. Film kalınlığının küçük olması, pata, daha iyi adaptasyon yeteneği kazandırmakta ve bu da kanal içerisindeki düzensizliklere, boşluklara ve dentin tübüllerine nüfuzunu sağlamaktadır (97).

Zhu ve ark. (2014) yaptığı bir çalışmada biyoseramiklerin film kalınlığının ISO 6876/2001 normlarına uygun olduğunu (98), ancak epoksi rezin ve çinko oksit ojenol esaslı kanal patlarınıninkinden daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (79).

### **4.3. Bu Çalışmada İncelenecek Fiziksel ve Kimyasal Özellikler**

#### **4.3.1. Çözünürlük**

Bir maddenin bir sıvıda moleküllerine ayrılabilme özelliği çözünürlük olarak tanımlanır. Belli miktardaki bir çözücü içinde ve belirli bir sıcaklıkta çözünebilecek madde miktarının genellikle bir üst sınırı vardır. Buna maddenin çözünürlük katsayısı denir. Doğal olarak değişik kimyasal maddelerin çözünürlük sınırları farklıdır. Kök kanal patlarının toz kısımları oldukça farklı kimyasal maddelerden oluşmuştur. Toz, likitle karıştırıldıktan sonra kısmen eriyerek matrise bağlanır ve belirli bir zaman aralığında kanal patının sertleşmesi ile matris içinde asılı kalır (29).

Koroner sızıntı koroner dolguların yetersizliği ve diş veya dolgudaki kırık ve çatlak sonucu oral sıvılarla, apikal sızıntı ise, periapikal dokularda akut iltihaplanma sonucu oluşan asidik pürülan sıvıların veya fizyolojik doku sıvılarının kanal patını çözmesiyle oluşur. Bir kanal patında çözünme yüzeysel erozyon ve yapıdaki çatlaklardan veya ana kitleden erime şeklinde gerçekleşebilir (99).

Erime olayının gerçekleşmesi çok zaman alır. Kanal patlarının çözünürlüğü aşağıdaki nedenlerden dolayı düşük olmalıdır (100):

- Kanal dolgusunda paraformaldehit, baryum, sülfür, kurşun, çinko ve gümüş gibi çözünebilecek maddeler çevre dokulara da zararlı biyolojik etkiler yaratır (101).
- Çözünme ile kanal dolgusunun bütünlüğü bozulur ve mekanik direnç ile adaptasyon kaybı ortaya çıkar (4).

Bir kanal patının çözünürlüğüne etki eden faktörler şöyle açıklanabilir:

- Toz partiküllerinin matrise bağlanma yüzdesi ne kadar büyükse çözünürlük o kadar az olacaktır. Burada önemli olan likitin maksimal bağlayabileceği toz miktarını ayarlamaktır.
- Süre ve ortamın hidrojen iyonu konsantrasyonu arttıkça çözünürlük de artmaktadır (102).

### 4.3.2. pH

Önceki çalışmalar  $\text{Ca(OH)}_2$  veya kalsiyum oksit içeren simanların kalsiyum ve hidroksil iyonlarına ayrışabildiğini bunun da bağ dokuda yüksek pH'a sebep olduğunu böylece mineralize doku formasyonunu indüklediğini göstermiştir (103, 104). pH artışının ayrıca bakteridal olduğu (105), osteoklastik aktiviteyi engellediği (10) ve in vitro insan fibroblastlarında deneysel yara iyileşmesini uyardığı belirtilmiştir (106).

Örneğin  $\text{Ca(OH)}_2$  patlar sıklıkla alkalen pH sebebiyle sahip oldukları bakterisit özelliği nedeniyle kullanılır. Bakteriyel lipopolisakkarit degradasyonunu, sert doku formasyonunu uyarır, enflamatuvar radiküler rezorpsiyonu kontrol ederler (107). Denli ve Eskitaşcıoğlu simanların asiditesinin zamana bağlı değişebileceğini göstermiştir (108).

### 4.3.3. Boyutsal Değişim

Büzülme, pat-dentin veya pat-gütaperka arayüzünde boşluklara sebep olabilen kök kanal patlarının boyutsal değişimidir (14). Kök dolgularının boylu boyunca bakteriyel penetrasyona yatkın olduğu gösterilmiştir (109). Bu boşluklar mikroorganizmalar ve toksik ürünleri için periapikal dokulara bir yol oluşturur ve apikal tıkamaya zarar verir (110). Bu nedenle kök kanal patlarının boyutsal stabilitesi kanal dolgusunun uygun fonksiyonu ile ilişkilidir (14).

### 4.3.4. Radyoopasite

İdeal bir kök kanal dolgu malzemesi, diğer fiziksel/kimyasal özelliklerin yanı sıra kemik ve diş gibi (111) çevresindeki anatomik yapılardan ayırım yapmaya olanak tanımak için yeterli radyoopasite sunmalıdır (112, 113). Ayrıca kök kanal patlarının radyoopasitesinin dolumdaki voidlerin değerlendirilmesine yardımcı olmak gibi endodontik tedavinin kalitesini değerlendirmede de özel bir önemi vardır (114).

Eliasson & Haasken (1979) radyoopasite çalışmaları için birçok materyalin optikal radyografik densitesinin değerlendirildiği, değerlerin benzer radyografik densite üretebilen alüminyum kalınlığına eşdeğer olarak tanımlandığı bir kıyaslama standardı geliştirdiler (115).

Beyer-Olsen & Ørstavik (1981), birkaç kök kanal patının radyoopasitesini belirlemek için kalınlığı 2 mm'lik artımlı alüminyum merdiven kullanarak tekrarlanabilir bir karşılaştırma standardını geliştirdiler (112).

#### **4.3.5. Akıcılık**

Kanal patının genişletme işlemlerinden sonra kanal duvarları üzerinde oluşan düzensizlikleri doldurmasını sağlayan özelliktir. Kanal patı akıcı değilse patın bu girintilere girmesi oldukça zordur. Fazla olduğu zaman ise kanal patının apikal foramen den apikal dokulara taşma olasılığı ortaya çıkar. Bu bir pat için çok önemli bir özellik olmasına rağmen, kanal patları için ideal bir akıcılık değeri saptanamamış ve bu konuyla ilgili çalışmalar da farklı sonuçlar elde edilmiştir (116, 117). Kanal patının tozundaki partiküllerin küçülmesiyle akıcılığın artacağı ileri sürülmüşse de (117), bu iki özellik arasında bir ilişki olmadığı deneysel olarak ispatlanmıştır. Ancak toz partiküllerinin boyutu küçüldükçe patın matrisi daha homojen hale gelirken, boyut büyüdükçe tozun yüzey alanı, reaktivitesi ve çözünürlüğünün azaldığı bildirmiştir (118). Patın akıcılık ve kıvamı arasında doğrusal bir ilişki bulunmadığını iddia eden Grossman'ın (119) aksine, Benatti ve ark. (120) ile Ørstavik (121) patın toz/likit oranının akıcılık üzerine kesin bir etkisi olduğunu çalışmalarında göstermişlerdir. Bir patın akıcılık özellikleri toz/likit oranıyla birlikte kısmen bileşenlerinin kimyasal aktiviteleri ile sertleşme süresine, kısmen de ısı ve ortamdaki neme bağlıdır (29).

#### **4.3.6. Sertlik**

Bir materyalin kalıcı yüzey girintisine direncine sertlik denir. Genel olarak, sertlik testi, materyallerin sertleşmesini ölçmek için dolaylı bir yöntem olarak kullanılabilir. Örneğin, daha yüksek sertlik değerleri dental rezinlerin daha geniş polimerizasyonunu gösterir (122). Sertlik, monoblok teorisinde önemli bir özelliktir. Bir kor dolgu malzemesiyle ilişkili, bir monoblok oluşturduğunu iddia eden kanal patları, yüklem streslerine dayanacak kadar yüksek bir sertlik değeri göstermelidir (19).



#### 4.3.7. Sertleşme Süresi

Sertleşme süresi temel olarak bir ürünün kararlı davranışı üzerinde yapılan bir kontrol testidir ve materyalin bileşenleri, partikül boyutu, oda sıcaklığı ve bağıl neme bağlıdır (14, 20) (Tablo 1).

**Tablo 1.** ISO 6876/2012 ve ANSI/ADA 57 Nolu standardı

	ISO Standartları	ANSI/ADA Standartları
<b>Sertleşme Süresi</b>	$\leq\%10$ üretici talimatı	
<b>Akıcılık</b>	$\geq 20\text{mm}$	$\geq 25\text{mm}$
<b>Çözünürlük</b>	$\leq\%3$ , 30 gün	
<b>Boyutsal Değişim</b>	Büzülme 30 günde $\leq\%1$ , Genleşme 30 günde $\leq\%0,1$	
<b>Radyoopasite</b>	$\geq 3\text{mm}$ alüminyum kalınlığı	

#### 4.4. Bu Çalışmamızda İncelenecek Kök Kanal Patları

##### 4.4.1. AH Plus Jet

Rezin yapılı bir kanal dolgu patıdır. AH Plus Jet (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany), A ve B patları eşit hacimde karıştırılan çift patlı sistem halinde kullanıma sunulmuştur (Resim 1). Pat A (epoksi patı), diglysidil-bisfenol-A-eter, kalsiyum tungstat, zirkonyum oksit, aerosol, demir oksit, pigment; Pat B (amin patı), 1-adamantane amin, NN-dibenzil-5-oksa-nonandiamin-1,9, TCD-Diamin, kalsiyum tungstat, zirkonyum oksit, silikon yağı içeriklidir (123). Üretici firma çalışma süresini 23°C’de minimum 4 saat, sertleşme süresini 37°C’de 24 saat olarak belirlemiştir (124).

##### 4.4.2. Endoseal

Enjekte edilebilir kalsiyum silikat esaslı kök kanal patı olan Endoseal (Endoseal; Maruchi, Wonju, Kore) hava geçirmez bir şırıngada sunulmaktadır (Bkz. Resim 1). Kök kanallarına enjeksiyon yöntemiyle uygulanır. Endoseal hava ile temas ettiğinde ortamdaki nemi alarak, karıştırma işlemi olmaksızın kendi kendine yavaş yavaş sertleşir. Üreticiye

göre bu kalsiyum silikat simanın MTA kökenli olduğu düşünülür çünkü MTA ile benzer kimyasal içeriğe sahiptir. Bu yüzden önceki çalışmalarla gösterilen çeşitli MTA türevi materyallerinki gibi uygun fiziksel ve biyolojik etkilere sahip olduğu iddia edilmiştir (125, 126).

#### **4.4.3. Well Root ST**

Bu materyal daimi kanal dolgusu için üretilmiş önceden karıştırılmış, kullanıma hazır, enjekte edilebilir biyoseramik esaslı bir paktır (Bkz. Resim 1). Üreticinin belirttiğine göre zirkonyum oksit, kalsiyum silikat, doldurucular ve kalınlaştırıcı ajanlar bulundurulur (127). Materyal hidrofildir ve dentin tübüllerindeki nemi, sertleşme reaksiyonu için kullanır. Sertleşme süresi 25 dakikadır ancak sertleşme reaksiyonu kök kanallarında 2.5 saatten fazla sürebilir. Üreticinin talimatlarına göre Well Root ST (Vericom, Gangwon-Do, Kore)gütaperka konlarla birlikte kullanılmalıdır. Güncel bilimsel literatürde kimyasal kompozisyonu ve fiziksel özellikleri hakkında bilgi yoktur. Reszka ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada kalsiyum, zirkonyum, oksijen, silikon, karbon, klorin, sodyum, magnezyum, alüminyum ve titanyum içerdiğini saptamıştır (128).

#### **4.4.4. MTA Fillapex**

MTA Fillapex (Angelus, Londrina, Brezilya)MTA içerikli bir kök kanal dolgu patıdır (Bkz. Resim 1). Hidrofilik partiküllerden oluşan MTA'nın trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, trikalsiyum oksit içerdiği ve yapısında yaklaşık %0,6 oranında çözünmez kristalin silika bulunduğu, kalsiyum oksit (CaO), serbest magnezyum oksit (MgO), potasyum ve sodyum sülfat bileşiklerinin olduğu belirtilmiştir. Ayrıca radyoopasite için bizmut oksit (Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ilave edildiği de belirtilmektedir. Bu toz bileşenlerin steril su ile hidrasyonunun sonucunda düzensiz, kristalize ve koloidal bir jel meydana gelir ki içinde Ca(OH)<sub>2</sub> bulunmamasına rağmen, reaksiyon sırasında bir miktar Ca(OH)<sub>2</sub> partikülü de şekillenmeye başlar. Bu jel yapı yaklaşık üç saat içinde sertleşir (129).

#### 4.4.5. Tech Biosealer ENDO

Tech Biosealer Endo (TBE, Isasan, Rovello Porro, İtalya), kalsiyum silikat içeren yeni bir kök kanal patıdır (Bkz. Resim 1). Üreticiye göre bir kök kanal patı olarak yüksek antibakteriyel etkinliği vardır, biyoyumludur, mükemmel apikal tıkama sağlar ve radyoopaktır (130).



**Resim 1.** Çalışmada kullanılan kök kanal patları

## 5. GEREÇ VE YÖNTEMLER

### 5.1. Çözünürlük Testi

Çözünürlük ISO 6876/2012 tarafından önerilen yöntemle ölçüldü (16). Örnek hazırlamak için 1.5 mm kalınlığında 20 mm çapında parafin wax kalıplar hazırlandı ve selofan kaplı camlar üzerine yerleştirildi (Resim 2).



**Resim 2.** Parafin kalıplar

Her materyal için üç örnek hazırlandı. Materyaller kalıplara doldurulduktan sonra her örnek 24 saat süreyle 37°C sıcaklıkta %95 oranında neme sahip inkübatörde bekletildi. Örnekler 15 dk hava ile kurutuldu ve üç kez tartıldı. Üç ölçümün ortalaması ilk ağırlık değeri ( $A_1$ ) olarak kaydedildi. Örnekler 5 ml distile su bulunan cam kaplara alındı ve 37°C'de inkübasyonda 24 saat bekletildi (Resim 3). Cam kaplardan alınan örneklerin suyu 105°C etüvde buharlaştırıldı. Daha sonra desikatörde bekletildi ve tartıldı. Ölçülen değer  $A_2$  olarak kaydedildi (Resim 4). Bu işlem 1., 3., 7. ve 14. günlerde tekrarlandı. Her bir örnek için çözünürlük değeri  $S=(A_1-A_2)/A_1 \times 100$  formülü kullanılarak hesaplandı.



**Resim 3.** Distile suda bekletilen Well Root ST kanal patı örnekleri



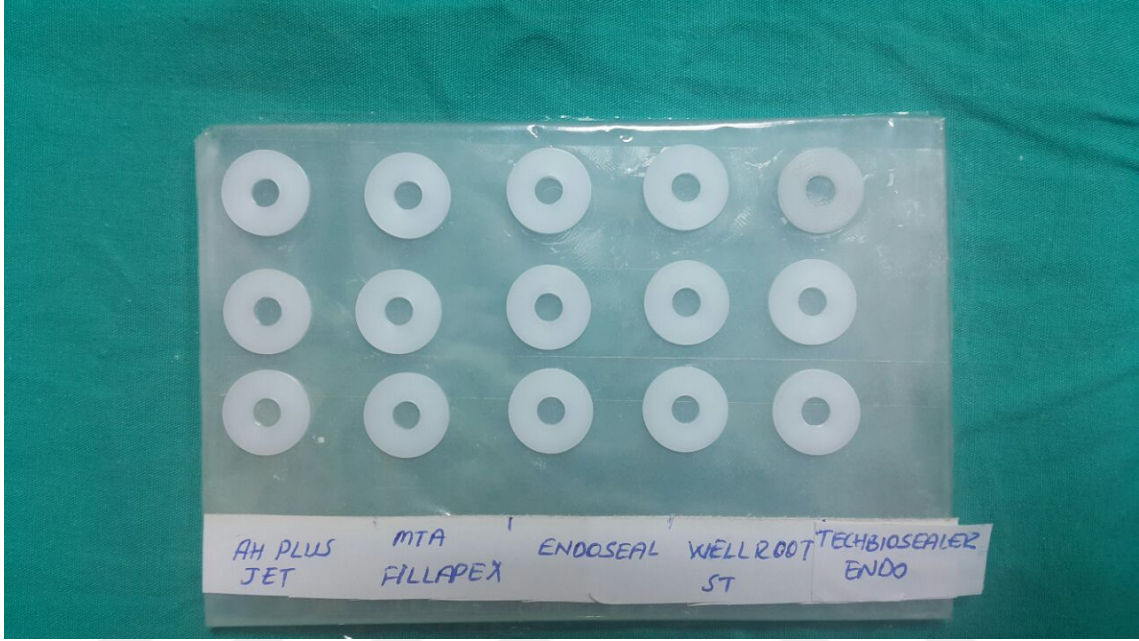
**Resim 4.** Örneklerin tartılması

## 5.2. pH Testi

5 mm iç çaplı ve 1 mm kalınlıklı teflon kalıplar hazırlandı ve selofan kaplı camlar üzerine yerleştirildi (Resim 5). pH testi için karıştırıldıktan hemen sonra uygulanan kök kanal patları ‘‘taze numuneler’’ olarak ve sertleşene kadar inkübatörde saklanan numuneler ‘‘sert numuneler’’ olarak adlandırıldı. Patlar sert numuneleri hazırlamak için



teflon kalıplara döküldü. Her materyal için üç örnek hazırlandı. Periapikal radyograf kalıpların tamamen doldurulduğunu kontrol etmek için alındı. Hem sertleşen hem de taze numuneler, bir polipropilen konik tüp içindeki ultra saf suya atıldı ve daha sonra çalışma süresi boyunca 37°C'de saklandı.



**Resim 5.** pH testi için hazırlanan kalıplar

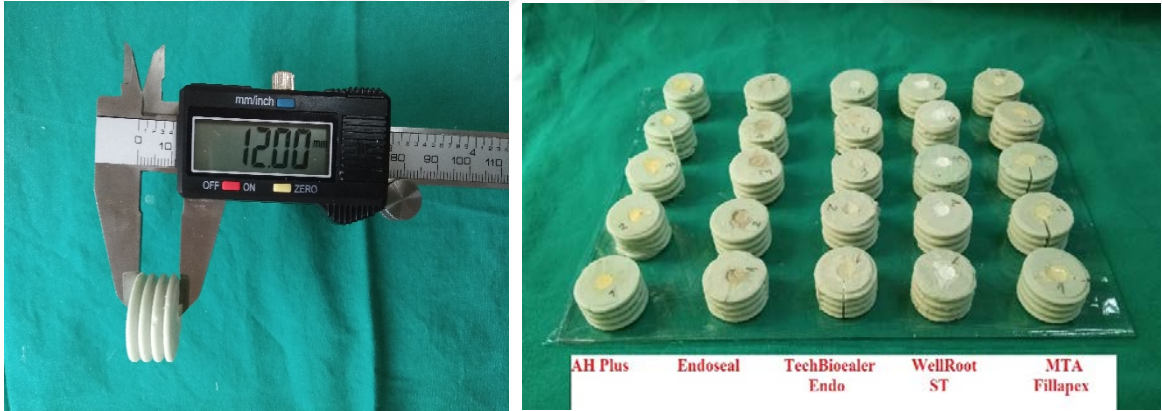
Hazırlanan örnekler için önceden belirlenmiş periyotlarda (taze numuneler için 3., 30. ve 60.dk; 2., 12. ve 24. saat ve sertleşmiş numuneleri için 12. saat, 3. gün, 7. gün, 2. hafta ve 4. hafta) solüsyonun pH'ı, ölçümden önce pH'ı 7'ye kalibre edilen dijital bir pH-metre (Hanna instruments) kullanılarak, ölçülmüştür. Örnekleri daldırmadan önce ultra saf suyun pH'ının 6.9'da olduğu doğrulandı. Ölçümden önce örnekler daha homojen bir ortam elde etmek için 5 sn cam çubukla hafif karıştırıldı ve 2 sn partiküllerin çökmesi için beklendi. Elektrod saf su ile ölçüm aralarında yıkandı ve kurulandı (Resim 6). Her numune için üç ölçüm yapılarak ortalama değerler kaydedildi.



**Resim 6.** pH metre.

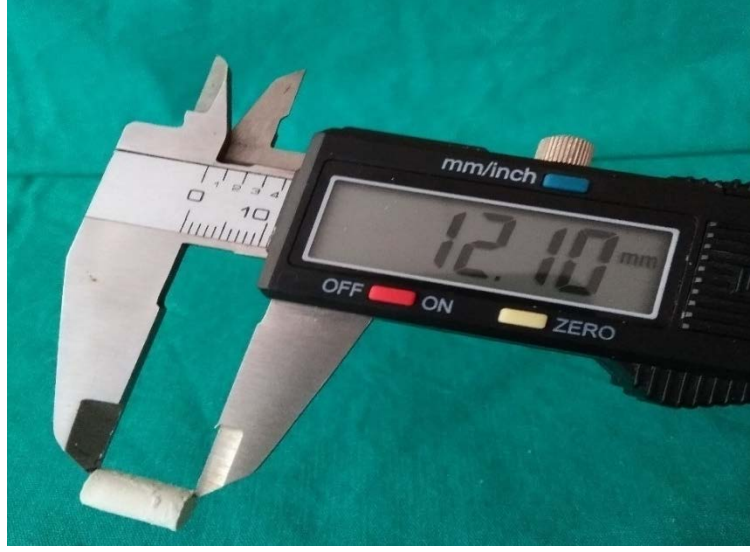
### 5.3. Boyutsal Değişim Testi

Boyutsal değişim testi ISO 6876/2012'ye göre yapıldı (16). Her materyal için beşer tane, iç çapı 6mm ve yüksekliği 12 mm olan, silindirik silikon kalıplar hazırlandı ve selofan kaplı camlar üzerine yerleştirildi. Materyaller kalıplara döküldü (Resim 7). 37°C sıcaklık ve %95 neme sahip inkübatörde bekletildi.



**Resim 7.** Boyutsal değişim testi için hazırlanan kalıp ve örnekler

Sertleşmeden sonra örneklerin düz uçları arasındaki mesafe dijital kumpas ile ölçüldü ve okunan değer 10 µm'lik bir hata payı ile kaydedildi. Her örnek için üç ölçüm yapıldı. Ortalama değer  $M_1$  olarak kaydedildi. Daha sonra materyaller kalıplardan çıkartılarak 10ml distile suda  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de 7, 14, 21 gün bekletildi ve bu sürelerde ölçümler yenilendi ve  $M_2$  olarak kaydedildi (Resim 8). Boydaki ortalama değişiklik (D),  $D=(M_2-M_1)/M_1 \times 100$  formülü ile hesaplandı.



**Resim 8.** Boyutsal değişim testinde örneklerin ölçülmesi

#### **5.4. Radyoopasite Testi**

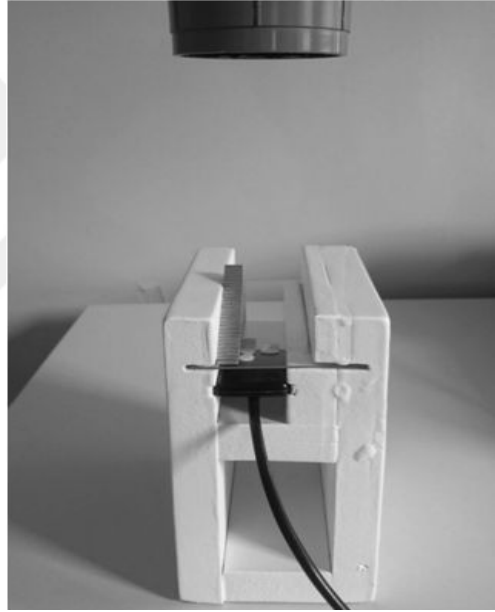
Radyoopasite testi, ISO 6876/2012’de tavsiye edildiği şekilde yapıldı (16). Örnek hazırlamak amacıyla iç çapı 10 mm,yüksekliği 1 mm olan politetrafloroetilen dairesel kalıplar kullanıldı. Her materyal için 5 örnek hazırlandı (Resim 9).



**Resim 9.** Radyoopasite testi için hazırlanan bir örnek



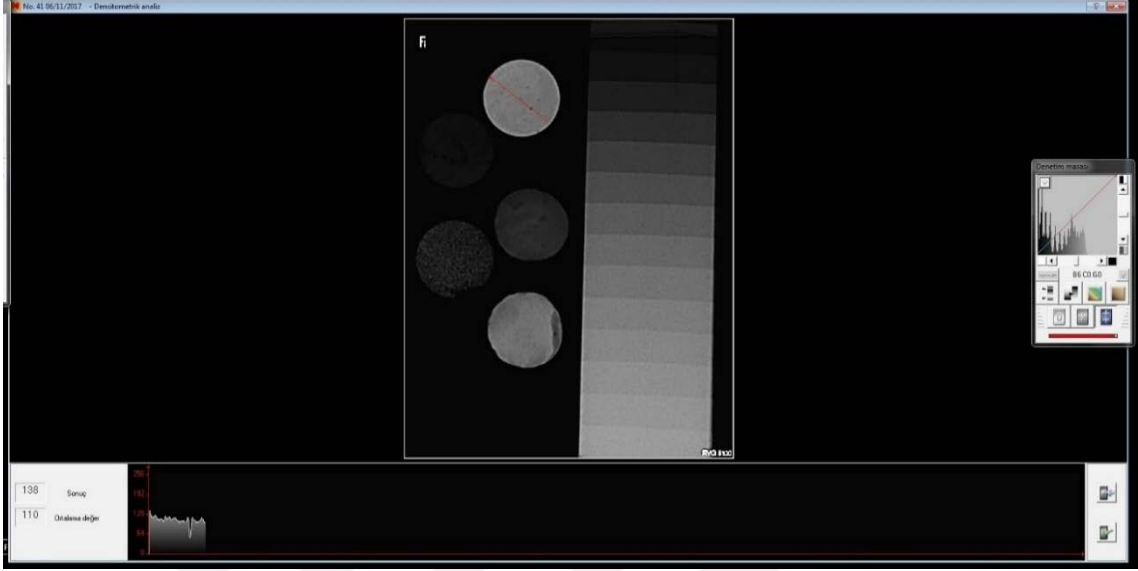
Kalıplara yerleştirilen örnekler tamamen sertleşinceye kadar 37°C ve %95 neme sahip etüvde bekletildi. Örnekler kalıplardan çıkarıldı ve kalınlıkları dijital kumpas ile kontrol edildi. Alüminyum basamakların kalınlığı 1 mm'lik artışla, 1 ile 14 mm arasındaydı. ISO 6876'ya göre alüminyumun içeriği Al: 99.12, Fe: 0.47, Mg: 0.41 ve Cu: <0.1(% ağırlıkça)şeklindeydi. Bu sert örnekler ve bir alüminyum basamaklı merdivenden bir dijital radyografi (Eastman Kodak Co., Rochester, NY) ile radyograf alındı. Kodak 2100 intraoral radyografi cihazı ile 60 kVp ve 7 mA'de elde edildi. Fokal spot ve obje mesafesi 30 cm, ekspoz süresi 0.2 sn olarak ayarlandı (Resim 10).



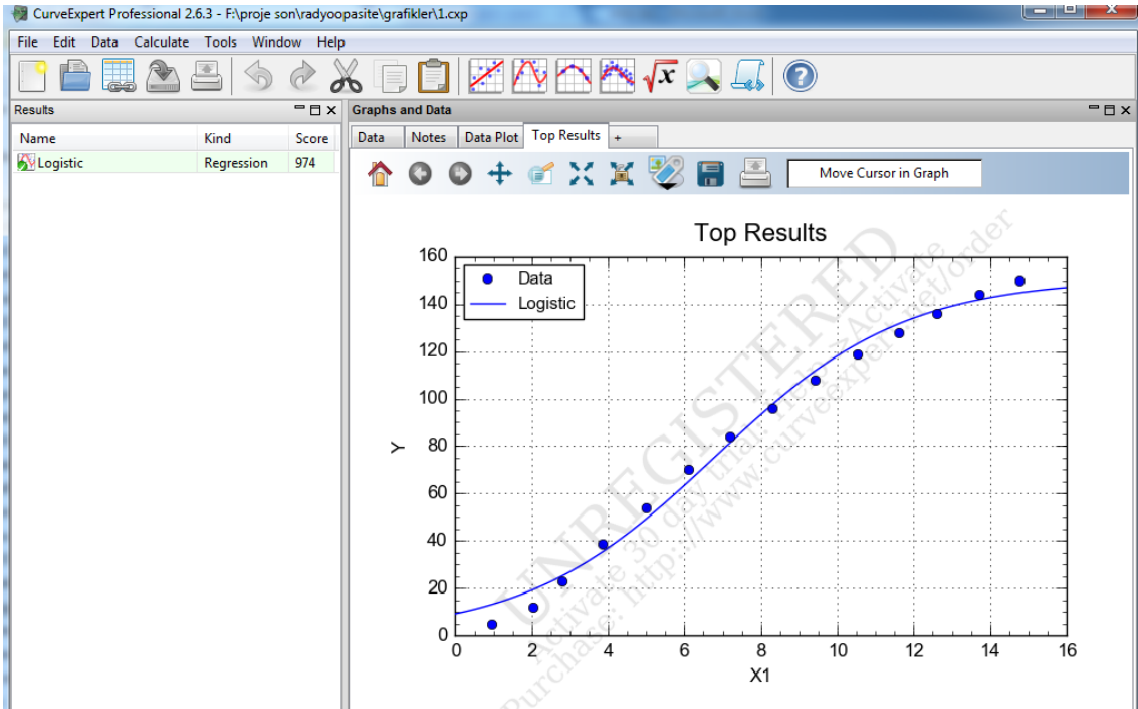
**Resim 10.** Radyoopasite test düzeneği

Her bir alüminyum basamak ve seçilen malzemenin ortalama grilik değeri, Kodak Dental Görüntüleme Yazılımı 6.7'nin eşit yoğunluklu alan aracını kullanarak ilgili alanın anahatları belirlenerek ölçülmüştür (Resim 11). Ölçüm bir değerlendirme tarafından üstlenildi ve değerlendirici materyallerin çeşidi hakkında bilgilendirilmedi. Bölgeler, malzemenin içinde hava kabarcığı bulunan alanlardan kaçınılarak seçildi. Bu prosedür, her örnek için beş kez tekrar edildi ve ortalamaları hesaplandı. Malzemenin ortalama gri

değeri, Curve Expert Professional yazılımı kullanılarak eşdeğer alüminyum kalınlığı haline dönüştürüldü (Resim 12).



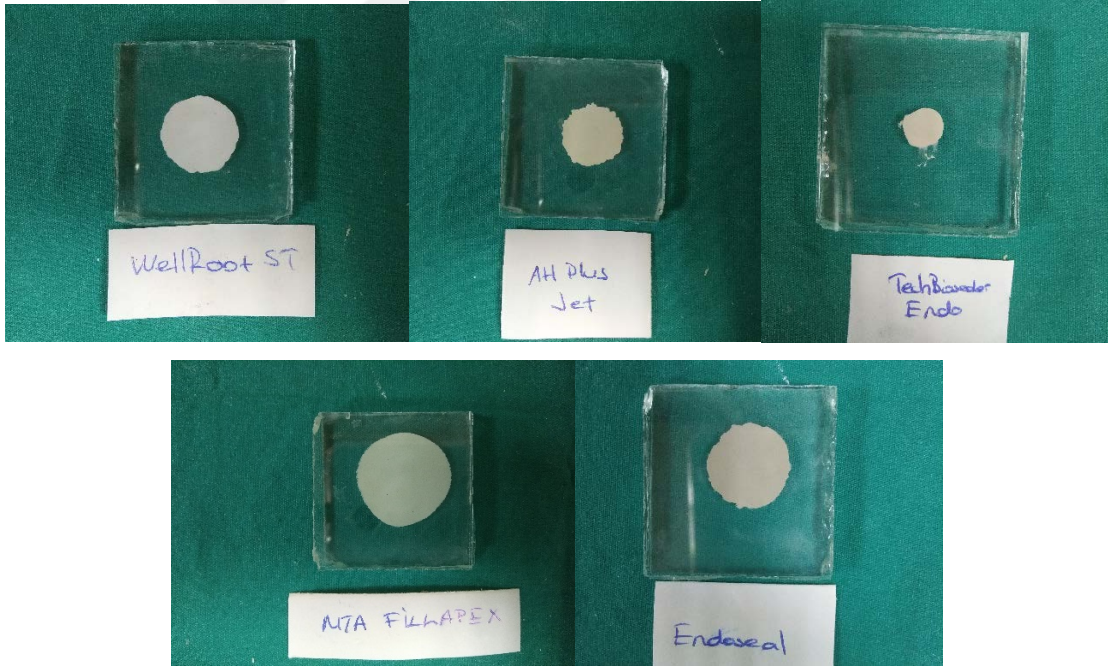
**Resim 11.** Kodak Dental Görüntüleme Yazılımı 6.7'nin eşit yoğunluklu alan aracını kullanarak ilgili densitenin belirlenmesi



**Resim 12.** Curve Expert Pro 2.6 Densitometrik Analiz

### 5.5. Akıcılık Testi

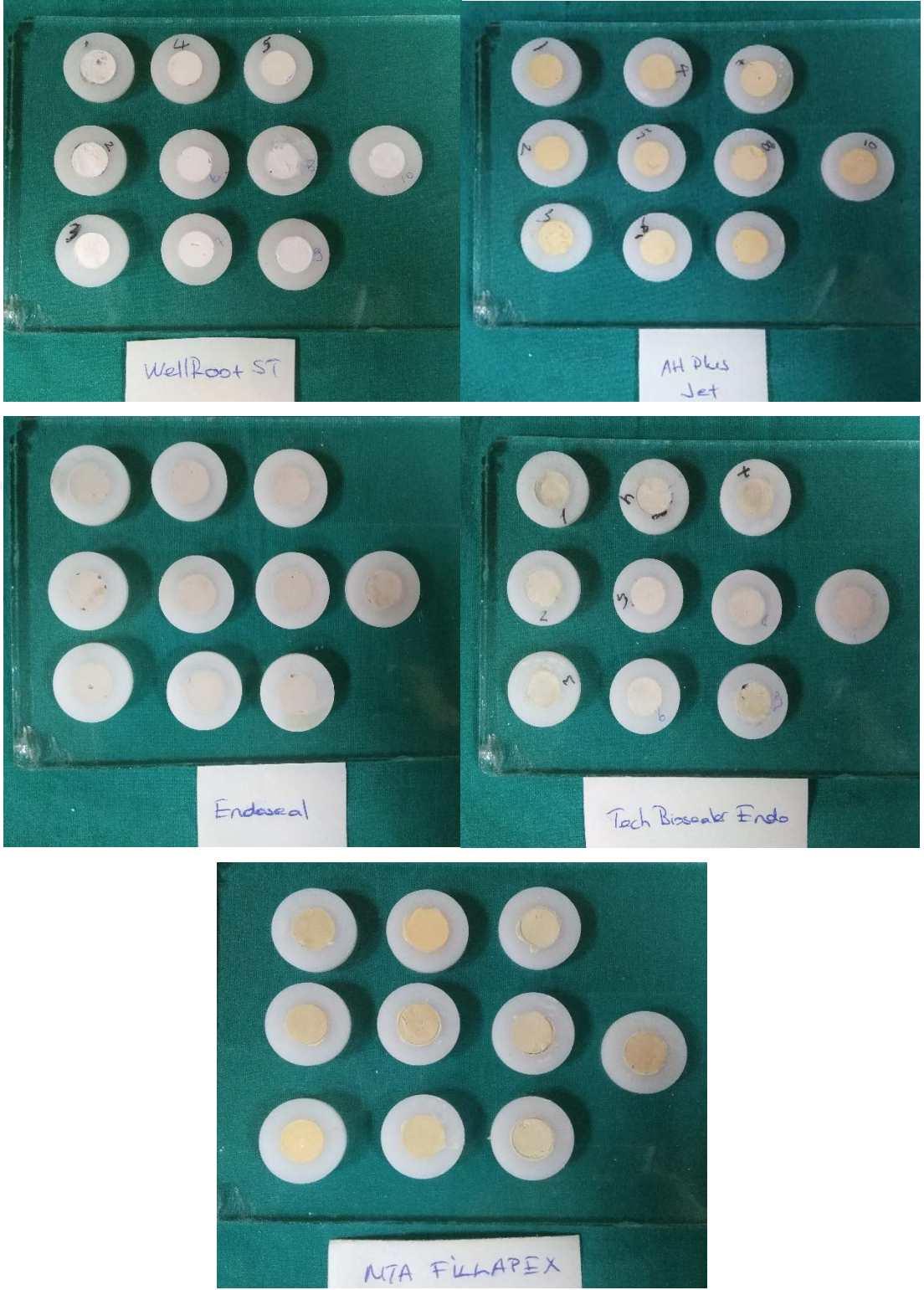
Akıcılık, ISO 6876/2012 de önerilen yöntemle ölçüldü (16). 50 mg ağırlığında kök kanal patı düzgün bir zeminde duran 5 mm kalınlığında, 20 gr ağırlığında ve 40 mm x 40 mm ebatında veyüzeyi pürüzsüz, kare kesitli siman camının tam merkezine gelecek şekilde yerleştirildi. Karıştırmanın başlangıcından sonraki 180 ( $\pm 5$ ). sn'de eşitölçülerde ve ağırlıktaki ikinci cam kanal patının üzerine yerleştirildi. Camın boyutlarından fazla olmayacak şekilde hazırlanmış 100 gr ağırlığındaki cisim camın üzerine koyuldu. Böylece patın üzerine uygulanan toplam ağırlık 120 ( $\pm 2$ ) gr oldu. 10 dk sonra ağırlık uzaklaştırıldı. Dijital bir kumpas ile en büyük ve en küçük çap ölçüldü, ortalaması alındı (Resim 13). Her örnek için yapılan üç ölçümün ortalaması o materyalin akıcılık değeri olarak kaydedildi. Eğer iki ölçüm de 1 mm dahilinde tutarlı ise sonuç kaydedildi. En büyük ve en küçük çaplı diskler düzgün dairesel değilse veya 1mm dahilinde tutarlı değilse test yeniden yapıldı.



**Resim 13.** Akıcılık testi

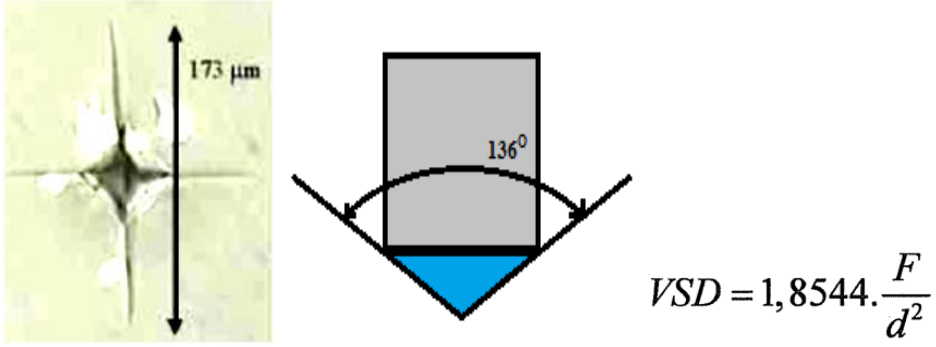
## 5.6. Sertlik Testi

Sertlik testi için her materyalden 10 örnek hazırlandı.  $3.0\pm 0.1$  mm yükseklik ve  $10\pm 0.1$  mm iç çaplı teflon kalıplar hazırlandı. Teflon kalıplar bir cam plaka üzerine yerleştirildi ve materyaller kalıplara döküldü (Resim 14). Örnekler %95-%100 nemli ortamda  $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de üreticinin belirttiği sertleşme süresinin üç katı kadar tutuldu. Sertlik testi Vickers sertlik test cihazı kullanılarak yapıldı (Şekil 1). Örnekler cihazda iz açıcının aksına dikey şekilde pozisyonlandırıldı ve immobilize edildi. İz açıcı örneğe yeteri kadar yaklaştırıldıktan sonra 300 gr yük uygulandı. Yükün numune üzerine kalma süresi 10 sn olarak ayarlandı. Vickers sertlik test cihazı sertlik değerini, uygulanan yükü oluşan köşegenlerin ortalamasına bölüp sabit bir değer ile çarparak otomatik hesapladı. Bulunan değer kaydedildi.



**Resim 14.** Sertlik testi için hazırlanan örnekler





**Şekil1.** Vickers sertlik test değeri ölçme yöntemi

Test her örneğe üç kez uygulandı, üç ölçümün ortalaması kaydedildi. Sonuç olarak sertlik testi her örnek için 30 kez tekrar edildi.

### 5.7. Sertleşme Süresi Testi

İç çapı 10 mm, yüksekliği 2 mm olan paslanmaz çelik kalıplar hazırlandı ve selofankaplı camlar üzerine yerleştirildi. Materyaller kalıplara döküldü (Resim 15).



**Resim 15.** Sertleşme süresi testi için hazırlanan örnekler

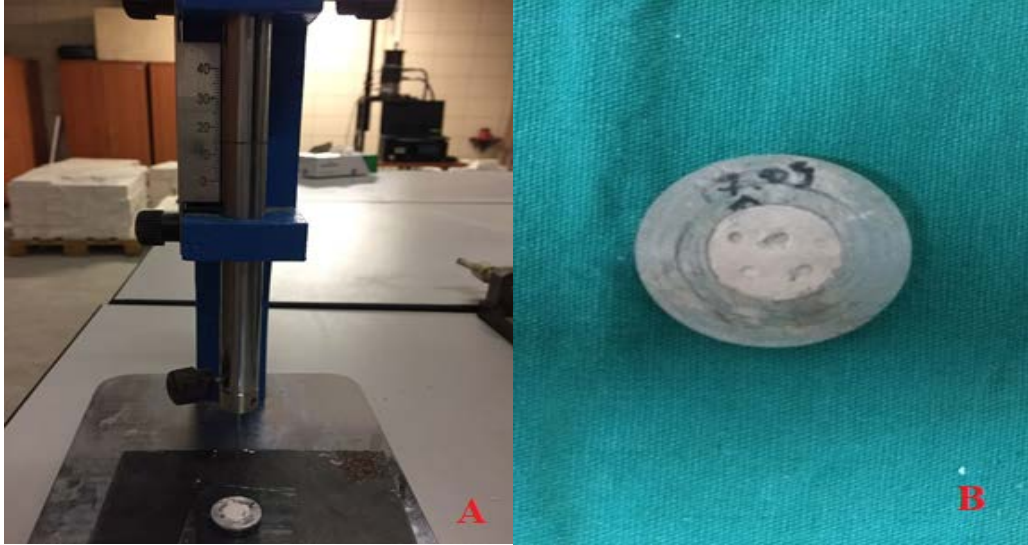
Bir kronometre çalıştırıldı. Tech Biosealer Endo ve MTA Fillapex aynı operatör tarafından üreticinin önerdiği şekilde hazırlandı. ISO 6876 sertleşme prosedürü, nem gerektiren kök kanal patlarına fazla su eklenmesini gerektirir. Numuneler, steril distile suya batırılmış gazlı bez parçaları ile sarıldı. Bütün düzenek daha sonra bir inkübatöre (37°C, >% 95 bağıl nem) aktarıldı. Üreticinin önerdiği sertleşme süresinden önce inkübatörden alınarak Vicat aparatının plakası üzerine koyuldu. Vicat aparatının 2.0±0.1 mm çaplı ucu dikkatli bir şekilde örneğin üst yüzeyine gelinceye kadar indirildi (Resim

16). Bu pozisyonda 1-2 sn beklendi. Sonra  $100\pm 0.5$  gr ağırlıklı sonda örneğin horizontal yüzeyine düşürüldü ve dikey olarak örneğe batırıldı. Oluşturduğu çentik gözlemlendi. Daha sonra iğne ucu temizlendi ve test tekrarlandı (Resim 17).



**Resim 16.** Vicac test cihazı

Yüzeyde çentik oluşumu gözlenmediği an, sertleşme süresi olarak kaydedildi.



**Resim 17.** A: Sertleşme süresi testinin uygulanışı,

b: Test uygulanmış örneklerin görüntüsü

Tüm istatistiksel hesaplama ve analizlerde SPSS 13 (SPSS Inc., Sikago, IL, ABD) yazılımı kullanıldı. Bütün testlerde karşılaştırılan patlardan elde edilen verilerin normal dağılıma uyduğu One Sample Kolmogorov Smirnov istatistik testi ile tespit edildi. Her bir grubun maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma değerleri hesaplandı. Bu gruplara ait ortalama değerler ANOVA ve posthoc Tukey HSD istatistik testleri kullanılarak karşılaştırıldı. İstatistiksel açıdan anlamlı bir farklılığın göstergesi olarak  $p \leq 0.05$  değeri kabul edildi.





## 6. BULGULAR

### 6.1. Çözünürlük

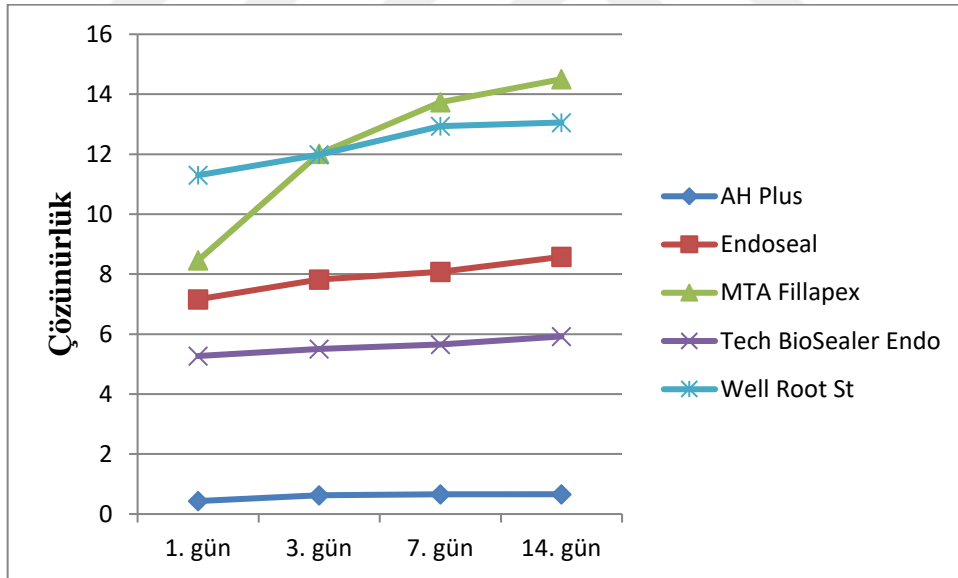
Çözünürlük testi sonuçlarına göre AH Plus Jet hariç tüm kanal patlarının çözünürlüğü ISO standardına (<3%) uygun değildir (Tablo 2). 1. günde AH Plus Jet kanal patının çözünürlük değeriyle Endoseal ve Tech Biosealer Endo patının çözünürlük değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yokken ( $p>0.05$ ) MTA Fillapex ve Well Root ST patı ile arasında fark vardır ( $p<0.05$ ). Endoseal, MTA Fillapex, Tech Biosealer Endo, Well Root ST patı arasında istatistiksel olarak fark görülmemiştir ( $p>0.05$ ). 3. günde AH Plus Jet ile sadece Tech Biosealer Endo patı arasında anlamlı fark yokken diğer gruplar arasında da anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p>0.05$ ). 7. günde AH Plus Jet ile sadece Tech Biosealer Endo patı arasında anlamlı fark yoktur ( $p>0.05$ ). Endoseal ve Tech Biosealer Endo arasındaki fark anlamlı değildir ( $p>0.05$ ). Ayrıca Endoseal, MTA Fillapex ve Well Root ST patı arasında da anlamlı fark görülmemiştir ( $p>0.05$ ). Tech Biosealer Endo'nun Well Root ST ve MTA Fillapex patı ile arasındaki fark anlamlıdır ( $p<0.05$ ). 14. güne bakıldığında ise yine AH Plus Jet ve Tech Biosealer Endo arasında anlamlı bir fark yoktur ( $p>0.05$ ). Ancak AH Plus Jet'in diğer patlarla arasında anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ). Endoseal, Tech Biosealer Endo ve Well Root ST arasında fark yoktur ( $p>0.05$ ). Tech Biosealer Endo ve MTA Fillapex arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p<0.05$ ). AH Plus Jet, Endoseal, Tech Biosealer Endo, Well Root ST patlarının çözünürlük değeri günlere göre istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemiştir ( $p>0.05$ ). MTA Fillapex sadece 7. ve 14. günler arasında anlamlı fark göstermemiştir ( $p>0.05$ ) (Şekil 2).

**Tablo 2.** Test edilen kök kanal patlarının çözünürlük (%) ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri

	1. gün	3. gün	7. gün	14. gün
AH Plus	0,433 $\pm$ 0,266 <sup>a,A</sup>	0,624 $\pm$ 0,136 <sup>a,A</sup>	0,656 $\pm$ 0,124 <sup>a,A</sup>	0,661 $\pm$ 0,127 <sup>a,A</sup>
Endoseal	7,162 $\pm$ 4,056 <sup>a,b,A</sup>	7,819 $\pm$ 4,125 <sup>b,A</sup>	8,075 $\pm$ 4,128 <sup>b,c,d,A</sup>	8,578 $\pm$ 4,663 <sup>b,c,A</sup>
MTA Fillapex	8,46 $\pm$ 0,62 <sup>b,A</sup>	12,014 $\pm$ 0,266 <sup>b,B</sup>	13,738 $\pm$ 0,425 <sup>c,d,C</sup>	14,502 $\pm$ 0,69 <sup>c,C</sup>
TechBioSealerEndo	5,271 $\pm$ 3,41 <sup>a,b,A</sup>	5,51 $\pm$ 3,193 <sup>a,b,A</sup>	5,652 $\pm$ 3,175 <sup>a,b,A</sup>	5,924 $\pm$ 3,119 <sup>a,b,A</sup>
WellRootSt	11,298 $\pm$ 0,674 <sup>b,A</sup>	11,9870,716 <sup>b,A</sup>	12,941 $\pm$ 1,008 <sup>c,d,A</sup>	13,058 $\pm$ 1,044 <sup>b,c,A</sup>

Farklı küçük üst karakterler aynı kolondaki test edilen gruplar arasında istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).

Farklı büyük üst karakterler aynı satırdaki test edilen kanal patının zaman periyotları arasında istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).



**Şekil 2.** Günlere göre çözünürlük değerlerinin değişimi grafiği

## 6.2. pH

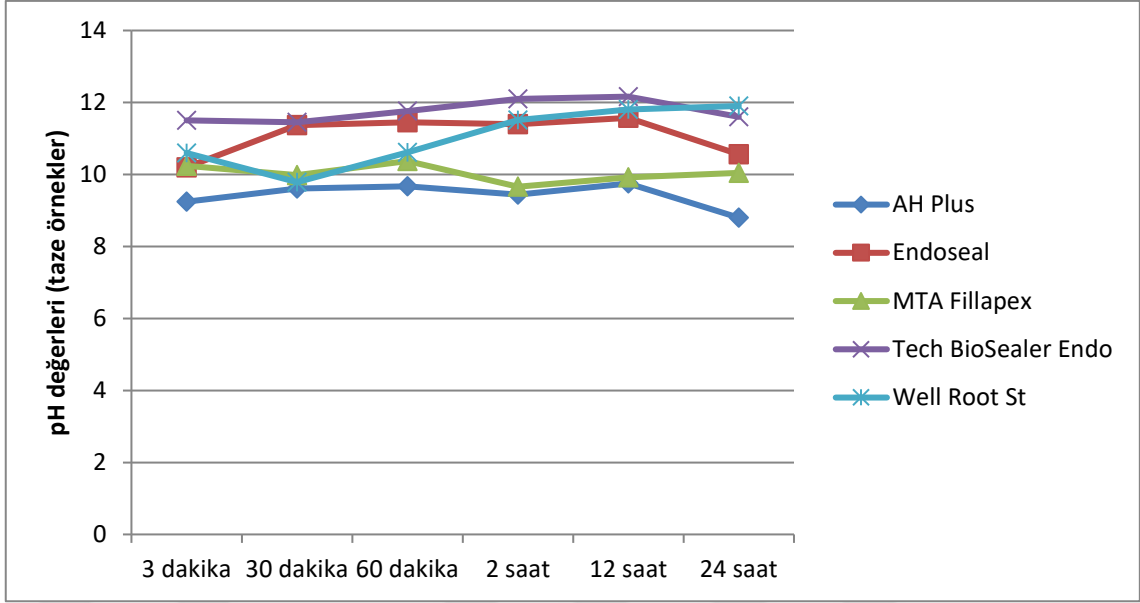
Tablo 3'te test edilen taze kök kanal patlarının pH değerleri verilmektedir. Taze örnekler için ilk 3 dakikada en yüksek pH Tech Biosealer Endo kanal patında ölçülmüştür ve diğer patlarla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). En düşük pH

değerini ise AH Plus Jet göstermiştir ve diğer patlarla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Endoseal ve MTA Fillapex arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). Well Root ST patı diğer patlara göre istatistiksel olarak farklı pH değeri göstermiştir ( $p < 0,05$ ). 30 dakikada Endoseal, MTA Fillapex, Tech Biosealer Endo patlarının pH değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). MTA Fillapex, AH Plus Jet, ve Well Root ST arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ( $p > 0,05$ ). 60 dakikada bütün patlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ve en yüksek pH Tech Biosealer Endo patında en düşük pH da AH Plus Jet patında gözlenmiştir ( $p < 0,05$ ). 2. saatte Tech Biosealer Endo patının pH değeri en yüksektir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). AH Plus Jet ve MTA Fillapex diğer patlara göre istatistiksel olarak en düşük değeri göstermiştir ( $p < 0,05$ ). Bu iki pat arasında anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Endoseal ve Well Root ST patlarının pH değerleri arasında anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ). 12. saatte AH Plus Jet ve MTA Fillapex arasında anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ) ve bu iki pat diğerlerine göre en düşük pH değerini göstermiştir ( $p < 0,05$ ). Endoseal, Tech Biosealer Endo ve Well Root ST patlarının arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ). 24. Saatte AH Plus Jet, Endoseal ve MTA Fillapex arasında anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ) fakat AH Plus Jet, Tech Biosealer Endo ve Well Root ST ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Endoseal, MTA Fillapex, Tech Biosealer Endo ve Well Root ST arasında fark yoktur ( $p > 0,05$ ) (Şekil 3).

**Tablo 3.** Test edilen taze (24 saatlik) kök kanal patlarının pH ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri

	3 dakika	30 dakika	60 dakika	2saat	12saat	24saat
AH Plus	9,247 $\pm$ 0,061 <sup>a</sup>	9,613 $\pm$ 0,081 <sup>a</sup>	9,67 $\pm$ 0,036 <sup>a</sup>	9,44 $\pm$ 0,087 <sup>a</sup>	9,75 $\pm$ 0,095 <sup>a</sup>	8,8 $\pm$ 0,324 <sup>a</sup>
Endoseal	10,2 $\pm$ 0,142 <sup>b</sup>	11,373 $\pm$ 0,061 <sup>b</sup>	11,447 $\pm$ 0,03 <sup>b</sup>	11,393 $\pm$ 0,061 <sup>b</sup>	11,573 $\pm$ 0,04 <sup>b</sup>	10,557 $\pm$ 1,377 <sup>a,b</sup>
MTA Fillapex	10,243 $\pm$ 0,121 <sup>b</sup>	9,983 $\pm$ 0,219 <sup>a,b</sup>	10,373 $\pm$ 0,035 <sup>c</sup>	9,66 $\pm$ 0,191 <sup>a</sup>	9,92 $\pm$ 0,058 <sup>a</sup>	10,043 $\pm$ 0,777 <sup>a,b</sup>
TechBioSealerEndo	11,5 $\pm$ 0,092 <sup>c</sup>	11,45 $\pm$ 0,145 <sup>b</sup>	11,763 $\pm$ 0,071 <sup>d</sup>	12,097 $\pm$ 0,051 <sup>c</sup>	12,163 $\pm$ 0,076 <sup>b</sup>	11,597 $\pm$ 1,164 <sup>b</sup>
WellRootSt	10,597 $\pm$ 0,031 <sup>d</sup>	9,787 $\pm$ 1,118 <sup>a</sup>	10,617 $\pm$ 0,078 <sup>e</sup>	11,51 $\pm$ 0,036 <sup>b</sup>	11,807 $\pm$ 0,045 <sup>b</sup>	11,903 $\pm$ 0,623 <sup>b</sup>

*Farklı üst karakterler aynı kolondaki test edilen gruplar arasında istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).*



Şekil 3. Günlere göre taze patlarda pH değişimi grafiği

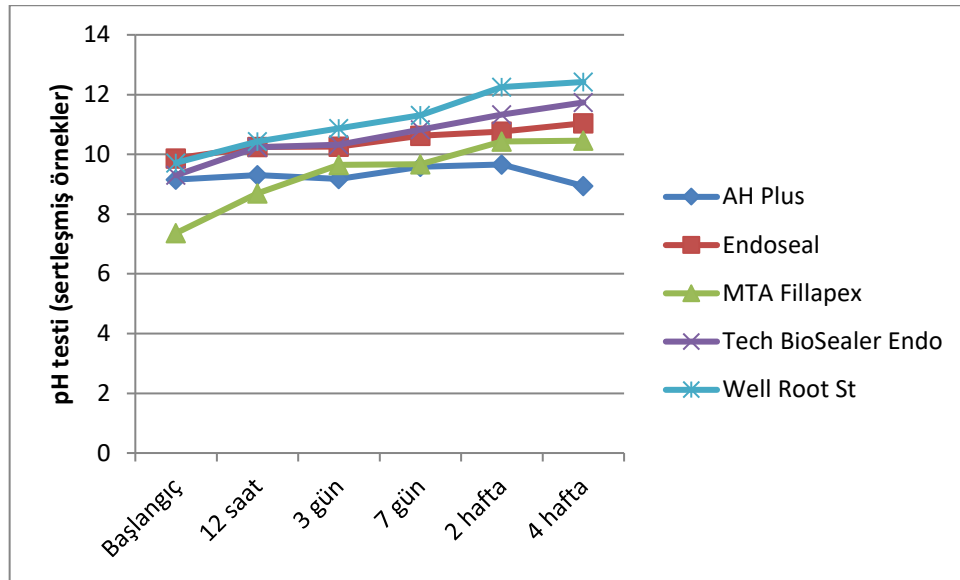
Tablo 4’te sertleştikten sonra pH değeri test edilen kanal patlarının pH değerleri verilmektedir. Distile suya ilk atıldıkları anda pH değeri en düşük olan MTA Fillapex patıdır ve diğerleriyle arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). 12. saatte AH Plus Jet ile Well Root ST kanal patı arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Endoseal ve MTA Fillapex arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ( $p < 0,05$ ). MTA Fillapex’in Tech Biosealer Endo, Well Root ST ve Endoseal ile arasındaki fark anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). 3. günde AH Plus Jet istatistiksel olarak en düşük pH değerini göstermiştir ( $p < 0,05$ ). İstatistiksel olarak en yüksek pH değeri Well Root ST patında gözlenmiştir ( $p < 0,05$ ). Endoseal ve Tech Biosealer Endo patının pH değerleri arasındaki fark anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). MTA Fillapex patının pH değeri diğer patlardan farklıdır ( $p < 0,05$ ). 7. günde AH Plus Jet ve MTA Fillapex’in pH değeri diğer patlardan anlamlı olarak düşüktür ( $p < 0,05$ ). Diğer üç pat arasında anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). 2. haftada AH Plus Jet ve MTA fillapex patları arasında anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Endoseal, Tech Biosealer Endo, MTA Fillapex arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p < 0,05$ ). Tech Biosealer Endo ve Well Root ST arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). 4. haftada AH Plus Jet en düşük pH değerini göstermiştir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Endoseal patının AH Plus Jet ve Well Root ST patı ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). MTA Fillapex’in AH Plus Jet, Tech Biosealer Endo ve Well Root ST patı ile arasında anlamlı fark vardır

( $p < 0,05$ ). Tech Biosealer Endo patının AH Plus Jet ve MTA Fillapex ile arasındaki fark da anlamlıdır ( $p < 0,05$ ) (Şekil 4).

**Tablo 4.** Test edilen sertleşmiş 4 haftalık kök kanal patlarının pH ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri

	Başlangıç	12 saat	3 gün	7 gün	2 hafta	4 hafta
AH Plus	9,15 $\pm$ 0,044 <sup>a</sup>	9,31 $\pm$ 0,235 <sup>a</sup>	9,18 $\pm$ 0,036 <sup>a</sup>	9,58 $\pm$ 0,231 <sup>a</sup>	9,66 $\pm$ 0,197 <sup>a</sup>	8,94 $\pm$ 0,185 <sup>a</sup>
Endoseal	9,867 $\pm$ 0,327 <sup>a</sup>	10,25 $\pm$ 0,816 <sup>a,b</sup>	10,263 $\pm$ 0,071 <sup>b</sup>	10,627 $\pm$ 0,49 <sup>b</sup>	10,767 $\pm$ 0,515 <sup>b</sup>	11,04 $\pm$ 0,874 <sup>b,c</sup>
MTA Fillapex	7,363 $\pm$ 0,138 <sup>b</sup>	8,693 $\pm$ 0,075 <sup>a,c</sup>	9,653 $\pm$ 0,104 <sup>c</sup>	9,67 $\pm$ 0,113 <sup>a</sup>	10,43 $\pm$ 0,356 <sup>a,b</sup>	10,457 $\pm$ 0,21 <sup>b,d</sup>
TechBioSealerEndo	9,3 $\pm$ 0,44 <sup>a</sup>	10,237 $\pm$ 0,122 <sup>a,b</sup>	10,327 $\pm$ 0,015 <sup>b</sup>	10,83 $\pm$ 0,142 <sup>b</sup>	11,327 $\pm$ 0,287 <sup>b,c</sup>	11,737 $\pm$ 0,327 <sup>c</sup>
WellRootSt	9,717 $\pm$ 0,103 <sup>a</sup>	10,43 $\pm$ 0,113 <sup>b,d</sup>	10,867 $\pm$ 0,1 <sup>d</sup>	11,31 $\pm$ 0,095 <sup>b</sup>	12,257 $\pm$ 0,081 <sup>c</sup>	12,423 $\pm$ 0,049 <sup>c,e</sup>

Farklı üst karakterler aynı kolondaki test edilen gruplar arasında istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).



**Şekil 4.** Günlere göre sertleşmiş patlarda pH değişimi grafiği

### 6.3. Boyutsal Değişim

Tablo 5'te kanal patlarının boyutsal değişiklik oranları verilmistir. Buna göre tüm patlar genişmiştir ve ekspansiyon oranları standartların üzerindedir (ISO (6876/2012) standartları: %1 büzülme ile %0.1 ekspansiyon). 7. ve 14. günde kanal patlarının genişleme oranları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p>0.05$ ). 21. günde sadece Endoseal ve MTA Fillapex arasında anlamlı fark görülmüştür ( $p<0,05$ ). Diğer gruplar arasında anlamlı fark yoktur.

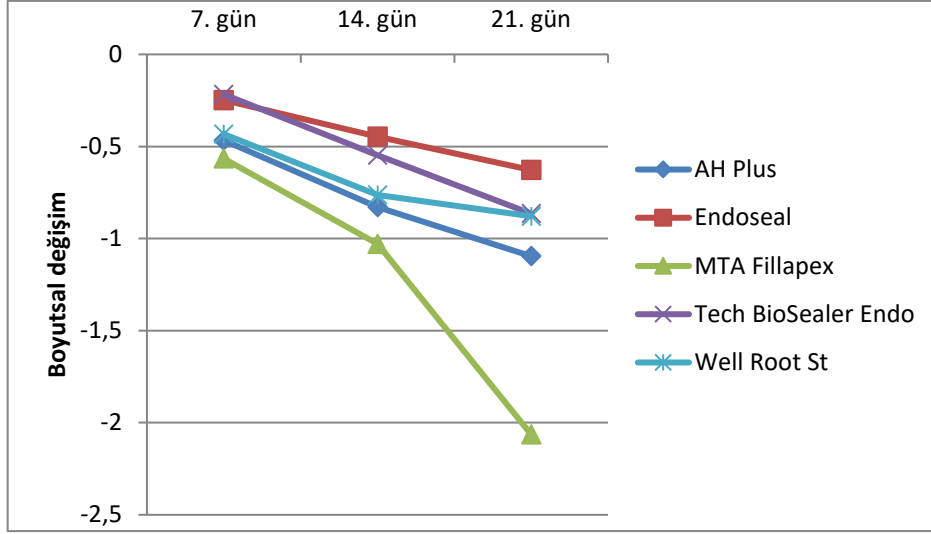
AH Plus Jet, Endoseal ve Tech Biosealer Endo patlarının genişleme oranı 7 ve 14. günler arasında ve 14. ve 21. günler arasında anlamlı fark göstermezken ( $p>0,05$ ) 7. ve 21. günler arasında anlamlı fark göstermiştir ( $p<0,05$ ). MTA Fillapex ve Well Root ST 7, 14 ve 21. günler arasında fark göstermemiştir ( $p>0,05$ ) (Şekil 5).

**Tablo 5.** Test edilen kök kanal patlarının boyutsal stabilite (%) ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri

	7. gün	14. gün	21. gün
AH Plus Jet	-0,467 $\pm$ 0,266 <sup>a,A</sup>	-0,83 $\pm$ 0,167 <sup>a,A,B</sup>	-1,096 $\pm$ 0,198 <sup>a,b,B</sup>
Endoseal	-0,248 $\pm$ 0,173 <sup>a,A</sup>	-0,447 $\pm$ 0,123 <sup>a,A,B</sup>	-0,628 $\pm$ 0,28 <sup>a,B</sup>
MTA Fillapex	-0,566 $\pm$ 0,232 <sup>a,A</sup>	-1,03 $\pm$ 0,48 <sup>a,A</sup>	-2,064 $\pm$ 1,385 <sup>b,A</sup>
Tech Biosealer Endo	-0,217 $\pm$ 0,175 <sup>a,A</sup>	-0,548 $\pm$ 0,133 <sup>a,A,B</sup>	-0,865 $\pm$ 0,368 <sup>a,b,B</sup>
WellRootSt	-0,433 $\pm$ 0,286 <sup>a,A</sup>	-0,764 $\pm$ 0,47 <sup>a,A</sup>	-0,879 $\pm$ 0,461 <sup>a,b,A</sup>

*Farklı küçük üst karakterler aynı kolondaki test edilen gruplar arasında istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).*

*Farklı büyük üst karakterler aynı satırdaki test edilen kanal patının zaman periyotları arasında istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).*



Şekil 5. Günlere göre boyutsal değişim grafiği

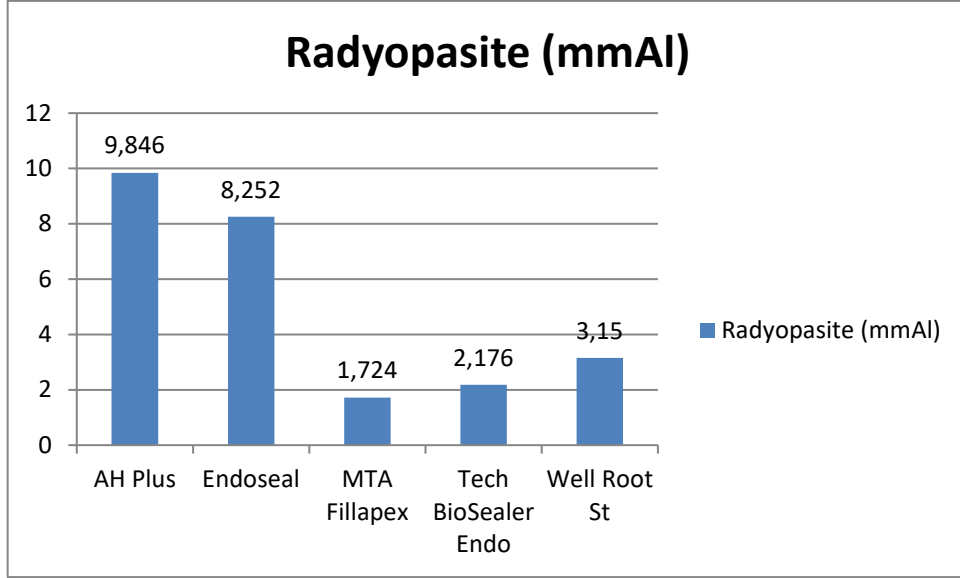
#### 6.4. Radyoopasite

Tablo 6’da test edilen kök kanal patlarının radyoopasite değerleri gösterilmektedir. İstatistiksel açıdan yüksek radyoopasite değerini AH Plus Jet patı göstermiştir ( $p < 0,05$ ). En düşük radyoopasite değerini ise MTA Fillapex patı ve Tech Biosealer Endo patı göstermiştir ( $p < 0,05$ ). Tech Biosealer Endo ile MTA Fillapex patları arasında anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Well Root ST ile Tech Biosealer Endo patı arasında da anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ). AH Plus Jet, Endoseal ve Well Root ST patı ISO 6876/2012 standartları ile uyumludur (Şekil 6).

**Tablo 6.** Test edilen kök kanal patlarının radyoopasite ölçümlerinin ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri

	AH Plus	Endoseal	MTA Fillapex	TechBioSealerEndo	WellRootST
Radyoopasite (mmAl)	9,846 $\pm$ 0,43 <sup>a</sup>	8,252 $\pm$ 0,495 <sup>b</sup>	1,724 $\pm$ 0,654 <sup>c</sup>	2,176 $\pm$ 0,49 <sup>c,d</sup>	3,15 $\pm$ 0,805 <sup>d</sup>

Farklı üst karakterler istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).



**Şekil 6.** Radyoopasite değerleri grafiği

### 6.5. Akıcılık

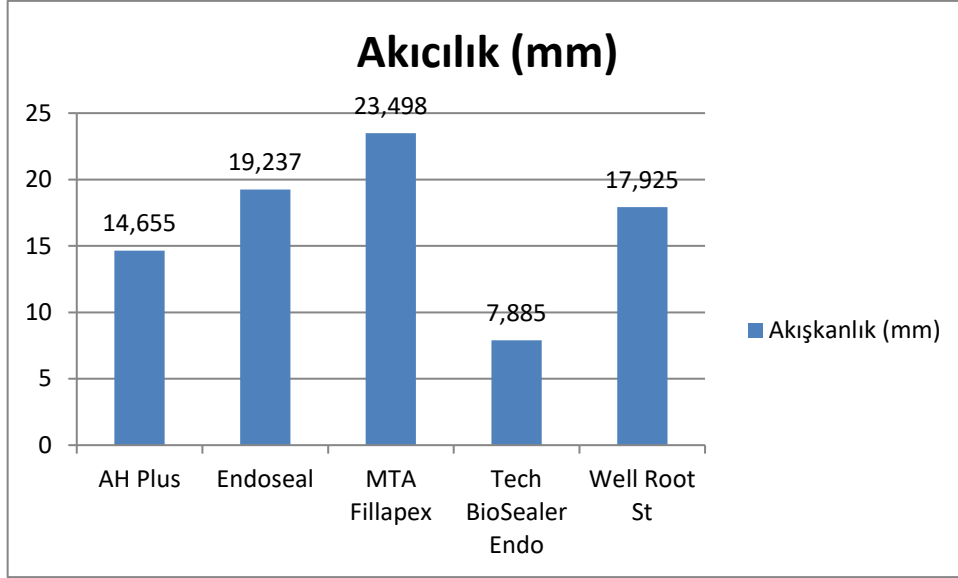
Tablo 7’de patların akıcılık oranları verilmiştir. En fazla akıcılık gösteren kanal patları MTA Fillapex, Endoseal, Well Root ST kanal patlarıdır ve bu patlar arasında anlamlı fark yoktur ( $p > 0.05$ ). En düşük akıcılık gösteren kanal patı ise Tech Biosealer Endo patıdır ve diğer patlarla aralarında anlamlı olarak fark vardır ( $p < 0.05$ ). AH Plus Jet ile MTA Fillapex arasında anlamlı fark vardır ( $p < 0.05$ ) (Şekil 7).

**Tablo 7.** Test edilen kök kanal patlarının akıcılık ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri

	AHPlus	Endoseal	MTAFillapex	TechBioSealerEndo	WellRootSt
Akıcılık (mm)	14,655 $\pm$ 3,01 <sup>a</sup>	19,237 $\pm$ 1,188 <sup>ab</sup>	23,498 $\pm$ 2,891 <sup>b</sup>	7,885 $\pm$ 1,282 <sup>c</sup>	17,925 $\pm$ 1,351 <sup>ab</sup>

*Farklı üst karakterler istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).*





**Şekil 7.** Test edilen kök kanal patlarının akıcılık oranları grafiği

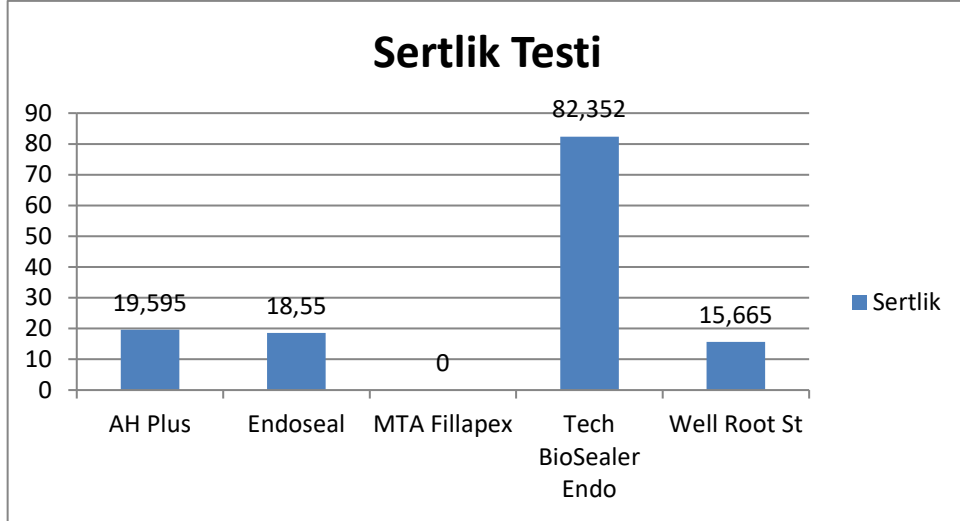
### 6.6. Sertlik

Sertlik ve ortalama standart sapma değerleri Tablo 8’de verilmiştir. En yüksek sertlik derecesi Tech Biosealer Endo patında ölçülmüştür ve diğerleriyle arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). En düşük sertlik değeri Well Root ST patında ölçülmüştür ancak AH Plus Jet ve Endoseal ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ). MTA Fillapex tam sertleşme göstermediği için bu test uygulanamamıştır (Şekil 8).

**Tablo 8.** Test edilen kök kanal patlarının sertlik ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri

	AH Plus	Endoseal	MTA Fillapex	TechBioSealerEndo	WellRootST
Sertlik	19,595 $\pm$ 2,645 <sup>a</sup>	18,55 $\pm$ 2,263 <sup>a</sup>	—	82,352 $\pm$ 37,546 <sup>b</sup>	15,665 $\pm$ 3,148 <sup>a</sup>

Farklı üst karakterler istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).



**Şekil 8.** Test edilen kök kanal patlarının sertlik değerleri grafiği

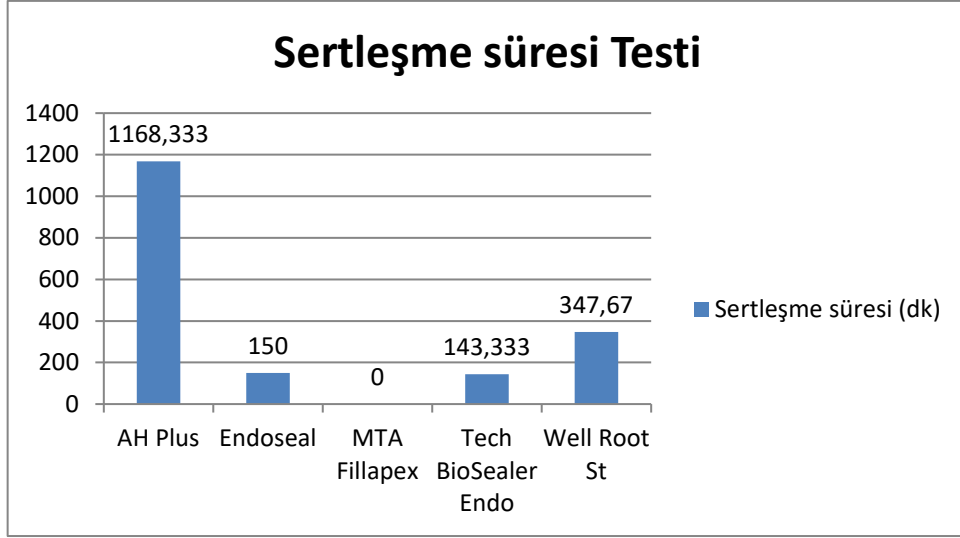
### 6.7. Sertleşme süresi

Sertleşme süresi ve ortalama standart sapma değerleri Tablo 9’da verilmiştir. Bu çalışmada test edilen patlarda en uzun sertleşme süresi AH Plus Jet patına aittir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). En kısa sertleşme süresi ise Tech Biosealer Endo kök kanal patında görülmüştür ancak Endoseal ile aralarında anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Well Root ST ve diğer patlar arasındaki fark anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). Sadece AH Plus Jet ISO 6876/2012 standartlarına uymaktadır. MTA Fillapex haftalar geçmesine rağmen tam sertleşme göstermemiştir (Şekil 9).

**Tablo 9.** Test edilen kök kanal patlarının sertleşme sürelerinin ortalama ve standart sapma ( $\pm$ ) değerleri

	AH Plus	Endoseal	MTA Fillapex	TechBioSealer Endo	WellRootST
Sertleşme süresi (dk)	1168,333 $\pm$ 27,538 <sup>a</sup>	150 $\pm$ 5 <sup>b</sup>	–	143,333 $\pm$ 3,512 <sup>b</sup>	347,67 $\pm$ 7,51 <sup>c</sup>

*Farklı üst karakterler istatistiksel fark olduğunu göstermektedir ( $p < 0,05$ ).*



**Şekil 9.** Test edilen kök kanal patlarının sertleşme süreleri grafiği

## 7. TARTIŞMA

Son zamanlarda, ideal fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik özelliklere sahip aynı zamanda biyolojik olarak uyumlu bir kanal patı geliştirmek için biyoseramik simanların fizikokimyasal özelliklerine dayanan yeni endodontik materyaller geliştirilmiştir. Kök kanal patlarının esas olarak ana bileşenlerin türüne ve oranlarına göre belirlenen özellikleri, klinik koşullar altında yeterince işlev görmelerini sağlayabilir. Bu yüzden kök kanal patlarının fizikokimyasal özellikleri hakkında klinisyenin bilgi sahibi olması önemlidir. Fizikokimyasal özelliklerle ilgili laboratuvar çalışmaları, kök kanal patlarının klinik davranışı ve kullanım performansının daha iyi anlaşılmasına katkıda bulunabilir (131, 132).

Bu çalışmanın amacı; güncel dört farklı kalsiyum silikat içerikli kök kanal patını, rezin esaslı bir kök kanal patı olan AH Plus Jetile bazı fizikokimyasal özellikler bakımından karşılaştırmalı olarak incelemektir. Sonuçlarımızı önceki çalışmaların sonuçlarıyla kıyaslayabilmek için kanal patlarının fiziksel özelliklerini inceleyen önceki birçok çalışmada kanal patlarının fiziksel özellikleri ISO standartları bizim çalışmamızda da esas alınmıştır (133, 134).

Endodontik materyallerin sahip olması gereken özelliklerin standardizasyonu amacıyla Amerika'da kullanılan ANSI/ADA standardı ile ISO standartları 2001 yılında harmanlanarak ISO 6876-2001 olarak yayınlanmıştır (135). Çalışmamızda ISO standartlarında belirtilen test yöntemleri rehber olarak alınmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir (16).

### 7.1. Çözünürlük

Çözünmezlik ve apikal sızdırmazlık gibi istenen fizikokimyasal özellikler kök dentini ile kanal dolgu patı ve kanal dolgu patı ile kor materyali arasındaki bütünlüğün ve boyutsal stabilitenin sağlanmasında oldukça önemlidir (14, 136). Kanal dolgu patlarının yüksek çözünürlüğü periapikal dokuları irrite edebilecek materyallerin açığa çıkmasına sebep olabileceği için istenmeyen bir durumdur (12, 134, 137). Yine kanal dolgu patının doku sıvılarında çözünmesi kanal duvarı ile kanal dolgu materyali arasında boşluklara sebep olarak zamanla bakteriyel sızıntıyla sonuçlanabilmektedir (13, 134, 136).

Araştırmamızda kullanılan kök kanal dolgu patlarının çözünürlükleri, ISO (6876:2012) tarafından önerilen test yöntemine göre incelenmiştir (16).

Çözünürlük deneylerinde ortam materyali olarak distile su kullanılması Ørstavik (100) tarafından önerilmiştir. Bu nedenle biz de örneklerimizi pH'ı 7,1 olan distile edilmiş suda bekleterek çözünürlüğü değerlendirdik. Başka araştırmacılar distile su yerine doku sıvıları, tükürük ve enflamatuar eksudayı taklit edebilecek kültür ortamı veya sulandırılmış asitlerin kullanımını önermişlerdir (138, 139). Higginbotham (1967) kanal patlarının çözünürlüğünü değerlendirmek ve periapikal eksudanın yarattığı asit ortamı taklit etmek için pH'ı 4'e tamponlanmış 0,001 mol asetik asit kullanmıştır (140). Grossman ise asit ortam sağlamak için bakteri besi solüsyonunu kullanmıştır (138). Distile su ortamı, çalışmalarda taban seviye olmakta ve sonuçlar minimum çözünürlüğü vermektedir (135).

Önceki pek çok çalışmada örneklerdeki ağırlık kaybı ölçülerek çözünürlük miktarı belirlenmiştir (100, 140, 141). Bu çalışmada ağırlık kaybı ölçülerek çözünürlük miktarı değerlendirildi (12, 16, 142, 143). Örnekler distile suda bekletildikten sonra emilen suyu uzaklaştırmak için, desikatör, kağıt konularla kurulum, kuru hava etüvünde bekletme gibi çeşitli yöntemler kullanılmıştır (12, 16, 142, 143). Bu çalışmada da kuru hava etüvü kullanılmıştır (142). Bu çalışmada kuru hava etüvünün tercih edilme nedeni su absorpsiyonunun tamamen elimine edilmesiydi.

Kök kanal patlarının çözünürlüğü incelenirken testin uygulandığı sürenin de bulguları etkileyebileceği bildirilmiştir. ISO standartları gereği birçok çalışmada patların ilk 24 saat içindeki çözünürlükleri hesaplanmaktadır (121, 144, 145). Ancak bazı çalışmalar bazı materyallerin başlangıçta çözünmediğini, zamanla çözünmeye başlayabildiğini ortaya koymuştur (137). Schafer ve Zandbiglari (2003) yaptıkları çalışmada çözünürlüğü çok az olan AH26 patının 28 gün sonunda bir miktar çözünmeye başladığını bildirmişlerdir (13). Kazemi ve ark.(1993) çalışmalarında, AH 26 patının 180 günlük ölçüm periyodu boyunca çözünmeye devam ettiğini bildirmiştir (146). Çalışmamızda 24 saat sonundaki çözünürlük değerlerinin yanısıra 3., 7. ve 14. günlerde de ölçüm yapılmıştır (135).

ISO 6876'da belirtilen (145) standartlara göre sertleşmiş kanal patlarının 24 saat distile suda bekletildikten sonraki çözünürlüğü %3 kütle kaybını geçmemelidir (142).

Bulgularımıza göre AH Plus Jet kanal patı en az çözünürlük değeri göstermiştir ve ISO standartlarına uygundur. Benzer şekilde farklı kök kanal patlarının yapay tükürükteki

çözünürlüklerinin incelendiği başka bir çalışmada AH Plus Jet'in %3'ten daha az ağırlık kaybı ortaya koyduğu ve test edilen tüm kanal patları içinde en az çözünürlüğü AH Plus Jet'in gösterdiğini ifade edilmiştir (13, 142).

Carvalho Junior ve ark. (2007) da, çalışmalarında AH Plus patının çok düşük çözünürlüğe sahip olduğunu ve bunun çözünmeyen rezin matriksine bağlı olduğunu bildirmişlerdir (144). AH Plus sertleşirken fazla miktarda çapraz bağlı ve dolayısıyla katı ve güçlü bir polimer açığa çıkmaktadır (147). Bu durum AH Plus'ın düşük çözünürlük sonuçlarını açıklayabilir (142).

Şimdiki çalışmanın bulgularına göre kalsiyum silikat esaslı kök kanal patlarının çözünürlükleri ISO standardı olan %3'lük oranın üzerindedir. Bu durum, biyoseramik malzemelerin kendine özgü doğası gereği daha fazla su molekülünün kanal patı ile temas etmesine izin veren hidrofilik nano parçacıklara atfedilebilir (148).

Çalışmamızda kullandığımız kalsiyum silikat içerikli kök kanal patlarının çözünürlüğüne dair çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Lim ve ark. (2015) MTA materyali ile AH Plus ve Endoseal kanal patlarını karşılaştırmış, aralarında anlamlı fark olmamakla birlikte, Endoseal kanal patının çözünürlüğünü daha fazla bulmuştur (16).

Tech Biosealer Endo kanal patının çözünürlüğü ile ilgili İngilizce literatürde çalışmaya rastlanamamıştır. Çalışmamızda çözünürlük değeri ISO standartlarından fazla bulunmuştur ancak AH Plus Jet ile aralarında anlamlı fark gözlenmemiştir.

Boyadzhieva ve ark. (2017) farklı sıcaklıklarda Well Root ST kanal patının çözünürlüğünü araştırmış, her iki sıcaklıkta da %3'lük ISO standardına uymadığını göstermiştir. Ayrıca bu çalışmada MTA Fillapex ve iRoot SP kanal patlarının çözünürlüğü de yüksek bulunmuştur (148).

Amoroso-Silva (2014) MTA Fillapex'i AH Plus ile kıyaslandığında dentin/sealer arayüzünde boşluklara sebep olduğunu ve yüksek çözünürlük gösterdiğini bildirmişlerdir (149). Vitti ve ark. (2013) MTA Fillapex'in çözünürlüğünü %3'ün altında bulmasına rağmen (150), Viapiana ve ark. (2014) MTA Fillapex'in çözünürlüğünü yüksek bulmuşlardır (151). Bulgular arasındaki bu çelişki, bu çalışmalarda örnekleri kurutma yöntemlerinin farklılığından kaynaklanıyor olabilir (148).

Bizim çalışmamızda da MTA Fillapex kanal patının çözünürlüğü anlamlı olarak farklı bulunmasa da diğer gruplara göre, özellikle ilk 24 saatten sonra, en yüksek bulunmuştur.

Lee ve ark. (2017) Endosequence BC Sealer ve MTA Fillapex'in nemli inkübatörde bir ay sonra bile sertleşmediğini gözlemlemiştir (152). Benzer şekilde bizim çalışmamızda da MTA Fillapex için sertleşme süresi tespit edilememiştir. Yüksek çözünürlük, tamamlanmayan sertleşmenin sonucu olabilir.

Kanal patlarının sızıntısı, esas olarak materyalin dentin ve gütaperkaya adezyonu ve çözünürlüğü ile doğrudan bağlantılıdır. Laboratuvar testlerinin hiçbiri tam olarak ağız içi durumu taklit edememektedir. Bu sebeple laboratuvar testlerinde patın yüksek çözünürlük göstermesi, yıllardır endodontide başarıyla kullanılmış olan kanal patlarının kullanılmayacağı anlamına gelmemelidir (142).

## 7.2. pH

İdeal kök kanal dolgu patı antimikrobiyal etkiye sahip olmalıdır (153).  $\text{Ca}(\text{OH})_2$  esaslı patlarda antimikrobiyal etkinlik; hidroksil iyonunun salınımı sonucunda kök kanalı ve çevresinde pH seviyesinin artışı, bakterilerin yaşamasına uygun olmayan bir ortam oluşturulması ile ilişkilidir (131, 154).

Özgül enzimlerin kullanıldığı fonksiyonları içeren hücrel metabolizma pH değişimlerinden etkilenir (143).

Kök kanal dolgu patlarının antimikrobiyal etkinliğini değerlendirirken pH değişimi üzerinde durmak önemlidir, çünkü pH değişimleri mikrobiyal büyümeyi ve biyoyumluluğu etkileyen etkenler arasında sayılabilir (155). Estrela ve ark. (1996) artmış pH değerinin uzun süreli devam ettiği koşullarda, bakteriyel enzimatik aktivitenin durdurulmasının geri dönüşümsüz olduğunu bildirmiştir (154).

pH seviyesinin 9'dan yüksek olması mikroorganizmaların hücrel membran enzimlerinin etkinliğinin geriye dönüşümlü ya da geriye dönüşümsüz durdurulmasına neden olarak, biyolojik etkinliklerini kaybetmesine sebep olur (156). Bu nedenle mikroorganizmaların etkinliğini azaltmak ya da durdurmak için yüksek pH'a sahip kök kanal dolgu patlarının kullanılması önerilebilir.

Birçok çalışmada pH ölçümü kök kanal patının tamamen sertleşmesi beklendikten sonra yapılmıştır (12, 104, 108). Lee ve ark. (2017) (152) ve Lim ve ark. (2015) (16) çalışmalarında ise pH ölçümü, hem sertleşmiş örneklerde hem de taze örneklerde yapılmıştır. Bu çalışmada da taze ve sertleşmiş örnekler ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Bu sayede kök kanalı içine yerleştirilen kanal patlarındaki pH değişimini sertleşme süresince gözlemlenmesi planlanmıştır.

Bazı çalışmalarda pH ölçümü için kullanılan çözücü her ölçümden sonra yenilenmiştir (157, 158). Oysa bu çalışmadaki takip süresi boyunca solüsyonlar değiştirilmemiştir (12, 89, 159). Böylece deney süresince solüsyonda bulunan  $H^+$  ve  $OH^-$  iyonlarının toplam miktarı da analiz edilebildi.

Dentin tübüllerindeki nem, kalsiyum silikatın kalsiyum silikat hidrojel reaksiyonunu ve  $Ca(OH)_2$  açığa çıkaran hidrasyon reaksiyonlarını hızlandıracaktır (160).  $Ca(OH)_2$  kısmen de olsa fosfatla reaksiyona girerek hidroksiapatit ve su açığa çıkaracaktır (161). Açığa çıkan su ise reaksiyon döngüsünü tekrar başlatıp kalsiyum silikat ile reaksiyona girecek ve sonunda yine kalsiyum silikat hidrojel ve  $Ca(OH)_2$  açığa çıkartacaktır. Materyalin hidrofilik oluşu ve tekrarlayan şekilde yüksek oranda  $Ca(OH)_2$  açığa çıkışı da, materyalin yüksek pH'ını, dolayısıyla antibakteriyel etkinliğini açıklamaktadır (161).

MTA Fillapex kanal patının da pH değeri yüksek ve çözünürlüğü fazladır, ancak bu patın tam sertleşmesi gözlemlenememiştir.

AH Plus kanal patının pH değeri, kalsiyum silikat esaslı patlara göre daha düşüktür (16, 89, 135, 152). Çalışmamızda, daha önce yapılan bazı çalışmalara (16, 152) göre AH Plus patının pH değeri daha yüksek bulunmuştur. Bu bulgumuz Khalil ve ark. (2016) (89) ve Helvacioğlu'nun (2009) (135) çalışmalarının sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

### **7.3. Boyutsal Değişim**

Kök kanal dolgusunun amacı kök kanalının oral ortamla ve periapikal dokularla bağlantısını kesmektir (14). Kök kanal dolgu materyallerinin adaptasyon, adezyon ve boyutsal stabilite gibi fiziksel özelliklerinin yeterince güçlü olması zorunludur. Kanal patının boyutsal değişimi gutaperka-pat, pat-dentin duvarı arasında bakteri geçişine izin veren boşluklar oluşturabilir (14).



Büzülme ve genişleme kök kanal dolgu materyalleri için istenen özellikler değildir. Buna rağmen birçok kanal patı hem sertleşme esnasında hem de sertleştikten sonra büzülme gösterir. Büzülme sonucu oluşan boşluklar, patın dentine adezyonunu olumsuz yönde etkiler ve bakteri kolonizasyonuna ve/veya bakteri toksinlerinin periapikal dokulara geçişine ortam hazırlar (162) . Kullanılan kök kanal patlarının kanal içerisinde genişmesi sonucunda ise dentinde kırılma ve çatlaklara neden olabilecek kuvvetler oluşabilmektedir. Bu nedenle kök kanal materyallerinin boyutsal stabilitesi, kök kanal tedavilerinin başarı oranında önemli bir yere sahiptir (146).

Kanal patları yumuşak kıvamdan sert kıvama geçerken, diğer bir deyimle sertleşirken, boyutsal değişikliğe uğramakta ve bu değişiklikler sertleştikten bir süre sonra dahi devam etmektedir. Patların boyutsal değişikliğe uğramasını materyalin su absorpsiyonu ve çözünürlüğü etkilemektedir (146).

Bu çalışmada kök kanal dolgu patlarının boyutsal değişim deneyi, ISO (6876:2012) tarafından önerilen test yöntemine göre uygulanmıştır. Çeşitli çalışmalarda kalıpların hazırlandığı materyaller değişiklik göstermektedir. Marín-Bauzave ark. (2012) AH Plus, Polifil, Apexit Plus, Sealapex, Endométhasone ve Endofill patlarının fiziksel özelliklerini araştırdıkları çalışmada, teflon kalıplar kullanmışlardır (21).Zhou ve ark. (2013) (163) ve Ørstavik ve ark. (2001) (14) çalışmalarında bölünebilen kalıplar kullanılmıştır. Lim ve ark. (2015) ProRoot MTA, Endoseal ve AH Plus patını karşılaştırdıkları çalışmada, silindirik silikon kalıplar kullanmışlardır (16). Biz de çalışmamızda silindirik silikon kalıplar kullandık. Kalıplara bistüri yardımıyla uzun eksenleri boyunca kesiler yapıldı. Bu sayede nemli spançlardan sıvı emilimi kolaylaştırıldı ve materyaller sertleştikten sonra bozulmadan kalıplardan çıkartabildi.

Araştırmacılar ve uluslararası kuruluşlar tarafından önerilen deney yöntemlerinde, kanal patları tam olarak sertleştikten sonra çözünürlük ve boyutsal stabilitenin değerlendirilmesi önerilmektedir (14, 134, 137, 146). Bizim çalışmamızda da örnekler üretici firmaların önerdiği sertleşme zamanının 3 katı kadar bekletilerek deneye tabii tutuldu (142).

Kazemi ve ark. (1993) epoksi rezin, ojenol ve silikon esaslı materyallerin boyutsal değişimini, volumetrik teknik ile incelemişlerdir (146). Tanomaru-Filho ve ark. 2017’de yaptığı çalışmada silikon, gutta-perka, bioaktif cam esaslı pat, GuttaFlow ve Bioseal kök

kanal patlarının volumetrik değişimlerini mikro bilgisayarlı tomografi yöntemiyle incelemiştir (132). Zhou ve ark. (2013) 6 adet patı karşılaştırdıkları çalışmalarında belli sürelerde distile suda beklettikleri silindirik örneklerin düz uçları arasındaki mesafeyi analitik kumpas yardımıyla ölçerek boyutsal değişim değerlendirmesi yapmışlardır (163). Lim ve ark. (2015) Endoseal, MTA, ve AH Plus'ı değerlendirdikleri çalışmada yine silindirik örneklerin düz uçları arasındaki mesafeyi ölçerek değerlendirme yapmışlardır(16). Biz de çalışmamızda örneklerin düz uçları arasındaki mesafeyi ölçüp, ölçüm değerleri arasındaki farkın yüzdesini göz önünde bulundurarak değerlendirme yaptık.

ISO (6876/2001) standartlarına göre kök kanal patının ortalama büzülme oranı %1'i, ekspansiyon oranı ise %0.1'i geçmemelidir (135). Ørstavik ve ark. (2001) farklı kök kanal patlarının sertleşme esnasında gösterdikleri boyutsal değişiklikleri inceledikleri çalışmalarında, AH Plus'ın karıştırıldıktan dört hafta sonra %0,4 genleşme gösterdiğini ve bu genleşmenin zamanla yavaşça %1,2'lere kadar devam ettiğini bildirmişlerdir. Fakat bu çalışmada, ilk ölçümden önce sertleşme esnasında, bu kök kanal patının bir miktar büzülme gösterdiği de ifade edilmiştir (14). Carvalho ve ark.(2007) örnek hacminin boyutsal değişim sonuçlarına etkisini incelediği çalışmasında AH Plus kanal patının 30. günün sonunda %0.62 ekspansiyon gösterdiğini ve bunun da ANSI/ADA standartlarına uymadığını belirtmiştir (144).

Zhou ve ark. (2013) 30. günün sonunda AH Plus kanal patının ISO 6876/2001 standartlarına uyumlu bir şekilde büzülme gösterdiğini belirtmiştir (163). Carvalho Junior ve ark. (2007) çalışmasında ANSI/ADA standartlarında önerilen testler modifiye edilerek kullanılmıştır (144). AH Plus kütlesinde zaman içinde yavaş bir artış gözlenmiştir, bu da polimer halkaları arasındaki boşlukları dolduran su ve sistemin adsorpsiyon alanları (çözünmüş maddenin diğer bir maddenin yüzeyine bağlanması) (bir hidroksil grubu, bir amino grubu ve polimer zincirinin sonu gibi), arasındaki etkileşim enerjisinden kaynaklanabilir (164). Muhtemelen bu ekspansiyon rezin bazlı kanal patlarının polimerizasyonundan kaynaklanan büzülmeyle telafi edecektir (165).

Yapılan bir çalışmada rezin esaslı patların ekspansiyon oranının yüksek oluşu nemli ortamda sertleşme zamanının uzamasına bağlanmıştır (166). Çalışmamızda kullanılan rezin esaslı patların ekspansiyon oranları standartların üzerinde bulunmuştur. Ancak

boyutsal stabilite standartlarının klinik uygulama açısından önemi konusunda yapılmış çalışma bulunmamaktadır (135). Bizim çalışmamızda kullandığımız kalsiyum silikat içerikli kök kanal patlarının boyutsal değişimi ile ilgili çalışma literatürde bulunamamıştır. Lim ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada Endoseal kanal patının boyutsal değişimini, test edilen diğer patlardan daha fazla bulmuştur (16). Bizim gözlemlerimize göre deney süresince kullandığımız kalsiyum silikat esaslı kök kanal patları, bir miktar genişleme göstermektedir ve ISO standartlarına uymamaktadırlar. Bu genişlemenin, patların hidrofilik yapıları ve sertleşme tepkimelerinin nem ile gerçekleşmesi sebebiyle fazla su absorpsiyonundan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

#### **7.4. Radyoopasite**

Kök kanal dolgu materyallerinin komşu sert ve yumuşak dokulardan ayırtedilebilmeleri için belirli bir derecede radyoopasiteye sahip olması gerekir (167). Kanal patı, apeksten periapikal dokulara taşıdığına, güta-perka ve pat, radyoopasite derecelerinin farkından dolayı ayırt edilebilmelerini kolaylaştırmaktadır (168). Kök kanal patının radyoopasitesi, kanal dolgu kalitesi hakkında bilgi verir (114).

Higginbotham (1967), obturasyon için kullanılan çeşitli kök kanalı dolum materyallerinin radyoopasitesini değerlendiren ilk araştırmacıydı (140). Eliasson & Haasken (1979), optik radyografik densite değerleri kullanarak, radyoopasite çalışmaları için bir karşılaştırma standardı olarak, benzer radyografik densite üretebilen eşdeğer alüminyum kalınlığı oluşturan ilk araştırmacıları (115). Bu model, optik densitometre yardımı ile örnekten iletilen ışığın miktarını ölçen ve aynı film üzerinde radyografiye tabi tutulan bir alüminyum merdiven ile karşılaştırarak eşdeğer bir alüminyum kalınlığına çeviren Beyler-Olsen ve Ørstavik tarafından modifiye edildi (112).

ISO ve ANSI/ADA kriterleri kök kanal dolum materyallerinin 3 mm alüminyum kalınlığından az olmaması gerektiğini bildirmişlerdir (169). Bu çalışmada kök kanal patlarının radyoopasite yönünden incelenmeleri ISO 6876/2012’de tavsiye edildiği şekilde yapıldı.

Çalışmamızda, Beyler-Olsen ve Ørstavik yöntemine benzer şekilde, materyallerden alüminyum basamakla birlikte radyografi alındı. Bu sayede hem standardizasyon sağlandı hem de daha fazla sayıda radyografi çekilmemiş oldu (112).

Bazı çalışmalarda materyallerin tespit edilen radyoopasite değerleri, bir bilgisayar yazılımı kullanarak eşdeğer alüminyum kalınlığına çevrilmiştir (170-172). Biz de çalışmamızda Curve Expert Pro 2.6 programını kullanarak patların radyoopasite değerlerini eşdeğer alüminyum kalınlığına çevirdik. Çalışmamızda kullandığımız kanal patlarından Tech Biosealer Endo ve MTA Fillapex kök kanal patının radyoopasite değeri ISO standartlarına uymamaktadır. Çalışmamızın sonuçlarına göre AH Plus Jet patı, Endoseal, Well Root ST, Tech Biosealer Endo, MTA Fillapex patlarına oranla anlamlı derecede daha radyopak bulunmuştur. Bu sonuç AH Plus patının içeriğinde bulunan zirkonyum oksit ve demir oksite bağlanabilir (191). Carvalho-Junior ve ark.(173) ve Taşdemir ve ark. (169) yaptıkları çalışmada AH Plus patının en yüksek radyoopasite gösteren pat olduğu bildirmişlerdir.

Reszka ve ark. (2016) enerji dağılımlı spektroskopi (energy dispersive spectroscopy) (EDS) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanarak BioRoot RCS, Well Root ST, MTA Fillapex ve AH Plus Jet kök kanal patlarının içeriklerini inceledikleri çalışmalarında, radyoopasite verici olarak BioRoot RCS ve Well Root ST kök kanal patında, zirkonyum, hafniyum, ve oksijen bulunduğunu, Well Root ST kanal patında ayrıca kalsiyum, zirkonyum, oksijen, karbon ve silikona ek olarak alüminyum ve titanyum da bulunduğunu göstermişlerdir (128). Zirkonyum oksit, bizmut oksit gibi diğer radyoopasite vericilere göre daha düşük bir kontrast oluştursa da, daha inert görüldüğü bildirilmiştir (174).

MTA Fillapex'in EDS analiziyle, dış yüzeyin karbon, kalsiyum, oksijen, silikon, titanyum ve bizmuttan zengin olduğunu ortaya koyulurken; AH Plus'ın karbon, oksijen, kalsiyum, zirkonyum ve tungstenden oluştuğu gösterilmiştir (87, 175). Lim ve ark. (2015) bir çalışmasında Endoseal kanal patının radyoopasite verici olarak bizmut oksit ve zirkonyum oksit içerdiğini bildirmişlerdir (16).

Birçok araştırmacıya göre, bizmut, biyoseramik materyallerin ve diş dokusunun renk değişikliği ile bağlantılıdır (176-178). Radyoopasite verici materyal olarak bazı ticari formülasyonlarda zirkonya dioksit veya tantal oksit gibi materyaller kullanılmaya başlanmıştır (11).

## 7.5. Akıcılık

Bir kök kanal dolgu patının ideal olarak değerlendirilebilmesi için sahip olması gereken pek çok özellik vardır. Akıcılık bir kök kanal dolgu patında olması gereken başlıca özelliklerden birisidir. Çünkü herhangi bir kanal patının kanal içindeki küçük düzensizliklere, kök kanal sisteminin dallanmalarına ve dentin tübüllerine penetre olma yeteneği bu özelliği sayesinde anlaşılabilir (119, 179). Ayrıca patın akıcılığı, antimikrobiyal etkinliğini ile ortaya çıkarmasına yardımcı olacaktır (180, 181).

İdeal olarak, iyi bir akıcılığa ve düşük yüzey gerilimine sahip materyaller, bütün bir kanal boyunca kolayca uygulanabilir ve kanal duvarlarını ıslatabilir. Böylece adaptasyonu iyi bir kök kanal dolgusu yapılmasını sağlarlar (166). Kompozisyon, partikül büyüklüğü, makaslama oranı, sıcaklık, karıştırmadan sonra geçen zaman kanal patının akıcılık karakterini belirleyen temel özelliklerdir (163). Ancak Grossman partikül büyüklüğü ile akışkanlık arasında korelasyon olmadığını, pat içeriği ve patın sertleşme zamanının bu özelliği belirlediğini vurgulamıştır (119). Materyallerin toz/likitveya baz/katalizör oranlarındaki ufak bir değişiklik bile akıcılık testi sırasında, pat diskinin çapını etkilemektedir (121). Bazı çalışmalarda ısının, patların akıcılığına olan etkisi üzerinde durulmuştur (182, 183). Vermilyea ve ark. (1978) ısının düşürülmesinin patların akıcılığını arttırdığını ve sertleşme reaksiyonu sırasında viskozite artışını engellediğini bildirmişlerdir (183). Lacey ve ark. (2006) ısının 25°C'den 37°C'ye çıkartılmasının AH Plus patının akıcılığını arttırdığını, uzun süre gerektiren dolun yöntemlerinde bu patın kullanılabilirliğini vurgulamışlardır (182).

Birçok kök kanal dolgu patı pseudoplastiktir. Bu nedenle makaslama oranı arttıkça viskoziteleri düşer ve akıcılıkları artar (184). Bu durum patın aksesuar kanallara girmesini kolaylaştırdığı gibi foramen apikaleye yakın alanlarda da taşkınlıklara neden olabilir ve periapikal iyileşmeyi tehlikeye düşürebilir (185). Uygun olmayan karıştırma oranları çok akıcı bir pat elde edilmesine dolayısıyla da çok miktarda pat kullanılmasına, patın periapikal dokulara taşma riskinin artmasına ve şiddetli doku reaksiyonuna yol açabilir (122).

Araştırmamızda kök kanal dolgu patlarının akıcılıkları deneyi, ISO (6876:2012) tarafından önerilmiş test yöntemine göre uygulanmıştır. Araştırmalarda kullanılan başka bir yöntem de ANSI/ ADA (57:2000) tarafından kök kanal dolgu patlarının akıcılıkları

için önermiş olduğu test yöntemidir. ISO (6876:2012)'ya göre kök kanal dolgu patlarının akıcılık değeri en az 20 mm olmalıdır (89). ANSI/ADA (57:2000)'nın raporuna göre ise bu değer en az 20 mm olmalıdır (19, 143). Birçok çalışma ISO 6876 şartnamesindeki yöntemi kullanmıştır (18, 133, 163, 186). Ayrıca bu test için daha az bir miktar materyale ihtiyaç olması manüplasyon açısından kolaylık sağlamıştır (187). Lim ve ark. 2015 yılında Endoseal, MTA ve AH Plus'ı karşılaştırdıkları çalışmada 50 mg pat kullanmışlardır. Bu çalışmada Endoseal kök kanal patının akıcılığı diğer iki kök kanal patından daha fazla bulunmuştur (16). Yaptığımız çalışmada da Tech Biosealer Endo kök kanal patının yoğunluğundan dolayı enjektör ile uygulanamaması sebebiyle, standardizasyon ve daha analitik bir ölçüm sağlayabilmek adına 50 mg kök kanal patı kullanılmıştır.

AH Plus Jet patının özel karıştırma enjektörü vardır. Endoseal ve Well Root ST patı da yine enjektabl formdadır. Bu sayede oranlı bir karışım elde edilmiş ve manipülasyondan kaynaklanabilecek hatalar elimine edilmiştir. MTA Fillapex ve Tech Biosealer Endo grubunda ise üretici firmanın talimatlarına uyularak oluşabilecek hatalar elimine edilmiştir. En yüksek akıcılık MTA Fillapex, en düşük akıcılık ise Tech Biosealer Endo patında saptanmıştır.

AH Plus Jet kanal patının akıcılık değeri önceki bazı çalışmalarla uyum göstermemektedir (21, 89). AH Plus Jet kanal patının akıcılık değeri ISO standartlarına uymamaktadır. Bu bulgumuz daha önceki bazı çalışmalarla benzer niteliktedir (16, 143). Bizim çalışmamızdaki farklılığın nedeninin AH Plus kanal patının jet enjektör formunun kullanılmış olması olduğunu düşünmekteyiz.

Bu çalışmada Endoseal, AH Plus Jet kanal patına göre anlamlı ölçüde daha yüksek akıcılık değeri göstermiştir. Bu bakımdan AH Plus Jet'e göre kanal düzensizliklerine penetre olabilme konusunda daha avantajlıdır. Üreticiye göre Endoseal küçük boyutlu kalsiyum silikat partikülleri içerir. Fakat enjektabl formda olan Endoseal apikalden taşmaya yatkın olduğu için klinisyenler bütün kanal boşluğunu bu kanal patı ile doldurmaya çalışmamalıdır. Bu bakımdan Endoseal'in uygun akıcılıkta olduğundan emin olmak için invitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır (16).

Çalışmamızın bulguları Lim ve ark. (2015) ProRoot, Endoseal, AH Plus Jet kanal patlarını karşılaştırdıkları ve Endoseal kanal patının akıcılığının AH Plus Jet kanal

patından fazla olduğunu gösterdikleri çalışmalarındaki bulgularla benzer niteliktedir (16). Çalışmamızda MTA Fillapex kanal patının akıcılık değeri en az 20 mm olan ISO standartlarına uygun bulunmuştur. Bu sonuç, birçok çalışmada elde edilen sonuca benzerdir (17, 152, 163). Yüksek rezin/MTA oranı, yüksek akıcılığın oluşmasının nedenlerinden biri olabilir (152).

Well Root ST kök kanal patının akıcılık değeri ISO standartlarına uymamakla beraber MTA Fillapex kök kanal patının akıcılık değeri ile arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Tech Biosealer Endo kanal patının akıcılık değeri incelenen diğer patlara göre anlamlı ölçüde daha düşüktür. Literatürde Tech Biosealer Endo ve Well Root ST kök kanal patlarının akıcılığını inceleyen bir çalışma bulunamamıştır.

## **7.6. Sertlik**

Sertlik, monoblok teorisinde önemli bir özelliktir ve bir kor dolgu materyali ile monoblok oluşturduğunu iddia eden kanal patları, yükleme streslerine dayanacak kadar yüksek bir sertlik değeri göstermelidir (19). Genel olarak, sertlik testi, malzemelerin sertleşmesini ölçmek için dolaylı bir yöntem olarak kullanılabilir. Örneğin, daha yüksek sertlik değerleri, dental rezinlerin daha geniş polimerizasyonun göstergesidir (188). Bir maddenin mikro sertliği, tek bir özelliğin ölçüsü değildir. Çekme dayanımı, gerilme dayanımı, elastikiyet modülü (189) ve kristal yapı kararlılığı gibi esasen maddenin diğer temel özelliklerinden etkilenir (190). Bu yüzden yapılan çalışmalarda karıştırılmış malzemenin kıvamınının, yalnızca malzemenin sertliğini değil aynı zamanda dayanım, aşınma direnci, çözünürlük ve parçalanma özelliklerini de belirlediği bildirilmiştir (191).

Mikrosertlik, biyoseramik ürünler için test edilmiştir, ancak endodontik malzemeler için ISO veya ADA standartlarına göre gerekli değildir. Fakat daha önce araştırmacılar kök kanal patlarının bu özelliğini incelemişlerdir (19, 85, 122).

Bu çalışmada Tech Biosealer Endo kök kanal patının sertlik değeri test edilen diğer patlara göre anlamlı ölçüde fazla çıkmıştır. Diğer kök kanal patlarının arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. MTA Fillapex kanal patı, tam sertleşme göstermediği için bu teste dahil edilememiştir. AH Plus Jet kanal patının sertliği anlamlı fark olmasa da Endoseal ve Well Root ST kanal patından yüksek bulunmuştur.

## 7.7. Sertleşme Süresi

Sertleşme süresi temel olarak bir ürünün kararlı davranışı üzerinde yapılan bir kontrol testidir ve materyalin bileşenleri, partikül boyutu, oda sıcaklığı ve bağıl neme bağlıdır (14, 20). Kök kanal patları için ideal sertleşme süresi, yeterli çalışma süresine izin vermelidir. Bununla birlikte, uzun bir sertleşme zamanı doku tahrişine neden olabilir, çünkü çoğu kök kanal patı tamamen sertleşene kadar bir derece toksiktirler (70). Kanal patlarının ısıya maruz kaldıklarında sertleşme reaksiyonu biraz daha hızlı ilerlemesine rağmen, Boyadzhieva ve ark. (2017) çalışmasında incelenen iki sıcaklık koşulu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi (148).

Bazı araştırmacılar, sıcaklığın artmasının benzer kalsiyum silikatların daha hızlı sertleşmesine neden olduğunu iddia etmektedir (148). Ortam nemi yükseldikçe patların çalışma ve sertleşme süresi kısalmış ve daha yüksek film kalınlığı değerleri elde edilebilir (97). Ancak fazla nem materyalin mikrosertliğini azaltabilir (148). Ayrıca patlar nemli kanallarda sertleştiğinde daha fazla pöröz matriks olabileceğini ve doku irritan maddelerin salınımının artabileceğini belirtmiştir (152).

Kanal patlarının gecikmiş sertleşme zamanı biyoyumluluk özelliklerini de etkileyebilir, kanal patları, tamamen sertleşmeden önce sitotoksik yan ürünlerini serbest bırakma potansiyeline sahip olabilir (152). Hidrolik simanların sertleşme süresini ölçmek için Gillmore aparatı, Vicat aparatı ve batıcı iğne gibi aletler ve çeşitli standartlar (ASTM, ISO, EN) kullanılmaktadır. MTA'nın sertleşme süresinin belirlenmesinde en sık Vicat ve Gillmore aparatları tercih edilmektedir (192).

Yapılan çalışmalarda kök kanal patlarının sertleşme süresi test edilirken genellikle 10mm çaplı ve 2mm yükseklikli kalıplar kullanılmıştır (89, 148, 152, 163). Ayrıca ADA ve ISO 6876/2012 şartnamesi endodontik dolgu maddelerinin sertleşme süresinin tayini için 10 mm yüksekliğe, 2 mm iç çapa sahip paslanmaz çelik kalıplar kullanılmasını uygun görmektedir (152). Bu çalışmada da 10 mm yüksekliğe, 2 mm iç çapa sahip paslanmaz çelik kalıpları kullanıldı (193). ISO 6876 standartları aynı zamanda sertleşmesi için nem gereken patlar için su eklemeyi gerektirmektedir (194).

Geleneksel Vicat aparatı operatörün kullanımıyla serbest kalan bir uca sahiptir. Birçok çalışmada olduğu gibi, çalışmamızda 100gr kütleli, 2mm çapta uca sahip bir vicat aparatı kullanıldı (21, 89, 148, 163).



Sertleşme süresini etkileyen önemli faktörlerden biri de sıcaklıktır (195). ADA standartlarına göre sertleşme süresi test edilirken simanın 37<sup>0</sup>C sıcaklıkta tutulması tavsiye edilmektedir. Camillieri ve ark. (2008) istenilen sıcaklığı oluşturmak için cihazı etüvün içerisine yerleştirmiş ve testi, oluşturdukları düzenekte gerçekleştirmişlerdir (196). Sıcaklık artışı ve nem doygunluğu, kimyasal reaksiyonların hızını etkilemektedir (193). Çalışmamızda sertleşme süresi testi, ISO 6876 standartlarına uygun olarak oda sıcaklığına (23±2<sup>0</sup>C) sahip bir ortamda gerçekleştirilmiştir.

AH Plus Jet kanal patının sertleşme süresi üretici firma tarafından 37<sup>0</sup> C’de 24 saat olarak bildirilmiştir (124). Bu çalışmada AH Plus Jet kanal patının sertleşme süresi diğer patlardan anlamlı olarak daha fazladır. Ancak ISO standartlarına uygundur. Bu bulgumuz önceki çalışmalarla benzer niteliktedir (16, 89). Sertleşme süreci bisfenol A ve bisfenol F oluşumunu içeren yüksek moleküler ağırlıklı epoksi rezin aminlerin yavaş polimerizasyon reaksiyonundaki baz ve katalizörü içerir. Bu kimyasal kompozisyon daha fazla olan sertleşme süresini açıklayabilir (152).

Marín-Bauza ve ark. (2012) çalışmalarında AH Plus Jet kanal patının içerdiği radyoopasite verici ajanlar olan zirkonyum oksit ve kalsiyum tungstatın düşük çözünürlüklü olmasından dolayı sertleşme süresini uzatabileceği belirtilmiştir (21).

Well Root ST kanal patı için üretici firma sertleşme süresinin %100 nemli ortamda 25 dk olduğunu, kanal içinde 2,5 saate kadar uzayabileceğini bildirmiştir (197). Çalışmamızda bildirilen sertleşme zamanı, üretici tarafından verilen zamandan farklıdır. Bu, deneyde nem için kullanılan spançların, ölçülmemiş nem seviyelerinin bir sonucu olabilir.

MTA Fillapex'in imalatçısı, ürünlerinin en az 2 saat sürede sertleşeceğini ve bu sertleşme süresinin en az iki çalışma ile doğrulandığını iddia etmektedir. (150, 151). Bununla birlikte, MTA-Fillapex için daha kısa sertleşme süreleri (66 dk) bildirilmiştir (163). Bu çalışmada MTA Fillapex haftalar sonra bile tam sertleşme göstermemiştir. Bu bulgumuz daha önceki bir çalışma ile uyumludur (152).

Silva ve ark. (2013) hücreleri taze patlara maruz bıraktıkları çalışmalarında, MTA Fillapex patının sitotoksik olduğunu ve deney süresince toksisitenin hiç azalmadığını göstermişlerdir (17). Bu sitotoksitenin sebebi patın tamamen sertleşme göstermemesi olabilir.

Endoseal kök kanal patı için üretici firma 12.31 dk sertleşme süresi bildirmiştir (198). Lee ve ark.(2017) çalışmasında Endoseal kök kanal patının sertleşme süresi 1223.4 dk olarak bildirilmiştir (152). Bulgular arasındaki farklılıklar nem miktarının farklılığından kaynaklanıyor olabilir.

Tech Biosealer Endo kök kanal patının sertleşme süresini araştıran bir çalışmaya literatürde rastlanmadı. MTA materyalinin sertleşme reaksiyonu karmaşıktır ve Darvell ve Wutarafından tartışılmıştır (192); bununla birlikte, MTA esaslı kanal patlarının sertleşme reaksiyonu literatürde henüz tanımlanmamıştır (70).



## 8. SONUÇ VE ÖNERİLER

AH Plus Jet, Endoseal, MTA Fillapex, Tech Biosealer Endo ve Well Root ST kök kanal dolgu patlarının çözünürlük, pH, boyutsal değişim, radyoopasite, sertleşme süresi ve sertlik özelliklerinin incelendiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Başlangıç hipotezimiz reddedilmiştir.
2. AH Plus Jet ve Tech Biosealer Endo kanal patının 14 günün sonunda en düşük çözünürlük değerine sahip olduğu görülmüş, Well Root ST, MTA Fillapex ve Endoseal arasında anlamlı fark gözlenmemiştir. İncelenen patlar içerisinde sadece AH Plus Jet'in çözünürlük derecesi ISO 6876/2012 (<math><3\%</math>) standartlarına uymaktadır.
3. 4 haftanın sonunda, sertleşmiş örneklerde en düşük pH, AH Plus Jet patında görülmüştür ve en yüksek pH değeri gösteren Endoseal, Well Root ST ve Tech Biosealer Endo kanal patları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Taze örnekler ultra saf suya atıldıkları ilk 3 dakikada ve ilk 24 saatin sonunda AH Plus Jet en düşük pH değerine sahipken, ilk 24 saatin sonunda diğer 4 kanal patı arasında anlamlı fark yoktur.
4. Boyutsal stabilite bakımından, 7. ve 14. günlerde kanal patları arasında anlamlı fark yokken 21. günde MTA Fillapex'in ekspansiyonu Endoseal'den anlamlı ölçüde fazladır. Tüm patların genişleme oranları ISO (6876/2012) standartlarının (%0.1 genişleme) üzerindedir.
5. Radyoopasiteleri karşılaştırıldığında, AH Plus Jet patının en fazla, MTA Fillapex ve Tech Biosealer Endo patının ise en az radyoopasiteye sahip pat olduğu tespit edilmiştir. MTA Fillapex ve Tech Biosealer Endo kanal patlarının radyoopasite değerleri ISO (6976/2012) standartlarının gerektirdiği 3 mm alüminyum kalınlığına eşdeğer radyoopasite değerinin altındadır.
6. Akıcılık miktarı değerlendirildiğinde, en fazla akıcılık gösteren kanal patı MTA Fillapex, en düşük akıcılık gösteren ise Tech Biosealer Endo patıdır. Sadece MTA Fillapex ISO 6876/2012 standartlarına (20 mm) uygundur.
7. Tech Biosealer Endo kanal patının sertlik derecesi en fazladır, MTA Fillapex kanal patında tam sertleşme gözlenmemiştir. Diğer üç kanal patı arasında anlamlı fark yoktur.

8. En uzun sertleşme süresini AH Plus Jet, en kısa sertleşme süresini Tech Biosealer Endo ve Endoseal kök kanal patları göstermiştir. Sadece AH Plus Jet ISO (6976/2012) standartlarına (%10) uymaktadır.

9. Tech Biosealer Endo kök kanal patınının, incelediğimiz birçok fizikokimyasal özellik bakımından diğer patlara göre oldukça üstün olduğu anlaşılmıştır. 3 mm Al kalınlığından daha düşük radyoaktifite değerine sahip olması onun tarafımızdan ideal bir kök kanal patı olarak önerilmesini engellemiştir.

10. İncelenen kök kanal patlarından elde edilen sonuçların kliniğe yansıtılabilmesi için ileri laboratuvar ve klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.



## 9.KAYNAKLAR

1. Ingle JI, Bakland L, Baumgartner J, Ingle J (2008). *Ingles endodontics* 6th ed. Hamilton, ON: BC DeckerInc: 1348-1351.
2. Nair U, Ghattas S, Saber M, Natera M, Walker C, Pileggi R (2011). A comparative evaluation of the sealing ability of 2 root-end filling materials: an in vitro leakage study using *Enterococcus faecalis*. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 112(2): e74-e77.
3. Pawar SS, Pujar MA, Makandar SD (2014). Evaluation of the apical sealing ability of bioceramic sealer, AH plus & epiphany: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*: 17(6): 579-582
4. Branstetter J, Von Fraunhofer J (1982). The physical properties and sealing action of endodontic sealer cements: a review of the literature. *Journal of Endodontics* 8(7): 312-316.
5. Drukteinis S, Peciuliene V, Maneliene R, Bendinskaite R (2009). In vitro study of microbial leakage in roots filled with EndoREZ sealer/EndoREZ Points and AH Plus sealer/conventional gutta-percha points. *Stomatologija* 11(1): 21-25.
6. Steier L, Figueiredo JAPd, Belli S (2010). Comparison of the interface dentin-endodontic sealer using two SEM magnifications. *Revista Odonto Ciência* 25(3): 296-299.
7. Grossman L. (1981) *Endodontic Practice*. 10th ed. Philadelphia: Henry Kimpton Publishers: 297.
8. Tagger M, Tagger E (1989). Periapical reactions to calcium hydroxide-containing sealers and AH 26® in monkeys. *Dental Traumatology* 5(3): 139-146.
9. Gomes-Filho JE, Watanabe S, Lodi CS, Cintra LTA, Nery MJ, Dezan E, Bernabé PFE (2012). Rat tissue reaction to MTA Fillapex®. *Dental Traumatology* 28(6): 452-456.
10. Tronstad L, Andreasen J, Hasselgren G, Kristerson L, Riis I (1981). pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. *Journal of Endodontics* 7(1): 17-21.
11. Nguyen T (1994). Obturation of the root canal system. *Pathways of the pulp* 6: 219-271.

12. Poggio C, Renata Arciola C, Dagna A, Colombo M, Bianchi S, Visai L (2010). Solubility of root canal sealers: a comparative study. *International Journal of Artificial Organs* 33(9): 676-681.
13. Schäfer E, Zandbiglari T (2003). Solubility of root-canal sealers in water and artificial saliva. *International Endodontic Journal* 36(10): 660-669.
14. Ørstavik D, Nordahl I, Tibballs JE (2001). Dimensional change following setting of root canal sealer materials. *Dental Materials* 17(6): 512-519.
15. Islam I, Chng HK, Yap AUJ (2006). Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. *Journal of Endodontics* 32(3): 193-197.
16. Lim E-S, Park Y-B, Kwon Y-S, Shon W-J, Lee K-W, Min K-S (2015). Physical properties and biocompatibility of an injectable calcium-silicate-based root canal sealer: in vitro and in vivo study. *BMC Oral Health* 15(1): 129.
17. Silva EJ, Rosa TP, Herrera DR, Jacinto RC, Gomes BP, Zaia AA (2013). Evaluation of cytotoxicity and physicochemical properties of calcium silicate-based endodontic sealer MTA Fillapex. *Journal of Endodontics* 39(2): 274-277.
18. Almeida J, Gomes B, Ferraz C, Souza-Filho F, Zaia A (2007). Filling of artificial lateral canals and microleakage and flow of five endodontic sealers. *International Endodontic Journal* 40(9): 692-699.
19. Mokeem-Saleh A, Hammad M, Silikas N, Qualtrough A, Watts D (2010). A laboratory evaluation of the physical and mechanical properties of selected root canal sealers. *International Endodontic Journal* 43(10): 882-888.
20. Gambarini G, Romeo U, Tucci E, Gerosa R, Nocca G, Lupi A, De Luca M, Quaranta M, Gagliani M, Testarelli L (2009). Cytotoxicity of epiphany SE endodontic sealer: a comparative in vitro study. *Medical Science Monitor* 15(4): PI15-PI18.
21. Marín-Bauza GA, Silva-Sousa YTC, Cunha SAd, Rached-Junior FJA, Bonetti-Filho I, Sousa-Neto MD, Miranda CES (2012). Physicochemical properties of endodontic sealers of different bases. *Journal of Applied Oral Science* 20(4): 455-461.
22. D'souza LHJ, Sharma N, Chander S, Singh S, D'souza R (2014). Root Canal Sealers & its Role in Successful Endodontics-A Review. *Annals of Dental Research* 2(2): 70-79.

23. Endodontics colleagues for excellence (2009). obturation of root canal systems american association of endodontics. ( accessed December 2017). available from <http://www.endoexperience.com/documents/Obturation2009.PDF>
24. Grossman L (1974). Endodontic Practice. 8 th Ed. Lea Febiger, Philadelphia
25. Cohen S, Burns RC (1987). Pathways of the pulp.4th ed, C.V. Mosby Co, St.Louis.
26. Bayırlı G (1999). Endodontik Tedavi. İstanbul Üniversitesi Basım ve Film Merkezi.
27. Alaçam T. Endodonti. 2012, Özyurt matbacılık, Ankara P782.
28. Tyagi S, Mishra P, Tyagi P (2013). Evolution of root canal sealers: An insight story. European Journal of General Dentistry 2(3): 199.
29. Çalışkan MK (2006). Endodontide Tamı ve Tedaviler 2nd edt. 406.
30. Allan NA, Walton RE, Schaffer M (2001). Setting times for endodontic sealers under clinical usage and in vitro conditions. Journal of Endodontics 27(6): 421-423.
31. Kunisada M, Adachi A, Asano H, Horikawa T (2002). Anaphylaxis due to formaldehyde released from root-canal disinfectant. Contact dermatitis 47(4): 215-218.
32. Dominici JT, Clark S, Scheetz J, Eleazer PD (2005). Analysis of heat generation using ultrasonic vibration for post removal. Journal of Endodontics 31(4): 301-303.
33. Mathews SC, Pronovost PJ (2008). Physician autonomy and informed decision making: finding the balance for patient safety and quality. Jama 300(24): 2913-2915.
34. Akkayan B, Gülmez T (2002). Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. The Journal of prosthetic dentistry 87(4): 431-437.
35. Association AD (2009). American Dental Association principles of ethics and code of professional conduct. Journal (Indiana Dental Association) 88(3): suppl 1.
36. Pelka M, Petschelt A (2008). Permanent mimic musculature and nerve damage caused by sodium hypochlorite: a case report. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology 106(3): e80-e83.
37. Arenholt-Bindslev D, Hörsted-Bindslev P (1989). A simple model for evaluating relative toxicity of root filling materials in cultures of human oral fibroblasts. Dental Traumatology 5(5): 219-226.

38. Ørstavik D (1981). Antibacterial properties of root canal sealers, cements and pastes. *International Endodontic Journal* 14(2): 125-133.
39. Lee K-W, Williams MC, Camps JJ, Pashley DH (2002). Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *Journal of Endodontics* 28(10): 684-688.
40. Schmalz G (2003). root canal filling materials textbook of endodontology: 261-286.
41. Desai S, Chandler N (2009). Calcium hydroxide-based root canal sealers: a review. *Journal of Endodontics* 35(4): 475-480.
42. Leonardo MR, Leal JM, Simões Filho AP (1980). Pulpectomy: Immediate root canal filling with calcium hydroxide: Concept and procedures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 49(5): 441-450.
43. Hendra L (1970). A New Approach to Endodontia Dependent upon Biological Principles and Chemical Action only. *International Endodontic Journal* 4(3): 37-41.
44. Goldberg F, Gurfinkel J (1979). Analysis of the use of Dycal with gutta-percha points as an endodontic filling technique. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 47(1): 78-82.
45. endodontik materyaller. available from [acikarsiv.ankara.edu.tr/](http://acikarsiv.ankara.edu.tr/).
46. Lee CQ, Harandi L, Cobb CM (1997). Evaluation of glass ionomer as an endodontic sealant: an in vitro study. *Journal of Endodontics* 23(4): 209-212.
47. Wilson AD (1972). A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J* 132: 133-135.
48. Wilson AD, Kent B (1971). The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Chemical Technology and Biotechnology* 21(11): 313-313.
49. Trope M, Ray HL (1992). Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology* 73(1): 99-102.
50. Ray H, Seltzer S (1991). A new glass ionomer root canal sealer. *Journal of Endodontics* 17(12): 598-603.
51. Loest C, Trope M, Friedman S (1993). Abstract# 72—Follow-up of root canals obturated in conjunction with a glass ionomer root canal sealer. *Journal of Endodontics* 19(4): 201-202.
52. Bergenholtz G H-BP, Reit C (2003). Textbook of endodontology. First edition, Blackwell Munksgaard.



53. Lustmann J, Friedman S, Shaharabany V (1991). Relation of pre-and intraoperative factors to prognosis of posterior apical surgery. *Journal of Endodontics* 17(5): 239-241.
54. Pameijer CH, Barnett F, Zmener O, Schein B (2007). Methacrylate Based Resin Endodontic Sealers: A Paradigm Shift In Endodontics. *Academy of Dental Therapeutics and Stomatology*: 1-11.
55. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G (2007). Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dental Materials* 23(7): 829-839.
56. Kim YK, Grandini S, Ames JM, Gu L-s, Kim SK, Pashley DH, Gutmann JL, Tay FR (2010). Critical review on methacrylate resin-based root canal sealers. *Journal of Endodontics* 36(3): 383-399.
57. Salza U, Zimmermann J, Salzer T (2005). Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *Journal of Adhesive Dentistry* 7(1):7-17.
58. Tay FR, Pashley DH (2007). Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *Journal of Endodontics* 33(4): 391-398.
59. Schwartz RS (2006). Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system—the promise and the problems: a review. *Journal of Endodontics* 32(12): 1125-1134.
60. Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson J, Leinfelder KF, Trope M (2004). Dentinal bonding reaches the root canal system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 16(6): 348-354.
61. Torabinejad M, Rastegar AF, Kettering JD, Ford TRP (1995). Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *Journal of Endodontics* 21(3): 109-112.
62. Gilheany PA, Figdor D, Tyas MJ (1994). Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. *Journal of Endodontics* 20(1): 22-26.
63. Boyes-Varley J, Cleaton-Jones P, Lownie J (1988). Effect of a topical drug combination on the early healing of extraction sockets in the vervet monkey. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 17(2): 138-141.

64. Zielinski TM, Baumgartner JC, Marshall JG (2008). An evaluation of Guttaflow and gutta-percha in the filling of lateral grooves and depressions. *Journal of Endodontics* 34(3): 295-298.
65. Bouillaguet S, Wataha JC, Tay FR, Brackett MG, Lockwood PE (2006). Initial in vitro biological response to contemporary endodontic sealers. *Journal of Endodontics* 32(10): 989-992.
66. Eldeniz A, Mustafa K, Ørstavik D, Dahl J (2007). Cytotoxicity of new resin-, calcium hydroxide- and silicone-based root canal sealers on fibroblasts derived from human gingiva and L929 cell lines. *International Endodontic Journal* 40(5): 329-337.
67. Brackett MG, Martin R, Sword J, Oxford C, Rueggeberg FA, Tay FR, Pashley DH (2006). Comparison of seal after obturation techniques using a polydimethylsiloxane-based root canal sealer. *Journal of Endodontics* 32(12): 1188-1190.
68. Kontakiotis EG, Tzanetakis GN, Loizides AL (2007). A 12-month longitudinal in vitro leakage study on a new silicon-based root canal filling material (Gutta-Flow). *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 103(6): 854-859.
69. Vasiliadis L, Kodonas K, Economides N, Gogos C, Stavrianos C (2010). Short- and long-term sealing ability of Gutta-flow and AH-Plus using an ex vivo fluid transport model. *International Endodontic Journal* 43(5): 377-381.
70. Al-Haddad A, Che Ab Aziz ZA (2016). Bioceramic-based root canal sealers: a review. *International journal of biomaterials* 2016.
71. Krell KF, Wefel JS (1984). A calcium phosphate cement root canal sealer—scanning electron microscopic analysis. *Journal of Endodontics* 10(12): 571-576.
72. Krell K, Madison S (1985). Comparison of apical leakage in teeth obturated with a calcium phosphate cement or Grossman's cement using lateral condensation. *Journal of Endodontics* 11(8): 336-339.
73. Chohayeb AA, Chow LC, Tsaknis PJ (1987). Evaluation of calcium phosphate as a root canal sealer-filler material. *Journal of Endodontics* 13(8): 384-387.
74. Jean A, Kerebel B, Kerebel L-M, Legeros RZ, Hamel H (1988). Effects of various calcium phosphate biomaterials on reparative dentin bridge formation. *Journal of Endodontics* 14(2): 83-87.

75. Pissiotis E, Spngberg LS (1990). Biological evaluation of collagen gels containing calcium hydroxide and hydroxyapatite. *Journal of Endodontics* 16(10): 468-473.
76. Chau JY, Hutter JW, Mork TO, Nicoll BK (1997). An in vitro study of furcation perforation repair using calcium phosphate cement. *Journal of Endodontics* 23(9): 588-592.
77. Best S, Porter A, Thian E, Huang J (2008). Bioceramics: past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society* 28(7): 1319-1327.
78. Koch K, Brave D (2009). The increased use of bioceramics in endodontics. *Dentaltown*: 33-43.
79. Bilgiç A, Bodrumlu E (2016). biyoseramik esaslı kök kanal patları: Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. (accessed December 2017). available from <http://e-dergi.atauni.edu.tr/ataunidfd/article/view/5000202937>
80. Brave D, Ali Nasseh A, Koch K (2012). A review of bioceramic technology in endodontics. *Roots* 4(4): 6-12.
81. Lin K, Xia L, Gan J, Zhang Z, Chen H, Jiang X, Chang J (2013). Tailoring the nanostructured surfaces of hydroxyapatite bioceramics to promote protein adsorption, osteoblast growth, and osteogenic differentiation. *ACS applied materials & interfaces* 5(16): 8008-8017.
82. Chen I, Karabucak B, Wang C, Wang H-G, Koyama E, Kohli MR, Nah H-D, Kim S (2015). Healing after root-end microsurgery by using mineral trioxide aggregate and a new calcium silicate-based bioceramic material as root-end filling materials in dogs. *Journal of Endodontics* 41(3): 389-399.
83. Chang S-W, Lee S-Y, Kang S-K, Kum K-Y, Kim E-C (2014). In vitro biocompatibility, inflammatory response, and osteogenic potential of 4 root canal sealers: Sealapex, Sankin apatite root sealer, MTA Fillapex, and iRoot SP root canal sealer. *Journal of Endodontics* 40(10): 1642-1648.
84. Zhang W, Li Z, Peng B (2010). Ex vivo cytotoxicity of a new calcium silicate-based canal filling material. *International Endodontic Journal* 43(9): 769-774.
85. Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, Pashley DH, Tay FR (2011). Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *Journal of Endodontics* 37(5): 673-677.

86. De-Deus G, Canabarro A, Alves G, Marins J, Linhares A, Granjeiro J (2012). Cytocompatibility of the ready-to-use bioceramic putty repair cement iRoot BP Plus with primary human osteoblasts. *International Endodontic Journal* 45(6): 508-513.
87. Camilleri J (2011). Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Dental Materials* 27(8): 836-844.
88. Camilleri J (2015). Sealers and warm gutta-percha obturation techniques. *Journal of Endodontics* 41(1): 72-78.
89. Khalil I, Naaman A, Camilleri J (2016). Properties of Tricalcium Silicate Sealers. *Journal of Endodontics* 42(10): 1529-1535.
90. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT (2009). Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *Journal of Endodontics* 35(5): 731-736.
91. Tay FR, Pashley DH, Rueggeberg FA, Loushine RJ, Weller RN (2007). Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the Portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid. *Journal of Endodontics* 33(11): 1347-1351.
92. Atmeh A, Chong E, Richard G, Festy F, Watson T (2012). Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *Journal of Dental Research* 91(5): 454-459.
93. Han L, Okiji T (2011). Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *International Endodontic Journal* 44(12): 1081-1087.
94. Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M (2009). Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against *Enterococcus faecalis*. *Journal of Endodontics* 35(7): 1051-1055.
95. Bidar M, Sadeghalhoseini N, Forghani M, Attaran N (2014). Effect of the smear layer on apical seals produced by two calcium silicate-based endodontic sealers. *Journal of Oral Science* 56(3): 215-219.
96. Bodrumlu E, Parlak E, Bodrumlu EH (2010). The effect of irrigation solutions on the apical sealing ability in different root canal sealers. *Brazilian Oral Research* 24(2): 165-169.

97. Wennber A, NIOM DØ (1990). Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha. *International Endodontic Journal* 23(1): 13-19.
98. Zhu L, Yang J, Zhang J, Lei D, Xiao L, Cheng X, Lin Y, Peng B (2014). In vitro and in vivo evaluation of a nanoparticulate bioceramic paste for dental pulp repair. *Acta biomaterialia* 10(12): 5156-5168.
99. Kuhn A, Wilson A (1985). The dissolution mechanisms of silicate and glass-ionomer dental cements. *Biomaterials* 6(6): 378-382.
100. Ørstavik D (1983). Weight loss of endodontic sealers, cements and pastes in water. *European Journal of Oral Sciences* 91(4): 316-319.
101. Ørstavik D, Mjör IA (1988). Histopathology and X-ray microanalysis of the subcutaneous tissue response to endodontic sealers. *Journal of Endodontics* 14(1): 13-23.
102. Marzouk MA, Simonton AL, Gross RD (1985). *Operative dentistry: modern theory and practice* Ishiyaku EuroAmerica, Incorporated.
103. Duarte MAH, de Oliveira Demarchi ACC, Yamashita JC, Kuga MC, de Campos Fraga S (2003). pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 95(3): 345-347.
104. Silva LB, Leonardo M, Silva Rd, Assed S, Guimarães L (1997). Calcium hydroxide root canal sealers: evaluation of pH, calcium ion concentration and conductivity. *International Endodontic Journal* 30(3): 205-209.
105. Hosoya N, Takahashi G, Arai T, Nakamura J (2001). Calcium concentration and pH of the periapical environment after applying calcium hydroxide into root canals in vitro. *Journal of Endodontics* 27(5): 343-346.
106. Lengheden A, Jansson L (1995). pH effects on experimental wound healing of human fibroblasts in vitro. *European journal of oral sciences* 103(3): 148-155.
107. JOE EB (2008). Uses of calcium hydroxide: an online study guide. *Journal of Endodontics* 34(5 Suppl): e87.
108. Huang T-H, Kao C-T (1998). pH measurement of root canal sealers. *Journal of Endodontics* 24(4): 236-238.
109. Barthel C, Moshonov J, Shuping G, Orstavik D (1999). Bacterial leakage versus dye leakage in obturated root canals. *International Endodontic Journal* 32(5): 370-375.

110. Williamson AE, Dawson DV, Drake DR, Walton RE, Rivera EM (2005). Effect of root canal filling/sealer systems on apical endotoxin penetration: a coronal leakage evaluation. *Journal of Endodontics* 31(8): 599-604.
111. Laghios C, Benson B, Gutmann J, Cutler CW (2000). Comparative radiopacity of tetracalcium phosphate and other root-end filling materials. *International Endodontic Journal* 33(4): 311-315.
112. Beyer-Olsen EM, Ørstavik D (1981). Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 51(3): 320-328.
113. Katz A, Kaffe I, Littner M, Tagger M, Tamse A (1990). Densitometric measurement of radiopacity of gutta-percha cones and root dentin. *Journal of Endodontics* 16(5): 211-213.
114. Baksı BG, Eyüboğlu TF, Şen BH, Erdilek N (2007). The effect of three different sealers on the radiopacity of root fillings in simulated canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 103(1): 138-141.
115. Eliasson ST, Haasken B (1979). Radiopacity of impression materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 47(5): 485-491.
116. McComb D, Smith DC (1976). Comparison of physical properties of polycarboxylate-based and conventional root canal sealers. *Journal of Endodontics* 2(8): 228-235.
117. Weisman MI (1970). A study of the flow rate of ten root canal sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 29(2): 255-261.
118. Fragola A, Pascal S, Rosengarten M, Smith A, Blechman H (1979). The effect of varying particle size of the components of Grossman's cement. *Journal of Endodontics* 5(11): 336-339.
119. Grossman LI (1976). Physical properties of root canal cements. *Journal of Endodontics* 2(6): 166-175.
120. Benatti O, Stolf WL, Ruhnke LA (1978). Verification of the consistency, setting time, and dimensional changes of root canal filling materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 46(1): 107-113.
121. Ørstavik D (1983). Physical properties of root canal sealers: measurement of flow, working time, and compressive strength. *International Endodontic Journal* 16(3): 99-107.

122. Fuss Z, Charniaque O, Pilo R, Weiss E (2000). Effect of various mixing ratios on antibacterial properties and hardness of endodontic sealers. *Journal of Endodontics* 26(9): 519-522.
123. Alaçam T UI, Alaçam A, Aydın M . ((2000)). Endodonti Ankara, şafak Matbaacılık.
124. brochure AH Plus Jet (accessed December 2017). available from:[http://dentsply.com.tr/sites/default/files/AHPlusJet\\_IFU\\_1.pdf](http://dentsply.com.tr/sites/default/files/AHPlusJet_IFU_1.pdf).
125. Viola NV, Guerreiro-Tanomaru JM, da Silva GF, Sasso-Cerri E, Tanomaru-Filho M, Cerri PS (2012). Biocompatibility of an experimental MTA sealer implanted in the rat subcutaneous: quantitative and immunohistochemical evaluation. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials* 100(7): 1773-1781.
126. Willershausen I, Wolf T, Kasaj A, Weyer V, Willershausen B, Marroquin BB (2013). Influence of a bioceramic root end material and mineral trioxide aggregates on fibroblasts and osteoblasts. *Archives of oral biology* 58(9): 1232-1237.
127. Gredes T. Trace Elements in Living Systems: From Beneficial to Toxic Effects.
128. Reszka P, Nowicka A, Lipski M, Dura W, Drożdżik A, Woźniak K (2016). A Comparative Chemical Study of Calcium Silicate-Containing and Epoxy Resin-Based Root Canal Sealers. *BioMed research international* 2016.
129. Torabinejad M, Chivian N (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics* 25(3): 197-205.
130. Tech Biosealer Endo (August 30, 2013). (accessed December 2017). available from :[http://www.isasan.com/it/prodotti/Tech\\_BIOSEALER.aspx](http://www.isasan.com/it/prodotti/Tech_BIOSEALER.aspx). Accessed.
131. Santos A, Moraes J, Araújo E, Yukimitu K, Valério Filho W (2005). Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement. *International Endodontic Journal* 38(7): 443-447.
132. Tanomaru J, Tanomaru-Filho M, Hotta J, Watanabe E, Ito IY (2008). Antimicrobial activity of endodontic sealers based on calcium hydroxide and MTA. *Acta odontologica latinoamericana: AOL* 21(2): 147-151.
133. Camps J, Pommel L, Bukiet F, About I (2004). Influence of the powder/liquid ratio on the properties of zinc oxide–eugenol-based root canal sealers. *Dental Materials* 20(10): 915-923.

134. McMichen F, Pearson G, Rahbaran S, Gulabivala K (2003). A comparative study of selected physical properties of five root-canal sealers. *International Endodontic Journal* 36(9): 629-635.
135. Helvacıoğlu D.(2009). Bazı kanal dolgu patlarının fiziksel ve biyolojik özelliklerinin karşılaştırılması. Doktora tezi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul
136. Carvalho-Júnior JR, Guimarães LFL, Correr-Sobrinho L, Pécora JD, Sousa-Neto MD (2003). Evaluation of solubility, disintegration, and dimensional alterations of a glass ionomer root canal sealer. *Brazilian dental journal* 14(2): 114-118.
137. Kaplan A, Goldberg F, Artaza L, De Silvio A, Macchi R (1997). Disintegration of endodontic cements in water. *Journal of Endodontics* 23(7): 439-441.
138. Grossman LI (1978). Solubility of root canal cements. *Journal of dental research* 57(9): 927-927.
139. Wilson AD (1976). Specification test for the solubility and disintegration of dental cements: a critical evaluation of its meaning. *Journal of Dental Research* 55(5): 721-729.
140. Higginbotham TL (1967). A comparative study of the physical properties of five commonly used root canal sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 24(1): 89-101.
141. Von Fraunhofer J, Branstetter J (1982). The physical properties of four endodontic sealer cements. *Journal of Endodontics* 8(3): 126-130.
142. Eroğlu SE (2011). Kalsiyum silikat esaslı bir kök kanal dolgu materyalinin çözünürlüğü ve apikal sızıntısının incelenmesi. Doktora tezi, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Komutanlığı Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
143. Gürel MA (2011). Propolis esaslı yeni bir kök kanal dolgu patının fiziksel özelliklerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
144. Carvalho-Junior JR, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhoreti MA, Consani S, Sousa-Neto MD (2007). Solubility and dimensional change after setting of root canal sealers: a proposal for smaller dimensions of test samples. *Journal of Endodontics* 33(9): 1110-1116.



145. Donnelly A, Sword J, Nishitani Y, Yoshiyama M, Agee K, Tay FR, Pashley DH (2007). Water sorption and solubility of methacrylate resin-based root canal sealers. *Journal of Endodontics* 33(8): 990-994.
146. Kazemi RB, Safavi KE, Spångberg LS (1993). Dimensional changes of endodontic sealers. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology* 76(6): 766-771.
147. Case SL, O'Brien EP, Ward TC (2005). Cure profiles, crosslink density, residual stresses, and adhesion in a model epoxy. *Polymer* 46(24): 10831-10840.
148. Boyadzhieva E, Dimitrova S, Filipov I, Zagorchev P. Setting Time And Solubility of Premixed Bioceramic Root Canal Sealer when Applied with warm Gutta Percha obturation Techniques.
149. Amoroso-Silva PA, Guimarães BM, Marciano MA, Duarte MAH, Cavenago BC, Ordinola-Zapata R, De Almeida MM, De Moraes IG (2014). Microscopic analysis of the quality of obturation and physical properties of MTA Fillapex. *Microscopy research and technique* 77(12): 1031-1036.
150. Vitti RP, Prati C, Silva EJNL, Sinhoreti MAC, Zanchi CH, e Silva MGdS, Ogliari FA, Piva E, Gandolfi MG (2013). Physical properties of MTA Fillapex sealer. *Journal of Endodontics* 39(7): 915-918.
151. Viapiana R, Flumignan D, Guerreiro-Tanomaru J, Camilleri J, Tanomaru-Filho M (2014). Physicochemical and mechanical properties of zirconium oxide and niobium oxide modified Portland cement-based experimental endodontic sealers. *International Endodontic Journal* 47(5): 437-448.
152. Lee JK, Kwak SW, Ha J-H, Lee W, Kim H-C (2017). Physicochemical Properties of Epoxy Resin-Based and Bioceramic-Based Root Canal Sealers. *Bioinorganic chemistry and applications* 2017.
153. Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Ford TP (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics* 21(7): 349-353.
154. Estrela C, Pesce HF (1996). 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* 7(1): 41-46.
155. Molgatini S, Pérez S, Tejerina D, La AR, Kaplan A (2002). Changes of pH produced by immersion of endodontic sealers. *Acta odontologica latinoamericana: AOL* 15(1-2): 15-19.

156. Çobankara FK, Altinöz HC, Erganiş O, Kav K, Belli S (2004). In vitro antibacterial activities of root-canal sealers by using two different methods. *Journal of Endodontics* 30(1): 57-60.
157. de Miranda Candeiro GT, Correia FC, Duarte MAH, Ribeiro-Siqueira DC, Gavini G (2012). Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. *Journal of Endodontics* 38(6): 842-845.
158. Kuga MC, Duarte Mah, Sant'anna-Júnior A, Keine KC, Faria G, Dantas AAR, Guiotti FA (2014). Effects of calcium hydroxide addition on the physical and chemical properties of a calcium silicate-based sealer. *Journal of Applied Oral Science* 22(3): 180-184.
159. Borges ÁH, Orçati Dorileo MCG, Villa RD, Borba AM, Semenoff TADV, Guedes OA, Estrela CRA, Bandeca MC (2014). Physicochemical properties and surfaces morphologies evaluation of MTA FillApex and AH plus. *The Scientific World Journal* 2014.
160. Richardson I (2008). The calcium silicate hydrates. *Cement and concrete research* 38(2): 137-158.
161. Yang Q, Troczynski T, Liu D-M (2002). Influence of apatite seeds on the synthesis of calcium phosphate cement. *Biomaterials* 23(13): 2751-2760.
162. Sundqvist G, Figdor D, Persson S, Sjögren U (1998). Microbiologic analysis of teeth with failed endodontic treatment and the outcome of conservative re-treatment. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 85(1): 86-93.
163. Zhou H-m, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y-f, Haapasalo M (2013). Physical properties of 5 root canal sealers. *Journal of Endodontics* 39(10): 1281-1286.
164. McDermott J (1993). *The structure of the advanced composites industry: advance composites bluebook*. Cleveland: Advanstar Communications.
165. Garrido A, Lia R, França S, Da Silva J, Astolfi-Filho S, Sousa-Neto M (2010). Laboratory evaluation of the physicochemical properties of a new root canal sealer based on Copafiera multijuga oil-resin. *International Endodontic Journal* 43(4): 283-291.
166. Caicedo R, Von Fraunhofer J (1988). The properties of endodontic sealer cements. *Journal of Endodontics* 14(11): 527-534.

167. Watts D, McCabe J (1999). Aluminium radiopacity standards for dentistry: an international survey. *Journal of dentistry* 27(1): 73-78.
168. Gorduysus M, Avcu N (2009). Evaluation of the radiopacity of different root canal sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 108(3): e135-e140.
169. Taşdemir T, Yesilyurt C, Yildirim T, Er K (2008). Evaluation of the radiopacity of new root canal paste/sealers by digital radiography. *Journal of Endodontics* 34(11): 1388-1390.
170. Altintas SH, Yildirim T, Kayipmaz S, Usumez A (2013). Evaluation of the radiopacity of luting cements by digital radiography. *Journal of Prosthodontics* 22(4): 282-286.
171. Gümrü B, Tarçin B, Türkaydin DE, İriboz E, Oveçoğlu HS (2013). Evaluation of the radiopacity of a MTA-based root-canal filling material using digital radiography. *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 3(1): 19.
172. Önem E, Baksı BG, Şen BH (2013). Effect of exposure parameters on the radiopacity of root canal sealers. *Oral Science International* 10(1): 25-27.
173. Carvalho-Junior J, Correr-Sobrinho L, Correr A, Sinhoreti M, Consani S, Sousa-Neto M (2007). Radiopacity of root filling materials using digital radiography. *International Endodontic Journal* 40(7): 514-520.
174. Camilleri J (2014). Tricalcium silicate cements with resins and alternative radiopacifiers. *Journal of Endodontics* 40(12): 2030-2035.
175. Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru JM, Hungaro-Duarte MA, Tanomaru-Filho M, Camilleri J (2014). Chemical characterization and bioactivity of epoxy resin and Portland cement-based sealers with niobium and zirconium oxide radiopacifiers. *Dental Materials* 30(9): 1005-1020.
176. Arman M, Khalilak Z, Rajabi M, Esnaashari E, Saati K (2015). In vitro spectrophotometry of tooth discoloration induced by tooth-colored mineral trioxide aggregate and calcium-enriched mixture cement. *Iranian endodontic journal* 10(4): 226.
177. Marciano MA, Duarte MAH, Camilleri J (2015). Dental discoloration caused by bismuth oxide in MTA in the presence of sodium hypochlorite. *Clinical oral investigations* 19(9): 2201-2209.

178. Rouhani A, Akbari M, Farhadi-faz A (2016). Comparison of tooth discoloration induced by calcium-enriched mixture and mineral trioxide aggregate. *Iranian endodontic journal* 11(3): 175.
179. Weis MV, Parashos P, Messer H (2004). Effect of obturation technique on sealer cement thickness and dentinal tubule penetration. *International Endodontic Journal* 37(10): 653-663.
180. Saleh I, Ørstavik D, Haapasalo M (2003). Survival of *Enterococcus faecalis* in infected dentinal tubules after root canal filling with different root canal sealers. *International Endodontic Journal* 36(12): 922.
181. Siqueira JF, Favieri A, Gahyva SM, Moraes SR, Lima KC, Lopes HP (2000). Antimicrobial activity and flow rate of newer and established root canal sealers. *Journal of Endodontics* 26(5): 274-277.
182. Lacey S, Pitt Ford T, Yuan XF, Sherriff M, Watson T (2006). The effect of temperature on viscosity of root canal sealers. *International Endodontic Journal* 39(11): 860-866.
183. Vermilyea S, De Simon L, Huget E (1978). The rheologic properties of endodontic sealers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 46(5): 711-716.
184. Şen B. (1994). Toz/Likit komponentli kök kanal dolgu maddelerinin değişik Toz/Likit oranlarında kullanılması ile fiziksel ve kimyasal özelliklerindeki değişimlerin incelenmesi. EÜ Sağ Bil Enst, Doktora Tezi, İzmir
185. Sjögren U, Figdor D, Persson S, Sundqvist G (1997). Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *International Endodontic Journal* 30(5): 297-306.
186. Hosoya N, Kurayama H, Iino F, Arai T (2004). Effects of calcium hydroxide on physical and sealing properties of canal sealers. *International Endodontic Journal* 37(3): 178-184.
187. Faria-Júnior NBD, Massi S, Croti HR, Gutierrez JCR, Dametto FR, Vaz LG (2010). Comparative assessment of the flow rate of root canal sealers. *Revista Odontologia* 25(2): 170-173.
188. Ferracane JL (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials* 1(1): 11-14.

189. Bentz DP, Aitcin P-C (2008). The hidden meaning of water-cement ratio. *Concrete international* 30(05): 51-54.
190. Bentz T, Giri BR, Hippler H, Olzmann M, Striebel F, Szöri M (2007). Reaction of hydrogen atoms with propyne at high temperatures: an experimental and theoretical study. *The Journal of Physical Chemistry A* 111(19): 3812-3818.
191. Norman RD, Swartz ML, Phillips RW, Sears CR (1970). Properties of cements mixed from liquids with altered water content. *The Journal of prosthetic dentistry* 24(4): 410-418.
192. Darvell B, Wu R (2011). “MTA”—an hydraulic silicate cement: review update and setting reaction. *Dental Materials* 27(5): 407-422.
193. Onat H. (2013). Farklı Hızlandırıcıların Mineral Trioksit Agregatın Sertleşme Süresi Ve Fiziko-Kimyasal Özellikleri Üzerine Etkileri, Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Saplık Bilimleri Enstitüsü, Konya
194. Shen Y, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M (2015). What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? *Endodontic Topics* 32(1): 47-85.
195. Kleverlaan CJ, van Duinen RN, Feilzer AJ (2004). Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental Materials* 20(1): 45-50.
196. Camilleri J (2008). Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 41(5): 408-417.
197. brochure Well Root ST (accessed december 2017).  
[http://www.vericom.co.kr/english/product/index .htm?&no=76&c\\_no=3&c\\_sub\\_no=.](http://www.vericom.co.kr/english/product/index.htm?&no=76&c_no=3&c_sub_no=)
198. Endoseal (Accessed december 2017).  
[http://endocem.com/maruchi/c\\_eng\\_product/index.php?nia=endoseal\\_mta.](http://endocem.com/maruchi/c_eng_product/index.php?nia=endoseal_mta)

## 10.ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER:

**T.C.Kimlik No:** 28997109780

**Soyadı, Adı:** ÖZALP KOCA Ayşe Tuba

**Uyruğu:** T.C.

**Doğum tarihi ve yeri:** 30.10.1987 - ILGIN

**Medeni hali:** Evli

**Telefon:** +905546911716

**E-posta :** tubaozalp@ktu.edu.tr

dt.tuba@hotmail.com.tr

**Yazışma adresi:** KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı, Trabzon

### EĞİTİM BİLGİLERİ

**Lisans :** Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2013)

**Lise :** Karatay SDMP Anadolu Lisesi (2006)

### AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Araştırma Görevlisi K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi 2014-2017

### YABANCI DİL

İngilizce

### UZMANLIK ALANI

Endodonti