

**T.C.**  
**EGE ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KÖK KANAL PATLARININ VE DOLGULARININ**  
**RADYOPASİTESİ**

**Doktora Tezi**

**Diş Hekimi**  
**Dt. Olgu KOCA**

**DANIŞMAN**  
**Prof.Dr. Bilge Hakan ŞEN**

**İZMİR**  
**2010**



## DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Dt. Olgu KOCA

(İmza)

**Başkan** : Prof.Dr.Bilge Hakan ŞEN

**(Danışman)**

**Üye** : Prof.Dr.Kemal ÇALIŞKAN

**Üye** : Prof.Dr.Güniz Baksı ŞEN

**Üye** : Prof.Dr.Oğuz AKTENER

**Üye** : Prof.Dr. Raif ERİŞEN

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih: .....

## ÖNSÖZ

Tez konumun saptanmasında ve çalışmalarım sırasında değerli fikir ve katkılarıyla yardımlarını esirgemeyen doktora danışmanım Prof. Dr. Bilge Hakan Şen'e,

Tez çalışmalarım sırasında yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. M. Kemal Çalışkan'a, Prof. Dr. Güniz Baksı Şen'e,

Tez aşaması süresince birlikte olduğumuz E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D. ve Endodonti B.D.'nin değerli öğretim üyelerine ayrıca çalışma arkadaşlarıma,

Tez çalışmalarımın radyografi aşamasında yardımlarını ve bilgisini benimle paylaşan Dr. Elif Soğur'a,

Doktora süresi boyunca mesleki anlamda gelişmeye yardımcı olan Prof. Dr. Hüseyin Koca'ya, Dr. Musani M. Franko'ya, Doç. Dr. Ali Gürkan'a, Dr. Senem Savranoğlu'na,

Sıcaklığını ve yardımlarını benden hiçbir zaman esirgemeyen sevgili annem Şaziye Koca'ya, diş hekimi olmam için beni destekleyen babam Dr. Osman Koca'ya, yol arkadaşım Dt. G. Tuğçe Çelenk'e en içten teşekkürlerimi sunuyorum.

İZMİR-2010

Dt. Olgu Koca

## İÇİNDEKİLER

### Sayfa No

ÖNSÖZ .....	iii
TABLOLAR DİZİNİ .....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	x
RESİMLER DİZİNİ .....	x
GRAFİKLER DİZİNİ .....	xiii

## BÖLÜM I

### GİRİŞ VE AMAÇ

## BÖLÜM II

### GENEL BİLGİLER

2.1. Günümüzde Kullanılan Kanal Dolgu Materyalleri .....	4
2.1.1. Güta-Perka .....	5
2.1.2. Kök Kanal Patları .....	7
2.1.2.1. İdeal bir kök kanal patının özellikleri .....	7
2.1.2.1.1. Teknik özellikler .....	7
2.1.2.1.2. Biyolojik özellikler .....	8
2.1.2.1.3. Kullanım özellikleri .....	8
2.1.2.1.4. Fiziksel ve kimyasal özellikler .....	8
2.1.2.2. Kanal Patlarının Sınıflandırılması .....	11
2.1.2.2.1. Çinko oksit öjenol (ZO-E) içeren kanal patları .....	12
2.1.2.2.2. Cam İyonomer İçerikli Kök Kanal Dolgu Patları .....	13
2.1.2.2.3. Kalsiyum Hidroksit Patı .....	14
2.1.2.2.4. Kalsiyum Hidroksit İçerikli Kök Kanal Dolgu Patları .....	15
2.1.2.2.5. Polimer Esaslı Kanal Patları .....	16
2.2. Radyografik Densite .....	21
2.2.1. Alüminyum Penetrometre .....	22
2.3. Radyografik Densite Ölçüm Yöntemleri .....	24

2.3.1. Konvansiyonel Radyografi – Optik Densite Ünitesinin Saptanması ...	24
2.3.2. Dijital Radyografi – Ortalama Gri Değerin Saptanması .....	25
2.4. Görüntüleme Yöntemleri .....	27
2.4.1. Konvansiyonel Radyografi Yöntemi.....	27
2.4.2. Dijital Radyografi Yöntemi.....	29
2.4.2.1. İndirekt Dijital Radyografi Yöntemi.....	32
2.4.2.2. Direkt Dijital Radyografi Yöntemi .....	33
2.4.2.3. Yarı-Direkt Dijital Radyografi Yöntemi.....	34

\_Toc184272260

### **BÖLÜM III**

#### **GEREÇ VE YÖNTEM**

3.1. Kanal Patlarının Densitometrik Ölçümleri .....	37
3.1.1. Metal Halkaların Hazırlanması.....	37
3.1.2. Kanal Patlarının Hazırlanması.....	38
3.1.3. Radyografik Yöntem .....	39
3.1.4. Densitometrik Ölçümler .....	42
3.2. <i>Ex-vivo</i> Çalışma .....	43
3.2.1. Çalışmaya dâhil edilecek dişlerin seçimi.....	43
3.2.2. Kök kanallarının şekillendirilmesi.....	44
3.2.3. Radyografik Yöntem .....	46
3.2.4. Densitometrik Ölçümler .....	49
3.2.5. Pat kalınlığının mikroskopik olarak incelenmesi .....	49

### **BÖLÜM IV**

#### **BULGULAR**

4.1. Metal Halkalara Ait Bulgular .....	53
4.2. Dijital ve Konvansiyonel Görüntüleme Yöntemlerinin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular .....	64
4.2.1. Dijital Görüntüleme Yöntemi .....	65
4.2.2. Konvansiyonel Görüntüleme Yöntemi .....	67

4.3. <i>Ex-vivo</i> Çalışma Sonucunda Elde Edilen Bulgular .....	70
4.3.1.Kanal Patlarının Kesit Seviyelerindeki Kalınlıklarının Değerlendirilmesi.....	73

## **BÖLÜM V**

### **TARTIŞMA**

5.1. Dijital ve Konvansiyonel Görüntüleme Sistemlerinin Radyopasite Açısından Karşılaştırılması .....	81
5.2. 1-mm Kalınlığındaki Kanal Patı Radyopasitelerinin ISO ve ANSI/ADA'ya Göre Yapılan Diğer Çalışmalarla Karşılaştırılması .....	88
5.3. Farklı Kalınlıklardaki Kanal Patlarının Radyopasitesi.....	93
5.4. Kanal Patı İçeriğindeki Materyallerin Radyopasiteye Etkisi .....	97
5.5. <i>Ex-vivo</i> Çalışmaya Ait Bulguların Değerlendirilmesi.....	98

## **BÖLÜM VI**

### **SONUÇ**

ÖZET .....	103
ABSTRACT.....	105
KAYNAKLAR .....	107
ÖZGEÇMİŞ .....	122

## TABLolar DİZİNİ

### Sayfa No

Tablo 1. Kanal patlarının içeriklerine göre sınıflandırılması .....	11
Tablo 2. 7 farklı kök kanal patının farklı pat kalınlıklarındaki, dijital görüntüleme yöntemi ile değerlendirilen ortalama alüminyum eşdeğerleri ve standart sapmaları.....	60
Tablo 3. 7 farklı kök kanal patının farklı kalınlıktaki pat kalınlıklarındaki, konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile değerlendirilen ortalama alüminyum eşdeğerleri ve standart sapmaları .....	62
Tablo 4. Her kanal patının dijital ve konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerlilikleri arasındaki korelasyon .....	64
Tablo 5. Her kanal patının dijital ve konvansiyonel ölçümleri arasındaki istatistiksel bulgular .....	65
Tablo 6. Kanal patlarının dijital görüntüleme yönteminde elde edilen radyopasitelerin karşılaştırılması.....	66
Tablo 7. Dijital görüntüleme yönteminde pat kalınlıklarının radyopasitelerin karşılaştırılması.....	67
Tablo 8. Kanal patlarının konvansiyonel görüntüleme yönteminde elde edilen radyopasitelerin karşılaştırılması.....	68
Tablo 9. Konvansiyonel görüntüleme yönteminde pat kalınlıklarının radyopasitelerin karşılaştırılması.....	69
Tablo 10. Güta-perka provası ile kanal dolgusu ile arasındaki radyopasite farklarının kanal patı cinsine göre dağılımı <b>A</b> : Pozitif fark, <b>B</b> : Negatif fark, <b>C</b> : Eşit.	70



Tablo 11. Kanal patlarının kanal dolgusu öncesi ve sonrası arasındaki Al eşdeğeri açısından radyopasite farklılıklarının kesit seviyelerine göre değerleri. ...	71
Tablo 12. Belirli kesit seviyelerinde, kanal patlarının radyopasite açısından karşılaştırılmasına ait bulgular.....	73
Tablo 13. Kanal patı cinsine göre kesit seviyelerindeki pat kalınlıkları ve standart sapmalar.....	73
Tablo 14. Belirli kesit seviyelerinde kanal patı cinsine göre pat kalınlıklarının karşılaştırılması.....	74
Tablo 15. Tüm kesit seviyelerinde, kanal patı kalınlığı ile radyopasitesi arasındaki korelasyon değerleri .....	75
Tablo 16. Dental literatürde dijital görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerleri.....	95
Tablo 17. Dental literatürde konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerleri.....	96

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Densitenin Formülü. ....	21
Şekil 2. Densitometrik cihazın çalışma şekli .....	24
Şekil 3. Al eşdeğerinin hesaplanmasına ait formül. ....	26
Şekil 4. Dijital görüntünün oluşumu A) x-ışını gölgesi. B) Dijital sensör tarafından tespit edilen görüntü; her kare 1 piksel. C) Bilgisayara aktarılan piksel değerinin sayısal temsili. D) Bilgisayar ekranına yansıyan dijital görüntü .....	31
Şekil 5. Direkt dijital radyografinin aşamaları .....	34
Şekil 6. Yarı direk dijital radyografi aşamaları .....	35
Şekil 7. 2 mm, 6 mm ve 10 mm hizasında açılan çentiklerin görüntüsü .....	45

## RESİMLER DİZİNİ

### Sayfa No

Resim 1. Alüminyum Penetrometre .....	23
Resim 2. Metal halkalar.....	38
Resim 3. Kanal patının insülin enjektörü ile metal halkalara uygulanması .....	39
Resim 4. Ortodontik tel ile hazırlanan işaretler.....	39
Resim 5. Röntgen çekilmeden önceki filmlerin görüntüsü A.Digora B.Okluzal Film .....	40
Resim 6. A. XR 24Pro otomatik banyo makinesi B. Banyo edilen okluzal filmin görüntüsü.....	41
Resim 7. Digora plaklarının ışınlamayı takiben Digora Optime-tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılması.....	41
Resim 8. Densitometre cihazı.....	42
Resim 9. Digora ile alınan filmlerin Image Tool 3.0 programı ile densitometrik olarak değerlendirilmesi.....	43
Resim 10. A. Protaper döner Ni-Ti sistem B. X Smart Endodontik Motor. ....	44
Resim 11. Silikon ölçü materyali içerisindeki dişlerin görüntüsü.....	46
Resim 12. Boş kanal için alınan radyografinin Digora®-Optime tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılmış hali .....	47
Resim 13. Güta-perka provası için alınan radyografinin Digora®-Optime tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılmış hali .....	48
Resim 14. Kanal dolgusu için alınan radyografinin Digora®-Optime tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılmış hali.....	48
Resim 15. Curve expert programı ile Al eşdeğerlerinin hesaplanması. ....	49
Resim 16. İsomat kesme cihazı.....	50

Resim 17. Kesitleri alınan dişlerin görüntüsü. ....	50
Resim 18. X80 büyütmede diş kesitlerinden alınan fotoğraf. ....	51
Resim 19. Vestibül ve lingual yüzeylerden pat kalınlığının ölçülmesi. ....	52

## GRAFİKLER DİZİNİ

### Sayfa No

Grafik 1. Farklı pat kalınlıklarında, dijital görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerlerini gösteren grafik.....	61
Grafik 2. Farklı metal kalınlıklarında, konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerlerini gösteren grafik .....	63
Grafik 3. Kanal patlarının kanal dolgusu öncesi ve sonrası arasındaki Al eşdeğeri açısından radyopasite farklılıklarının kesit seviyelerine göre değerlerini gösteren grafik.....	72

## **BÖLÜM I**

### **GİRİŞ VE AMAÇ**

Endodontik tedavilerin başarısı; kök kanallarının etkin bir şekilde orijinal kurvatürlerine bağlı kalınarak şekillendirilmesini takiben, enfekte doku artıkları ve debrislerden tamamen temizlenmesi, dezenfekte edilmesi ve sızdırmaz bir biçimde doldurulması ile ilişkilidir (18). Kök kanal dolgusunun temel fonksiyonu mikroorganizmaların ve onların toksik ürünlerinin periodontal dokulara ulaşmasını önlemek için kök kanal sistemini bütünüyle tıkamaktır (101). Standart kök kanal dolgusu için yaygın olarak kullanılan yöntem katı bir kor materyali olan güta-perka ile kanal patının birleşimidir (78). İdeal kök kanal dolgu materyalinin sahip olması gereken biyouyumluluk, nemden etkilenmeme, boyutsal stabilite, alerjik reaksiyon yaratmama, mutajenik ve karsinojenik olmama gibi birçok özellik mevcuttur; bunlardan bir tanesi de radyopasitedir (38).

Radyopasite, ağız içinde kullanılan kök kanal patlarının da dâhil olduğu tüm dental materyaller için istenilen bir özelliktir (121). Restoratif ve dental materyaller komşu anatomik yapılardan ayırt edilebilmeleri için de yeterli radyopasiteye sahip olmalıdırlar (28). Kök kanal patlarının radyopasitesi kök kanal tedavisinin kalitesinin değerlendirilmesi ve olası boşlukların saptanması açısından çok önemlidir (5).

Konvansiyonel periapikal radyografi, kanal dolgusunun değerlendirilmesinde kullanılan en yaygın yöntemdir. Bununla beraber dijital görüntüleme yöntemleri de endodonti pratiğinde hızla gelişmektedirler (11, 93).

Radyopasitenin ölçülmesi için önerilen en yaygın yöntem alüminyum penetrometrenin standart bir referans olarak alınmasıdır. Hem Uluslararası

Standardizasyon Teşkilatı (ISO), hem de Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü/Amerikan Dişhekimleri Birliği (ANSI/ADA) dental materyallerin radyopasitesini ölçmek için standardize ettikleri uygulamalarında referans olarak %98 saflıkta alüminyum penetrometrenin kullanılmasını önermişlerdir (3, 53). Alüminyum penetrometre ile okluzal film, kök kanal patlarının da içerisinde olduğu birçok dental materyalin optik densite açısından değerlendirilmesinde kullanılmıştır (53). Higginbotham (47), ile Eliasson ve Hasken (28) optik radyografik densiteyi değerlendirmek için alüminyum penetrometreyi referans alarak ölçümler yapmışlar ve densitometreden elde ettikleri değerleri alüminyum eşdeğerine dönüştürmüşlerdir. Uluslararası Standardizasyon Teşkilatı (ISO) tarafından kök kanal patlarının radyopasitesinin 3 mm alüminyuma eşit veya büyük olması gerektiği belgelenmiştir (4).

Ayrıca kök kanal patınının kor materyali etrafındaki kalınlığı, kendi radyopasitesini ve bununla beraber bütün radyopasiteyi etkileyen bir diğer faktördür. Kök kanal patının kalınlığının, uygulanan kök kanal obturasyon yöntemine göre değiştiği gösterilmiştir (124, 128). Bu çalışmamızda kök kanalı içerisinde apikal-orta ve koronel üçlüdeki kök kanal patı kalınlığının radyopasite ile olan olası korelasyonunu göstermeyi de amaçladık.

Bu standartlar, konvansiyonel radyografik filmlerin, banyo, yıkama ve kurutma işlemleriyle oluşan radyografik görüntülerinin incelenmesine göre oluşturulmuştur (3). Ancak dijital çağın ilerlemesi ile dijital görüntüleme yöntemleri yaygınlaşmaktadır ve kök kanal dolgu materyallerini radyopasitesi için Uluslararası Standardizasyon Teşkilatı (ISO) tarafından belirlenen standartlara dijital yöntemler açısından eklemeler ve modifikasyonlar yapılması gerekmektedir (5).

Bu düşüncelerin doğrultusunda; bu tez çalışmasında piyasada bulunan farklı kök kanal patlarının radyopasitesini konvansiyonel ve dijital radyografi ile karşılaştırıp, farklı kalınlıktaki kök kanal patlarının radyopasiteye olan etkilerini değerlendirmeyi amaçladık.

Çalışmamızın birinci aşamasında farklı kalınlıklardaki kök kanal patının alüminyum eşdeğeri olarak radyopasitesini değerlendirdikten sonra, ikinci aşamada kök kanal dolgusu yapılan dişlerde kanal pat kalınlığının radyopasiteyi ne kadar etkileyebileceğini belirlemeye çalıştık.



## **BÖLÜM II**

### **GENEL BİLGİLER**

#### **2.1. Günümüzde Kullanılan Kanal Dolgu Materyalleri**

Tam bir kök kanal tıkaması sağlama umuduyla birçok kök kanal dolgu tekniği geliştirilmiştir. Geliştirilen en güncel teknikler ya katı bir materyal ve siman, ya da kök kanalının şekline uyan plastik bir materyaldir. Grossman'a (38) göre ideal bir kanal dolgu materyalinde bulunması gereken özellikler şöyle sıralanmıştır:

1. Kolay manipüle edilmeli ve yeterli çalışma zamanı olmalıdır.
2. Büzülme göstermemeli, boyutsal olarak stabil kalmalıdır.
3. Kanalları kompleks anatomisine uygun olarak hem lateral, hem de apikal olarak tıkayabilmelidir.
4. Periapikal dokuları irite etmemelidir.
5. Nemden etkilenmemeli ve poroz olmamalıdır.
6. Doku sıvılarıyla bozulmamalı, korozyon veya oksidasyon göstermemelidir.
7. Bakteriyel büyümeyi engellemelidir.
8. Radyopak olmalı ve radyografta kolayca görülebilmelidir.
9. Diş yapılarını boyamamalıdır.
10. Steril olmalı veya edilebilmelidir.
11. Kanallardan gerektiğinde kolayca uzaklaştırılabilmelidir.

### 2.1.1. Güta-Perka

Güney Afrika'da bulunan Spatoceae ağacı familyasından Isonandra percha ağacının sadeleştirilerek kurutulmuş öz suyundan elde edilen doğal bir organik polimer moleküldür. İlk olarak 1843 yılında Jose D'Almeida tarafından tanıtılmış ve 1800'lü yılların sonlarına doğru diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (67). Minimal toksisite gösteren, minimal doku iritasyonu yapan ve kanalda kaldığı sürede en az alerjik olarak bilinen bir dolgu maddesidir. Apikalden taşkın olan dolgulara bile kanalın temiz ve tıkalı olduğu koşullarda periradiküler dokular tarafından iyi tolere edilebilir. Bununla birlikte, kloroform gibi yumuşatıcı ajanlarla muamele edildiğinde ve ince partikül formu kullanıldığında lokalize bir doku cevabı oluşturabilmektedir (96). Güta-perka'nın ana bileşenleri; Çinko oksit %60–75, Güta-perka %18–22, Baryum sülfat %1,5–17, Pigmentler, iz elementler, rezin ve mum %1–4 (23). Bazı üretici firmalar dezenfektan özellik katmak için güta-perka içeriğine kalsiyum hidroksit, klorheksidin ya da iyodoform gibi antimikrobiyal ajanlar eklemiştir (17, 63, 125).

Kimyasal olarak saf güta-perka iki belirgin farklı kristal şekil gösterir. Bunlar alfa ve beta formlarıdır. Bu formlar materyaldeki ısı değişikliğine bağlı olarak kendi arasında geçiş yapabilir. Piyasadaki birçok ürün beta formundadır, ama yeni ürünler termoplastik yöntemlere uygun olacak şekilde alfa kristalin formda üretilmektedir. Geleneksel güta-perkalar 42–49°C arası ısılarda alfa fazına dönüşürler. Isıtılmaya devam edildiğinde 53–59°C arasında amorf yapı kazanırlar. Bu faz değişiklikleri hacimsel değişimlere de neden olur. Yüksek derecelerde ısıtıldığında güta-perkada daha fazla büzülme meydana gelir. Güta-perkanın yumuşama derecesi 64°C, erime derecesi 100°C, parçalanma ve bozulma derecesi 150°C'dir (36). Güta-perka, kök kanal boşluğundaki düzensizliklere uyumu artırmak için kimyasal çözücülerle

yumuşatılabilir. Bununla birlikte, çözücünün buharlaşmasıyla büzülme olabilir veya çözücü ile yumuşatılan güta-perkanın apikalden taşmasıyla periapikal dokularda iritasyona neden olabilir. Güta-perka mikrobiyal büyümeyi desteklemediği gibi, çinko oksit içeriğinden dolayı kesin bir antimikrobiyal etki gösterir (70, 71).

### **Avantajları**

1. Sıkıştırılabilirlik
2. Toksisitesinin düşük düzeyde olması
3. Boyutsal stabilite
4. Radyopasite
5. Termoplastisite
6. Alerjik olmaması
7. Kimyasal çözücülerle eriyebilme özelliği
8. Çinko oksit içeriği sebebiyle antibakteriyel özelliğidir (23).

### **Dezavantajları**

1. Sertliğinin bulunmaması nedeniyle vertikal ve lateral baskılarda kolayca kıvrılabilmesi
2. Stabil olmaması nedeniyle zamanla kırılabilirlik kazanması ve raf ömrünün kısılması
3. Adeziv özelliğinin olmaması
4. Kimyasal çözücülerle kullanıldığında, çözücünün buharlaşmasına bağlı olarak ortaya çıkan büzülme özelliğidir (23).

### **2.1.2. Kök Kanal Patları**

Kanalların genişletilmesi ve irigasyonundan sonra oluşturulan boşluğun sızdırmaz bir şekilde doldurulması gerekmektedir. Endodontik olarak başarısız olguların yaklaşık %60'ında ana etiyolojik neden apikal sızdırmazlığın sağlanamamasıdır. Kök kanallarının eksik ve yetersiz doldurulması apikal sızıntının oluşmasında önemli rol oynar.

Sızdırmaz bir tıkama yalnızca güta-perka kullanılarak başarılamaz, çünkü güta-perka kendiliğinden dentin duvarıyla arasında bir bağ oluşturmaz. Bu yüzden, kök kanalındaki boşlukları ve düzensizlikleri, yan kanalları ve lateral kompaksiyon sırasında güta-perka konlar arasındaki boşlukları doldurmak ve bunların arasında sıkı bir adaptasyon elde edebilmek için kanal patları da kullanılmaktadır (2). “*Sealer*” adı verilen bu patlar; toz/likit, pat/pat veya sadece pat sistemlerinden oluşan ve karıştırıldıktan sonra yaklaşık 72 saat içinde sertleşen maddelerdir (77).

#### **2.1.2.1. İdeal bir kök kanal patının özellikleri**

##### **2.1.2.1.1 Teknik özellikler**

1. Doku sıvılarında çözünmemeli, nem varlığından etkilenmemeli
2. Dentine ve katı kor materyallere (güta-perka) iyi bağlanmalı
3. Boyutsal olarak kararlı yani stabil olmalı, sertleşme esnasında veya sonrasında büzülme göstermemeli
4. Kanal duvarlarına yapışmalı ve hatta dentin kanallarına penetre olabilmeli
5. Diş dokularında veya yumuşak dokularda renklenmeye sebep olmamalı
6. Gözenek içermemeli ve su absorpsiyonu olmamalı

#### **2.1.2.1.2. Biyolojik özellikler**

1. Steril olmalı
2. Bakterisit veya bakteriyostatik etkiye sahip olmalı
3. Hasta ve dental personelde genel sağlık problemleri veya alerjiler meydana getirmemeli
4. Apikaldeki pulpa ya da periapikal dokulara zarar vermemeli
5. Mutajenik veya karsinojenik olmamalı
6. Periapikal dokulara taşıdığı rezorbe olabilmeli; ancak kanal içinde rezorbe olmamalı
7. İçerdiği cıva, çinko, baryum, bizmut, titanyum gibi maddeler toksik sınır seviyesini aşmamalı (23).

#### **2.1.2.1.3. Kullanım özellikleri**

1. Radyopak olmalı
2. Yeterli çalışma zamanı vermeli
3. Kolayca karıştırılıp kanallara yerleştirilebilmeli ve çözücü maddelerle, ısı ve mekanik enstrümanlarla kolayca çıkarılabilmeli
4. Bozulmadan uzun süre saklanabilmeli (21).

#### **2.1.2.1.4. Fiziksel ve kimyasal özellikler**

**Akıcılık:** Kök kanalının şekillendirilmesinden sonra kanal duvarları üzerinde oluşan düzensizliklerin doldurulmasını sağlayan özelliktir. Akıcı olmayan kök kanal patları bu girintilere giremezken, akıcılığı fazla olan kök kanal patlarının ise periapikal dokulara taşma olasılığı ortaya çıkar (21). Akıcılık; partikül boyutuna, toz/likit

oranına, bileşenlerinin kimyasal aktiviteleri ile sertleşme süresine, ısı ve ortamdaki neme bağlı olarak değişir (115, 120, 125).

**Adeziv özellikler:** Adezyon, iki farklı maddenin moleküller arası çekim kuvvetlerinin etkisiyle birbirilerine tutunmasını sağlayan kuvvettir. Bu bağlantı kimyasal ve fiziksel olmak üzere iki türdür. Kimyasal adezyonda pimer yani intramoleküler bir bağlantıdan söz ederken, fiziksel adezyonda ise, Van der Waals kuvvetleri rol oynar ve intermoleküler bir bağlantı söz konusudur. Adezyondaki problemler endodontik tedavilerde başarısızlığın en önemli nedenlerinden biri olan koroner ve/veya apikal mikrosızıntıya neden olacaktır. İki katı maddenin birbirilerine tutunmaları çok zordur. Bu nedenle iki madde arasında geniş bir temas yüzeyi oluşturmak için mikroskobik düzeydeki yüzey düzensizliklerinin arasına girecek akışkan bir madde kullanmak zorunluluğu vardır. Akışkan maddenin bu davranışına ıslatma özelliği denir. Islatmanın miktarını akışkan ile katı madde arasındaki temas açısı belirler. Temas açısı ne kadar küçükse, akışkan maddenin katı madde üzerindeki düzensizlikleri bütünüyle doldurması o kadar kolay olacaktır.

Adezivin molekülleri, katı maddenin molekülleri tarafından intramoleküler bağlantıdan daha büyük bir kuvvet ile çekiliyorsa adeziv katı madde üzerinde tamamen yayılacak ve temas açısı  $0^\circ$  olacaktır. Temas açısı ne kadar küçükse, akışkan maddenin katı madde üzerindeki düzensizlikleri bütünüyle doldurması o kadar kolay olacaktır (19). Katı dolgu maddesi olan güta-perkaların kanal duvarına adaptasyonu çok yetersiz olduğundan hermetik bir obturasyon için kanal patlarının kullanılması gerekmektedir. Bu yüzden kullanılan kanal patlarının dentini ıslatma yeteneğinin ve adeziv özelliklerinin iyi olması sızdırmazlığın sağlanmasına yardımcı olacaktır (79).

**Çözünürlük ve abzorpsiyon:** 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. Değişik kimyasal maddelerin çözünürlük sınırları farklıdır. Kök kanal patlarının toz kısımları birçok farklı kimyasal maddeden oluşmuştur. Toz likitle karıştırıldıktan sonra kısmen eriyerek matrise bağlanır ve belirli bir zaman aralığında kanal patının sertleşmesiyle matris içinde asılı kalır (106).

Koroner sızıntı; koroner dolguların yetersizliği, diş veya dolgudaki kırık ve çatlak sonucu oral sıvıların, 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, yapıdaki çatlaklardan veya ana kitleden erime şeklinde gerçekleşebilir (57).

**Film kalınlığı:** Film kalınlığı kanal patının belirli bir yük altında gösterebileceği minimum kalınlıktır. Bu kalınlık teorik olarak tozun en yüksek partikül boyutuna eşdeğer olmalıdır. Toz partikülleri karıştırma sırasında likit fazla eriyerek küçülmekte ve pat uygulanırken ezilmektedir. Partikül boyutları yaklaşık olarak 75 µm olan bir patın kalınlığı 35 µm olarak saptanmıştır (83). Film kalınlığı ne kadar az olursa kanal patı kök kanalı içerisindeki boşluklara, düzensizliklere hatta dentin kanallarına bile nüfuz edebilir (32). Tozun partikül boyutu ile patın film kalınlığı arasında bir ilişki saptanamamış, fakat film kalınlığının fazla olmasının kanal boşluğuna gütaperkanın yerleştirilmesini engellediği belirtilmiştir (76). Gütaperkanın çevresinde yer alan kanal patının kalınlığı radyopasiteye etki etmektedir, dolayısıyla kök kanal dolgusunun radyopasitesi de etkilenmektedir. Weis ve ark. (124), pat kalınlığının doldurma tekniğine bağlı olarak 2,2–47,6 µm arasında

değiştirdiğini bildirmişlerdir. Wu ve ark. (128) ise pat kalınlığının güta-perkanın soğuk lateral kompaksiyonu sonrası apikal üçlüde kanal patı kalınlığının 20–300 µm arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Ayrıca bu çalışmada kanal patının kalınlığının, tek bir ana kon ile kullanıldığı tek kon yönteminde artabileceğine değinmişlerdir.

#### 2.1.2.2. Kanal Patlarının Sınıflandırılması

Kök kanal dolgu patları çeşitli araştırmacılar tarafından genelde içeriklerine göre farklı şekilde sınıflandırılmıştır. Grossman (39), kök kanallarının doldurulmasında kullanılan materyalleri dört grup altında toplamıştır: Simanlar, patlar, plastikler ve katı materyaller.

Ancak daha sonra diğer yazarlar daha çok içeriklerine göre farklı sınıflamalar yapmıştır (Tablo 1).

<b>Çalışkan (23)</b>	<b>Alaçam (2)</b>	<b>Weine (123)</b>	<b>Spanberg (18)</b>
Çinko oksit öjenol içerikli patlar	Çinko oksit öjenol içerikli patlar	Çinko oksit öjenol içerikli patlar	Çinko oksit öjenol içerikli patlar
Kalsiyum hidroksit içerikli patlar	Paraformaldehit içerikli patlar	Kalsiyum hidroksit içerikli patlar	Kalsiyum hidroksit içerikli patlar
Cam iyonomer içerikli patlar	Polimer yapıdaki patlar	Cam iyonomer içerikli patlar	Cam iyonomer içerikli patlar
Plastik içerikli patlar	Rezorbe olabilen patlar	Formaldehit içerikli patlar	Formaldehit içerikli patlar
Poliketon içerikli patlar	Kalsiyum hidroksit içerikli patlar		Polimerler
Rezin esaslı kök kanal patları	Cam iyonomer içerikli patlar		

**Tablo 1.** Kanal patlarının içeriklerine göre sınıflandırılması.



### 2.1.2.2.1. Çinko oksit öjenol (ZO-E) içeren kanal patları

Çinko oksit öjenol içerikli kök kanal dolgu patları, genelde toz ve likit olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Toz, çinko oksit ağırlıklı olup içine radyopak maddeler ve rezin eklenmiştir. Likidin esasını öjenol oluşturmaktadır. Bazı çinko oksit öjenol içerikli patların likitine pata yapışma özelliği kazandıran Kanada balzamu eklenmiştir. Bugün endodontide kök kanal dolgu materyali olarak kullanılan patların büyük çoğunluğunun içerisinde ana bileşen olarak çinko oksit öjenol bulunmaktadır. Çinko oksit öjenol, çinko oksit öjenolat kristalleri matrisi arasına gömülmüş ve sertleşmiş çinko oksit kristalleri oluşturarak donan bir bileşiktir (2).

ZO-E esaslı kanal patlarının ortak özellikleri, nemsiz ortamda yavaş sertleşmeleri ve kolay şekil verilebilmelidir. Sertleştikten sonra hacimsel değişimlerinin az olduğu ve bu yüzden apikal örtücülüklerinin iyi olduğu iddia edilmektedir (106). Sertleşme reaksiyonu, öjenolün karıştırıldıktan sonra çinko oksit partiküllerini ıslatması ile gerçekleşir. Bu olayın başlaması için ortamda az da olsa su moleküllerinin bulunması gerekmektedir. Çinko oksit öjenol içerikli kök kanal dolgu patları öjenol ve çinko oksidin dokularda çözünmesinden dolayı zamanla bir miktar hacim kaybına uğrarlar. Hacimsel değişimleri az olduğundan apikal sızdırmazlıklarının iyi olduğu bilinmektedir (18).

Wach patı, Rickert's patı, Proco-Sol, Grossman patı, Kerr pulp canal sealer, Tubli-seal, Roth 501 ve 801 patı, N2 patı, Endomethasone patları bu gruptadır (23). Pulp Canal Sealer patı tozu, %25–30 gümüş tozu, %50–60 çinko oksit içermektedir. Tozda ayrıca timol iyodür bulunmaktadır. Likidinde ise 4-Alil-metoksifenol ile Kanada balzamu bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmada (5), tozunda bulunan gümüş ve çinko oksidin radyopasiteyi arttırdığı bulunmuş ve radyopasitesi ISO standartlarının gerektirdiği 3 mm Al eşdeğerine, eşit ya da daha yüksek bulunmuştur.

Higginbotham (47) yaptığı çalışmada, okluzal film üzerinde Al penetrometre kullanmadan radyopasite değerlendirmesi yapmış ve optik densitometre ile fotografik densiteyi ölmüştür. Çinko asetat eklenmiş veya eklenmemiş Kerr Antiseptik Pulp Canal Sealer'ın densitesini 0,55 olarak bulmuş ve diğer patlar arasında radyopak olarak değerlendirmiştir. Diğer bir çalışmada (8) ise Kerr PCS'nin radyopasitesi 8.01 mm-Al olarak ölçülmüştür. Aynı çalışmada çinko oksit öjenol simanın radyopasitesi ise 5.48 mm-Al olarak saptanmıştır. Çinko oksit öjenol içeren kanal patlarının toz/likid oranlarının, patların özelliklerine olan etkisin incelendiği bir çalışmada (14), PCS patının toz/likit oranının arttırılmasının radyopasiyeyi olumlu yönde etkilediği bulunmuştur.

#### **2.1.2.2.2. Cam İyonomer İçerikli Kök Kanal Dolgu Patları**

Cam iyonomer simanlar 1970'lerin başında geliştirilmiştir (127). Cam iyonomer içerikli kök kanal dolgu patlarının mine ve dentinin hidroksilapatitine kimyasal olarak bağlanmaları, biyoyumlulukları, flor salımları ve antibakteriyel özellikleri, son yıllarda kullanımlarını gündeme getirmiştir (91). Bu patların mekanik özelliklerinin iyi olmasına rağmen, gözenek varlığında örtüleme kapasitesinin azaldığı görülmüştür. Cam iyonomer kökenli patların temel sorunları sızıntıdır. Sızıntının nedeni sertleşme sırasında neme hassas hale gelmesinden kaynaklanmaktadır (39).

Endion (Voco Cuxhaven, Almanya) ve Ketac-Endo cam iyonomer içerikli kanal patlarındandır. Bu gruptaki Ketac-endo uzun yıllardan beri endodonti pratiğinde kullanılmaktadır. Ketac-endo geleneksel cam iyonomer içerikli kanal patlarına göre daha uzun bir çalışma süresi ve daha yüksek bir radyopasiteye sahiptir (23). Cam iyonomer esaslı kök kanal dolgu patı olan Ketac-Endo piyasada kapsül

sekinde bulunmakta ve içeriğinde toz olarak; kalsiyum volframat, silisilik asit, kalsiyum alüminyum lantanyum, floro silika camı ve pigmentler, likid olarak; akrilik asit/maleik asit, kopolimer, tartarik asit ve su bulunmaktadır (24).

Endion da cam iyonomer esaslı bir kanal patıdır ve içeriğinde Ca-Al-F silikat partikülleri ile poliakrilik asit içermektedir. Görduysus ve Avcu'nun yaptığı çalışmada (37) Endion standart metal disklerde 6,09 mm-Al, akril bloklarda tek başına kullanımında 6,83 mm-Al, güta-perka ile beraber kullanımında 6,24 mm-Al radyopasite değerleri ile ISO standartlarının üzerinde olduğunu bildirmişlerdir.

#### **2.1.2.2.3. Kalsiyum Hidroksit Patı**

Kalsiyum hidroksit (KH) 1940 yılından bugüne kadar saf su, kafurlu monoklorfenol, kafurlu paraklorfenol, trikalsiyum fosfat, iyodoform ve gliserin ile karıştırılarak kök kanal dolgu patı olarak endodontide yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. KH içerikli kök kanal dolgu patlarına radyopak maddeler, çinko oksit ve rezin gibi maddeler eklenmiştir (2). Patın içeriğindeki KH nedeniyle terapötik etkisi olduğu ileri sürülmektedir. Patın terapötik etkisinin olabilmesi için çözünmesi ve Ca<sup>++</sup> ile OH<sup>-</sup> iyonlarına ayrılması gerekmektedir. Bu da pat miktarında kayba neden olur (18). Bu durum patın teknik özelliklerini yani yapısal bütünlüğünü etkiler ve sızıntı testlerinde olumsuz sonuçlar alınmasına neden olabilir.

KH kök kanal tedavisinde kolay preparasyon, alkalen pH, rezorptif defektlerde lokal çevre faktörlerini, iyileştirme açısından ideal şartlara çevirme, kök kanal sistemi dışına çıkınca kolay rezorbe olabilme, sert doku oluşumu ve birikimi açısından uygun koşulları sağlama gibi avantajları nedeniyle kullanılmaktadır (2). KH beraberinde getirdiği birçok avantajına rağmen, hazırlanan patlarda diğer

bileşenlerin yararlı etkiyi nötralize etmesi ve KH'nin kanal içinde rezorbe olma özelliğinin bulunması iki önemli dezavantajdır (2).

#### **2.1.2.2.4. Kalsiyum Hidroksit İçerikli Kök Kanal Dolgu Patları**

Bu gruba ait örnek kök kanal dolgu patları şunlardır: Sealapex, Biocalex, Acroseal, CRCS (Calcibiotic Root Canal Sealer), Sealer 26, Apexit ve Apexit Plus. Sealapex, biyolojik özellikleri ve apikal örtüleme kapasitesi iyi olan KH bazlı bir pattır (25, 49, 60). Sealapex'in yapısında kalsiyum oksit, bizmut trioksit, çinko oksit, sub-mikron silika, titanyum dioksit, çinko sterarat, trikalsiyum fosfat, etil-tolüen sulfon amit, metil metilen salisilat rezin, izobutil salisilat ve pigmentler bulunmaktadır. Caicedo ve von Fraunhofer'in yaptığı çalışmada (13) CRCS, Sealapex ve Procosol patlarının özelliklerini incelemişler, radyopasite değerlendirmesinde CRCS en yüksek, Sealapex ise en düşük radyopasite değerini vermiştir. Sealapex yapısında daha yüksek konsantrasyonda baryum sülfat bulunmasına rağmen radyopasitesi Procosol'den daha düşük bulunmuştur. %100 nem ortamında uzun süreli saklama koşullarında Procosol ve CRCS'nin radyopasitesi etkilenmemiştir, Sealapex'in ise 3 haftalık sürede radyopasitesinde artış gözlenmiştir, bunun nedeni ise başlangıçta Sealapex'in yapısında bulunan boşluk konsantrasyonunun daha sonra azalması ve ortadan kaybolmasıdır (13). Üretici firma Sealapex'in formülüne bizmut trioksit ilave edilerek modifiye edilmesi ile radyopasitesinin ve raf ömrünün uzadığını belirtmiştir (109).

Guerreiro-Tanomaru ve ark. (42) yaptıkları çalışmada Sealapex'in yeni formülüne eklenen bizmut trioksit sayesinde eski formülüne oranla radyopasitesinin daha iyi olduğunu ve 6,1 mm-Al'ye eşdeğer olduğunu bulmuşlardır. İki KH bazlı kanal patının karşılaştırıldığı bir çalışmada, Acroseal'in radyopasitesinin (1,95 mm-

Al) Sealpaex'e oranla daha az olduğu bulunmuş ve bu sonuca Acroseal'in formülünde bulunan bizmut subkarbonatın neden olduğunu düşünülmüştür (109). Bodrumlu ve ark. (9), Sealapex, Ketac-Endo, Epiphany, ve AH 26 kanal patlarını radyopasite açısından değerlendirmişler ve Sealapex'i en radyopak kanal patı (11,27 mm-Al) olarak bulmuşlardır. Başka bir çalışmada ise Sealapex'in radyopasitesinin düşük olmasının, içerdiği KH oranı yüzünden olabileceği düşünülmüş ve radyopasitesi (1,6 mm-Al) klinik kullanım için uygun bulunmamıştır (108). Kuga ve ark. (56) Sealapex'in radyopasitesini arttırmak için iyodoformun bu pata ilave edildiğini bildirmişlerdir.

#### **2.1.2.2.5. Polimer Esaslı Kanal Patları:**

Endodontiden farklı tipte polimerlerden oluşan kanal patları kullanılmaktadır. Poliketon bazlı Diaket (3M Espe, Seefeld, Almanya), epoksi rezin bazlı AH 26 ve AH Plus (DeTrey Dentsply, Konstanz, Almanya), polihidroksi-etil metakrilat bazlı Hydron (NPD Dental System Inc, New Brunswick, NJ, ABD) ve polimetilsiloksan bazlı RoekoSeal (Coltène/Whaledent, Langenau, Almanya), GuttaFlow (Coltène/Whaledent), EndoRez (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT) bu gruptaki patlardan bazılarıdır. Bu patlar içinde yaygın olarak kullanılan patlardan biri 1952 yılında piyasaya sürülen Diakettir. Poliketon taşıyıcıda bulunan bir polivinil reçine içerir. Sertleşme reaksiyonu sonucunda çinko oksit tozu ile diketon arasında reçine destekli şelat bağları oluşmaktadır.

Diaket, polivinil yapısında, oldukça yapışkan ve diş yapılarına kuvvetli bağlanan bir kanal dolgu patıdır. Sertleşirken hacim kaybına uğramayan, yumuşak dokuyu irrite etmeyen ve kanaldan uzaklaştırılması kolay olan bu materyalin dezavantajı sertleşme zamanınının kısa olmasıdır. Bununla birlikte, kan, nem ve doku

sıvılarından etkilenmeyen ve bakteriyostatik bir materyaldir (2). Bu patın toz içeriğini %97 çinko oksit, %3 bizmut fosfat; likitini %76 propioniasetofenon, %23 vinil kopolimer, %0,5 diklorofen, %0,2 trietanolamin oluşturmaktadır. Diaket'in yapısındaki çinko oksit ve bizmut fosfat radyopasiteyi sağlayan ana materyallerdir. Higginbotham (47), Diaket'in radyografik densitesini Al eşdeğerine dönüştürmeden optik densitometrede değerlendirerek 0,75 olarak bulmuştur. Beyer-Olsen ve Ørstavik (8), tozları aynı, fakat likit lot numarası farklı olan 2 adet Diaket'in radyopasitesini değerlendirmiştir. Diaket'i 4,41 mm-Al, Diaket A'yı ise 4,45 mm-Al olarak ölçmüşlerdir. Görduysus ve Avcu'nun yaptığı çalışmada (37) Diaket her iki çalışma grubunda da en az radyopasiteyi göstermiş (1,29 mm-Al, 2,55 mm-Al) ve Al eşdeğeri olarak ISO'nun belirlediği radyopasite standartlarının ( $\geq 3$  mm Al) altında bulunmuştur. Güta-perka ile beraber kullanıldığında ise radyopasiteyi arttırmıştır.

Taşdemir ve ark. (112) yaptıkları çalışmada ise, çeşitli kanal patları dijital görüntüleme teknikleri ile değerlendirilmiş ve Diaket (6,5 mm-Al) ile diğer kanal patları ISO standartlarının gerektirdiği radyopasite değerini aşmışlardır. Baksı ve ark. (5) ise Diaket'in, simüle edilmiş kanallarda güta-perka ile kullanıldığında radyopasiteyi arttırdığını bulmuştur. Bir diğer çalışmada ise Diaket'in, hem konvansiyonel görüntüleme tekniği, hem de dijital yöntem ile radyopasite değerlendirmesi yapılmış ve ISO standartlarının ( $\geq 3$  mm Al) altında bulunmuştur (4).

Epoksi rezin esaslı kanal patları da AH 26 ve AH Plus'tır. İlk defa Schroeder (1957) tarafından piyasaya sunulan AH 26 kök kanal dolgu patı epoksi rezin içerikli bir pattır. Tozunda %10 gümüş, %60 bizmut oksit, %25 heksametilentetramin ve %5 titanyum oksit; likitinde ise bisfenoldiglisid eter bulunmaktadır. AH 26 diğer patlar gibi ilk karıştırıldığında çok toksiktir (81, 98). Toksisitesi sertleşmeye başladığında

hızla düşer. 24 saat sonra toksisitesi diğer kök kanal dolgu patlarına göre en düşük oranda bulunmuştur (18).

Bisfenoldiglisid eterin, bir katalizör olan hekzametilentetraminle birleşerek polimerize olması sırasında formaldehit açığa çıkar ve açığa çıkan formaldehit antiseptik etki gösterir. Günümüzde, AH 26'nın epoksi-amin kimyası korunarak, renkleşme eğilimi ve formaldehitin açığa çıkışı elimine edilerek AH Plus geliştirilmiştir. Yeni formülde titanyum dioksit bulunmamaktadır ve hekzametilentetramin %25'den %20'ye düşürülmüştür (100). AH Plus çift pat sistemi ile piyasaya sürülmüştür.

Pat A (epoksi patı) içeriğinde diglisidil-bisfenol-A-eter, kalsiyum tungstat, zirkonyum oksit, aerosol, demir oksit ve pigment bulunurken, Pat B (amin patı) içeriğinde ise, 1- adamantan amin, NN-dibenzil-5-oksanonandiamin-1,9, TCD-Diamin, kalsiyum tungstat, zirkonyum oksit ve silikon yağı bulunmaktadır.

AH Plus kök kanal patının, AH 26'ya oranla artmış radyopasitesi, kısaltılmış donma süresi, düşük çözünürlüğü ve daha iyi bir akıcılığı vardır (112). AH Plus kök kanal patı zirkonyum oksit ve demir oksit içerir ki bu materyaller daha iyi radyopasite değerleri vermesini sağlar (110). Taşdemir ve ark. (112) 2008'de yapmış olduğu çalışmada AH Plus'ın radyopasite değeri 10,41 mm-Al gibi yüksek bir değer bulunmuştur. Radyopasiteyi konu alan birçok çalışmaya AH Plus kanal patı dâhil edilmiş ve radyopasite değerleri ISO standartlarının çok üzerinde bulunmuştur. Carvalho-Junior ve ark. (15) 11,2 mm-Al, Tanomaru-Filho ve ark. (110) 9,8 mm-Al, Tagger ve Katz (107) ise 9,0 mm-Al eşdeğerini saptamışlardır. Ayrıca, Guerreiro-Tanomaru ve ark. (41) yaptıkları çalışmada AH Plus'ın radyopasitesini 16 mm-Al eşdeğer bulmuşlar ve bunun içeriğindeki zirkonyum oksite bağlı olabileceğini düşünmüşlerdir. Görduysus ve Avcu (37) standart disk ve simüle edilen kanallarda

yaptıkları radyopasite çalışmasında AH Plus kanal patını en radyopak kanal patı olarak bulmuşlardır. Resende ve ark. (87) da AH Plus'ı radyopasite değeri en yüksek kanal patı olarak bulmuştur (6,06 mm-Al).

GuttaFlow son dönemde endodonti pratiğinde kullanılan enjekte edilebilen bir kanal patıdır. İçeriğinde güta-perka tozu, polidimetilsiloksan, silikon yağı, parafin yağı, platin katalizör, zirkonyum dioksit, renklendirici bulunmaktadır. Ayrıca koruyucu olarak güta-perka tozuna eklenmiş nanometre düzeyinde gümüş partikülleri içermektedir (112). GuttaFlow'u içerisine alan literatürde pek fazla radyopasite çalışması yoktur. Taşdemir ve ark. (112) röntgen aşamasında dijital sensör kullandıkları çalışmalarında GuttaFlow'un radyopasitesini 4,9 mm-Al eşdeğeri olarak ölçmüşler ve ISO standartlarını sağladığını bildirmişlerdir. Baksı ve ark. (4) konvansiyonel ve dijital görüntüleme yöntemlerinin her ikisini de dâhil ettikleri çalışmalarında GuttaFlow'un ODU değerini 6,13 mm-Al olarak ölçerlerken MGV değerini ise 5,84 mm-Al olarak ölçmüşlerdir.

Endodontide yeni yer bulan Epiphany-Resilon kök kanal dolgu sistemi, temelde bir kanal dolgu patı ve bir kanal dolgu materyali içeren rezin esaslı bir sistemdir. Epiphany (Pentron Clinical Technologies, LLC, Wallingford, CT, USA) dual-cure özelliğinde olan rezin kompozit esaslı bir kanal dolgu patıdır. İçeriğinde BisGMA, etoksilat BisGMA, üretan dimetakrilat, hidrofilik difonksiyonel metakrilatların yanı sıra doldurucu olarak kalsiyum hidroksit, baryum sülfat, baryum glass, bizmut oksiklorit ve silika içerir. İçeriğinin %70'ini doldurucular oluşturmaktadır (6). Epiphany sistemi ile oluşturulan monoblok sayesinde endodontik tedavi nedeniyle zayıflayan diş yapısının kuvvetlendiği gösterilmiştir (94).



Epiphany patının önerilen American National Standard/American Dental Association (ANSI/ADA) standartlarına uygunluğu değerlendirilmiştir (116). Bodrumlu ve ark. (9) yaptıkları çalışmada, densitometrik analiz yöntemini kullanarak Epiphany patını standartların üzerinde 10,35 mm-Al eşdeğeri ile radyopak bir pat olarak değerlendirmişlerdir. Aynı çalışmada en radyopak pat ise Sealapex (11,27 mm-Al) olarak belirlenmiştir Epiphany, diğer bir çalışmada ise 8,20 mm-Al eşdeğeri ile ISO standartlarının üzerinde bulunmuştur (112). Digora (Soredex Orion Corp, Helsinki, Finlandiya) dijital görüntüleme yöntemi ile yapılan başka bir çalışmada 8,0 mm-Al (15), Gendex (Gendex Dental Systems, Milan, İtalya) dijital görüntüleme yöntemi ile ise 7,34 mm-Al (86) bulunmuştur.

Epiphany ve Epiphany SE'nin dâhil edildiği başka bir çalışmada Epiphany'nin radyopasitesi 4,40 mm-Al, Epiphany+inceltici rezin birleşiminin 4,88 mm-Al, Epiphany SE'nin ise 5,57 mm-Al olarak ölçülmüştür. Epiphany ve Epiphany SE baryum süfat, silika ve bizmuta eklenen silan uygulanmış baryum-borosilikat cam içermektedir. Aynı kompozisyona sahip olmalarına rağmen Epiphany SE'nin radyopasitesinin daha fazla olmasının sebebi, bileşiğe Ca-Al-F-silikat eklenmiş olması yüzündendir (87). Epiphany inceltici rezin, doldurucu içermez ve Epiphany patının vizkozitesini ayarlamak için kullanılır ve radyopasiteye herhangi bir etkisi yoktur (69).

EndoRez, üretan dimetakrilat rezin (UDMA) bazlı bir kanal patıdır. Hidrofilik özelliği sayesinde kök kanal duvarlarının derinliklerine kadar penetre olabilirken güta-perka içerisine penetre olamaz (130). Üretici firma EndoRez'in hidrofilik özelliğinden daha fazla yararlanılabilmesi için çok az nemlendirilmiş kanal duvarlarında kullanılmasının daha kullanışlı olabileceğinden bahsetmiştir (50). Carvalho-Junior ve ark. (15) yaptıkları çalışmada EndoRez'in radyopasitesini 6,6

mm-Al ölçmüşlerdir ve UDMA'nın radyopasitesini sağlayan en önemli etken olduğunu bildirmişlerdir. Tanomaru-Filho ve ark. (110) ise 7,2 mm-Al değeri ile EndoRez'i radyopak bir kanal patı olarak değerlendirmişlerdir.

## 2.2. Radyografik Densite

Işınlanmış ve banyosu yapılmış bir filmin koyuluk derecesine radyografik densite denir (22, 34, 35, 84, 114). Film üzerinde belli bir alana ulaşan ve abzorbe edilen radyasyon miktarı olarak tanımlamaktadır. Film tarafından abzorbe edilen ışık miktarı ne kadar fazla ise, bölgenin koyuluğu da o oranda fazla olacaktır. Filmde beyaz olarak gözlenen ve radyopak olarak adlandırılan bölgeler X-ışınının tutulduğu dokulardır. Doku ne kadar yoğunsa oluşan görüntü o kadar fazla radyopak (ışın tutan); yoğunluk ne kadar düşükse görüntü o kadar çok radyolüsentir (ışık geçiren). Radyografik densite değerinin yüksek olması filmin koyuluğunu, koyuluğu az olan filmlerin ise densite değerlerinin düşük olduğunu anlatmaktadır (7, 59). Densite; bir objeye gelen ışık ünitesinin, filmde geçen ışık ünitesine oranının on tabanına göre logaritmik ifadesidir (Şekil 1). Logaritma olarak ifade edilmesinin nedeni, logaritmalardan çok küçük bir ölçü aralığındaki farklılıkları ortaya koyabilmesidir.

$$\text{Densite} = \frac{\text{Gelen ışık şiddeti}}{\text{Geçen ışık şiddeti}} \quad \text{Log}_{10} = \frac{I}{T}$$

**Şekil 1.** Densitenin Formülü

Radyografik densitenin ölçümü, aynı zamanda filmin hem koyuluk, hem de opasitesinin ölçümüdür. Densite değeri klinikte rutinde kullanılan intraoral filmlerde 0,5–2,5 arasındadır. Densitenin numerik değeri arttıkça filmin koyuluk derecesi de artar. Filmi ışınlama süresi arttıkça filmin görsel densitesi dolayısıyla koyuluk derecesi artar. 0,5 ile 2,5 arasında kabul edilen densite aralığına dental diagnoz yönünden “yararlı densite aralığı” denir. 0,5 değerinin altındaki değerlerde film çok beyaz (soluk), 2,5 değerinin üstünde ise siyah (çok koyu) olduğu için diagnostik açıdan faydasızdır. Konvansiyonel filmlerde densitometre aracılığı ile ölçülen bu değere optik densite ünitesi (ODU) adı verilir.

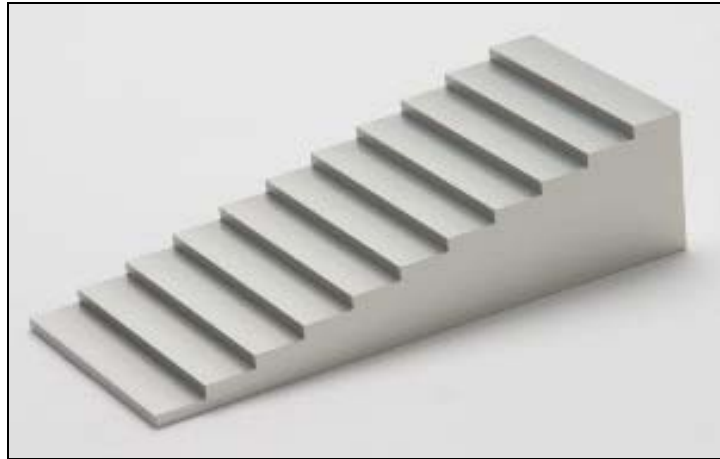
Radyografik densite; nesnenin densite kalınlığı, ışınlama süresi, röntgen cihazının kilovolt (kVp) ve miliamperi (mA), film ve ekstra-oral teknik ise kaset hızı, birinci ve ikinci banyoda bekleme süresi, ışın kaynağı - film mesafesi gibi çok sayıda faktörlerden etkilenmektedir (22, 34, 35, 84, 114).

Diagnostik açıdan uygun densitede bir film için temel belirleyici, miliamper ve ışınlama süresidir. Miliamper (tüp akımı), röntgen tübünde katottan anota akan elektronları kontrol eder. Bir saniyede akan elektron miktarı ne kadar fazla ise üretilen radyasyon miktarı da o kadar fazladır. Benzer şekilde ışınlama süresi ne kadar uzun ise üretilen radyasyon miktarı da o kadar fazla olacaktır. Işın süresi ve miliamper çarpıldığında miliamper-saniye (mAs) elde edilir. Miliamper ve ışınlama süresi birbirinin yerine geçebilecek faktörler olarak değerlendirilir. Işınlama süresini, mA'yı ya da her ikisini birlikte değiştirmek radyografik densitede değişikliklere yol açar.

### **2.2.1. Alüminyum Penetrometre**

Işınlama parametrelerine ve banyo işlemlerine bağlı olarak değişiklik gösteren densite farklılıklarını ortadan kaldırmak ve radyografik görüntüleri objektif olarak

yorumlayabilmek için *step-wedge* (penetrometre) kullanılır (Resim 1). Penetrometre, üniform bir materyalden elde edilir. Kalınlığı eşit olarak artan basamaklar şeklindeki bir metalden üretilen penetrometre, görüntülenecek obje ile birlikte ışınlanır. Böylece, objenin densitesini metalin kalınlığı cinsinden ifade etmek ve materyalin yoğunluğu ile objenin yoğunluğu arasında bir karşılaştırma yapmak ve obje densitesini materyalin kalınlığı cinsinden tanımlamak mümkün olur. Kemik dokusunun değerlendirilmesinde referans olarak kullanılacak penetrometrenin üretiminde alüminyum (Al) kullanılması önerilir. Alüminyumun önerilme nedeni, bu materyalin ışınları abzorbe etme ve yansıtma özelliklerinin alveolar kemikle benzer olmasından kaynaklanır. Homojen ve kolay işlenebilir olması da kullanımında ve üretiminde avantaj sağlamaktadır. Densitometrik analizlerde kemik ve referans objenin Al yoğunlukları karşılaştırılarak analiz gerçekleştirilir (22, 34, 35, 84, 114).



**Resim 1.** Alüminyum Penetrometre

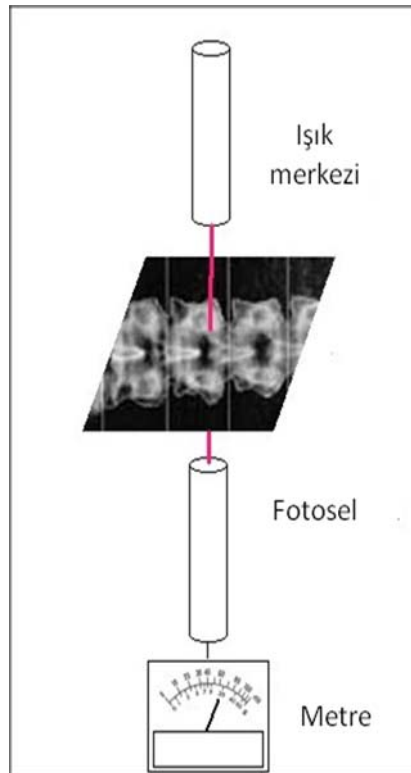
Kök kanal patlarının radyopasitesinin belirlenmesinde kullanılacak ISO tarafından önerilen standartta penetrometrenin %99,5 saflıkta alüminyum materyali kullanılarak üretilmesi zorunludur (53). Ancak bu saflıktaki alüminyum metali

yumuşak ve işlemleri zor olduğu için penetrometre üretimine elverişli değildir. Bu nedenle alüminyum alaşımının içine, penetrometreyi daha kolay ve boyutsal olarak daha hassas üretebilmek için düşük oranlarda (%0,5–1) bakır ve demir elementi de ilave edilmesi önerilmiştir (75).

### 2.3. Radyografik Densite Ölçüm Yöntemleri

#### 2.3.1. Konvansiyonel Radyografi – Optik Densite Ünitesinin Saptanması

Konvansiyonel radyografilerde densite, densitometre adı verilen cihazlar ile ölçülür. Densitometre cihazı, radyografilerin içinden geçen ışık oranını (materyallerin optik densitesini) kantitatif olarak ölçer. Densitometre cihaz temel olarak fotoelektrik bir hücreye doğrutulmuş bir ışık merkezini içerir. Işık merkezinden çıkan ışın, densitesi ölçülmek istenilen materyalden alınan radyografi üzerinden geçirilerek optik densitenin derecesi nümerik olarak ölçülür (Şekil 2).



Şekil 2. Densitometrik cihazın çalışma şekli

Densitometre cihazının kalibrasyonu, yoğunluğu doğrudan okuyabilecek şekilde ayarlanmıştır. Ayrıca kalibrasyon, densitesi sabit bir değere ayarlı görsel filtre ile manüel ya da otomatik olarak yapılır. Hastadan farklı zamanlarda alınan radyograflerin densitometrik değerlendirilmesinde standardizasyonun sağlanması gerekir. Bu amaçla ışınlama parametreleri ve banyo işlemlerinin standardizasyonu da zorunludur. Ancak şehir akımındaki anlık voltaj değişikliklerinden dolayı standart parametrelerle yapılan işlemlerde bile eşdeğer densitede görüntü elde etmek zordur. Benzer şekilde film banyosu sırasında da solüsyonlarının ısısından ve/veya tazeliğinden kaynaklanan sapmalar sonucu radyografik densite değerlerinin saptanmasında farklılıklar ortaya çıkabilmektedir. Standardizasyonu bozan tüm etkenleri ortadan kaldırmak için alüminyum penetrometre kullanma zorunluluğu vardır (22, 34, 35, 84, 114).

### **2.3.2. Dijital Radyografi – Ortalama Gri Değerin Saptanması**

Dijital görüntüleme yöntemlerinin kullanıldığı ya da konvansiyonel radyograflerin tarayıcı ile dijitize edildiği durumlarda görüntüdeki koyuluk ortalama gri değerin (mean gray value (MGV) saptanması ile değerlendirilir. Bu amaçla çeşitli bilgisayar programlarından ve yazılımlardan faydalanılmaktadır. Bilgisayar programlarının geliştirilmiş değerlendirme yöntemleri ile filmin grilik derecesi MGV olarak kolaylıkla ölçülebilmekte ve bilgisayar ortamında kaydedilebilmektedir. Görüntü, intra-oral direkt dijital reseptör aracılığı ile veya konvansiyonel filmin dijitalizasyonu yolu ile elde edilse de ışınlama parametrelerine ait standardizasyonu bozan faktörler dijital yöntem için de geçerlidir. Bu nedenle dijital yöntemin tercih edildiği durumlarda da alüminyum penetrometrenin kullanılması zorunludur. Dijital

yöntemdeki fark filmin/görüntünün koyuluğunun bilgisayar yardımı ile saptanmasıdır. Elde edilen dijital görüntülerde, alüminyum penetrometrenin ve ölçülmek istenilen materyalin üzerinde bilgisayar faresi kullanılarak oluşturulan standart boyuttaki bir alanın (ilgili alan – region of interest (ROI)) ortalama gri değeri yazılım yardımı ile ölçülür. Bu değerler programların histogram fonksiyonları ile elde edilebileceği gibi yazılımların densite fonksiyonları ile de saptanabilir. Ancak, elde edilen ortalama gri değerlerinin Al eşdeğerlerine dönüştürülebilmesi için aşağıdaki formül kullanılır (Şekil 3) (42).

$$\text{Al eşdeğeri (mm)} - \text{materyalinin radyopasitesi} \times \frac{\text{Alüminyum penetrometrenin Al kalınlığı (mm)}}{\text{Penetrometrenin radyopasitesi}}$$

**Şekil 3.** Al eşdeğerinin hesaplanmasına ait formül.

Al eşdeğeri hesaplama işlemi bu formül aracılığı ile manüel olarak yapılabileceği gibi çeşitli yazılımlar aracılığı ile bilgisayar tarafından da kolayca yapılabilir. Bu amaçla kullanılan programlardan biri olan Curve expert 1.3 (51) programına, Al penetrometrenin basamaklarından ölçülen MGTV değerlerinin veri olarak girilmesi ile standart bir eğri oluşturulur. Programın analiz fonksiyonu ile test materyalinin densite değerleri ‘y’ eksenine girilerek ‘x’ eksenindeki karşılığı bulunur ve Al eşdeğerleri olarak kaydedilir. Ortalama gri değeri saptamak amacıyla kullanılan çok sayıda programlar arasında: VIXWIN 2000 (Gendex, Desplaines, IL, ABD) (41, 42, 109, 110), Image Tool 3.0 SDK (University of Texas Health Sciences

Center) (4, 5), Digora for Windows (Soredex Corporation, Helsinki, Finlandiya) bulunmaktadır (15, 87).

## **2.4. Görüntüleme Yöntemleri:**

### **2.4.1. Konvansiyonel Radyografi Yöntemi**

Konvansiyonel periapikal radyografi, endodontik tedavinin tüm aşamalarında uzun yıllardır yaygın olarak kullanılan temel yardımcı araçtır. Konvansiyonel periapikal radyografide görüntü kalitesi; kullanılan filmin hızına, ışınlama süresine, banyo işlemlerinin kalitesi ve röntgen cihazının kilovolt ve miliamperi gibi faktörlere bağlıdır.

Film bazlı görüntüleme sistemleri, film üzerindeki emülsiyon tabakasında yer alan gümüş bromür kristalleri ile X-ışını arasında oluşan etkileşime dayalıdır. Bu etkileşim sonucunda oluşan “latent görüntü”, banyo işlemleri sonrasında gözle görülebilir hale gelmektedir. Konvansiyonel film bazlı görüntüleme yönteminde, görüntünün oluşumundaki tüm aşamaları gümüş halojenür film sağlar. Konvansiyonel görüntüleme yönteminde oluşan görüntü analog görüntü olarak tarif edilmektedir. Analog görüntü, siyah ve beyaz arasında farklı grilik tonları ile tanımlanan bir görüntüdür. Grinin her tonu, belli bir alanda filmde geçen ışık miktarına bağlı olarak belirlenen optik densite değerine sahiptir (80).

Konvansiyonel radyografi yöntemi; ekonomik olması, röntgen cihazının kolay ulaşılabilirliği gibi avantajları nedeniyle günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Konvansiyonel radyografide X-ışını reseptörü olan filmlerin ince olması, hasta tarafından kolaylıkla tolere edilebilmesini ve buna bağlı olarak kullanım kolaylığını getirmektedir (113).



A hızındaki filmlerin piyasaya sürüldüğü 1919 yılından günümüze kadar geliştirilen film teknolojisi ile hastaya ulaşan radyasyon dozunu %70–80 oranında azaltmak mümkün olmuştur (64, 103, 113). Seksenli yılların başında piyasaya sürülen E hızındaki filmler (Ektaspeed, Eastman Kodak Co. Rochester, NY) ile bu doz, bir önceki jenerasyonda kullanılan D hızındaki filmlere oranla %50 oranında azaltılmıştır. Ektaspeed filmlerin görüntü kalitesindeki yetersizlikler 90'lı yıllarda geliştirilen T-Mat emülsiyon tabakasının kullanıldığı Ektaspeed Plus filmler ile giderilmiştir (20, 33).

2000'li yıllarda piyasaya sürülen F hızındaki filmlerle ise (Insight, Eastman Kodak Co., Rochester, NY), Ektaspeed Plus filmler ile ulaşılan görüntü kalitesine %25 oranında daha az radyasyonla ulaşılmıştır (103).

Konvansiyonel radyografilerde görüntü kalitesini etkileyen en önemli faktörlerden biri de banyo işlemidir. Röntgen banyosu sırasında x-ışınına maruz kalan bir filmde gözle görülmeyen görüntünün, gözle görünür hale gelmesi için filme bir takım kimyasal işlemler uygulanır. Konvansiyonel radyografide film banyosu işlemi ya manüel olarak banyo tanklarında, ya da otomatik olarak banyo makinelerinde yapılır. Manüel banyo işlemleri konvansiyonel radyografilerin, sırası ile belirli sıcaklıklardaki banyo solüsyonlarında tutulması ile gerçekleştirilir. Röntgen filminin banyosu manüel banyo tanklarında belirtilen sıcaklık ve sürelerde yapılmadığında, görüntünün netliğini etkileyen bozulmalar ortaya çıkar. Standart bir banyo işleminin her zaman gerçekleştirilememesi ve buna bağlı olarak hata oranının artması manüel banyo tanklarının en büyük dezavantajlarından biridir. Bu dezavantajları giderebilmek amacı ile otomatik banyo makineleri geliştirilmiştir. Bu makinelerde film solüsyonlar içinde belirli sürelerde bekletilerek, taşıyıcı makaralar aracılığı ile bir solüsyondan diğerine aktarılır. Bu cihazların en önemli avantajı, tüm banyo

işlemini daha kısa sürede (4–6 dak.) yapması ve standart bir banyo işlemini gerçekleştirebilmesidir.

Avantajlarının yanı sıra konvansiyonel radyografi tekniğinin de yetersizlikleri ve dezavantajları bulunmaktadır. Keşfinden bugüne kadar pek fazla bir değişikliğe uğramamış olsa da, gelişen teknoloji ile çeşitli modifikasyonlar yapılmış ve X-ışını duyarlılığı daha yüksek röntgen filmlerinin geliştirilmesi, ışınlama süresinin kısaltılması sayesinde hastaya ulaşan radyasyon dozu büyük ölçüde azaltılabilmektedir. Bu sayede en büyük dezavantajı olan radyasyon dozu elimine edilmeye çalışılmıştır. Ancak film bazlı sistemlerin banyo işlemlerine hala ihtiyaç duyması, filmin netliğinin banyo işleminin kalitesine bağlı olması, söz konusu işlemlerin hatalı yapılması ya da banyo işlemleri aşamasında standardizasyonun her zaman optimum olarak sağlanamaması nedeniyle görüntü kalitesi olumsuz yönde etkilenebilmektedir (12, 64).

Konvansiyonel periapikal radyografinin; filmin çekilmesi ve görüntü oluşması arasında geçen sürenin uzun olması, radyasyon dozunun daha fazla olması ve elde edilen filmlerin arşivlenmesinin zorluğu gibi birtakım dezavantajları vardır. Radyasyon dozunu azaltma düşüncesi ve elektronik ortamda saklanabilen hasta kayıt dosyaları oluşturulabilmesi amacıyla dijital radyografi cihazları piyasaya sürülmüştür (12, 64).

#### **2.4.2. Dijital Radyografi Yöntemi**

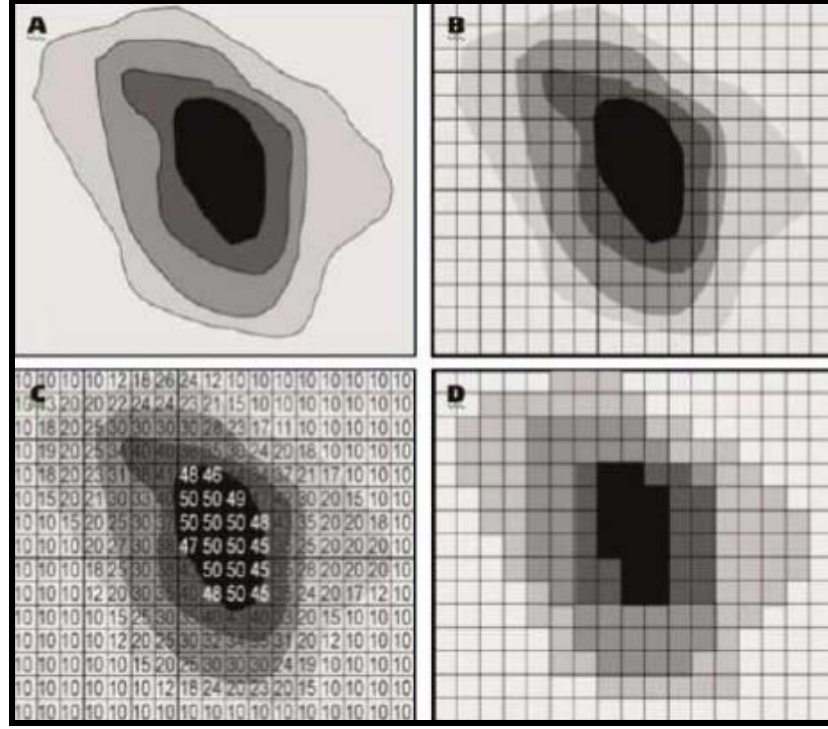
Radyografik teknolojinin gelişmesiyle birlikte konvansiyonel dental film reseptörleri, yerini dijital sensörlere bırakmaktadır. Görüntü kalitesinin artırılması ve hastaya ulaşan radyasyon dozunun azaltılması amacıyla yapılan çalışmaların günümüzde ulaştığı son nokta dental dijital görüntüleme tekniklerinin ortaya

çıkmasıdır. Dijital görüntülemenin vazgeçilmez unsuru olan bilgisayarların kullanımı ve bilgisayar yazılımları, dental radyografıyı geliştirme adına birçok olanak sunmaktadır.

Dijital radyografilerde konvansiyonel radyografilerden farklı olarak; sensörün ışınlanması, verilerin analogtan dijitalle dönüştürülmesi, bilgisayarda işlenmesi ve ekranda görülür hale getirilmesi sonucu görüntü oluşur. Dijital radyografide filmin yerini elektronik sensör almıştır ve sensör sistemleri objeden geçen x-ışınlarının yoğunluğunu ölçerler. Bu ölçümler, satır ve sütunlardan oluşan iki boyutlu bir matris üzerinde yapılır. Bu matrisin her bir hücresine dijital görüntüyü oluşturan en küçük birim yani 'piksel' adı verilir. Dijital görüntü, yatay ve dikey biçimde yan yana sıralanmış piksellerden oluşur. Her piksel, ışınlama sonrasında enerjinin depolandığı elektronlardan meydana gelir.

Sensör ışınlandığında üretilen elektrik sinyali analog formdadır. Sensörden analog formda elde edilen veriler; bir analog-dijital dönüştürücü aracılığıyla dijital formda bilgisayara iletilir. Analog-dijital dönüştürücü, analog bir sinyali bilgisayarın tanıyabileceği sayısal bilgi (dijital sinyal) haline çeviren elektronik parçadır. Bilgisayar, verileri işlemek için ikilik sayı sistemi kullanır. Yalnızca 0 ve 1 rakamlarından oluşan bu ikilik sayı sisteminde veriler 8 haneli bir sayıyla ifade edilir. Bu sayının her bir basamağı bit (binary digit) olarak ifade edilir. Basitçe, bir bitlik bir görüntü 1 ve 0'lardan oluşan (açık/kapalı) bir dizi pikselden oluşur ve elde edilen renkler yalnızca siyah ve beyaz olur. Başka bir deyişle; her piksel için ölçülen foton yoğunluğunun miktarı bilgisayara aktarılır ve her pikselin foton yoğunluğu x ve y koordinatlarını gösteren sıra numaraları olarak kaydedilir. Günümüzde kullanılan dijital sensörler, 8, 10, 12 ya da 16 bit derinlikteki verileri tespit edebilir. Bit derinlikleri 2'nin üstleri şeklinde ifade edilir. Bunun anlamı dijital sensörün teorik

olarak 256 ( $2^8$ ) ile 65.536 ( $2^{16}$ ) bit arasındakiensite farklarını tespit edebildiğidir (Şekil 4).



**Şekil 4.** Dijital görüntünün oluşumu A) x-ışını gölgesi. B) Dijital sensör tarafından tespit edilen görüntü; her kare 1 piksel. C) Bilgisayara aktarılan piksel değerinin sayısal temsili. D) Bilgisayar ekranına yansıyan dijital görüntü

Foton yoğunluğu 0–256 gri derecelik bir ölçüm skalasında elektronik olarak ölçülür. Bu skaladaki 0 değerinin anlamı maksimum ışın alan bölgenin ölçüldüğüdür. Başka bir deyişle 0 değeri görüntünün en siyah kısmını ifade ederken 256 değeri ise hiç ışın almamış bölgeyi yani görüntüdeki en radyopak bölgeyi tanımlar (80).

Dijital radyografinin en önemli özelliklerinden biri; elde edilen görüntü üzerinde görüntünün incelenmesini kolaylaştırmak amacıyla yapılabilen değişikliklerdir. Görüntü iyileştirilmesi/geliştirilmesi olarak adlandırılan bu değişiklikler üretici firmalar tarafından bilgisayara yüklenen yazılım programlarıyla yapılabilir. Dijital görüntü sistemleriyle birlikte satılan yazılımların yanı sıra,

piyasadan satın alınabilecek ya da internet üzerinden yüklenebilecek çeşitli grafik programları kullanılarak da görüntü iyileştirilmesi işlemi yapılabilir (82). Ayrıca dijital görüntüleme yöntemleri kullanılarak optik densitometre kullanımı da elimine edilmiştir (15).

Geleneksel radyografik yöntemlerin yetersizliklerini ve olumsuzluklarını ortadan kaldırmak amacıyla 1980'li yıllarda dijital radyografiler kullanıma girmiştir. Dijital radyografi teknikleri; endirekt, direkt ve yarı-direkt olmak üzere üç başlık altında incelenebilir (122).

Dijital görüntüleme bugün iki temel sistem bulunmaktadır. Bunlardan biri CCD bazlı (Charge-coupled device), diğeri SP (storage phosphorus) sistemdir. CCD sistemde, sensör bir kablo ile bilgisayara bağlıdır. Sensor ile saptanan görüntü direkt olarak bilgisayar monitörüne aktarılır. Diğeri sistemde ise X-ışını uygulaması sonrası görüntü düz bir yüzeyde oluşturulur. Buradaki bilgiler bir lazer tarayıcı tarafından bilgisayara aktarılır (97, 102, 118).

#### **2.4.2.1. Endirekt Dijital Radyografi Yöntemi**

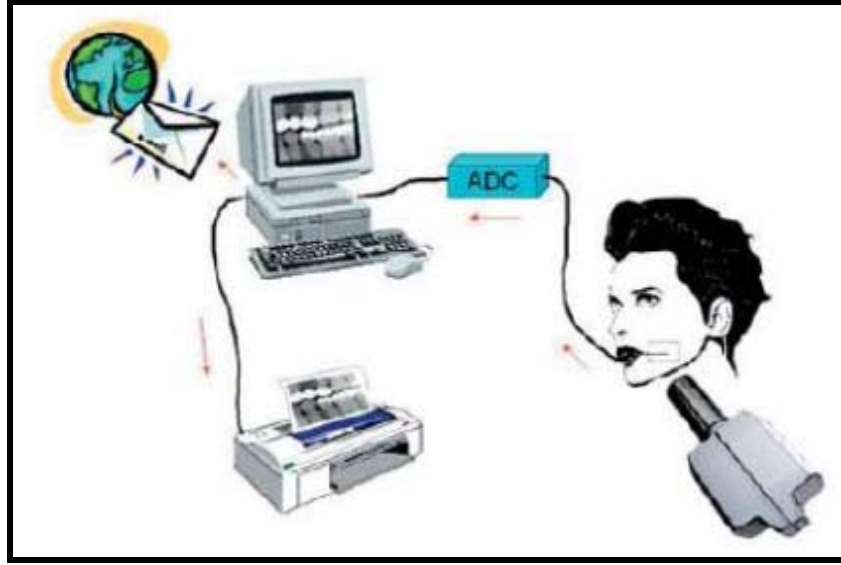
Endirekt dijital radyografi tekniği, konvansiyonel yolla elde edilen radyografilerin özel kameralar ve/veya tarayıcı cihazlar yardımı ile ikincil olarak dijitize edilmesi esasına dayanır. Radyografik filmin dijital görüntüye dönüşümü sırasında film üzerindeki mevcut bilgiler değişmeden, analog bir görüntünün bilgisayar tarafından okunup incelenebilecek dijital bir form kazanması sağlanmaktadır. Ancak bu yöntemle elde edilen dijital görüntü, dijitize edilen konvansiyonel radyografinin görüntü ve banyo işlemlerinin kalitesinden kaynaklanan tüm dezavantajları bünyesinde taşımaktadır. Dolayısıyla, banyo işlemleri sırasında oluşabilecek hataların görüntü kalitesi üzerinde meydana getirdiği olumsuzluklar, oluşturulan

dijital görüntüye de yansiyacaktır. İndirekt yolla elde edilen görüntülerdeki olumsuzluklar bilgisayar yazılımları ile kısmen giderilebilse de, görüntüyü olumsuzluklardan tamamen arındırmak ve kalitesi yüksek bir görüntü elde etmek mümkün değildir (117).

#### **2.4.2.2. Direkt Dijital Radyografi Yöntemi**

Konvansiyonel görüntüleme yöntemlerine yeni bir alternatif oluşturan direkt dijital radyografi tekniğinde; radyografik görüntü konvansiyonel filmler yerine dijital sensör ve/veya fosfor plaklar kullanılarak elde edilmektedir. Böylece analog sinyaller dijital olarak kaydedilmekte ve bir monitör aracılığıyla görüntülenebilmektedir (68). Konvansiyonel film radyografisinde elde edilen radyografik bilginin oluşumu ve bu bilginin saklanması gibi işlemlerin hepsi radyografik film üzerinde gerçekleşirken, dijital radyografide bu işlemler ayrı ayrı optimize edilebildikleri farklı birimlerce oluşturulur (Şekil 5) (126).

1984 yılında piyasaya sürülen ilk filmsiz dental radyografi sistemi olan RadioVisiography'den (RVG, Trophy, Fransa) bu yana, birçok üretici firma tarafından farklı dijital görüntüleme sistemleri geliştirilmiştir. Bu yeni sensör sistemleri arasında direkt sensör sistemleri (CCD = Charge coupling device) ve direkt görüntü plakları adı da verilen fosfor plak sistemleri ile yarı iletken aktif piksel sensör sistemleri (CMOS-APS= Complementary metal oxide- semiconductor active pixel sensör) sayılmaktadır (126).



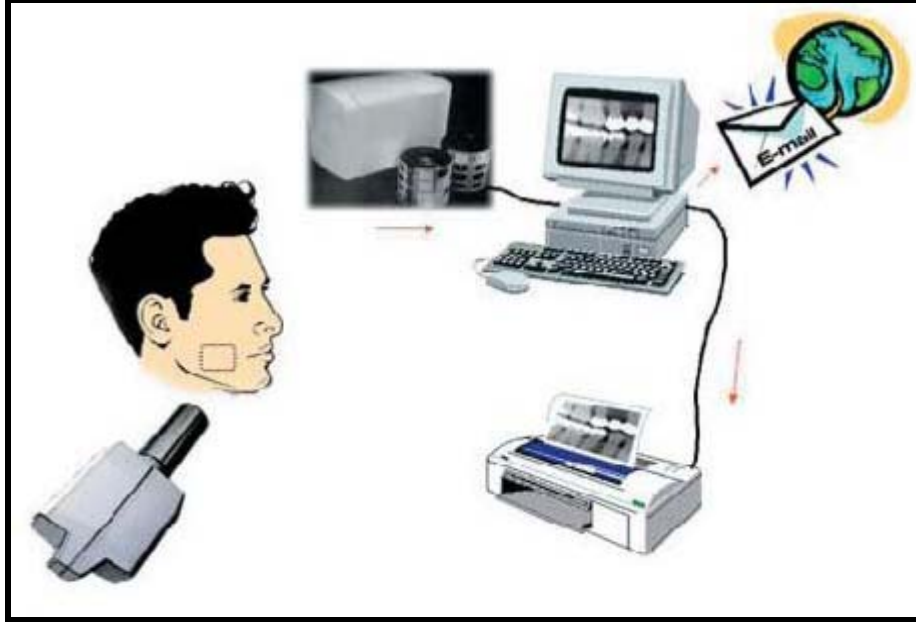
Şekil 5. Direkt dijital radyografinin aşamaları (80)

#### 2.4.2.3. Yarı-Direkt Dijital Radyografi Yöntemi

Işıkla stimüle olan fosfor lüminesens (photostimulable phosphor luminescence, PSPL) plakların kullanıldığı fosfor plak görüntüleme sistemi ise, plağın üzerindeki analog görüntünün bir tarayıcı aracılığıyla dijital ortama aktarılması ilkesine dayandığı için yarı-direkt dijital görüntüleme tekniği olarak nitelendirilmektedir. İlk fosfor plak görüntüleme sistemi FUJI firması (Tokyo, Japonya) tarafından 1981 yılında geliştirilmişse de (10), bu sistemin intraoral dijital görüntüleme amacıyla kullanımı Soredex firmasının Digora fosfor plak görüntüleme sistemini (Digora, Soredex, Helsinki, Finlandiya) piyasaya sürdüğü 1994 yılında gerçekleşmiştir. Bunu takip eden yıllarda birçok farklı fosfor plak sistemi geliştirilip piyasaya sunulmuştur.

Kristalin halojen tuzu emülsiyon tabakasıyla kaplı polyester materyalinden yapılan fosfor plaklar X-ışını tarafından uyarılınca oluşan foton enerjisini bünyesinde saklamaktadır. Bu foton enerjisi, helyum-neon lazer ışınıyla tarandığında, mavi floresans bir ışık ortaya çıkmaktadır. Bu yayılan ışık, tarayıcı ile ölçüldükten sonra

nümerik verilere dönüştürülmekte, monitör üzerinde görüntülenmekte ve bilgisayarın hafızasında saklanabilmektedir (Şekil 6) (48).



**Şekil 6.** Yarı direk dijital radyografi aşamaları (80)

Fosfor plak sistemler CCD sistemleri ile karşılaştırıldığında en önemli avantajlarından biri, sensör ile bilgisayar arasında bir kablo bağlantısının olmamasıdır. Ayrıca esnek olmaları nedeniyle hasta ağızına yerleştirilmeleri kolaydır ve tekrar tekrar kullanılabilir. Fosfor plak görüntüleme sisteminin son dönemde piyasada bulunan en yeni modelindeki plakların boyutlarının ve esnekliğinin periapikal filmlere benzerlik göstermesi, plakların ağız içindeki manipulasyonunu daha da kolaylaştırmıştır. Fosfor plakların ağız içinde görüntüleyebildiği alan 2 no'lu periapikal filme eşdeğerdir (31 x 41 mm) ve CCD sensörlerin görüntüleme alanından daha geniştir. Fakat fosfor plak sistemlerinde görüntünün bilgisayar monitöründe oluşumu için gerekli sürenin 15–30 sn. arasında değişmesi, bir periapikal film banyosu kadar uzun olmasa da, görüntü oluşum süresi 0,2–5 sn. arasında olan CCD



sistemlerle kıyaslandığında zaman kaybı olarak nitelendirilebilmektedir. Digora'nın son modeli olan Digora Optime'da görüntü oluşum süresinin 5 sn'ye düşürülmesiyle bu dezavantaj da ortadan kalkmıştır (61).

Bu doktora çalışmasında, birinci aşamada dental piyasada bulunan AH Plus, Diaket, PCS, Sealapex, Epiphany, iRoot SP, GuttaFlow gibi 7 farklı kanal patının, 0,2-1,0 mm kalınlıktaki metal halkalarda konvansiyonel ve dijital görüntüleme yöntemlerini kullanarak ISO standartlarının gerektirdiği radyopasite kriterlerini sağlayıp sağlamadığını araştırmayı planladık. Ayrıca kanal patlarının kendi arasındaki radyopasite eşdeğer farklılıklarını karşılaştırmayı amaçladık.

Çalışmamızın ikinci aşamasında ise birinci aşamadan elde edeceğimiz verilerin doğrultusunda seçeceğimiz kanal patları ile, *ex-vivo* ortamda dişler üzerinde belirli kesitlerde ölçülen radyopasite değerlerinin karşılaştırılmasını amaçladık. Ayrıca kanal patı kalınlığının radyopasiteye olabilecek olası etkisini değerlendirmek için, kesit seviyelerinden stereomikroskop görüntüleri üzerinden ölçülecek olan pat kalınlığı değerlerini radyopasite değerleri ile karşılaştırmayı planladık.

## **BÖLÜM III**

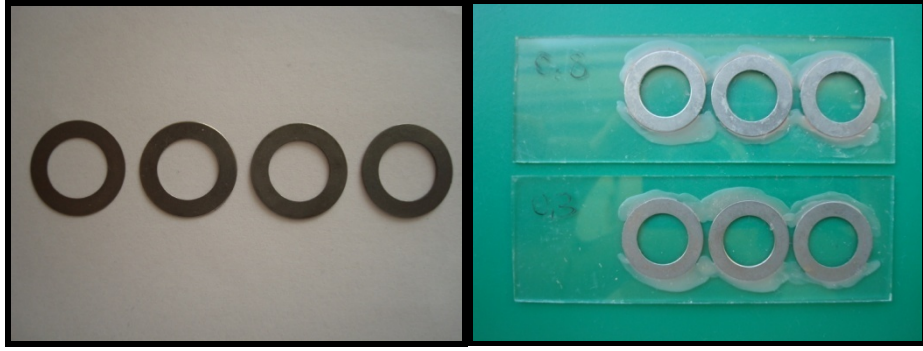
### **GEREÇ-YÖNTEM**

Çalışmamız iki bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde farklı kalınlıktaki patların densitometrik ölçümleri yapılırken, ikinci bölümde kanal dolgularının densitometrik değerleri ölçüldü ve bu değerlerin pat kalınlığı ile ilişkisi değerlendirildi.

#### **3.1. Kanal Patlarının Densitometrik Ölçümleri**

##### **3.1.1 Metal halkaların hazırlanması**

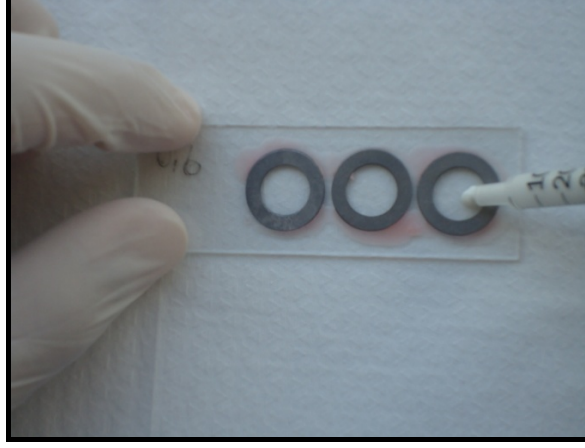
İç çapı 10 mm, yükseklikleri ise 0,1–1 mm arasında değişen metal halkalar metal doğrama atölyesinde hazırlandı (Özcan Metal Sanayi, İzmir). Halkaların kalınlıkları hassas bir mikrometre (Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Japonya) ile ölçülerek doğrulandı. Bu halkalar ile yapılan ön çalışmada, 0,1 mm kalınlığındaki kanal patının, röntgende herhangi bir görüntüye sahip olmayışı nedeni ile 0,1 mm kalınlığındaki halka çalışmamızdan çıkartıldı. Tüm kanal patları için her kalınlıkta üçer metal halka, mikroskop lamı (IsoLab, Wertheim, Almanya) üzerine pembe mum (Cavex, Haarlem, Hollanda) ile yapıştırıldı (Resim 2).



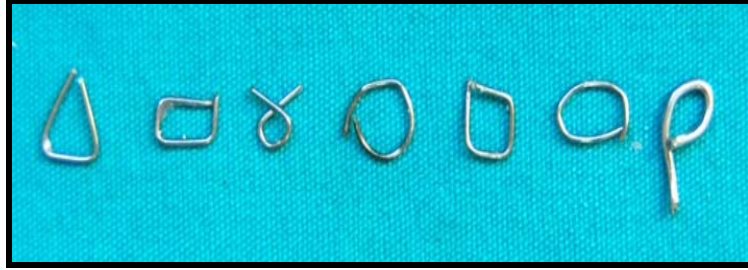
**Resim 2.** Metal halkalar

### **3.1.2 Kanal Patlarının Hazırlanması**

Çalışmamızda bu bölümünde kanal patı olarak Diaket (3M Espe, Seefeld, Almanya), AH Plus (DeTrey Dentsply, Konstanz, Almanya), GuttaFlow (Coltène/Whaledent, Langenau, Almanya), Pulp Canal Sealer (Kerr Manufacturing Co, Romulus, MI) Epiphany (Pentron Clinical Technologies, Wallingford CT, ABD), Sealapex (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) ve iRoot SP (Vancouver, BC, Kanada) kullanıldı. Bu patlar, üretici firmaların önerilerine göre karıştırılarak hazırlandı. Hazırlanan kanal patları, mikroskop lamı üzerindeki metal halkaların içerisine hava kabarcığı oluşumunu engellemek için insülin enjektörü (Becton Dickinson, ABD) ile enjekte edildi (Resim 3). İkinci bir mikroskop lamı metal halkaların üzerine, düz bir yüzey oluşturulması ve porözite kalmaması için yerleştirildi. Patları ve mm değerlerini röntgen aşamasında ayırt edebilmek için ortodontik tel ile hazırlanan işaretler (Resim 4) mikroskop lamı üzerine mum ile yapıştırıldı. Kanal patları, tam olarak sertleşmeleri için 37°C'deki etüve yerleştirilerek 2 gün süre ile bekletildi.



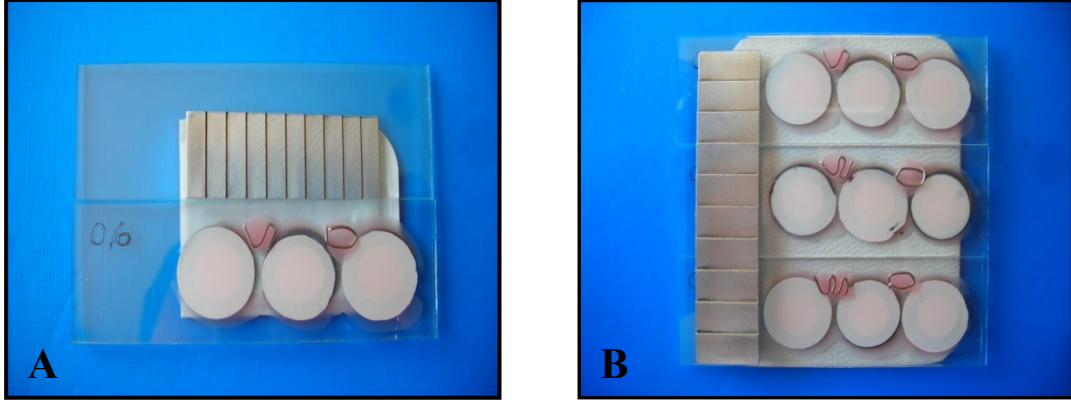
**Resim 3.** Kanal patının insülin enjektörü ile metal halkalara uygulanması.



**Resim 4.** Ortodontik tel ile hazırlanan işaretler

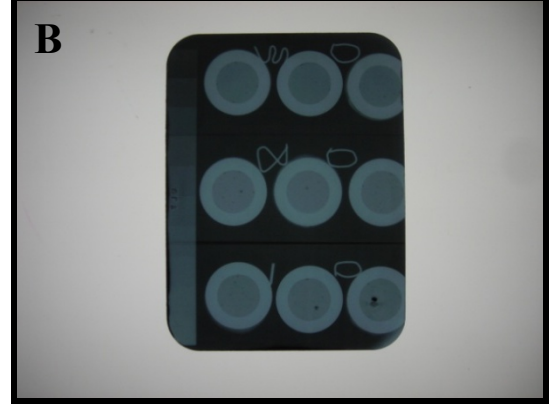
### 3.1.3 Radyografik yöntem

Çalışmamızın bu aşaması E. Ü. Dişhekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı radyoloji kliniğinde gerçekleştirildi. Radyografiler, kanal patlarını içeren metal halkalardan iki farklı yöntemle alındı. İlk olarak konvansiyonel okluzal radyografiler, daha sonra ise dijital periapikal radyografiler çekildi (Resim 5).



**Resim 5.** Röntgen çekilmeden önceki filmlerin görüntüsü **A.**Digora **B.**Okluzal film

Hazırlanan kanal patı örnekleri, D hızındaki okluzal filmler (Eastman Kodak, Rochester, NY, ABD) ve Digora® Optime (Soredex Corporation, Helsinki, Finlandiya) fosfor plak sistemi, her sistem için saptanmış ideal ışılama parametreleri kullanılarak görüntülendi. Işılama kaynağı ve film mesafesi 40 cm olarak belirlendi. D hızındaki okluzal filmler ile Digora fosfor plakları, Al filtrasyonu 2,5 mm olan Xgenus (Götzen, Olgiate Olona (VA), İtalya) röntgen cihazı kullanılarak 70 KvP ve 10 mA'de ışılandı. D hızındaki okluzal filmlerde 0,63 sn, Digora fosfor plaklarında ise 0,12 sn ışılama süresi kullanıldı. Işılama kriterlerini ve banyo işlemlerindeki değişimleri sabitlemek için 0,5 mm kalınlıkta 10 basamaktan oluşan %99,5 saflıktaki alüminyum penetrometre, örneklerle beraber ışılandı. D hızındaki okluzal filmlerin banyo işlemleri, XR 24 Pro otomatik banyo makinesi ile (Dürr Dental, Almanya) 6 dak. sürede 23,5°C'de taze solüsyon (Hacettepe, Ankara, Türkiye) kullanılarak tamamlandı (Resim 6).



**Resim 6. A.** XR 24Pro otomatik banyo makinesi **B.** Banyo edilen okluzal filmin görüntüsü

Digora® plakları, ışınlamayı takiben zaman kaybetmeden Digora® Optime-tarayıcı yardımıyla tarandı (Resim 7) ve elde edilen görüntüler “Digora for Windows” yazılımı kullanılarak 8-bit TIFF dosyası şeklinde bilgisayara kaydedildi.



**Resim 7.** Digora plaklarının ışınlamayı takiben Digora® Optime-tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılması

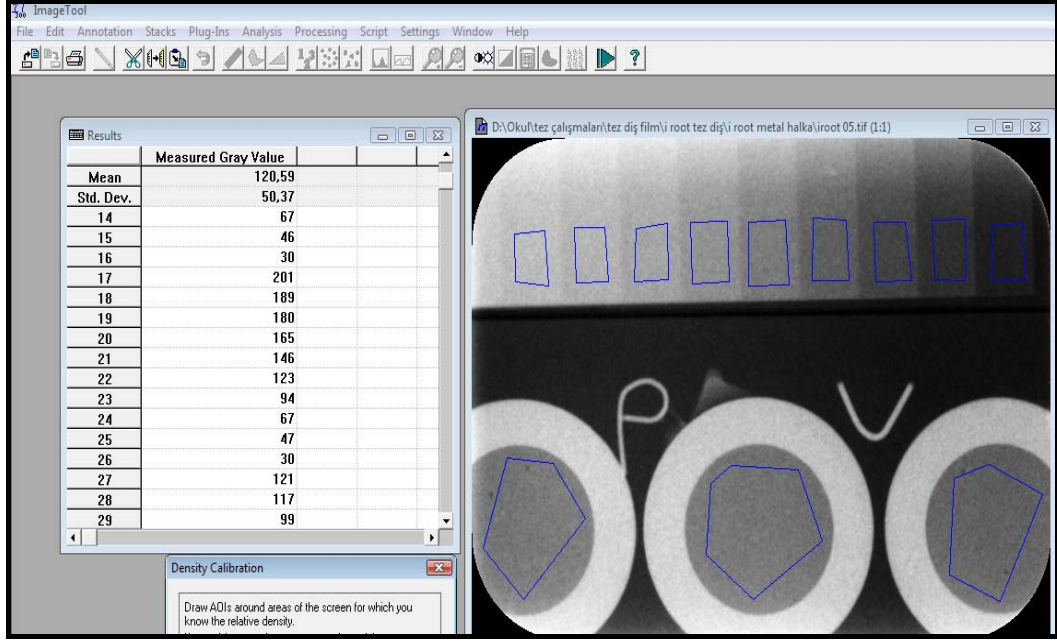
### 3.1.4 Densitometrik ölçümler

Okluzal filmler, banyo işlemleri tamamlandıktan sonra test edilen kanal patlarının radyografik densitesi ve Al penetrometrenin tüm basamakları dijital transmisyon densitometresi (Macbeth TD 932, Newburgh, NY, ABD) (Resim 8) ile 0,1 mm'lik ışık deliğinden değerlendirildi. Her kalınlıktaki 3 kanal patı örneğinin her biri için 3'er okuma yapıldı ve ortalamalar optik yoğunluk birimi (ODU) olarak kaydedildi.



**Resim 8.** Densitometre cihazı

Digora fosfor plak sistemindeki örnekler ise bilgisayara aktarıldıktan sonra bir bilgisayar programının (Image Tool 3.0 SDK; University of Texas Health Sciences Center) histogram analiz fonksiyonu kullanılarak densitometrik olarak değerlendirildi (Resim 9) ve ölçülen ortalama gri değerler (MGV) kaydedildi.



**Resim 9.** Digora ile alınan filmlerin Image Tool 3.0 programı ile densitometrik olarak değerlendirilmesi.

Her örneğin ortalama optik yoğunluk birimi (ODU) ile gri değeri (MGV), Curve Expert 1.3 programı (<http://curveexpert.webhop.biz/>) kullanılarak penetrometre değerleri üzerinden Al eşdeğerlerine dönüştürüldü.

Dijital ve konvansiyonel görüntüleme yöntemleri ile elde edilen Al eşdeğerlerin istatistiksel analizi E. Ü. Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapıldı. Bu amaçla *tek yönlü varyans analizi*, *t testi* ve *NPar testi* kullanıldı.

### 3.2 Ex vivo Çalışma

#### 3.2.1 Çalışmaya dâhil edilecek dişlerin seçimi

Çalışmamızın bu bölümü E. Ü. Dişhekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında *ex vivo* koşullarda gerçekleştirildi. Ortodontik, protetik veya periodontolojik amaçla yeni çekilmiş, çürüksüz 45 insan dişi kullanıldı. Bu dişler benzer boyutlarda, tek ve düz köklü, tek kanallı apeksi kapanmış mandibular premolar dişlerdi. Dişlerin

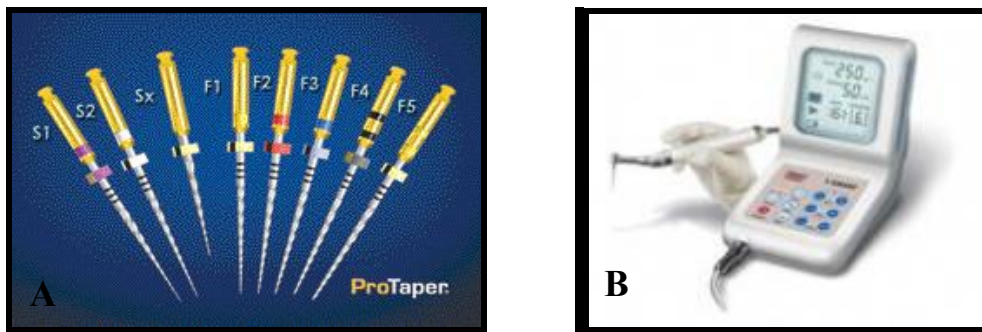


üzerindeki organik doku artıkları ultrasonik temizleyiciler (Cavitron, Dentsply, ABD) ve Gracey küretler (Kentzler-Kaschner Dental GmbH, Ellwangen, Jagst, Almanya) kullanılarak temizlendi. Dişler çalışmada kullanılıncaya kadar +4°C’de, %0,1’lik timol solüsyonunda saklandı.

Dişlerin kanal preparasyonlarına başlamadan önce silindirik elmas bir frez (Micro Diamond Technologies, 837-012C, İsrail) yardımıyla endodontik giriş kaviteleri açıldı. Çalışma boyları #10 H-tipi kanal aleti (Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile apikalden 1 mm kısa olacak şekilde tespit edildi.

### 3.2.2 Kök kanallarının şekillendirilmesi

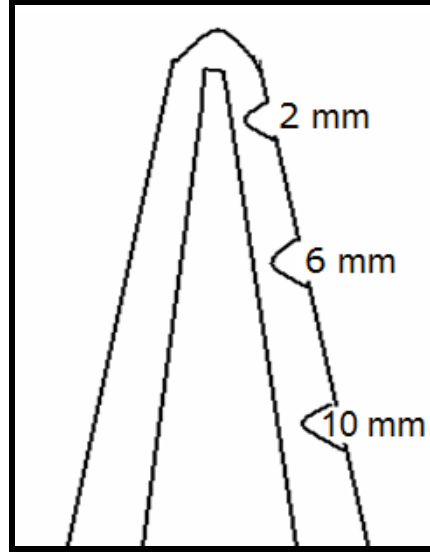
Kök kanalları ProTaper Ni-Ti döner aletler (Dentsply Maillefer, Tulsa, OK) ve X-smart™ (Dentsply Maillefer) endodontik motor kullanılarak üretici firmanın önerileri doğrultusunda genişletildi ve şekillendirildi (Resim 10). Protaper sisteminin tüm aletleri (S1, S2, F1, F2, F3, F4 ve F5) sırasıyla çalışma boyunda kullanıldı. F5 ana apikal eğe olarak belirlendi.



**Resim 10. A.** Protaper döner Ni-Ti sistem **B.** X Smart Endodontik Motor

Her kanal aleti değişiminde kanallar 1 ml %2,5’lik NaOCl (ACE, Kocaeli, Türkiye) ile yıkandı. Kanalların genişletilmesi ve şekillendirilmesi tamamlandıktan

sonra 2,5 ml %5'lik EDTA, 2,5 ml %2,5'lik NaOCl ve 2,5 ml distile su ile son irigasyon yapıldı. Kanallar kâğıt koniler ile kurutulduktan sonra giriş kaviteleri pamuk pelet ile kapatıldı. Daha sonra dişlerin kök yüzeylerinde uca doğru incelen elmas bir frez (Micro Diamond Technologies, 837-012C, İsrail) yardımıyla 3 seviyede (2 mm, 6 mm ve 10 mm) çentikler açıldı (Şekil 7).

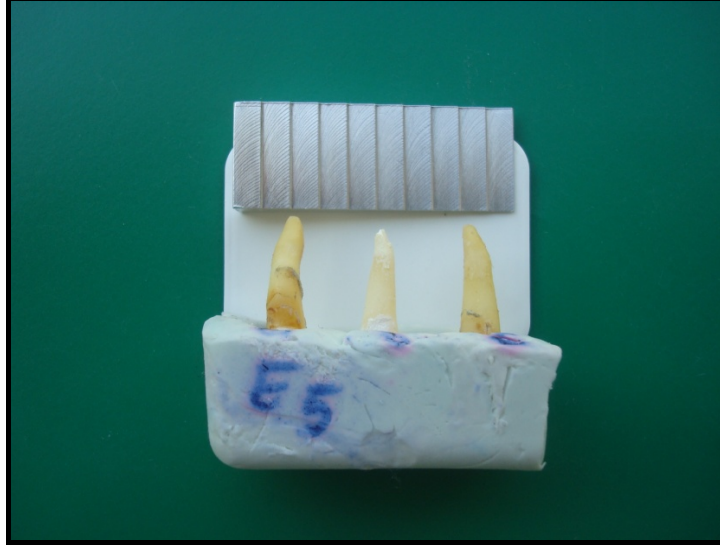


**Şekil 7.** 2 mm, 6 mm ve 10 mm hizasında açılan çentiklerin görüntüsü

Çalışmamızın birinci bölümünün verilerine göre, AH Plus ve Epiphany en radyopak kanal patları, iRoot SP ise dental piyasaya yeni tanıtılmış ve literatürde bu konu ile ilgili araştırmaya konu olmamış bir kanal patı olmasından dolayı ikinci bölümde kullanılacak kanal patları olarak seçildi. Şekillendirilmesi tamamlanan 45 adet diş, 15'er dişten oluşan rastgele 3 gruba ayrıldı.

1. Grup: AH Plus
2. Grup: Epiphany
3. Grup: iRoot SP

Gruplardaki 15 diş, 3'erli gruplar halinde, kuron kısımları silikon ölçü materyali (Heraeus Kulzer, IN, ABD) içinde, kök yüzeyleri ise dışarıda kalacak şekilde gömüldü (Resim 11). Dişler numaralandırılarak yerleri sabitlendi.

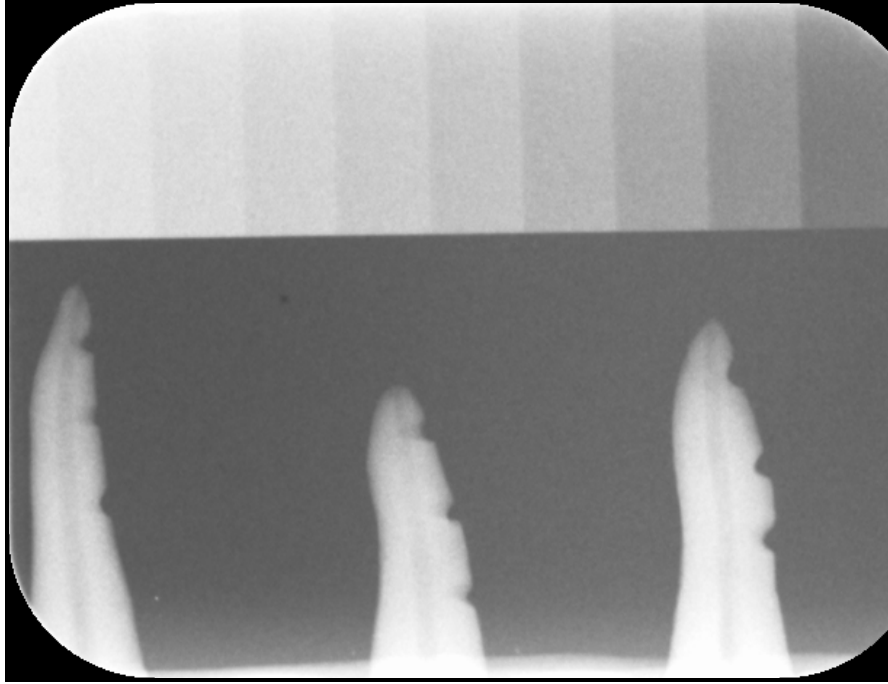


**Resim 11.** Silikon ölçü materyali içerisindeki dişlerin görüntüsü

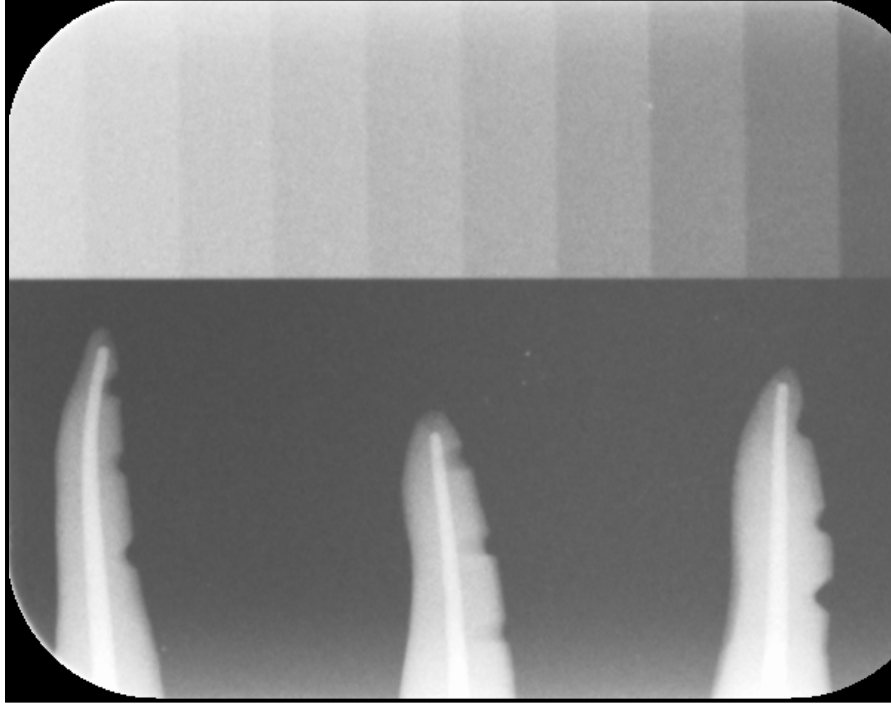
### 3.2.3 Radyografik yöntem

Bu aşamada Digora® Optime (Soredex Corporation, Helsinki, Finlandiya) fosfor plak sistemi kullanıldı. Röntgen aşamalarında dişlerin yerlerinin sabit kalması için dişler silikon ölçü üzerinde numaralandırıldı. İlk aşamada dişlerin kanalları boş iken röntgenler çekildi ve bilgisayara transfer edildi. Daha sonra F5 güta-perkalar her kanala çalışma boyunda yerleştirildi. Dişler silikon ölçüler içerisindeki yerlerine konarak ikinci röntgenler çekildi ve bilgisayara transfer edildi. Son olarak, kanal patları üretici firmaların önerisi doğrultusunda karıştırılarak F5 güta-perkalar ile kanala kondu ve açılı tek kon yöntemiyle kanal dolguları bitirildi. Üçüncü ve son kez röntgenler çekilerek görüntüler bilgisayara transfer edildi. Böylece boş kanal, güta-perka prova ve kanal dolgusu sıralaması ile örneklerin radyopasitesi arasındaki

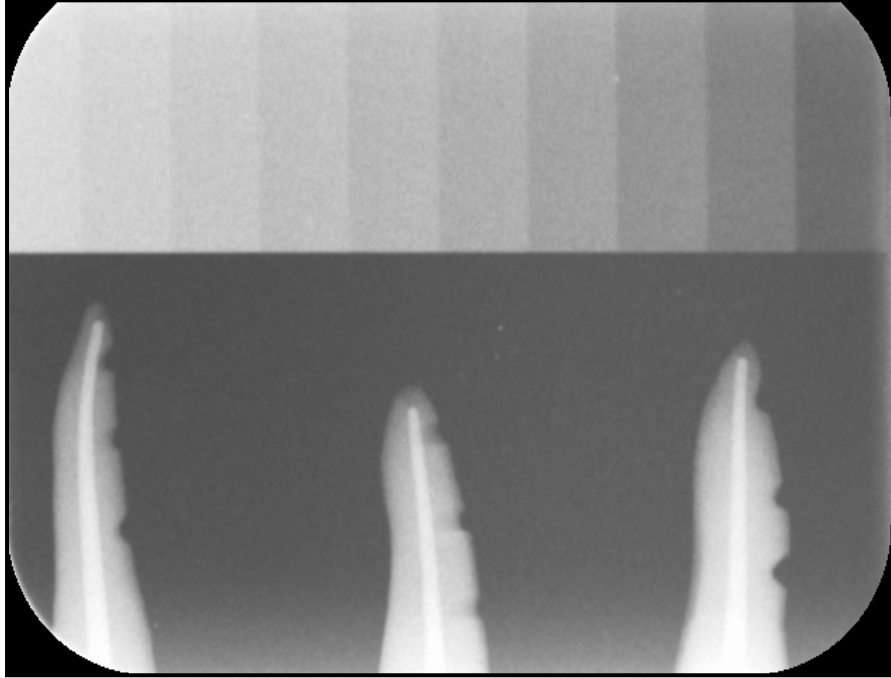
farkları değerlendirmemizi sağlayacak bir şablon oluşturuldu. Tüm işlemler sırasında Digora fosfor plakları, Al filtrasyonu 2,5 mm olan Xgenus (Götzen, Olgiate Olona (VA), İtalya) röntgen cihazı kullanılarak 70 KvP ve 10 mA'da 0,12 sn süre ile işınılandı. Işınlama kriterlerini sabitlemek için 0,5 mm kalınlığında 10 basamaktan oluşan %99,5 saflıktaki Al penetrometre bu aşamada da kullanıldı. Digora® plakları, işınılamayı takiben zaman kaybetmeden Digora® Optime-tarayıcı yardımıyla tarandı ve elde edilen görüntüler "Digora for Windows" yazılımını kullanarak 8-bit TIFF dosyası şeklinde bilgisayara kaydedildi (Resim 12–14).



**Resim 12.** Boş kanal için alınan radyografinin Digora®-Optime tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılmış hali.



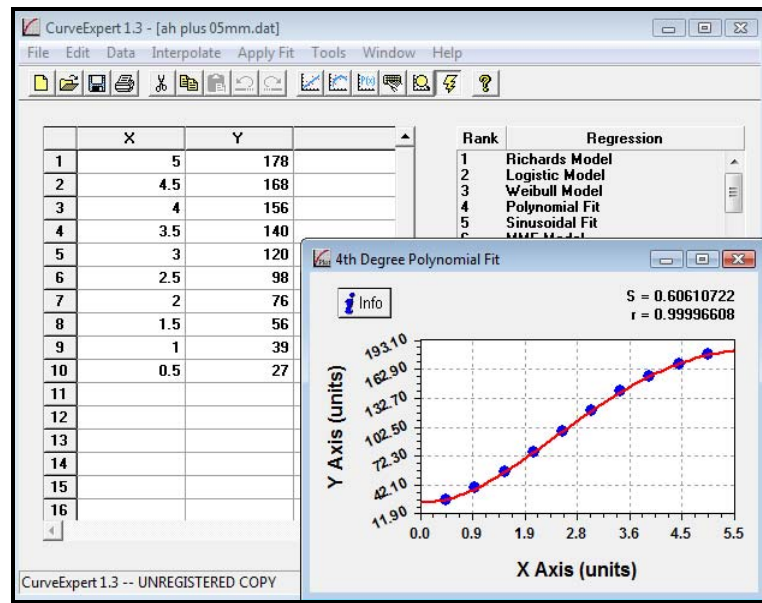
**Resim 13.** Güta-perka provası için alınan radyografinin Digora<sup>®</sup>-Optime tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılmış hali.



**Resim 14.** Kanal dolgusu için alınan radyografinin Digora<sup>®</sup>-Optime tarayıcı yardımıyla taranıp dijital ortama aktarılmış hali.

### 3.2.4. Densitometrik Değerlendirme

Elde edilen görüntülerin densitometrik değerlendirilmesi Image Tool 3.0 programının histogram analiz fonksiyonu kullanılarak yapıldı. 2 mm, 6 mm ve 10 mm'de açılan çentiklerin hizasında kanal boşluğundan veya dolgusundan ölçülen ortalama gri değerler (MGV) kaydedildi. Her ortalama gri değer (MGV) Curve Expert 1.3 programı ile, penetrometre değerleri kullanılarak Al eşdeğerlerine dönüştürüldü (Resim 15).



**Resim 15.** Curve expert programı ile Al eşdeğerlerinin hesaplanması.

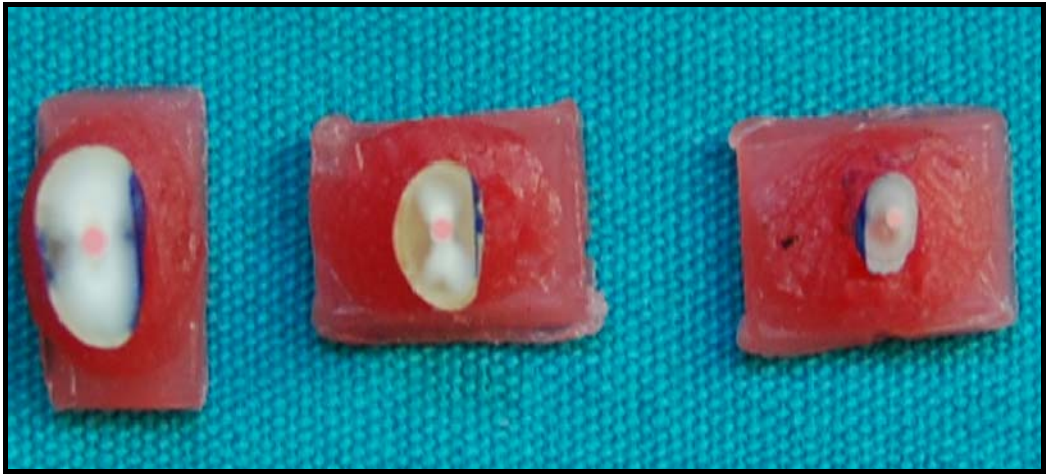
### 3.2.5. Pat kalınlığının mikroskobik olarak incelenmesi

Radyografik işlemlerden sonra kökler, 2 mm, 6 mm ve 10 mm hizasındaki çentikler hizasından su soğutması altında düşük devirli kesme cihazı (Buehler Ltd, Isomet Low Speed Saw, ABD) ile kesildi (Resim 16).



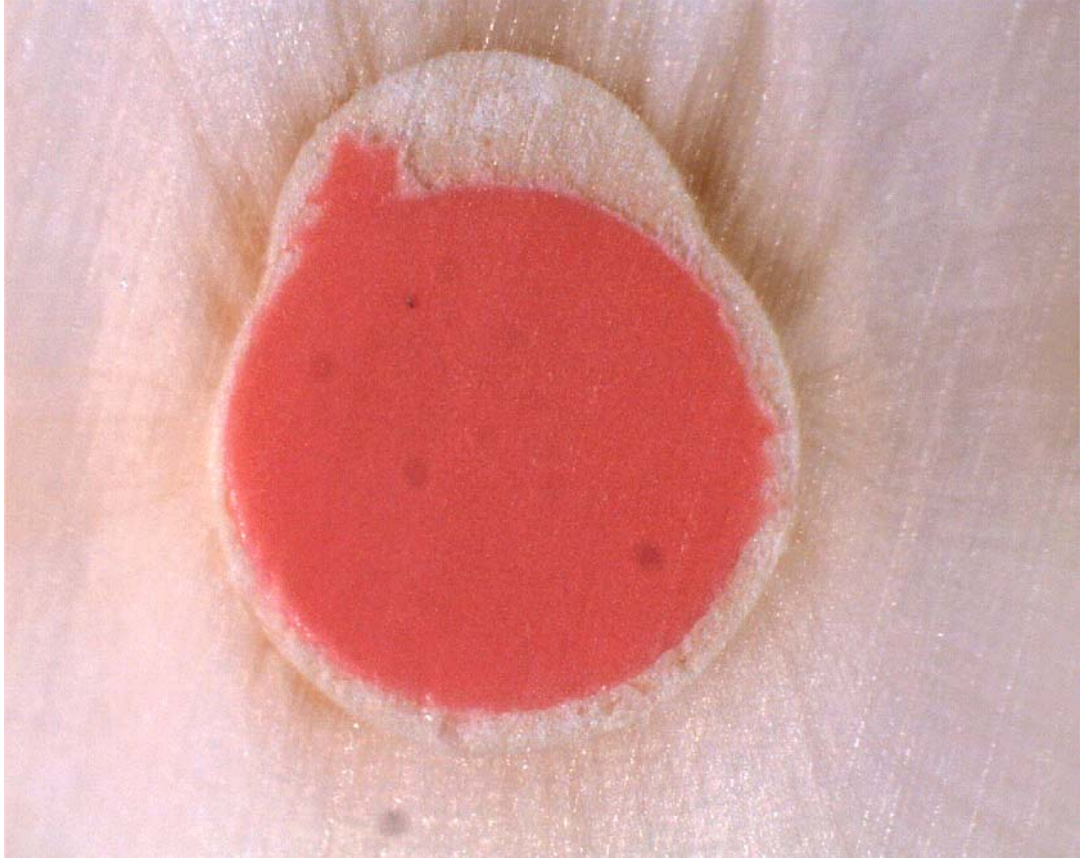
**Resim 16.** İso met kesme cihazı

Alınan kesitler (Resim 17) stereomikroskop (Leica Microsystems, Schweiz, AG, İsviçre) ile X80 büyütmede incelendi. Kök yüzeyinden kanal dolgusunu da içerecek şekilde fotoğraflar çekildi ve elde edilen görüntüler Leica Application Suite yazılımı kullanılarak dijital ortama aktarıldı (Resim 18). Vestibül ve lingual yüzeyleri işaretlenen kesitlerde pat kalınlığı aynı yazılımı kullanarak ölçüldü ve kayıt edildi (Resim19). Alınan değerlerin aritmetik ortalamaları alındı ve her bir değer o kesit seviyesindeki pat kalınlığını göstermiş oldu.



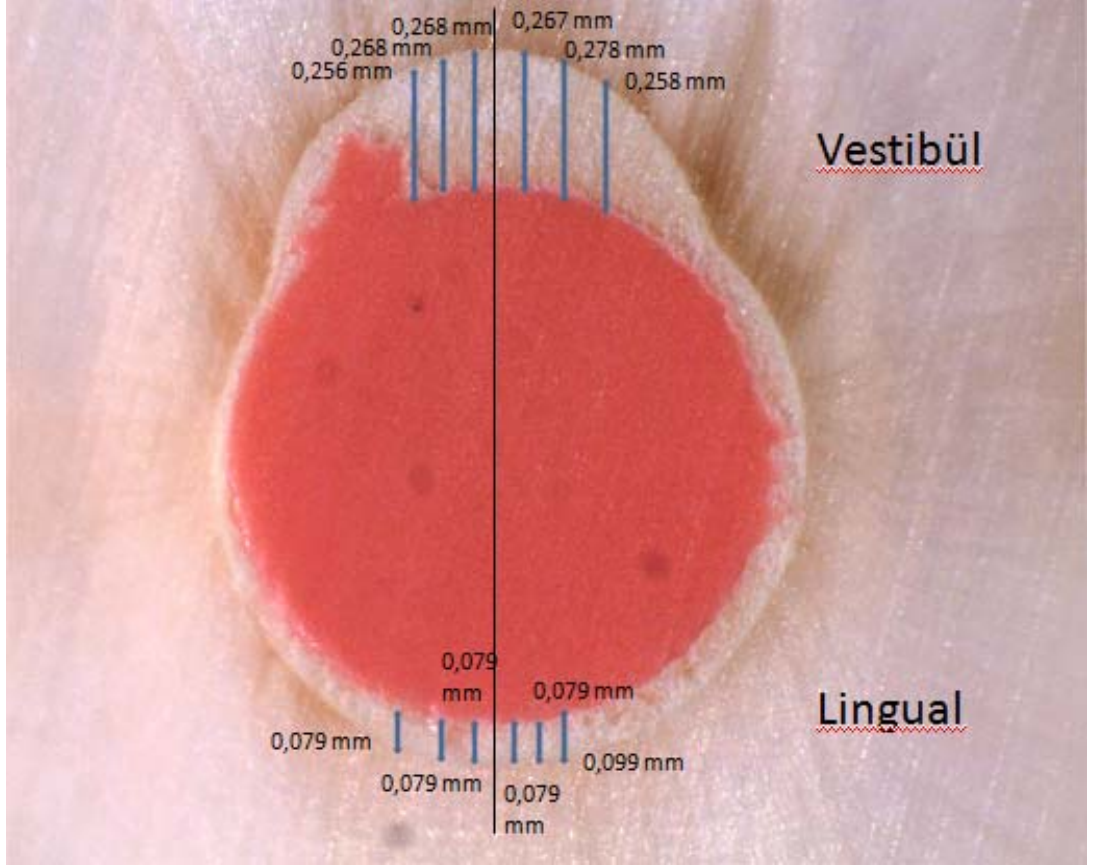
**Resim 17.** Kesitleri alınan dişlerin görüntüsü.





**Resim 18.** X80 büyütmede diş kesitlerinden alınan fotoğraf.





**Resim 19.** Vestibül ve lingual yüzeylerden pat kalınlığının ölçülmesi.

Boş kanal – güta perka provası – kanal dolgusu aşamalarında alınan radyografler üzerinde 2 mm, 6 mm ve 10 mm seviyelerinde ölçülen radyopasitelerin Al eşdeğerleri arasındaki farklar ile bu seviyelerde ölçülen ortalama pat kalınlıklarının radyopasiteye olan olası etkileri, *tek yönlü varyans analizi*, *ANCOVA kovaryans analizi* ve *Mann-Whitney testi* ile istatistiksel olarak E.Ü Tıp Fakültesi Biyoistatistik A.D' de incelendi.

## **BÖLÜM IV**

### **BULGULAR**

#### **4.1. Metal Halkalara Ait Bulgular**

Kanal patlarının dijital ve konvansiyonel görüntüleme yöntemi kullanılarak elde edilen Al-eşdeğer radyopasiteleri ve aralarındaki farklılıklar, pat kalınlıklarına göre aşağıda verilmektedir.

##### **0,2 mm:**

##### **Dijital radyografi**

En yüksek değerden en az değere göre sıralandığında en radyopak kanal patı AH Plus, en az olan ise PCS olarak bulundu: AH Plus> Epiphany> GuttaFlow> Sealapex> iRoot SP> Diaket> PCS. Bununla beraber, AH Plus ve Epiphany arasında ve Diaket ile PCS arasında istatistiksel fark bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 2) (Grafik 1). Tüm kanal patlarının Al-eşdeğerleri ISO standartlarına göre eşik değer olan 3 mm-Al'nin altındaydı.

##### **Konvansiyonel radyografi**

En yüksek değerden en az değere göre sıralandığında en radyopak kanal patı yine AH Plus iken, en az olan ise Diaket olarak bulundu: AH Plus> Epiphany> iRoot SP> GuttaFlow> Sealapex> PCS> Diaket. Bununla beraber, Diaket ile PCS arasında istatistiksel fark bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 3) (Grafik 2).

Tüm kanal patlarının Al-eşdeğerleri 3 mm-Al'nin altındaydı.

### **0,3 mm:**

#### **Dijital radyografi**

Bu kalınlıkta MGTV'ye göre GuttaFlow en radyopak kanal patı iken, radyopasitesi en az olan pat PCS olarak bulundu: GuttaFlow> AH Plus> Epiphany > iRoot SP> Sealapex> Diaket> PCS. Ancak GuttaFlow, AH Plus ve Epiphany arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 2) (Grafik 1).

Tüm kanal patlarının Al-eşdeğerleri 3 mm-Al'nin altındaydı.

#### **Konvansiyonel radyografi**

Densitometre ile yapılan ölçümlere göre, 0,3 mm kalınlığında AH Plus yine en radyopak kanal patı iken, en az olan Diaket olarak bulundu: AH Plus=Epiphany> GuttaFlow> iRoot SP> Sealapex> PCS> Diaket. AH Plus ve Epiphany arasında ve PCS ile Diaket arasında istatistiksel olarak bir farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 3) (Grafik 2).

Tüm kanal patlarının Al-eşdeğerleri 3 mm-Al'nin altındaydı.

### **0,4 mm:**

#### **Dijital radyografi**

Digora fosfor plaklardaki radyopasite değerlendirmesine göre 0,4 mm kalınlığında en radyopak kanal patı Epiphany olurken, en az radyopak olarak PCS bulundu: Epiphany> AH Plus> GuttaFlow> iRoot SP> Sealapex> Diaket> PCS. Epiphany, AH Plus, GuttaFlow ve iRoot SP arasında ve ayrıca PCS, Diaket ve Sealapex arasında istatistiksel olarak bir farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 2) (Grafik 1).

AH Plus (3,12 mm-Al) ve Epiphany (3,25 mm-Al) sınır değer olan 3 mm-Al'nin üzerindedir.

### **Konvansiyonel radyografi**

Densitometre ile yapılan ölçümlere göre 0,4 mm kalınlığında Epiphany yine en radyopak kanal patı iken, en az olan ise PCS olarak bulundu: Epiphany> GuttaFlow> AH Plus> iRoot SP> Sealapex> PCS> Diaket. Epiphany, AH Plus ve GuttaFlow arasında ve ayrıca Diaket ile PCS arasında istatistiksel olarak bir farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 3) (Grafik 2).

Yalnızca Epiphany (3,07 mm-Al) sınır değer olan 3 mm–Al'nin üzerindeydi.

### **0,5 mm:**

### **Dijital radyografi**

En radyopak kanal patı Epiphany, en az olan ise Diaket olarak bulundu: Epiphany> GuttaFlow=AH Plus> Sealapex> iRoot SP> PCS> Diaket. Ancak Epiphany, GuttaFlow ve AH Plus arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamaktaydı ( $p>0,05$ ) (Tablo 2) (Grafik 1).

Epiphany(3,59 mm-Al), AH Plus (3,46 mm-Al) ve GuttaFlow (3,46 mm-Al) sınır değer olan 3 mm–Al'nin üzerindeydi.

### **Konvansiyonel radyografi**

Densitometre ile yapılan ölçümlere göre 0,5 mm kalınlığında GuttaFlow en radyopak kanal patı iken, en az olan ise yine Diaket olarak bulundu: GuttaFlow> Epiphany> AH Plus> iRoot SP> Sealapex> PCS> Diaket. GuttaFlow ile diğer kanal patları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ( $p<0,05$ ), Epiphany ve AH Plus arasında ve ayrıca Diaket, PCS ve Sealapex arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamaktaydı ( $p>0,05$ ) (Tablo 3) (Grafik 2).

GuttaFlow (3,88 mm-Al), Epiphany (3,36 mm-Al), AH Plus (3,22 mm-Al) ve iRoot SP (3,20 mm-Al) sınır değer olan 3 mm–Al'nin üzerindeydi.

## **0,6 mm:**

### **Dijital radyografi**

Bu kalınlıkta MGV'ye göre Epiphany en radyopak kanal patı iken, radyopasitesi en az olan pat Diaket olarak bulundu: Epiphany> GuttaFlow=AH Plus> iRoot SP> Sealapex> PCS> Diaket. Epiphany, AH Plus ve GuttaFlow arasında istatistiksel olarak bir farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 2) (Grafik 1).

Epiphany (4,98 mm Al), GuttaFlow (4,19 mm Al), AH Plus (4,19 mm Al), iRoot SP (3,12 mm Al) sınır değer olan 3 mm–Al'nin üzerindeydi.

### **Konvansiyonel radyografi**

En yüksek değerden en az değere sıralamaya göre en radyopak kanal patı GuttaFlow iken, en az olan ise yine Diaket olarak bulundu: GuttaFlow> AH Plus> Epiphany> iRoot SP> Sealapex> PCS> Diaket. Diaket, PCS ve Sealapex arasında istatistiksel fark bulunmamaktaydı ( $p>0,05$ ) (Tablo 3) (Grafik 2).

GuttaFlow (4,13 mm-Al), AH Plus (3,95 mm-Al), Epiphany (3,63 mm-Al) ve iRoot SP (3,23 mm-Al) sınır değer olan 3 mm–Al'nin üzerindeydi.

## **0,7 mm:**

### **Dijital radyografi**

En yüksek değerden en az değere sıralamaya göre en radyopak kanal patı Epiphany iken, en az olan ise PCS olarak bulundu: Epiphany> AH Plus> GuttaFlow> iRoot SP> Sealapex> Diaket > PCS. Epiphany ile diğer kanal patları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ( $p<0,05$ ), PCS, Diaket ve Sealapex arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamaktaydı ( $p>0,05$ ) (Tablo 2) (Grafik 1).

Epiphany (5,48 mm-Al), AH Plus (4,30 mm-Al), GuttaFlow (4,29 mm-Al) ve iRoot SP (3,35 mm-Al) sınır değer olan 3 mm–Al'nin üzerindeydi.

### **Konvansiyonel radyografi**

Densitometre ile yapılan ölçümlere göre 0,7 mm kalınlığında GuttaFlow en radyopak kanal patı iken, en az olan ise yine Diaket olarak bulundu: GuttaFlow> Epiphany=AH Plus> iRoot SP> Sealapex> PCS> Diaket. GuttaFlow ile diğer kanal patları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ( $p<0,05$ ), Diaket, PCS ve Sealapex arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamaktaydı ( $p>0,05$ ) (Tablo 3) (Grafik 2).

GuttaFlow (5,12 mm-AI), AH Plus (4,16 mm-AI), Epiphany (4,16 mm-AI) ve iRoot SP (3,44 mm-AI) sınır değer olan 3 mm-AI'nin üzerindeydi.

### **0,8 mm:**

### **Dijital radyografi**

Bu kalınlıkta MGV'ye göre, GuttaFlow en radyopak kanal patı iken, radyopasitesi en az olan pat Diaket olarak bulundu: GuttaFlow> Epiphany> AH Plus> iRoot SP> Sealapex> PCS> Diaket. Bununla beraber GuttaFlow, AH Plus ve Epiphany arasında istatistiksel olarak bir farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 2) (Grafik 1).

GuttaFlow (5,77 mm-AI), Epiphany (5,65 mm-AI), AH Plus (5,66 mm-AI), iRoot SP (3,58 mm-AI) ve Sealapex (3,19 mm-AI) sınır değer olan 3 mm-AI'nin üzerindeydi.

### **Konvansiyonel radyografi**

Densitometre ile yapılan ölçümlere göre 0,8 mm kalınlığında yine GuttaFlow en radyopak kanal patı iken, en az olan ise yine Diaket olarak bulundu: GuttaFlow> AH Plus> Epiphany> iRoot SP> Sealapex> PCS> Diaket. GuttaFlow ile diğer kanal patları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ( $p<0,05$ ), Diaket ile PCS arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamaktaydı ( $p>0,05$ ) (Tablo 3) (Grafik 2).

GuttaFlow (5,07 mm-AI), AH Plus (4,42 mm-AI), Epiphany (4,40 mm-AI), iRoot SP (4,06 mm-AI) sınır değeri olan 3 mm-AI'nin üzerindeydi.

### **0,9 mm:**

#### **Dijital radyografi**

En yüksek değerden en az değere sıralamaya göre en radyopak kanal patı GuttaFlow iken, en az olan ise Diaket olarak bulundu: GuttaFlow> AH Plus> Epiphany> iRoot SP> PCS> Sealapex> Diaket. Diaket, PCS ve Sealapex arasında istatistiksel olarak bir farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 2) (Grafik 1).

GuttaFlow (6,11 mm-AI), AH Plus (6,05 mm-AI), Epiphany (5,96 mm-AI), iRoot SP (4,31 mm-AI), PCS (3,34 mm-AI), Sealapex (3,21 mm-AI) ve Diaket (3,14 mm-AI) sınır değeri olan 3 mm-AI'nin üzerindeydi.

#### **Konvansiyonel radyografi**

Densitometre ile yapılan ölçümlere göre 0,9 mm kalınlığında yine GuttaFlow en radyopak kanal patı iken, en az olan ise PCS olarak bulundu: GuttaFlow> AH Plus> Epiphany> iRoot SP> Sealapex> Diaket> PCS. GuttaFlow ile diğer kanal patları arasında istatistiksel bir fark bulunmaktaydı ( $p<0,05$ ) (Tablo 3) (Grafik 2).

Bu kalınlıkta PCS hariç tüm kanal patlarının radyopasitesi sınır değeri olan 3 mm-AI'nin üzerindeydi.

### **1,0 mm:**

#### **Dijital radyografi**

En yüksek değerden en az değere sıralamaya göre en radyopak kanal patı AH Plus iken, en az olan ise PCS olarak bulundu: AH Plus> GuttaFlow > Epiphany> iRoot SP> Sealapex> Diaket> PCS. GuttaFlow, AH Plus ve Epiphany arasında ( $p>0,05$ ) ve ayrıca, PCS ile Diaket arasında istatistiksel olarak bir farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 2) (Grafik 1).

Bu kalınlıkta tüm kanal patlarının radyopasitesi sınır değeri olan 3 mm–Al'nin üzerindeydi.

### **Konvansiyonel radyografi**

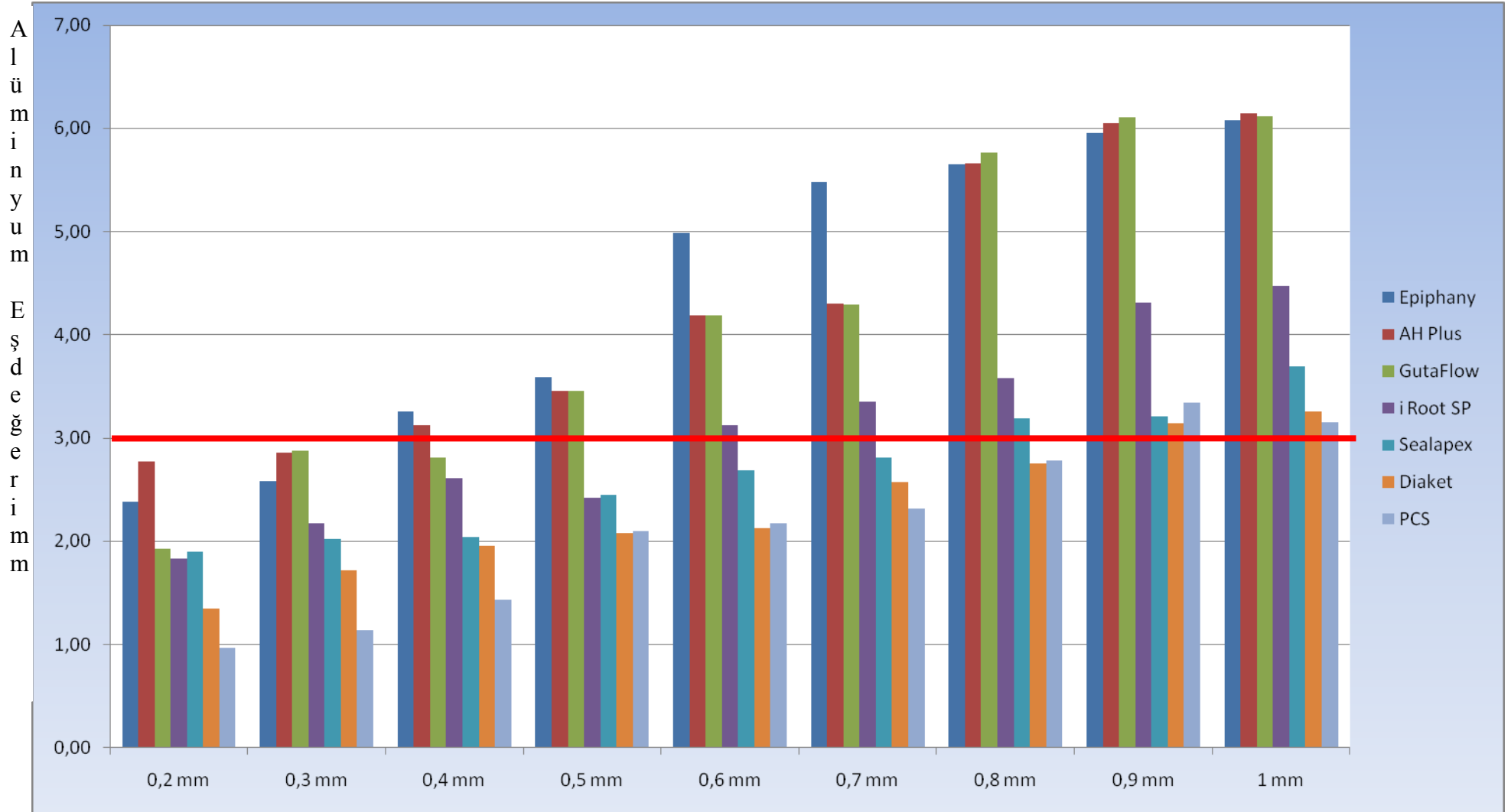
En yüksek değerden en az değere sıralamaya göre yine en radyopak kanal patı GuttaFlow iken, en az olan ise PCS olarak bulundu: GuttaFlow> AH Plus> Epiphany> iRoot SP> Sealapex> Diaket> PCS. Ancak GuttaFlow ile AH plus arasında istatistiksel olarak bir farklılık saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 3) (Grafik 2).

Bu kalınlıkta tüm kanal patlarının radyopasitesi sınır değeri olan 3 mm–Al'nin üzerindeydi.



	Ortalama Al eşdeğeri (mm) ± Standart sapma								
Kanal Patları	0,2 mm	0,3 mm	0,4 mm	0,5 mm	0,6 mm	0,7 mm	0,8 mm	0,9 mm	1 mm
AH Plus	2,77 ± 0,05 <sup>a</sup>	2,86 ± 0,13 <sup>a</sup>	3,12 ± 0,24 <sup>a</sup>	3,46 ± 0,10 <sup>a</sup>	4,19 ± 0,13 <sup>a</sup>	4,30 ± 0,19 <sup>b</sup>	5,66 ± 0,68 <sup>a</sup>	6,05 ± 0,09 <sup>a</sup>	6,15 ± 0,09 <sup>a</sup>
GuttaFlow	1,93 ± 0,1 <sup>b,c</sup>	2,88 ± 0,14 <sup>a</sup>	2,81 ± 0,05 <sup>a</sup>	3,46 ± 0,09 <sup>a</sup>	4,19 ± 0,13 <sup>a</sup>	4,29 ± 0,21 <sup>b</sup>	5,77 ± 0,69 <sup>a</sup>	6,11 ± 0,11 <sup>a</sup>	6,12 ± 0,03 <sup>a</sup>
Epiphany	2,38 ± 0,13 <sup>a,b</sup>	2,58 ± 0,11 <sup>a,b</sup>	3,25 ± 0,11 <sup>a</sup>	3,59 ± 0,46 <sup>a</sup>	4,98 ± 0,51 <sup>a</sup>	5,48 ± 0,38 <sup>a</sup>	5,65 ± 0,23 <sup>a</sup>	5,96 ± 0,07 <sup>a</sup>	6,08 ± 0,04 <sup>a</sup>
iRoot SP	1,83 ± 0,06 <sup>c,d</sup>	2,17 ± 0,06 <sup>b,c</sup>	2,61 ± 0,02 <sup>a,b</sup>	2,42 ± 0,06 <sup>b</sup>	3,12 ± 0,05 <sup>b</sup>	3,35 ± 0,08 <sup>c</sup>	3,58 ± 0,08 <sup>b</sup>	4,31 ± 0,12 <sup>b</sup>	4,47 ± 0,13 <sup>b</sup>
Sealapex	1,90 ± 0,17 <sup>b,c</sup>	2,02 ± 0,07 <sup>c</sup>	2,04 ± 0,09 <sup>b,c</sup>	2,45 ± 0,29 <sup>b</sup>	2,69 ± 0,10 <sup>a</sup>	2,81 ± 0,24 <sup>c,d</sup>	3,19 ± 0,05 <sup>b</sup>	3,21 ± 0,2 <sup>c</sup>	3,69 ± 0,05 <sup>c</sup>
Diaket	1,35 ± 0,09 <sup>d,e</sup>	1,72 ± 0,17 <sup>c</sup>	1,95 ± 0,11 <sup>c</sup>	2,08 ± 0,07 <sup>b</sup>	2,13 ± 0,04 <sup>b</sup>	2,57 ± 0,10 <sup>d</sup>	2,75 ± 0,12 <sup>b</sup>	3,14 ± 0,10 <sup>c</sup>	3,26 ± 0,07 <sup>d</sup>
PCS	0,97 ± 0,33 <sup>e</sup>	1,14 ± 0,35 <sup>d</sup>	1,43 ± 0,48 <sup>c,d</sup>	2,10 ± 0,28 <sup>b</sup>	2,17 ± 0,43 <sup>b</sup>	2,32 ± 0,28 <sup>d</sup>	2,78 ± 0,13 <sup>b</sup>	3,34 ± 0,08 <sup>c</sup>	3,15 ± 0,09 <sup>d</sup>

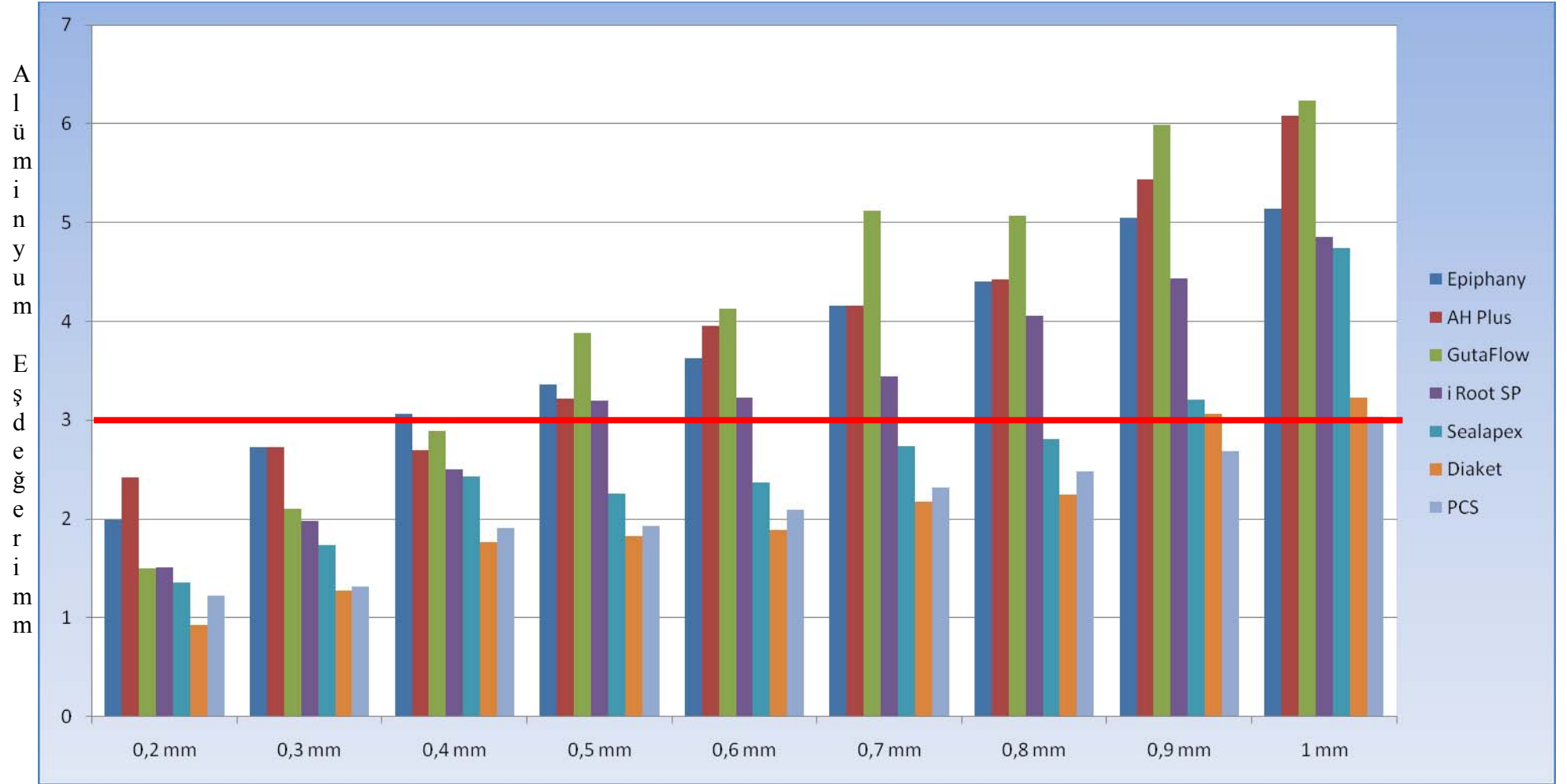
**Tablo 2.** 7 farklı kök kanal patının farklı pat kalınlıklarındaki, dijital görüntüleme yöntemi ile değerlendirilen ortalama alüminyum eşdeğerleri ve standart sapmaları.



**Grafik 1.** Farklı pat kalınlıklarında, dijital görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerlerini gösteren grafik.

Kanal Patları	Ortalama Al eşdeğeri (mm) ± Standart sapma								
	0,2 mm	0,3 mm	0,4 mm	0,5 mm	0,6 mm	0,7 mm	0,8 mm	0,9 mm	1 mm
AH Plus	2,42 ± 0,10 <sup>a</sup>	2,73 ± 0,23 <sup>a</sup>	2,70 ± 0,08 <sup>a,c</sup>	3,22 ± 0,25 <sup>b</sup>	3,95 ± 0,13 <sup>a</sup>	4,16 ± 0,13 <sup>b</sup>	4,42 ± 0,07 <sup>b</sup>	5,44 ± 0,24 <sup>b</sup>	6,08 ± 0,10 <sup>a</sup>
GuttaFlow	1,50 ± 0,76 <sup>c</sup>	2,10 ± 0,12 <sup>b</sup>	2,89 ± 0,32 <sup>a,b</sup>	3,88 ± 0,11 <sup>a</sup>	4,13 ± 0,33 <sup>a</sup>	5,12 ± 0,32 <sup>a</sup>	5,07 ± 0,17 <sup>a</sup>	5,99 ± 0,12 <sup>a</sup>	6,23 ± 0,35 <sup>a</sup>
Epiphany	1,99 ± 0,04 <sup>b</sup>	2,73 ± 0,17 <sup>a</sup>	3,07 ± 0,12 <sup>a</sup>	3,36 ± 0,16 <sup>b</sup>	3,63 ± 0,11 <sup>a,b</sup>	4,16 ± 0,14 <sup>b</sup>	4,40 ± 0,05 <sup>b</sup>	5,05 ± 0,05 <sup>b</sup>	5,14 ± 0,05 <sup>b</sup>
iRoot SP	1,51 ± 0,75 <sup>c</sup>	1,98 ± 0,08 <sup>b</sup>	2,50 ± 0,09 <sup>b,c</sup>	3,20 ± 0,11 <sup>b</sup>	3,23 ± 0,06 <sup>b</sup>	3,44 ± 0,24 <sup>c</sup>	4,06 ± 0,20 <sup>b</sup>	4,43 ± 0,23 <sup>c</sup>	4,85 ± 0,00 <sup>b</sup>
Sealapex	1,36 ± 0,15 <sup>c</sup>	1,74 ± 0,02 <sup>a,c</sup>	2,43 ± 0,05 <sup>b,c</sup>	2,26 ± 0,18 <sup>c</sup>	2,37 ± 0,03 <sup>c</sup>	2,74 ± 0,11 <sup>d</sup>	2,81 ± 0,14 <sup>c</sup>	3,21 ± 0,16 <sup>d</sup>	4,74 ± 0,14 <sup>b</sup>
Diaket	0,93 ± 0,12 <sup>d</sup>	1,28 ± 0,14 <sup>d</sup>	1,77 ± 0,04 <sup>d</sup>	1,83 ± 0,14 <sup>c</sup>	1,89 ± 0,18 <sup>c</sup>	2,18 ± 0,07 <sup>e</sup>	2,25 ± 0,11 <sup>d</sup>	3,07 ± 0,17 <sup>d</sup>	3,23 ± 0,18 <sup>c</sup>
PCS	1,22 ± 0,05 <sup>c,d</sup>	1,32 ± 0,13 <sup>c,d</sup>	1,91 ± 0,17 <sup>d</sup>	1,93 ± 0,17 <sup>c</sup>	2,09 ± 0,09 <sup>c</sup>	2,32 ± 0,10 <sup>d,e</sup>	2,48 ± 0,04 <sup>c,d</sup>	2,69 ± 0,11 <sup>d</sup>	3,03 ± 0,10 <sup>c</sup>

**Tablo 3.** 7 farklı kök kanal patının farklı kalınlıktaki pat kalınlıklarındaki, konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile değerlendirilen ortalama alüminyum eşdeğerleri ve standart sapmaları.



**Grafik 2.** Farklı metal kalınlıklarında, konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerlerini gösteren grafik

## 4.2. Dijital ve Konvansiyonel Görüntüleme Yöntemlerinin Karşılaştırılmasına

### Ait Bulgular

Kanal patı kalınlıkları ve kanal patı cinsi göz önüne alınmadan, dijital ve konvansiyonel görüntüleme yöntemleri ile yapılan radyopasite ölçümleri karşılaştırıldığında aralarında önemli derecede korelasyon ( $r=0,928$ ;  $p<0,01$ ) olduğu gözlemlendi.

Kanal patı kalınlıkları göz önüne alınmadan, her kanal patınının dijital ve konvansiyonel görüntüleme yöntemleri ile yapılan ölçümleri arasında da önemli derecede korelasyon izlendi (Tablo 4).

Kanal Patları	Pearson korelasyon	p değeri
AH Plus	0,943	$p<0,01$
Epiphany	0,949	$p<0,01$
GuttaFlow	0,933	$p<0,01$
iRoot SP	0,947	$p<0,01$
PCS	0,870	$p<0,01$
Sealapex	0,856	$p<0,01$
Diaket	0,958	$p<0,01$

**Tablo 4.** Her kanal patınının dijital ve konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerlilikleri arasındaki korelasyon

Bununla beraber, her kanal patınının dijital ve konvansiyonel yöntemlerle elde edilen Al eşdeğerlilikleri eşleştirilmiş t testi ile karşılaştırıldığında GuttaFlow, PCS ve iRoot SP için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Tablo 5).

<b>Kanal Patları</b>	<b>p değeri</b>
AH Plus	p<0,01
Epiphany	p<0,01
GuttaFlow	<b>p&gt;0,05</b>
iRoot SP	<b>p&gt;0,05</b>
PCS	<b>p&gt;0,05</b>
Sealapex	p<0,05
Diaket	p<0,01

**Tablo 5.** Her kanal patının dijital ve konvansiyonel ölçümleri arasındaki istatistiksel bulgular.

Dijital ve konvansiyonel yöntem için, kanal patı cinsi ve kalınlıkları arasında farkın olup olmadığı ise *iki yönlü varyans analizi* ile değerlendirildi. Kanal patları ve kalınlıklar arasında bir fark olduğu gözlemlendi ( $p<0,001$ ). Ayrıca, kanal patı cinsi ile pat kalınlığı arasında bir etkileşim olduğu ve her kanal patının kalınlık artışıyla radyopasite değişiminin birbirinden farklı olduğu gözlemlendi.

#### **4.2.1. Dijital Görüntüleme Yöntemi:**

Dijital görüntüleme yöntemi için pat kalınlıkları göz önüne alınmadan kanal patları arasında bir farkın olup olmadığı Tukey testi ile değerlendirildi. Konvansiyonel görüntüleme yöntemindeki bulgulardan farklı olarak AH Plus-Epiphany, AH Plus-GuttaFlow patları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ( $p>0,05$ ) diğer patlar arasındaki fark anlamlı bulundu. Ayrıca, dijital görüntüleme yönteminde Diaket-PCS arasındaki farkın konvansiyonel görüntüleme yöntemindeki sonuca oranla farklı olduğu gözlemlendi (Tablo 6).

<b>Kanal Patı</b>	<b>p değeri</b>
AH Plus-Diaket	p<0,001
<b>AH Plus-Epiphany</b>	<b>p&gt;0,05</b>
<b>AH Plus-GuttaFlow</b>	<b>p&gt;0,05</b>
AH Plus-iRoot SP	p<0,001
AH Plus-PCS	p<0,001
AH Plus-Sealapex	p<0,001
Diaket-Epiphany	p<0,001
Diaket-GuttaFlow	p<0,001
Diaket-iRoot SP	p<0,001
Diaket-PCS	p<0,001
Diaket-Sealapex	p<0,001
Epiphany-GuttaFlow	p<0,001
Epiphany-iRoot SP	p<0,001
Epiphany-PCS	p<0,001
Epiphany-Sealapex	p<0,001
GuttaFlow-iRoot SP	p<0,001
GuttaFlow-PCS	p<0,001
GuttaFlow-Sealapex	p<0,001
iRoot SP-PCS	p<0,001
iRoot SP-Sealapex	p<0,001
PCS-Sealapex	p<0,001

**Tablo 6.** Kanal patlarının dijital görüntüleme yönteminde elde edilen radyopasitelerin karşılaştırılması.

Dijital görüntüleme yöntemi için kanal patı cinsini göz önüne almadan kanal patı kalınlıklarının radyopasiteye etkisi de değerlendirildi. 0,9–1,0 mm ile 0,6–0,7 mm

kalınlıkların karşılaştırılması hariç, tüm kalınlıklar arasında anlamlı farklar bulundu ( $p<0,01-0,001$ ) (Tablo 7).

Pat kalınlığı (mm)	p değeri	Pat kalınlığı (mm)	p değeri
0,2-0,3	$p<0,001$	0,4-0,8	$p<0,001$
0,2-0,4	$p<0,001$	0,4-0,9	$p<0,001$
0,2-0,5	$p<0,001$	0,4-1,0	$p<0,001$
0,2-0,6	$p<0,001$	0,5-0,6	$p<0,001$
0,2-0,7	$p<0,001$	0,5-0,7	$p<0,001$
0,2-0,8	$p<0,001$	0,5-0,8	$p<0,001$
0,2-0,9	$p<0,001$	0,5-0,9	$p<0,001$
0,2-1,0	$p<0,001$	0,5-1,0	$p<0,001$
0,3-0,4	$p<0,01$	<b>0,6-0,7</b>	<b><math>p&gt;0,05</math></b>
0,3-0,5	$p<0,001$	0,6-0,8	$p<0,001$
0,3-0,6	$p<0,001$	0,6-0,9	$p<0,001$
0,3-0,7	$p<0,001$	0,6-1,0	$p<0,001$
0,3-0,8	$p<0,001$	0,7-0,8	$p<0,001$
0,3-0,9	$p<0,001$	0,7-0,9	$p<0,001$
0,3-1,0	$p<0,001$	0,7-1,0	$p<0,001$
0,4-0,5	$p<0,001$	0,8-0,9	$p<0,001$
0,4-0,6	$p<0,001$	0,8-1,0	$p<0,001$
0,4-0,7	$p<0,001$	<b>0,9-1,0</b>	<b><math>p&gt;0,05</math></b>

**Tablo 7.** Dijital görüntüleme yönteminde pat kalınlıklarının radyopasitelerin karşılaştırılması.

#### 4.2.2. Konvansiyonel Görüntüleme Yöntemi:

Konvansiyonel görüntüleme yöntemi için pat kalınlıkları göz önüne alınmadan kanal patları arasında bir farkın olup olmadığı yine Tukey testi ile değerlendirildi. Diaket



ve PCS karşılaştırması hariç tüm patlar arasındaki fark anlamlı bulundu ( $p<0,001$ )

(Tablo 8).

<b>Kanal Patı</b>	<b>p değeri</b>
AH Plus–Diaket	$p<0,001$
AH Plus–Epiphany	$p<0,001$
AH Plus–GuttaFlow	$p<0,001$
AH Plus–iRoot SP	$p<0,001$
AH Plus–PCS	$p<0,001$
AH Plus–Sealapex	$p<0,001$
Diaket–Epiphany	$p<0,001$
Diaket–GuttaFlow	$p<0,001$
Diaket–iRoot SP	$p<0,001$
<b>Diaket–PCS</b>	<b><math>p&gt;0,05</math></b>
Diaket–Sealapex	$p<0,001$
Epiphany–GuttaFlow	$p<0,001$
Epiphany–iRoot SP	$p<0,001$
Epiphany–PCS	$p<0,001$
Epiphany–Sealapex	$p<0,001$
GuttaFlow–iRoot SP	$p<0,001$
GuttaFlow–PCS	$p<0,001$
GuttaFlow–Sealapex	$p<0,001$
iRoot SP–PCS	$p<0,001$
iRoot SP–Sealapex	$p<0,001$
PCS–Sealapex	$p<0,001$

**Tablo 8.** Kanal patlarının konvansiyonel görüntüleme yönteminde elde edilen radyopasitelerin karşılaştırılması.

Konvansiyonel görüntüleme yöntemi için kanal patı cinsini göz önüne almadan kanal patı kalınlıkları arasında fark olup olmadığı da değerlendirildi. Hiçbir kalınlığın birbirine eşdeğer olmadığı, tüm pat kalınlıkları arasında fark olduğu gözlemlendi (Tablo 9).

Pat kalınlığı (mm)	p değeri	Pat kalınlığı (mm)	p değeri
0,2–0,3	p<0,001	0,4–0,8	p<0,001
0,2–0,4	p<0,001	0,4–0,9	p<0,001
0,2–0,5	p<0,001	0,4–1,0	p<0,001
0,2–0,6	p<0,001	0,5–0,6	p<0,001
0,2–0,7	p<0,001	0,5–0,7	p<0,001
0,2–0,8	p<0,001	0,5–0,8	p<0,001
0,2–0,9	p<0,001	0,5–0,9	p<0,001
0,2–1,0	p<0,001	0,5–1,0	p<0,001
0,3–0,4	p<0,001	0,6–0,7	p<0,001
0,3–0,5	p<0,001	0,6–0,8	p<0,001
0,3–0,6	p<0,001	0,6–0,9	p<0,001
0,3–0,7	p<0,001	0,6–1,0	p<0,001
0,3–0,8	p<0,001	0,7–0,8	p<0,001
0,3–0,9	p<0,001	0,7–0,9	p<0,001
0,3–1,0	p<0,001	0,7–1,0	p<0,001
0,4–0,5	p<0,001	0,8–0,9	p<0,001
0,4–0,6	p<0,001	0,8–1,0	p<0,001
0,4–0,7	p<0,001	0,9–1,0	p<0,001

**Tablo 9.** Konvansiyonel görüntüleme yönteminde pat kalınlıklarının radyopasitelerin karşılaştırılması.

### 4.3. *Ex-vivo* Çalışma Sonucunda Elde Edilen Bulgular

Güta-perka provası sırasında(yani kanal patı ile kanal doldurulmadan) alınan radyografi değerleri arasında kesit seviyeleri açısından bir farkın olup olmadığı değerlendirildi. Bu değerlendirme sonucunda 2 ve 6 mm ile 2 ve 10 mm seviyeleri arasında anlamlı bir fark ( $p<0,01$ ) gözlenirken 6 ve 10 mm seviyelerinde bir fark gözlenmedi ( $p>0,05$ ).

Eğer kanal doldurulduktan sonra alınan radyopasite değerinde bir azalma var ise, bu olay kanal patının güta-perkanın, dolayısıyla kanal dolgusunun radyopasite değerini azalttığı şeklinde yorumlandı (Tablo 10).

Kesit seviyesi	Kanal Patı	A	B	C
2 mm	AH Plus	12	3	0
	iRoot SP	9	6	0
	Epiphany	7	8	0
6 mm	AH Plus	13	1	1
	iRoot SP	10	5	0
	Epiphany	9	6	0
10 mm	AH Plus	11	4	0
	iRoot SP	12	3	0
	Epiphany	13	2	0

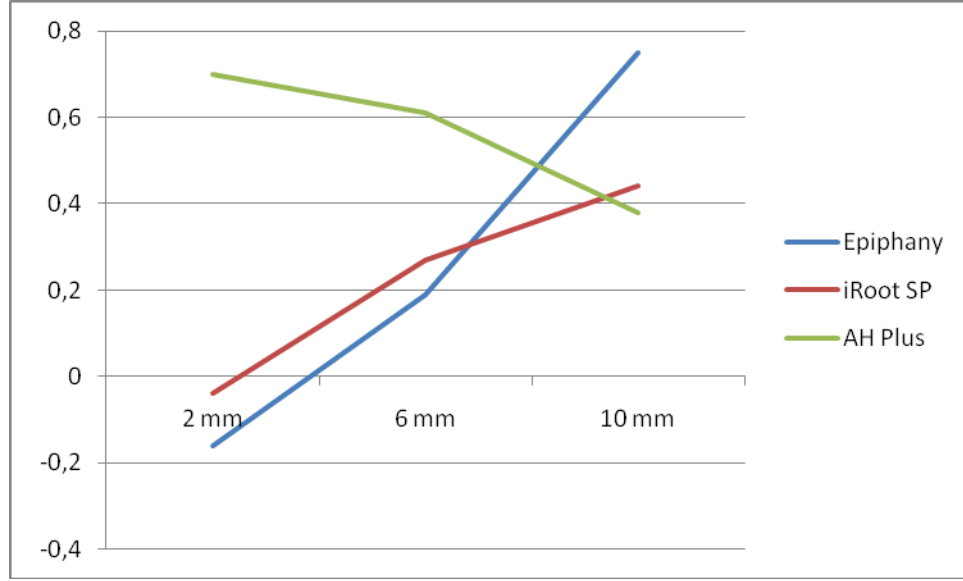
**Tablo 10.** Güta-perka provası ile kanal dolgusu ile arasındaki radyopasite farklarının kanal patı cinsine göre dağılımı **A:** Pozitif fark, **B:** Negatif fark, **C:** Eşit.

Kanal dolgusu tamamlandıktan sonra alınan radyopasite değeri ile güta-perka provasında ölçülen radyopasite değerinin farkının dişler üzerindeki kesitlere göre değerlendirilmesinde iki yönlü ANOVA testi kullanıldı. Bu teste göre hem kesit seviyeleri (2 mm–6 mm–10 mm) arasında ( $p=0,039$ ), hem de kanal patları arasında fark gözlemlendi ( $p=0,0319$ ).

Kanal patlarının kendi grupları içerisinde farklı kesit seviyelerinde, kanal patının sağladığı radyopasite açısından fark olup olmadığı değerlendirildiğinde; Epiphany grubunda yalnızca 2 ve 10 mm kesit seviyeleri arasında anlamlı bir fark gözlemlendi ( $p<0,01$ ). Hem AH Plus grubunda, hem de iRoot SP grubunda kesitler arasında kanal patının getirdiği radyopasite açısından her hangi bir fark gözlemlenemedi ( $p>0,05$ ) (Tablo 11) (Grafik 3).

	<b>2 mm</b>	<b>6 mm</b>	<b>10 mm</b>
<b>AH Plus</b>	0,70 mm $\pm$ 0,80	0,61 mm $\pm$ 0,65	0,38 mm $\pm$ 0,60
<b>Epiphany</b>	-0,16 mm $\pm$ 0,79	0,19 mm $\pm$ 0,82	0,75 mm $\pm$ 0,58
<b>iRoot SP</b>	-0,04 mm $\pm$ 0,46	0,27 mm $\pm$ 0,64	0,44 mm $\pm$ 0,61

**Tablo 11.** Kanal patlarının kanal dolgusu öncesi ve sonrası arasındaki Al eşdeğeri açısından radyopasite farklılıklarının kesit seviyelerine göre değerleri.



**Grafik 3.** Kanal patlarının kanal dolgusu öncesi ve sonrası arasındaki Al eşdeğeri açısından radyopasite farklılıklarının kesit seviyelerine göre değerlerini gösteren grafik.

Belirli kesit seviyelerinde, kanal patları radyopasite açısından değerlendirildiğinde, 2 mm seviyesinde Epiphany–AH Plus ve iRoot SP–AH Plus arasında anlamlı bir fark olduğu gözlemlendi ( $p < 0,05$ ) (Tablo 12). 6 mm ve 10 mm seviyelerinde ise kanal patları arasında radyopasite açısından herhangi bir fark gözlenmedi ( $p > 0,05$ ).

	<b>Epiphany-AH plus</b>	<b>Epiphany-iRoot SP</b>	<b>iRoot SP-AH Plus</b>
<b>2 mm</b>	<b>p&lt;0,05</b>	p>0,05	<b>p&lt;0,05</b>
<b>6 mm</b>	p>0,05	p>0,05	p>0,05
<b>10 mm</b>	p>0,05	p>0,05	p>0,05

**Tablo 12.** Belirli kesit seviyelerinde, kanal patlarının radyopasite açısından karşılaştırılmasına ait bulgular.

#### **4.3.1. Kanal Patlarının Kesit Seviyelerindeki Kalınlıklarının Değerlendirilmesi**

Pat kalınlıkları (Tablo 13), kanal patları cinsine göre değerlendirildiğinde, 10 mm seviyesinde aralarında istatistiksel bir fark gözlenmezken, 2 ile 6 mm seviyesinde iRoot SP ve Epiphany arasında anlamlı bir fark saptandı (p<0,05). iRoot SP'nin ortalama pat kalınlığı, her kesit seviyesinde her zaman en yüksek olarak ölçüldü.

	<b>2 mm</b>	<b>6 mm</b>	<b>10 mm</b>
<b>AH Plus</b>	0,03 ±0,01	0,05 ±0,03	0,11 ±0,10
<b>Epiphany</b>	0,02 ±0,02	0,02 ±0,01	0,09 ±0,16
<b>iRoot SP</b>	0,14 ±0,23	0,07 ±0,07	0,20 ±0,14

**Tablo 13.** Kanal patı cinsine göre kesit seviyelerindeki pat kalınlıkları ve standart sapmalar (mm)

Kanal patları kesit seviyeleri açısından kendi içinde değerlendirildiğinde, AH Plus grubunda 2 ile 10 mm ve 6 ile 10 mm kesit seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edildi ( $p<0,05$ ) (Tablo 14). iRoot SP ve Epiphany grubunda ise hiçbir kesit seviyesi arasında bir fark gözlenmedi ( $p>0,05$ ).

	2 mm–6 mm	2 mm–10 mm	6 mm–10 mm
<b>AH Plus</b>	<b><math>p&gt;0,05</math></b>	$p<0,05$	<b><math>p&lt;0,05</math></b>
<b>Epiphany</b>	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$
<b>iRoot SP</b>	$p>0,05$	$p>0,05$	$p>0,05$

**Tablo 14.** Belirli kesit seviyelerinde kanal patı cinsine göre pat kalınlıklarının karşılaştırılması.

Tüm kesit seviyelerinde kanal dolgusu ve öncesi radyopasite(yani kanal patından kaynaklanan radyopasite) ile pat kalınlığı arasında herhangi bir korelasyon olup olmadığı da bu çalışma kapsamında içinde değerlendirildi. Ancak herhangi bir korelasyon gözlenmedi ( $p>0,05$ ) (Tablo 15).

	<b>2 mm</b>	<b>6 mm</b>	<b>10 mm</b>
<b>AH Plus</b>	0,172	0,354	0,200
<b>Epiphany</b>	0,371	0,070	0,326
<b>iRoot SP</b>	0,005	0,119	0,512

**Tablo 15.** Tüm kesit seviyelerinde, kanal patı kalınlığı ile radyopasitesi arasındaki korelasyon değerleri.



## **BÖLÜM V**

### **TARTIŞMA**

Başarılı bir endodontik tedavinin en önemli aşamalarından biri kök kanallarının üç boyutlu bir şekilde doldurulmasıdır. Yapılan çalışmalarda endodontik tedavide başarısızlık nedenlerinden yaklaşık %60'ının kök kanal boşluğunun yeterli doldurulmamasından kaynaklandığı tespit edilmiştir (55, 62).

Kök kanal patları, kök kanal duvarı ve güta-perka arasındaki boşlukları ve düzensizlikleri doldururlar. Böylece sızdırmaz bir kanal dolgusu yapılmasında çok önemli rol oynarlar. Çeşitli kanal doldurma teknikleri geliştirilmesine rağmen, yalnızca güta-perka ve günümüz kök kanal patları ile kök kanallarının karmaşık yapısına uygun tamamen sızdırmaz bir kök kanal dolgusu yapılamayacağı görülmüştür (55, 62). Bu nedenle, günümüzde ideal kanal dolgu patı bulma çalışmaları halen devam etmektedir.

İdeal kök kanal patının sahip olması gereken en önemli özelliklerden bir tanesi, radyografilerde tespit edilebilmesine, komşu anatomik yapılardan rahatlıkla ayırt edilebilmesine ve kök kanal dolgusunun kalitesinin değerlendirilebilmesine yardımcı olacak olan radyopasite özelliğidir. Kök kanal dolgusunun radyopasite değerine sadece güta-perka ve kanal patı değil; kemik kalınlığı ve kalitesi, dentin kalınlığı ve kalitesi ile yumuşak dokuların hepsi beraber etki etmektedir. Bu durum, güta-perka ve kök kanal patın hacminin oldukça azaldığı kök kanalının apikal üçlüsünde radyopasite değerlendirmesini oldukça zorlaştırmaktadır (5).

Radyopasite, kök kanal patları ve simanlar için vazgeçilmez bir özelliktir. Ayrıca kök kanal dolgusunun bütünlüğünün ve aksesuar kanallara kanal patının ulaşım

ulaşmadığının tespit edilmesine ve kök kanal dolgusu içerisindeki boşlukların gözlenmesine de yardımcı olur. (8, 112). Bu amaçla endodontide yerini alan her yeni kök kanal patı, radyopasiteye olan katkısı açısından da irdelenmektedir. Uluslararası Standardizasyon Teşkilatı'nın (ISO) belirlediği 2001:6876 sayılı yönergeye göre kök kanal patlarının radyopasitesi 3 mm Al'ye eşit ya da daha fazla olmalıdır (53). Benzer şekilde Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü/Amerikan Dişhekimleri Birliği (ANSI/ADA) kök kanal patları ile ilgili yayınladıkları 57 numaralı sınıflamada bu materyallerin radyopasitelerinin, 2 mm kalınlıkta kemik, dentin ya da Al 1100 metalinin radyopasitesinden daha fazla olması gerektiğini bildirmiştir (3). Manson-Hing 1 mm kalınlıktaki mineralize dokunun radyopasite eşdeğerinin 1 mm Al 1100 metalinin radyopasitesine eşit olduğunu bulmuş ve 1 mm kalınlıktaki bir endodontik materyal örneğinin en az 3 mm Al 1100 olması gerektiğini belirtmiştir (53, 66). Hem ISO hem de ANSI/ADA, eşdeğer alüminyum değerini hesap ederken referans olarak Al 1100 metalinden yapılan Al penetrometrelerin kullanılmasını önermişlerdir (3, 53).

ISO'nun 2001:6876 numaralı yönergesine göre kullanılan Al penetrometre içeriğinin %98'inin saf Al olması gerekmektedir. Ayrıca maksimum bakır içeriğinin %0,1, maksimum demir içeriğinin ise %1 olması gerekmektedir. Al penetrometre 50 mm uzunluk x 20 mm genişliğe sahip olacak şekilde tek bir Al bloktan kesilmelidir. Kalınlığı her basamağında 0,5 mm artacak şekilde 0,5 mm'den, 9 mm'ye kadar olmalıdır. Basamakların yüksekliği 10 µm'lik hata payı ile şekillendirilmiş olmalıdır (53).

Al penetrometrelerin bu kadar düzgün geometrik özelliklere sahip olması için bilgisayar destekli sistemlerle kesilerek yapılması gerekmektedir; ancak bu işlem de maliyeti arttırmaktadır (107). Maliyeti düşürmek için birçok çalışmada 0,5 mm

basamaktan daha yüksek basamak değerleri kullanılmıştır (8, 9, 15, 37, 40-42, 86, 107, 109, 110, 112). Daha yüksek basamak değerleri ile oluşturulan Al penetrometreler ölçüm işlemlerini hızlandırırsa da, basamak kalınlığının artışı ile Al abzorbsiyonundaki tutarlılık bozulacağı için doğruluğu kesin olmayan verilere neden olabileceği düşünölmüştür (4, 30).

Dental literatürdeki birçok çalışmada 2 mm basamak artışı ile 2–16 mm'lik Al penetrometre kullanılmıştır (8, 41, 42, 109, 110). Baksı ve ark. 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında 0,5 mm basamak artışı ile 0,5–5 mm'lik Al penetrometreyi tercih etmişlerdir (4). Dental literatürdeki radyopasite çalışmalarının çoğunda da 1 mm basamak artışlı fakat uzunlukları değişken penetrometreler kullanılmıştır (9, 15, 87, 107, 112).

Tüm bunlara ek olarak, düşük maliyetli Al penetrometreler üretebilmek için yekpare bir Al bloğu yerine birçok Al şeridinin perçinlenmesi ile elde edilen bloklardan da yararlanılmaktadır (40). Tagger ve Katz (107) 12 adet Al plakanın birleştirilmesi ile elde edilen Al penetrometreyi kullanırken, bazı çalışmalarda ise 15 adet Al şeridinin perçinlenmesi ile elde edilen Al penetrometre kullanılmıştır (40, 86). Watts DC ve ark. (121) yaptıkları çalışmada, endüstride ve akademik çalışmalarda kullanılan 12 penetrometre ile ilgili yapılan anket sonuçlarına göre, penetrometrelerin sadece %60'ının ISO ve ANSI/ADA koşullarına uyduğunu görmüşlerdir. %4 bakır içeren alüminyum alaşım penetrometrenin kullanılması, radyopasite ölçümlerinin %99,5 alüminyum içerenlerden yaklaşık %50 daha az çıkmasına yol açmıştır (119). Bakır gibi demir de, X işınlarını alüminyumdan daha fazla zayıflatır. Alüminyum penetrometredeki demir içeriği de, azalmış radyopasite değerlerine yol açacaktır. Bu nedenle, farklı araştırmacılar tarafından yapılan radyopasite ölçümlerini karşılaştırmak için yapılan tüm radyopasite ölçümlerinin standart alüminyum

düzeyine sahip olması gerekir (3, 53). Biz de çalışmamızda ISO standartlarına uygunluk sağlayabilmesi ve sonuçları etkilememesi açısından bilgisayar destekli fabrikasyon işlemi ile hazırlattığımız %99,5 saf alüminyum içeren tek bir bloktan oluşan, 0,5 mm basamak artışı 0,5–5 mm'lik bir alüminyum penetrometreyi kullanmayı tercih ettik.

ISO, kök kanal patlarının radyopasiteleri için gerekli standartları belirlerken kanal patlarının paslanmaz çelik yüzük şeklinde kalıpların içerisine yerleştirilmesi gerektiğini bildirmiştir. Bu kalıpların yüksekliklerinin  $1\pm 0,01$  mm, iç çaplarının ise  $10\pm 0,1$  mm olması gerekmektedir. Literatürdeki birçok çalışmada bu standartlara göre hazırlanan metal ya da akrilik kalıplar kullanılmıştır (4, 32, 41, 42, 109, 110). Baksı ve ark. (4) 1 mm yüksekliği, 10 mm çapı olan teflon yüzükler kullanmışlar ve her kanal patı için, mikroskop lamı üzerine yerleştirdikleri üçer adet örneğin üzerine de tekrar mikroskop lamı örtmüşlerdir. Guerreiro-Tanomaru ve ark. (41) ise, 1 mm yüksekliğe 10 mm çapa sahip metal matrislerin ölçülerini almışlar; her kanal patından 5 adet örnek olacak şekilde ölçülerin içerisine doldurdıkları kanal patlarının donmasını tamamladıktan sonra bu boyutlarda diskler elde etmişlerdir.

Öte yandan ISO standardının gerektirdiği 1 mm yükseklik değeri sabit olarak tutulsa da, kullanılan malzemenin azalması ve röntgen filmi üzerinde örneklerin daha az yer kaplanması amacı ile çoğu çalışmada, iç çapı daha az olan metal halka ya da haznecikler de tercih edilmiştir (9, 37, 40, 86). Görduysus ve ark. (37) kanal patlarını iç çapı 4 mm, yüksekliği 1 mm olan boşlukların olduğu akrilik plakalara yerleştirmişler ve örneklerin üst yüzeyleri jelâtin ile kapatmışlar ve camdan bir plaka kullanarak örneklerin üst yüzeylerinin düzgün olmasını sağlamışlardır. Carvalho ve ark. (15) yaptıkları çalışmada ANSI/ADA'nın belirttiği 10 mm'lik iç çapı, kullanılan materyalin hacmini azaltmayı ve örnekleri periapikal fosfor plağın merkezine

yerleştirmeye olanak sağlaması açısından 5 mm'ye düşürdüklerini bildirmişlerdir. Tagger ve Katz (107) iç çapı 6 mm olan metal halkaları kullanmışlar ve düşük çaplı metal halka kullanımı sayesinde oluşan küçülmüş örnek yüzeyinin densitometrik inceleme sırasında avantaj sağladığını bildirmişlerdir. Tüm çalışmalarda, örnek çapları değişse de, ISO veya ANSI/ADA'nın önerdiği gibi 1 mm kalınlık standart olarak kullanılmıştır. Ancak pat kalınlığının kök kanalı içinde 1 mm'ye ulaşması mümkün değildir ve bu kalınlığın 1 mm'den çok daha az olabileceği birçok çalışmada gösterilmiştir. Weis ve ark. (124) doldurulmuş kanallarda kanal patı kalınlığını 2,2–47,6 µm olarak bulmuşlar ve bu değerlerin kök kanal doldurma tekniğine bağlı olarak değişebileceğini bildirmişlerdir. Buna benzer bir araştırmada de Deus ve ark. (26) pat kalınlığını özellikle apikal üçlüde (29–352 µm) biraz daha fazla bulmuşlardır. Öte yandan Wu ve ark. (128) apikal üçlüdeki pat kalınlığını tek bir ana güta-perka ile doldurdıkları kanallarda 20–300 µm olarak ölçmüşlerdir. Salz ve ark. (90) Apexit Plus ve AH Plus kanal patlarının örtüleme özelliklerini inceledikleri çalışmalarında kanal patı kalınlıklarını 11 µm ve 28 µm bulmuşlardır. Oguntebi ve ark. (74) yaptığı başka bir film kalınlığı çalışmasında ise AH 26 ve Sealapex'in kalınlıklarını 36 µm olarak göstermişlerdir.

Radyopasite direkt olarak kalınlık ile ilişkilidir. Kök kanal patının radyopasitesi ve güta-perkanın kalınlığı kök kanal dolgusunun tüm radyopasitesini etkileyen faktörlerdir. Özellikle kök kanalının apikal bölgesinde güta-perkanın kalınlığı azalmaktadır ve tüm radyopasiteyi etkileyen ana etken kanal patının kendi radyopasitesi olmaktadır. Dental literatürde açılı tek kon tekniği ile doldurulmuş kök kanal dolgusundaki kanal patı kalınlığının değerlendirildiği her hangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır ve apikal üçlüdeki değişken kanal patı kalınlığının radyopasiteye olan etkisi kesin değildir ve üzerinde çalışılması gerekmektedir (5). Biz de

çalışmamızda, öncelikle 0,2 mm ile 1 mm arasında farklı kalınlıklara sahip paslanmaz çelik halkalar ile hazırlanan kanal patlarının radyopasitelerindeki değişimleri araştırmayı amaçladık.

### **5.1. Dijital ve Konvansiyonel Görüntüleme Sistemlerinin Radyopasite Açısından Karşılaştırılması**

ISO kök kanal patlarının özellikleri ile ilgili 2001 yılında hazırladığı şartnamede, dental piyasada yer alacak bir kanal patının gerekli radyopasite değerini değerlendirmek için D hızındaki okluzal filmlerin kullanılması gerektiğini bildirmiştir (53). Aynı şekilde kök kanal patlarının radyopasitelerini ANSI/ADA standartlarına uygun hale getirmek için okluzal filmlerin kullanılması ve bu filmlerin kimyasal banyo işlemlerinden geçirilmesi şarttır (3).

Konvansiyonel periapikal filmler endodonti pratiğinde yaygın olarak kullanılsa da okluzal filmin klinik endodonti uygulamalarındaki yeri kısıtlıdır. Dijital görüntüleme teknikleri de gelişen teknoloji ve avantajları ile beraber dişhekimliği pratiğinde yerini hızla almaktadır (11, 93). Ayrıca ANSI/ADA'nın kök kanal patları ile ilgili 57 numaralı yönergesinde kullanılmasını önerdiği D hızındaki konvansiyonel radyografik filmlere dental piyasada artık pek fazla rastlanılmamaktadır (15).

Konvansiyonel görüntüleme teknikleri kullanılarak elde edilen radyografilerin değerlendirmeleri transmisyon densitometre cihazı ile yapılmaktadır (9, 28, 37). Higginbotham (47) kök kanal dolgu materyallerinin radyopasiteleri ile ilgili ilk çalışmayı yapan araştırmacıdır. Yaptığı çalışmada konvansiyonel görüntüleme yöntemlerini kullanarak, elde ettiği filmlerin içerisinden geçen ışığı densitometre ölçümleri ile değerlendirmiştir. Eliasson ve Haasken (28) ölçü materyallerinin radyopasiteleri ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, densitometre cihazını kullanmışlar

ve densitometre cihazı ile konvansiyonel radyografiden geçen ışığı eşdeğer alüminyum değerlerine dönüştürerek bunu standardize etmişlerdir. Baksı ve ark. (4) yaptıkları araştırmada hazırladıkları örneklerin ve Al penetrometrenin basamaklarını 0,1 mm'lik açıklığı olan dijital transmisyon densitometresinde değerlendirmişlerdir.

Bu doktora çalışmasında konvansiyonel görüntüleme yöntemi üzerinde radyopasite değerlendirmesi yaparken ISO yönergesine uygun olacak şekilde D hızındaki okluzal filmleri ve ODU ölçümleri için yaygın şekilde kullanılan 0,1 mm'lik ışık aralığı olan transmisyon densitometresini tercih ettik.

Dental materyallerin radyopasite açısından değerlendirildikleri bilimsel araştırmalarda hem konvansiyonel, hem de direkt dijital görüntüleme yöntemlerinin beraber kullanıldığına pek az rastlamaktayız. Ancak bazı çalışmalarda görüntüleme yöntemi olarak konvansiyonel yöntemler seçilse de alınan radyografiler daha sonra masaüstü tarayıcıları ile bilgisayar ortamına aktararak dijitalize edilmiştir (32, 41, 42, 86, 107, 109, 110). Tanomaru-Filho ve ark. (110) yaptıkları çalışmada konvansiyonel görüntüleme yöntemlerinin kullanılmasından sonra dijitalize edilmesinin nedenini, bilgisayar ortamındaki programlar ile yapılan değerlendirmelerin ve kayıt işlemlerinin transmisyon densitometresinde yapılanlara göre daha hızlı, tekrarlanabilir ve kolay olmasına bağlamışlardır. Tagger ve Katz (107) yaptıkları çalışmalarında periapikal filmleri dijitalize etmişler ve bu yöntemin de dijital yönetime bir basamak teşkil ettiğini belirtmişlerdir. Ancak bu çalışmalarda konvansiyonel periapikal ve okluzal filmlerin tarayıcılar ile dijitalize edilmesinin parametreleri ya da standardizasyonu ile ilgili bir bilgi verilmemiştir (32, 41, 42, 86, 107, 109, 110).

Kanal patlarının radyopasitesinin saptanmasında direkt dijital görüntüleme yöntemlerinin kullanıldığı çalışmalar da bulunmaktadır (5, 15, 40, 87, 112). Baksı ve

ark. (5) direkt dijital görüntüleme yöntemlerinin ve dijitalize edilen konvansiyonel radyografilerin densitometrik değerlendirmelerinin, bilgisayar ortamında kullanılan programlar sayesinde daha hızlı gerçekleştiğini ve kayıt işlemlerinin daha rahat olduğunu savunmuşlardır. Gürdal ve ark. (45) dijital görüntüleme yöntemlerinin kimyasal banyo aşamalarına gerek duymadan, aşamaların sayısını azaltarak zamandan kazanıldığını ve filmin kalitesinin kötü etkilenmediğini bildirmişlerdir. Böylece elde edilen görüntüler arasında tutarlılığın sağlanmasına yardımcı olduğunu savunmuşlardır. Syriopoulos ve ark. (104) dijital görüntüleme sistemleri kullanılan görüntülerde, görüntüler arası tutarlılığı kimyasal banyo aşamalarının elimine edilmesine bağlamışlardır. Taşdemir ve ark. (112) yaptıkları çalışmada dijital görüntüleme yöntemlerinin en önemli avantajlarından bir tanesinin de maruz kalınan radyasyon miktarının en aza indirgenmesi olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca dijital görüntüler üzerinde konvansiyonel yöntem ile elde edilen görüntülerde fark edilemeyen ayrıntılar gözlenebilir. İnsan gözü konvansiyonel film üzerindeki 255 ayrı gri tonu ayırt edemezken dijital bir sistem bilgisayar ekranındaki dijital görüntü üzerindeki tüm gri tonlarının seçilebilmesini sağlar (29).

Baksı ve ark. (5) dijital görüntüleme yöntemini kullanarak, kanal patı radyopasitesinin tüm kök kanal dolgusu radyopasitesine olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, mevcut olan ISO standardının dijital görüntüleme yöntemleri için modifikasyonlara ve eklemelere ihtiyaç duyduğunu öngörmüşlerdir. Rasimick ve ark. da (86) dental literatürde konvansiyonel ve dijital görüntüleme yöntemlerinin çürük, periapikal lezyon, kök rezorpsiyonu, kök kanal dolgusundaki boşluklar açısından karşılaştırıldığını, fakat kök kanal patlarının radyopasitelerini karşılaştıran çok az çalışma olduğunu belirtmişlerdir. Bu yüzden çalışmamızda konvansiyonel



görüntüleme yöntemi ile beraber direkt dijital görüntüleme yöntemini de kullanarak mevcut ISO standardını dijital yöntem açısından değerlendirmeyi amaçladık.

Dental piyasada birçok dijital görüntüleme sistemi mevcuttur. Bugüne kadar kök kanal patlarının radyopasitesi ile ilgili çalışmalarda Kodak dijital sensör (Eastman Kodak Co, Rochester, NewYork) (112), Digora® Optime fosfor plak sistemi (Soredex Corporation, Helsinki, Finlandiya) (4, 5, 15, 87), RVG sensör (Trophy Radiology, Inc., Marietta, GA) (40), Gendex eHD (Gendex Dental Systems, Milan, İtalya) (86) gibi dijital sistemler kullanılmıştır. Bu sistemlerle elde edilen görüntüler, firmaların sistemler için geliştirdiği bilgisayar yazılımları ya da dijital görüntülerin değerlendirilmesine yarayan çeşitli bilgisayar programları tarafından bilgisayar ortamında değerlendirilmiştir. Baksı ve ark. (4, 5) yaptıkları çalışmalarında Digora® Optime fosfor plak sistemini kullanmışlar ve sistem ile elde ettikleri görüntüleri Image Tool 3.0 SDK (University of Texas Health Sciences Center) programı ile değerlendirerek MGv değerlerini kayıt etmişlerdir. Benzer şekilde, Rasimick ve ark. (86) dijitalize ettikleri konvansiyonel filmlerde ve Gendex eHD (Gendex Dental Systems, Milan, İtalya) dijital sensörü ile elde ettikleri görüntülerdeki MGv değerlendirmelerini açık kaynaklı Gimp 2.0 grafik yazılımı ile yapmışlardır.

Digora dijital görüntüleme sistemi sadece radyopasite çalışmalarında değil, çalışma boyunun ve periapikal lezyon varlığının kesin tespitinde konvansiyonel görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırmalı olarak da birçok çalışmada kullanılmıştır (16, 73, 93).

Borg ve Gröndahl (11) yaptıkları çalışmada kanal boyu tespiti açısından Digora sistemini E hızındaki filmler ile karşılaştırdıklarında, bu sistemin daha kesin sonuçlar verdiğini göstermiştir. Ancak kök kanal anatomisinin değerlendirildiği başka bir çalışmada araştırmacılar E hızındaki filmleri Digora'ya oranla daha güvenilir bulmuşlardır (72).

Taşdemir ve ark. (112) Kodak dijital sensörü (Eastman Kodak Co, Rochester, NewYork) kullanarak elde ettikleri görüntüleri yine bu sisteme ait olan Kodak dental görüntüleme yazılımı ile değerlendirmişlerdir. Digora® Optime fosfor plak sistemini kullanan diğer çalışmalarda ise Digora for Windows 5.1 programı kullanılmıştır (15, 87).

Dijitalize edilen konvansiyonel filmlerin kullanıldığı çalışmalarda da densitometre ile ilgili aşamalar bu gibi programlarla elimine edilmiştir. VIXWIN 2000 yazılımı, (Gendex, Desplaines, IL, ABD) konvansiyonel filmlerin dijitalize edilerek değerlendirildiği birçok çalışmada kullanılmıştır. (41, 42, 109, 110).

Tagger ve Katz (107) dijitalize ettikleri konvansiyonel periapikal filmleri Ready Consept (Redik Co., Hayfa, İsrail) bilgisayar yazılımı ile görüntüyü bilgisayar ekranında kolaylıkla büyütüp, 1'den 255'e olan piksellerin grilik seviyelerini incelemişlerdir. Ayrıca bu program sayesinde her seviyede hem dikey hem de yatay yönde bir histogram görmenin mümkün olduğunu belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda birçok radyografi çalışmasında ve klinik uygulamalarda güvenli bir şekilde kullanılan Digora® Optime fosfor plak sistemini (Soredex Corporation, Helsinki, Finlandiya) kullanmayı tercih ettik. Dijital filmler üzerindeki densitometrik incelemeleri ise bilgisayar programları ve fonksiyonları arasında bir fark olmamasından dolayı Image Tool 3.0 SDK (University of Texas Health Sciences Center) programının histogram analiz fonksiyonunu kullandık.

ISO ve ANSI/ADA kök kanal patlarının radyopasitesi ile ilgili yönergelerinde röntgen cihazının kilovoltajı (kVp) ve fokus-film arası uzaklık ile ilgili kriterlerden bahsetmişler, fakat miliamper (mA) ve ışınlama süresi ile ilgili herhangi bir protokolü belirtmemişlerdir (3, 53). Bu kriterlere göre, kullanılacak röntgen cihazı 65±5 kVP've fokus-film arası uzaklığı ise 30 cm olmalıdır.

Görduysus ve ark. (37) okluzal film ile yaptıkları çalışmada 70 kVp, 10 mA, 0.35 sn ışınlama kriterleri ile 30 cm'lik fokus-film uzaklığını sabitlemişlerdir. Baksı ve ark. (4) okluzal filmleri ve Digora® Optime fosfor plak sistemini, 2,5 mm total Al eşdeğeri olan röntgen cihazı ile 65 kVp, 10 mA, 0,30 sn ve 30 cm fokus-film uzaklığı sabit olacak şekilde ışınlamışlardır. Bazı çalışmalarda ise 50 kVp, 10 mA, 0,18 sn ve 33,5 cm fokus-film uzaklığı kriterleri sabit alınarak radyografi işlemleri tamamlanmıştır (41, 42, 109, 110). Bodrumlu ve ark. (9) 70 kVp, 8 mA ve 0,35 sn ile ışınladıkları okluzal filmleri röntgen cihazından 35 cm uzakta konumlandırmışlardır. Rasimick ve ark. (86) yaptığı çalışmada 2,25 mm total filtrasyon Al eşdeğeri olan, 70kVp'lik röntgen cihazı ile görüntüler almışlardır. D hızındaki röntgen filmlerini 0,30 sn, dijital sensörü ise 0,06 sn ışınlamışlardır.

Çalışmaların çoğu incelendiğinde ışınlama kriterleri ve süreleri ile ilgili bire bir benzerlik bulunmamaktadır, ancak tüm örnekler penetrometre ile beraber ışınlanarak değişiklik gösteren densite farklılıkları ortadan kaldırılmakta ve radyografik görüntüler objektif olarak yorumlanabilmektedir. Biz de çalışmamızda röntgen filmlerini ISO standartları dâhilinde 70 KvP ve 10 mA'de ışınlamayı tercih ettik. Fokus-film arasındaki uzaklığı ise ISO standardında herhangi bir kriter olmaması nedeni ile paralel teknik için önerilen 40 cm uzaklıkta tuttuk. D hızındaki okluzal filmlerde 0,63 sn, Digora fosfor plaklarında ise 0,12 sn ışınlama süresi kullandık.

Baksı ve ark. (4) dijital ve konvansiyonel yöntemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında dijital yöntemle elde ettikleri sonuçların daha düşük değerlerde olduğunu, ancak en radyopak kanal patı olarak buldukları GutaFlow'un ODU ve MGV değerlerinde anlamlı bir farkın olmadığını göstermişlerdir. Bunun da her iki yöntem arasındaki teknolojik farklardan kaynaklanabileceğini vurgulamışlardır. Ayrıca her iki görüntüleme yönteminin de en düşük ve en yüksek densiteye sahip materyallerin

radıodensıterlerı arasıdaki küçük farklılıklarını ayırt etmede yetersız olduğunu savunmuşlardır. Rasımıck ve ark. (86) ıkı farklı görüntüleme yntemını kullandıkları çalışmalarında, görüntüleme yntemının radyopasıteye dırekt olarak etkılı olduğuna ışaret etmışlerdır, ayrıca dıjıtal sensör ıle ölçülen materyallerın radyopasıterlerının konvansıyonel yönteme oranla daha ıyı olmasını, materyallerın ıeriğindeki yüksek enerjılı fotonlar ıle açıklamışlardır. Sabbagh ve ark. (89) 41 adet rezın bazlı materyalın radyopasıtesını fosfor plak ve konvansıyonel yöntemler ıle karşılaştırmışlar ve her ıkı yöntem arasında nemlı derecede korelasyon olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca baryum, itrıyum ve ıterbıyum ıveren materyallerın radyopasıterlerinde farklılıklar olduğundan bahsetmışler ve yüksek atom ağırlıklı elementlerın kullandığı materyallerın düşük atom ağırlıklı olanlara göre daha fazla radyopak gzlendıklerini belirtmışlerdır.

Çalışmamızda Sabbagh ve arkadaşlarının yaptığı çalışmayı destekler nitelikle dıjıtal ve konvansıyonel yöntemler ıle elde ettiğımız değerler arasında nemlı derecede korelasyon olduğunu gzledık. Küçük sayısal farklılıklar olsa da, her ıkı yöntem ıle elde edılen radyopasıte sıralamasında bır benzerlığın olduğu ızlendi. GuttaFlow, PCS ve iRoot SP kanal patları ıin ıkı yöntem arasında ıstatıstıksel bır farklılık gözlenmemesine karşın, dığer kanal patları arasında anlamlı bır farka rastlandı. Dıjıtal görüntüleme tekniğının radyopasıte değerleri genellikle konvansıyonel yönteme göre daha düşüktür. Bunun nedeni ıkı yntemın teknolojılerinin farklı oluşundan kaynaklanmaktadır. Konvansıyonel film bazlı görüntüleme yönteminde, görüntünün oluşumundaki tüm aşamaları ve görüntünün kendısını gümüş halojenür film sağlamaktadır, fosfor plak görüntüleme sisteminde ise tüm görüntüleme aşamaları ayrı ayrı gerçekleşmektedir. İki sistem arasıdaki varyasyonlar bu farklılıktan kaynaklanmaktadır (4). Dental x-ray ışını geniş foron enerji kümesi

içermektedir, konvansiyonel film ile karşılaştırıldıklarında dijital sensörler yüksek enerjili fotonlara karşı daha hassastırlar. Bu yüzden, yüksek enerjili fotonlardan seçili şekilde süzülen elementler dijital filmlerde daha radyopak görülmektedir. Baryum, zirkonyum, itriyum da böyle elementlerdir (86).

## **5.2. 1-mm Kalınlığındaki Kanal Patı Radyopasitelerinin ISO ve ANSI/ADA'ya Göre Yapılan Diğer Çalışmalarla Karşılaştırılması**

Çalışmamızda farklı kökenlere ve içeriklere sahip kök kanal patlarının kullanılmasına dikkat edildi. Böylece bu farklılıkların radyopasite özelliklerine etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Sentetik rezinler uzun yıllardan beri kök kanal materyali olarak kullanılmaktadır. AH Plus bir epoksi-amin karışımıdır ve araştırmalarda sıklıkla kontrol grubu olarak kullanılmaktadır (78). Kök kanal patlarının radyopasite ile ilgili olan çalışmalarda da AH plus sıklıkla kullanılan bir kanal patıdır (37, 41, 107, 112).

Resende ve ark. (87) yaptıkları çalışmada rezin içerikli patların kimyasal ve fiziksel özelliklerini incelemişler, Epiphany ve AH Plus kanal patlarının ANSI/ADA yönergelerinin gerektirdiği radyopasite kriterlerini sağladığını bildirmişlerdir. Tanomaru-Filho ve ark. da (110) yaptıkları çalışmalarında AH Plus'ın radyopasitesini kalsiyum hidroksit, silikon ve çinko oksit bazlı kanal patları ile kıyaslamışlardır.

Kök kanal materyali alternatifi olarak piyasaya yeni sürülmüş Resilon sisteminin kök dentinine iyi bir şekilde adezyon sağladığı iddia edilmektedir. Bu kök kanal doldurma sisteminin birinci nesil termoplastik sentetik polimer bazlı kök kanal dolgu kor materyali (Resilon), *dual-cure* rezin bazlı kompozit (Epiphany), kendinden asitli primer ve patın viskozitesini düzenleyici inceltici bir rezin içermektedir (69, 95).

Ahlberg ve ark. (1) Epiphany kanal patının Resilon/Epiphany sistemi içindeki Resilon ile beraber kullanıldığı zaman kök kanalındaki dentin duvarlarına bağlanarak monoblok bir yapı oluşturduğunu söylemişlerdir.

Rasimick ve ark. (86) 7 farklı kanal patını kullandıkları radyopasite çalışmalarına Epiphany kanal patını da dahil etmişler ve bu patı oldukça radyopak olarak tanımlamışlardır. Carvalho-Junior ve ark. (15) kanal patlarının radyopasitelerini dijital yöntem ile değerlendirdikleri çalışmalarında Epiphany kanal patınının ISO yönergesine uygun bir pat olduğunu göstermişlerdir.

Dijital görüntüleme sistemi kullanarak yapılan çalışmaları incelediğimizde, Resende ve ark. (87) Digora dijital görüntüleme sistemini kullandıkları çalışmalarında tüm kanal patlarını 3 mm-Al sınırının üzerinde bulurken, AH Plus kanal patının radyopasitesini 6,06 mm-Al olarak tespit etmişlerdir. AH Plus ve Epiphany SE (5,57 mm-Al) arasında istatistiksel bir fark bulamazken, Epiphany (4,40 mm-Al) kanal patı ile arasındaki farkı anlamlı bulmuşlardır. Tanomaru-Filho ve ark. (110) dijitalize ettikleri okluzal radyograflar üzerinde AH Plus (9,8 mm-Al) ve Epiphany (8,8 mm-Al) kanal patlarını en radyopak olan patlar olarak belirtmişler. AH Plus'ı Epiphany'e oranla anlamlı şekilde daha radyopak bulmuşlardır.

Taşdemir ve ark. (112) Kodak dijital sensörü kullanarak yaptıkları radyopasite çalışmasında, AH Plus (10,41 mm-Al), Epiphany (8,20 mm Al), Diaket (6,5 mm-Al) ve GutaFlow (4,90 mm-Al) kanal patlarının radyopasite değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulmuşlardır. Guerreiro-Tanomaru ve ark. (41) okluzal filmlerle aldıkları radyografileri dijitalize ettikleri çalışmalarında AH Plus'ın (16 mm-Al) radyopasite değerinin oldukça fazla olduğunu bulmuşlardır. Tagger ve Katz (107) yaptıkları çalışmalarında birçok kanal patını radyopasite açısından test etmişler ve AH Plus kanal patını 9,0 mm-Al eşdeğeri ile yüksek bir radyopasiteye

sahip kanal patı olarak tanımlamışlardır. Carvalho-Junior ve ark. (15) 2007 yılında yaptıkları çalışmalarında Digora fosfor plaklarını kullanmışlar ve AH Plus'ın (11,2 mm-Al) radyopasitesini 3 mm-Al sınırından çok daha yüksek değerlerde bulmuşlardır. Guerreiro-Tanomaru ve ark. (42) yaptıkları çalışmalarında Epiphany (8,3 mm-Al) kanal patının radyopasitesini Intrafill (7,4 mm-Al) ile beraber en yüksek radyopasiteye sahip kanal patı olduklarını gözlemlemişlerdir.

Konvansiyonel görüntüleme sistemi kullanarak yapılan çalışmalar incelendiğinde aşağıdaki değerlendirmeler yapılmıştır.

Bodrumlu ve ark. (9) konvansiyonel yöntemi kullandıkları çalışmalarında Sealapex'i 11,27 mm-Al eşdeğeri ile en radyopak kanal patı olarak değerlendirmişler ve Epiphany kanal patının radyopasitesini de 10,35 mm-Al eşdeğeri olarak ölçmüşlerdir. Baksı ve ark. (4) dijital ve konvansiyonel görüntüleme yöntemini kullandıkları çalışmalarının optik densite birimi bulgularına göre, GuttaFlow'u 6,13 mm-Al, Diaket'i 2,19 mm-Al, PCS'yi 4,66 mm-Al eşdeğer olarak bulmuşlardır. Görduysus ve ark. da (37) çalışmalarında sadece okluzal film ve konvansiyonel görüntüleme yöntemini kullanmışlar ve metal halkalarla elde ettikleri bulgularda, AH Plus'ı 8,98 mm-Al eşdeğeri ile en yüksek, Diaket'i de 1,29 mm-Al ile en düşük radyopasitesi olan kanal patı olarak gözlemlemişlerdir.

Poliketon bazlı Diaket de bir diğer polimer esaslı kök kanal patıdır. Ancak, endodonti pratiğinde uzun yıllar kullanıldıktan sonra üretici firma tarafından üretimine son verilmiştir. Baksı ve ark. (4) yaptıkları çalışmada Diaket kanal patının radyopasitesini ISO'nun yönergesinde belirttiği 3 mm-Al eşdeğerinin altında bir kanal patı olarak değerlendirmişlerdir. Tagger ve Katz (107) ise Diaket'i ISO standartlarının çok üzerinde bir radyopasiteye sahip olan bir kanal patı olarak tanımlamışlardır. Baksı ve ark. (5) yapay kanallar kullanarak test ettikleri radyopasite

değerleri açısından Diaket kanal patını ölçtükleri tüm seviyelerde güta-perkanın radyopasitesini arttıran bir kanal patı olarak değerlendirmişlerdir. Kalsiyum hidroksit esaslı kanal patları, KH'nin biyolojik yararlarından faydalanmak için endodontide uzun süredir kullanılmaktadır. KH içeren patların ilk piyasa sürülen örneği Sealapex kanal patıdır (60). Sealapex kanal patı da birçok radyopasite çalışmasında yer bulmuştur (9, 41, 107). Kuga ve ark. (56) yaptıkları çalışmada Sealapex'in eski formülüne oranla radyopasitesindeki artışın olumlu yönde olduğunu bildirmişlerdir. Tanomaru-Filho ve ark. (109) kalsiyum hidroksit ve cam iyonomer esaslı kanal patlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında Sealapex'in yeni formülünü de radyopasite açısından değerlendirmişlerdir. RoekoSeal'in bir modifikasyonu olan GuttaFlow kök kanal patı; güta-perka tozu ve polimetilsiloksan ihtiva etmektedir. Ayrıca koruyucu olarak güta-perka tozuna nanometre boyutunda gümüş partikülleri eklenmiştir. Taşdemir ve ark. (112) güta-perka tozu ve gümüş materyallerinin GuttaFlow'un artmış radyopasitesine katkıda bulunduğunu düşünmektedir. GuttaFlow, oldukça dayanıklı ve sertleşirken çok az genleşme gösteren bir kök kanal patıdır (46). Başka bir araştırmada da GuttaFlow'un kök kanal duvarlarına kimyasal olarak bağlanmamasının, kanal içerisindeki mikro sızıntıyı azalttığı ve boşluk oluşumunu engellediğinden bahsedilmiştir. Bununla birlikte, araştırmacılar materyal içerisinde boşluk oluşumunu izlemelerine rağmen dentin duvarlarına iyi bir adaptasyon sağladığını da düşünmüşlerdir (27).

Çinko oksit öjenol içeren kanal patları da endodonti pratiğinde uzun yıllardan bu yana kullanılan kanal patlarıdır. Pulp Canal Sealer, tozu çinko oksit ve gümüş parçacıkları, likidi ise öjenol içeren bir kanal patıdır. Camps ve ark. (14) 2004 yılında çinko oksit öjenol esaslı patlarının toz/likit oranlarının, patların özelliklerine olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında PCS kanal patının radyopasitesindeki artışı,



toz/likit oranının artması ile içeriğinde bulunan gümüş partiküllerinin de orantılı olarak artmasına bağlamışlardır. Baksı ve ark. (5) çalışmalarında PCS'i de radyopasite açısından test ederek gütaperka'nın radyopasitesini arttıran bir pat olarak tanımlamışlardır. Tagger ve Katz (107) 21 adet kanal patını test ettikleri çalışmalarında PCS'yi oldukça radyopak bir endodontik materyal olarak değerlendirmişlerdir.

iRoot SP (Innovative BioCreamix Inc, Vancouver, Canada) dental piyasada henüz yerini almış bir kanal patıdır. iRoot SP üretici firmanın tarifine göre kullanışlı, enjekte edilebilen daimi kanal doldurma amacıyla kullanılan bir kanal patıdır. iRoot SP radyopak, suda çözünmeyen, alüminyum içermeyen kalsiyum silikat kompozisyon bazlıdır. Kalsiyum silikat sayesinde nemli ortamda sertleşebilir (129). Üretici firmaya göre iRoot SP'nin içeriğinde kalsiyum fosfat, kalsiyum silikat, zirkonyum oksit ve kalsiyum hidroksit gibi biyoyumlu ve toksik olmayan materyaller bulunmaktadır. iRoot SP, beyaz MTA ile benzer yapıya sahiptir ve ikisi de mükemmel fiziksel özelliklere ve biyoyumluluğa sahiptirler. Kök kanal dolgusu için iRoot SP, gütaperka ile ya da tek başına kullanıldığı zaman kök kanalları içerisinde hermetik bir örtüleme sağlayabildiği iddia edilmektedir (52). Ayrıca dental literatürde iRoot SP kök kanal patını test etmiş 2 adet bilimsel çalışma yayınlanmıştır. Ancak radyopasitesini araştıran bir çalışma henüz yayınlanmamıştır.

ISO standardının gerekli gördüğü 1 mm'lik metal halkalardan elde ettiğimiz sonuçlara göre; dijital görüntüleme sisteminde en radyopak kanal patını AH Plus (6,15 mm-Al), en düşük radyopasiteye sahip kanal patını ise PCS (3,15 mm-Al) olarak bulduk. Tüm kanal patları arzu edilen 3 mm-Al değerinin üzerindedir. En radyopak kanal patı olan AH Plus ile GutaFlow ve Epiphany patları arasında

istatistiksel olarak anlamlı bir fark yokken, AH Plus ile diğer tüm kanal patları arasında anlamlı bir fark olduğu gözlemlendi.

Konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile 1 mm kalınlıkta ise en radyopak kanal patının GutaFlow (6,23 mm-Al), en az radyopak kanal patının da PCS (3,03 mm-Al) olduğu saptandı. Konvansiyonel yöntem kullanılarak elde edilen tüm sonuçlarda Diaket-PCS karşılaştırması hariç tüm patlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu.

Bizim çalışmamız ve diğer çalışmalardaki tüm radyopasite değerleri farklılıklar göstermektedir (Tablo 16) (Tablo 17). Bu farklılıkların çalışmalarda kullanılan Al penetrometredeki Al yüzdesi, ışınlama kriterleri, banyo işlemleri, görüntüleme sistemlerindeki farklılıklardan kaynaklandığı ortadadır. Aynı şekilde Görduysus ve ark. (37) çalışmalardaki bu farklılıkları mAs, kVp, fokus-film uzaklığı, ışınlama süresi, film hızı, görüntüleme tekniği, banyo işlemlerindeki farklılıklardan kaynaklandığını savunmuştur.

Baksı ve ark. da (4) sonuçlar arası farklılıkların konvansiyonel yöntem kullanılarak çekilen filmlerin tarayıcı ile dijitalize edilmesinden ve Al penetrometrenin %99,5 saflıkta olmamasından kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir. Bodrumlu ve ark. da (9) elde ettikleri sonuçlar ile kanal patlarının radyopasitelerini araştırmış bir çok çalışmadaki Al eşdeğerlerinin farklılık göstermesini çalışmalarda kullanılmış kriterlerdeki farklılıklara bağlamışlardır.

### **5.3. Farklı Kalınlıklardaki Kanal Patlarının Radyopasitesi**

Çalışmamızın bulgularına göre radyopasite kalınlıkla doğru orantılı bir şekilde artış göstermektedir. Düşük kalınlıkta bir materyalin radyopasitesinin yeterli olması beklenemez. Kök kanalı içerisinde kullanılanlarında da kök kanal patlarının

kalınlığı değişkenlik göstermektedir. de Deus ve ark. (26) yaptığı çalışmada servikal üçlüde pat kalınlığını en az 15 en fazla 101 µm, orta üçlüde en az 30 en fazla 161 µm, apikal üçlüde en az 121 en fazla 399 µm olarak ölçmüşlerdir.

Biz alışmamızda ISO ve ANSI/ADA'nın kök kanal patlarının radyopasitesi ile ilgili kriterlerin gerektirdiği 1 mm kalınlıktaki metal halkalar dahil olmak üzere 0,2 mm–1 mm arasında 9 farklı kalınlıkta metal halka kullanarak düşük kalınlıktaki kanal patlarının da radyopasite kriterlerini sağlayıp sağlamayacağını test etmek istedik.

0,2 ve 0,3 mm kalınlıktaki metal halkaların hem konvansiyonel, hem de dijital görüntüleme sistemleri ile alınan radyopasite değerleri tüm kanal patları için ISO standartlarının gerektirdiği 3 mm-Al eşdeğerinin altındaydı. Bu da bize kök kanalı içerisindeki daha düşük kalınlıktaki kanal patlarının radyopasite değerlerinin güta-perka ile beraber kullanıldığı zaman anlam kazanabileceğini düşündürdü. Kök kanal dolgusunun total radyopasitesinin, apikal bölgede güta-perka ile beraber kullanılan kanal patlarının radyopasitesi ile değil, sadece güta-perkanın radyopasitesi ile değişkenlik gösterebileceğini düşündürdü.

Kanal patlarının radyopasitesi kanal patının cinsi göz önüne alınmadan yalnızca kalınlık açısından irdelendiğinde ise dijital görüntüleme sisteminde 0,9–1 mm ve 0,6–0,7 mm karşılaştırmaları hariç diğer pat kalınlıkları arasında anlamlı bir fark olduğu belirlendi.

Konvansiyonel görüntüleme tekniğini kullanarak elde edilen verilerde de 0,5 mm kalınlıktaki metal halkadan itibaren AH Plus, Epiphany, GuttaFlow ve iRoot SP kanal patlarının 3 mm-Al eşik değeri geçtiği gözlendi.

Dental literatürde dijital görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerleri (mm)										
Kanal patları	<b>Koca ve ark.</b>	Resende ve ark. (87)	Taşdemir ve ark. (112)	Tanomaru-Filho ve ark. (110)	Carvalho-Junior ve ark. (15)	Guerreiro-Tanomaru ve ark. (41)	Guerreiro-Tanomaru ve ark. (42)	Rasimick ve ark. (86)	Baksı ve ark.(4)	Tanomaru-Filho ve ark.(109)
AH Plus	<b>6,15</b>	6,06	10,41	9,8	11,2	16	-	-	-	-
Epiphany	<b>6,08</b>	4,40	8,20	8,8	8	-	8,38	7,34	-	-
GuttaFlow	<b>6,12</b>	-	4,90	-	-	-	-	-	5,84	
iRoot SP	<b>4,47</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sealapex	<b>3,69</b>	-	-		-	2	6,08	-		6,05
Diaket	<b>3,26</b>	-	6,50	-	-	-	-	-	2	-
PCS	<b>3,15</b>	-	-	-	-	-	-	-	3,77	-

**Tablo 16.** Dental literatürde dijital görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerleri

Dental literatürde konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerleri (mm)							
Kanal patları	<b>Koca ve ark.</b>	Görduysus ve ark. (37)	Bodrumlu ve ark. (9)	Baksı ve ark. (4)	Rasimick ve ark (86)	Tagger ve Katz (107)	Beyer-Olsen (8)
AH Plus	<b>6,08</b>	8,98	-	-	-	9	-
Epiphany	<b>5,14</b>	-	10,35	-	6,71	-	-
GuttaFlow	<b>6,23</b>	-	-	6,13	-	-	-
iRoot SP	<b>4,85</b>	-	-	-	-	-	-
Sealapex	<b>4,74</b>	-	11,27	-	-	1,6	-
Diaket	<b>3,23</b>	1,29	-	2,19	-	11	4,41
PCS	<b>3,03</b>	-	-	4,66	-	6,7	8,01

**Tablo 17.** Dental literatürde konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile elde edilen Al eşdeğerleri

#### **5.4. Kanal Patı İçeriğindeki Materyallerin Radyopasiteye Etkisi**

AH Plus kanal patının içeriğindeki zirkonyum oksit, demir oksit ve kalsiyum tungstatın radyopasitesindeki artışa yardımcı olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir (15, 37, 41, 87, 109, 110, 112). Epiphany kanal patının içeriğindeki baryum sülfat, silika ve bizmuta eklenen silan uygulanmış baryum-borosilikat cam partiküllerinin radyopasitesini arttırdığını gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (9, 15, 42, 86, 87, 110, 112).

Çalışmamızda AH Plus, Epiphany ve GuttaFlow’u sıralamaları pat kalınlıkları ile beraber değişse de en radyopak 3 kanal patı olarak gözledik. Diaket ve PCS’yi ise en az radyopasite değerine sahip kanal patları olarak bulduk. Kanal patlarının bu farklı radyopasite değerlerine neden olan ana etkenin de üretici firmalar tarafından içeriklere ilave edilen bileşiklerden kaynaklandığı sonucuna vardık. AH Plus’ın içeriğindeki zirkonyum oksit ve demir oksit, GuttaFlow’un güta-perka tozu, zirkonyum dioksit ve gümüş partikülleri sayesinde, Epiphany’nin ise baryum sülfat ve bizmut oksiklorit sayesinde diğer patlardan daha radyopak olduğunu düşündük.

Görduysus ve ark. (37) içeriğinde bizmut fosfat ve çinko oksit bulunan Diaket’i her iki çalışma grubunda da en az radyopak kanal patı olarak bulmuşlar ve ISO standartlarının belirlediği radyopasite değerinin altında bir kanal patı olduğunu ve klinik uygulamalardaki radyopasitesini güta-perka ile beraber kullanımına bağlamışlardır. Baksı ve ark. (4) Diaket kanal patınının radyopasitesini konvansiyonel görüntüleme yöntemi ile 2,19 mm-Al, dijital görüntüleme yöntemi ile 2,00 mm-Al olarak değerlendirmişler ve ISO standartlarının altında bir pat olduğunu görmüşlerdir. Çalışmamızda Diaket kanal patı ISO standartlarını en erken 0,9 mm’lik metal halkada sağlarken, PCS her iki yöntemde de en az radyopasiteye sahip kanal patı olarak değerlendirildi. Bu sonuçların Diaket’in içeriğindeki bizmut fosfat,

PCS'nin de içeriğindeki çinko oksit miktarından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Guerreiro-Tanomaru ve ark. (42) bizmut trioksitin Sealapex'in (6,08 mm-Al) radyopasitesini ve raf ömrünü olumlu etkilediği göstermişlerdir. Tagger ve Katz (107) ise Sealapex'i 1,6 mm ile 21 kanal patı arasından en az radyopak kanal patı seçmişlerdir. Biyolojik olarak uyumlu bir kanal patı olsa bile bu radyopasite değeri ile kliniğe uygun bir pat olamayacağını bildirmişlerdir. Guerreiro-Tanomaru ve ark. (41) yaptıkları çalışmalarında ise Sealapex'in eski iyodoform içeren formülünü kullanmışlar ve 2,00 mm-Al eşdeğeri ile ISO standartlarının altında bulmuşlardır.

Çalışmamızda kalsiyum hidroksit esaslı kanal patı olan Sealapex düşük kalınlıklarda radyopasitesi az olsa da 1 mm'lik metal halka verilerinde ISO standartlarını sağlayan bir kanal patı olarak değerlendirildi. Bunun da yeni formülüne ilave edilen bir bileşik olan bizmut trioksit sayesinde olabileceğini düşündük.

Daha önce radyopasite ile ilgili çalışmalara dâhil edilmemiş bir kanal patı olan iRoot SP'i dijital yöntemde 0,5 mm kalınlıktan, konvansiyonel yöntemde ise 0,6 mm kalınlıktan itibaren eşik değer olan 3 mm-Al değerini aşmıştır. Bu patın içeriğinde bulunan zirkonyum oksit'in radyopasitesindeki artıştaki en önemli faktör olabileceğini düşünmekteyiz.

##### **5.5. *Ex-vivo* Çalışmaya Ait Bulguların Değerlendirilmesi**

Baksı ve ark. (5) yapay kanallar kullanarak yaptıkları çalışmalarında 1, 6 ve 11 mm seviyelerinde kanal doldurulmadan önce (güta-perka ile) ve sonra (güta-perka+kanal patı) densitometrik ölçümler yapmışlardır. İki radyopasite değeri arasındaki farkı hesaplayarak kanal patının radyopasiteye olan etkisini değerlendirmişlerdir. Standart kanal genişletme yönteminin kullanılması ile her seviyedeki kanal patı kalınlığının

homojen olacağını ve apikal bölgeye doğru azalan gütaperka hacmi ile kanal dolgusunun radyopasitesinin kanal patı sayesinde sağlanacağını bildirmişlerdir.

Çalışmamızın bulgularına göre sadece 2 mm seviyesinde AH Plus-Epiphanı ve AH Plus-iRoot SP arasında radyopasite açısından anlamlı bir fark gözledik. Bu bulgu çalışmamızın birinci aşaması ile paralellik göstermektedir. Demir oksit ve zirkonyum oksit içeren bir kanal patı olan AH Plus 2 mm'lik apikal bölgede düşük kalınlıkta da diğer patlardan radyopak olarak avantaj sağlayacağını gösterdi.

Gutmann ve ark. (44) yaptıkları çalışmada oldukça yüksek radyopasiteye sahip olan kanal patlarının, kanal içerisindeki kor materyalinin radyopasitesini azaltabileceğine değinmişlerdir. Bu yüzden radyopasite değeri yüksek olan kanal patlarının kor materyalinin kendi radyopasitesini gölgeleyerek olması gerekenden daha az görünmesine sebep olacağı sonucuna varmışlardır. Aynı şekilde Gambarini ve ark. da (32) aşırı derecede radyopak olan kanal patlarının, özellikle gütaperka ile beraber kullanılarak yapılan kanal dolgusundaki kusurları maskeleyeceğine dikkat çekmişlerdir. Görduysus ve ark. (37) yaptıkları çalışmada gütaperkanın ve bitmiş kanal dolgusunun filmlerinde 11,6 mm seviyesinde değerlendirmeler yaparak AH Plus kanal patının yalnız kullanıldığında oldukça radyopak olduğunu, ancak gütaperka ile birlikte kullanıldığında gütaperkan'ın radyopasiteyi maskeleyerek azalttığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızın birinci bölümünde oldukça radyopak olarak değerlendirdiğimiz bir kanal patı olan Epiphany'nin 2 mm seviyesinde kor materyalinin radyopasitesini anlamlı şekilde düşürerek azalttığını gözledik. AH Plus grubunda ise kesit seviyelerindeki pat kalınlığı apikal bölgeden koronale doğru artışta bulunurken radyopasitesinde bir düşüş gözlemlendi. Buna neden olarak içeriğindeki demir oksit ve zirkonyum oksit ile oldukça radyopak olan AH Plus'ın kalınlığı artıkça



radyopasitesindeki artış ile güta-perkanın radyopasitesini maskeleyebilirdi. Aynı şekilde Baksı ve ark. (4) yapay kanallarda yaptıkları çalışmada Roekoseal'in 1 mm ve 6 mm seviyelerinde kanal dolgusunun radyopasitesini maskeleydiğini bildirmişler ve bunun patın plastik özelliğinden kaynakladığını düşünmüşlerdir. Prévost ve ark. (85) yaptıkları çalışma ile radyopasiteyi etkileyen ana etkenin kullanılan malzemenin moleküler yapısı ve kalınlığı olduğunu bildirmişlerdir.

Pat kalınlıklarına ait bulgularımız da ise iRoot SP ile Epiphany arasında 2 ve 6 mm seviyesinde anlamlı bir fark bulduk. iRoot SP'nin tüm kesit seviyelerindeki pat kalınlığının fazla oluşunu bu kanal patının fiziksel özelliklerine bağlamaktayız. Bu üç kanal patının radyopasiteye olası etkileri ile kesit seviyelerindeki pat kalınlıklarını karşılaştırdığımızda ise pat kalınlıkları ile radyopasiteye arasında bir korelasyonun olmadığını gözlemledik. Çalışmamızın ilk bölümünde 0,2 ve 0,3 mm'lik metal halkalardan elde ettiğimiz sonuçlar da bu bulguları destekler nitelikteydi. Ancak Baksı ve ark. (5) yaptıkları çalışmada apikal seviyede kor materyalinin kütle hacminin iyice azalacağını ve buradaki radyopasiteyi sağlayan ana etkenin kanal patının kendi kalınlığı ve bu sayede oluşturacağı radyopasitesi olacağını bildirmişlerdir. Buna ek olarak Kaffe ve ark. (54) özellikle apikal bölgede yumuşak dokuların güta-perkanın radyopasitesinde değişikliklere yol açabileceğini ve bunun da kök kanal dolgusunun radyopasitesini etkileyebileceğini savunmuşlardır.

İki aşamadan oluşan çalışmamızdan elde edilen bulguların, yumuşak ve sert dokuların varlığında yapılacak olan klinik bir çalışmayla karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi kök kanal patlarının geliştirilmesine ve başarılı bir kök kanal dolgusunun radyografik olarak tespitine fayda sağlayacaktır.

## BÖLÜM VI

### SONUÇ

Klinik koşulları taklit eder nitelikte *in vitro* ve *ex vivo* çalışma ortamında farklı kalınlıklardaki patların radyopasitelerini ve klinik pat kalınlığının radyopasiteye olası etkisinin karşılaştırıldığı çalışmamızdan elde edilen bulgular ışığında, şu sonuçlara varılmaktadır.

1. Farklı kalınlıktaki metal halkalar ile yaptığımız çalışma sonucunda 0,2 ve 0,3 mm kalınlıktaki kanal patlarının hem dijital, hem de konvansiyonel görüntüleme yöntemleri ile elde edilen alüminyum eşdeğerlerinin hem ISO, hem de ANSI/ADA şartnamesinin yeterlilik kriteri olan 3 mm-Al değerini göstermediği gözlemlendi. Daha önce hiç bir çalışmada kullanılmayan 1 mm kalınlıktan düşük kalınlıktaki metal halkalar bizim çalışmamızda kullanıldı.
2. ISO'nun çalışmalar için belirlediği 1 mm metal halka ile elde edilen hem dijital, hem de konvansiyonel görüntüleme yöntemi sonuçlarında tüm kanal patlarının 3 mm-Al eşik değerini aştığı gözlemlendi. AH Plus, Epiphany ve GuttaFlow'un en radyopak kanal patları olduğu gözlemlendi.
3. Metal halkalar ile yaptığımız *in vitro* çalışmamızda kanal patı kalınlıkları ve kanal patı cinsi göz önüne alınmadan, dijital ve konvansiyonel görüntüleme yöntemleri ile yapılan radyopasite ölçümleri karşılaştırıldığında aralarında önemli derecede korelasyon olduğu gözlemlendi. Dijital yöntemle ölçülen değerlerin konvansiyonele göre nispeten daha fazla olduğu söylenebilir. Ancak dijital görüntüleme yöntemi için sabit bir ISO standardı bulunmamaktadır ve böyle bir standart geliştirilmeye ihtiyaç duyulmaktadır.

4. Çalışmamızın ikinci bölümünde aldığımız sonuçlara göre radyopasitesi oldukça fazla olan Epiphany kanal patının 2 mm seviyesinde güta-perkanın radyopasitesini gölgelediği gözlemlendi. Buna göre, baryum ve zirkonyum gibi aşırı radyopak madde içeren kanal patlarının içeriğindeki yüzdelerin azlığı yüzünden güta-perkanın radyopasitesini maskeleyebileceği savunulabilir.
5. Pat kalınlığı ile radyopasite arasında bir korelasyona rastlanmadı. Pat kalınlığının radyopasite artışında tek kriter olmayacağı; güta-perkanın, kemik ve dentin kalitesinin de radyopasiteye olumlu ya da olumsuz katkısının olabileceği düşünüldü.

Elde ettiğimiz bu sonuçlar göre, dental uygulamalarda gelişen teknoloji ile yaygın bir şekilde kullanılan dijital görüntüleme yöntemleri için ISO standartlarının tekrar gözden geçirilmesi ya da yeni bir standardın oluşturulma gerekliliği bulunmaktadır. Elbette patların radyopasitelerini değerlendirmek için klinik koşullarda testler de yapılmalıdır. Klinik olarak radyopasite artmış bir patın kanal dolgusu tamamlanmış bir dişin röntgeninde yaratacağı olumlu ya da olumsuz etki *in vivo* ortamda değerlendirilmelidir.

## ÖZET

# KÖK KANAL PATLARININ VE DOLGULARININ RADYOPASİTESİ

Bu çalışmanın amacı, 7 farklı kök kanal patının dijital ve konvansiyonel radyografi yöntemleri ile elde edilen alüminyum eşdeğerlerini karşılaştırmak ve insan premolar dişlerinde direkt dijital yöntem ile ölçülen kök kanal patlarının radyopasitenin etkisini araştırmaktır.

Kök kanal patlarından 0,2–1 mm arasında değişen kalınlıklarda standart disk içerisinde alüminyum penetrometre ile beraber okluzal film ve fosfor plak kullanarak görüntüler elde edildi. Kök kanal patlarının optik densitesi transmisyon densitometresi ile, ortalama gri değerler ise dijital analiz ile değerlendirildi. Çalışmamızın ikinci aşamasında, 45 adet insan küçük azı dişi kullanıldı. Dişler ProTaper F5 kanal eğesine kadar şekillendirildi ve ProTaper F5 güta-perkası ile kanal dolgusu tek kon yöntemi ile yapıldı. Dişlerin standardize edilmiş görüntüleri alüminyum penetrometre ile beraber Digora fosfor plak sistemi ile elde edildi. Görüntüler güta-perka ve kanal patı uygulandıktan sonra tekrarlandı. Kök kanal dolgularının ortalama gri değerleri kanal patı uygulaması öncesi ve sonrasında 3 ayrı seviyede ( 2 mm, 6 mm, 10 mm) Image Tool programı ile ölçüldü.

Çalışmamızın birinci bölümünde tek yönlü varyans analizi, t testi ve NPar testi kullanıldı, ikinci bölümünde ise tek yönlü varyans analizi, ANCOVA kovaryans analizi ve Mann-Whitney testi ile değerlendirme yapıldı.

Tüm kanal patlarının 0,2–0,4 mm kalınlıktaki radyopasite değerleri ISO yönergesinin gerektirdiği 3 mm-Al eşdeğerinin altındaydı. Kanal patları 0,5 mm kalınlıktan 1 mm'ye kadar 3 mm-Al eşdeğer sınırını aşmaktaydı.

Dijital görüntüleme yönteminin sonuçlarına göre en radyopak kanal patı 6,15 mm-Al ile AH Plus oldu ( $p>0,05$ ). En radyopak kanal patından en radyolusent kanal patına doğru yapılan sıralama ise; GuttaFlow, Epiphany, iRoot SP, Sealapex, Diaket, PCS şeklindeydi. Konvansiyonel görüntüleme yönteminin kullanıldığı örneklerde en radyopak kanal patı 6,23 mm-Al ile GuttaFlow oldu ( $p>0,05$ ). En radyopak kanal patından en radyolusent kanal patına doğru yapılan sıralama ise; AH Plus, Epiphany, iRoot SP, Sealapex, Diaket, PCS şeklindeydi. Bununla birlikte bu doktora çalışmasında değerlendirilen tüm materyallerin radyopasiteleri, her iki görüntüleme sistemi ile birbirinden farklı olarak ölçüldü.

Çalışmamızın ikinci aşamasında da; Kök kanal patı ile ölçülen radyopasite değerleri arasında anlamlı bir korelasyon gözlenmedi ( $p>0,01$ ). 2 mm seviyesinde Epiphany–AH Plus ve iRoot SP–AH Plus arasında anlamlı bir fark olduğu gözlemlendi ( $p<0,05$ ). AH Plus tüm seviyelerde radyopasitede artışa neden olurken ( $p<0,01$ ), Epiphany ve iRoot SP ise 2 mm seviyesinde radyopasitede az da olsa azalmaya neden oldu ( $p>0,01$ ). iRoot SP'nin ortalama pat kalınlığı, her kesit seviyesinde en yüksekti. AH Plus grubunda 2 ile 10 mm ve 6 ile 10 mm kesit seviyeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar elde edildi.

Sonuç olarak; kök kanal dolgu materyalleri için düzenlenen ISO yönergesi dijital sistemler için yeni modifikasyonlara ihtiyaç duymaktadır. Buna ek olarak, kök kanal patları güta-perka ile beraber kullanıldıklarında kendi radyopasite karakterleri ve kalınlıklarına göre etki etmektedir.

## ABSTRACT

### RADIOPACITY OF ROOT CANAL SEALERS AND FILLINGS

The aims of this study were to compare the aluminum equivalent values of radiopacity of seven different root canal sealers which were obtained by means of digital and conventional radiographic methods and to investigate the effect of root canal sealers on radiopacity of root fillings in human premolars by means of direct digital radiography.

Standard discs of the sealers with thicknesses from 0.2 mm to 1 mm were exposed together with an aluminum step wedge by using occlusal films and storage phosphor plates and the images were obtained. Optical density of the sealers was evaluated by transmission densitometry and mean gray values were assessed by digital analysis.

In the second part of the study, forty five human premolar teeth were prepared with ProTaper instruments up to F5 file. The root canals were then filled with three sealers (AH Plus, Epiphany, iRoot SP) with single ProTaper F5 gutta-percha cone. Standardized images of teeth with an aluminum step-wedge were obtained by using Digora storage phosphor plates. The images of teeth were re-obtained after gutta-percha and sealer application. The mean gray values (MGVs) of root fillings were measured before and after sealer application at 3 different levels (2 mm, 6 mm, and 10 mm from apex) by using the Image Tool program.

In the first part of the study, one-way analysis of variance, t test and NPar test were used for statistical evaluation. In the second part, the data were analyzed by using one-way analysis of variance, analysis of covariance and *Mann-Whitney* tests.

All materials having a thickness of 0.2-0.4 mm showed radiopacity below 3 mm of aluminum equivalent value, which is a recommendation by ISO. The sealers with a thickness from 0.5 mm to 1.0 mm exceeded the recommended 3-mm aluminum equivalent value.

According to digital radiographic findings, the most radiopaque root canal sealer in 1-mm standard disks was AH Plus, with an aluminum equivalent value of 6.15 mm ( $p < 0.05$ ). The order from the most radiopaque to the most radiolucent root canal sealer was as follows: AH Plus, Guttaflow, Epiphany, iRoot SP, Sealapex, Diaket, PCS. With conventional radiography, the most radiopaque material was GuttaFlow with an aluminum equivalent value of 6.23 mm ( $p < 0.05$ ). The order from the most radiopaque to the most radiolucent was as follows: Guttaflow, AH Plus, Epiphany, iRoot SP, Sealapex, Diaket, PCS. Although the materials evaluated in this study had different radiopacities with two different imaging systems.

In the second part of the study, there was no significant correlation ( $p > 0.05$ ) between the measured root canal sealer thickness and sealer radiopacities at all levels. There was a significant difference between Epiphany–AH Plus and iRoot SP–AH Plus sealers on radiopacity of root fillings at 2 mm level ( $p < 0.01$ ). AH Plus caused an increase on the radiopacity of the root fillings at all levels ( $p < 0.01$ ), but Epiphany and iRoot SP caused a slightly decrease in the radiopacity of the root fillings at 2 mm ( $p > 0.01$ ). iRoot SP had the highest thickness as a sealer in root canals at all levels. There was a significant difference by means of sealer thickness between 2–6 mm and 6–10 mm levels in AH Plus group ( $p < 0.05$ ).

Overall, The International Standards Organization standard for the radiopacity of dental root canal sealing materials needs modifications for digital systems. In

addition, when sealers are used in conjunction with gutta-percha, they can affect the radiopacity of the root canal filling according to their type and thickness.



## KAYNAKLAR

1. Ahlberg KM, Tay WM (1998). A methacrylate-based cement used as a root canal sealer. *Int Endod J* 31:15–21.
2. Alaçam T (2000). Endodonti. 2. Baskı, Ankara: Barış Yayınları.
3. ANSI/ADA (2000). American National Standards Institute/American Dental Association: specification no. 57.
4. Baksı Akdeniz BG, Eyüboğlu TF, Sen BH (2008). Differences in aluminum equivalent values of endodontic sealers: conventional versus digital radiography. *J Endod*, 34:1101-4.
5. Baksı Akdeniz BG, Eyüboğlu TF, Sen BH, Erdilek N (2007). The effect of three different sealers on the radiopacity of root fillings in simulated canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 103:138-41.
6. Barnett F, Trope M (2004). Resilon: A novel material to replace gutta percha. *Compend Contin Educ Dent (Suppl)* 1:16-19.
7. Barr JH, Stephens RG (1980). Dental radiology. Pertinent concepts and their applications in clinical practice. W.B Saunders Comp., Philadelphia, 13:53-58.
8. Beyer-Olsen EM, Ørstavik D (1981). Radiopacity of root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 51:320-8.
9. Bodrumlu E, Sümer AP, Güngör K (2007). Radiopacity of a new root canal sealer, Epiphany. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 104:59-61.
10. Borg E, Attaelmanan A, Gröndahl HG (2000). Subjective image quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for digital intra-oral radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 29:70–75.

11. Borg E, Gröndahl HG (1996). Endodontic measurements in digital radiographs acquired by a photostimulable storage phosphor system. *Endod Dent Traumatol* 12:20-4.
12. Borg E, Gröndahl HG (1996). On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. *Dentomaxillofac Radiol*, 25:82–88.
13. Caicedo R, von Fraunhofer JA (1988). The properties of Endodontic Sealer Cements. *J Endod* 14:527-34.
14. 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. *Dent Mater* 20:915–923.
15. Carvalho-Junior JR, Correr-Sobrinho L, Correr AB, Sinhorette MAC, Consani S, Sousa-Neto MD (2007). Radiopacity of root filling materials using digital radiography. *Int Endod J* 40:514 –20.
16. Cederberg RA, Tidwell E, Frederiksen NL, Benson BW (1998). Endodontic working length assessment. Comparison of storage phosphor digital imaging and radiographic film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 85:325–8.
17. Chogle S, Mickel AK, Huffaker SK, Neibaur B (2005). An in vitro assessment of iodoform gutta-percha. *J Endod* 31:814–816.
18. Cohen S, Burns RC (1994). *Pathways of the Pulp*, 8th ed, Mosby.
19. Combe EC (1986). *Notes on dental materials*, 5th ed, New York, Churchill Livingstone.

20. Conover GL, Hildebolt CF, Anthony D (1995). Objective and subjective evaluations of Kodak Ektaspeed Plus dental X-ray film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 79:246-250.
21. Craig R.G (1985). Restorative Dental Materials 8th ed. St.Louis, *The C.V. Mosby Co.* P.270-354.
22. Curry III TS, Murry RC, Dowdey JE (1990). Christnese's physics of diagnostic radiology. 4th ed. Philadelphia: Lea&Febiger, 118–137.
23. Çalışkan K (2006). Endodontide tanı ve tedaviler, Nobel, İzmir.
24. Çobankara FK, Altınöz HC, Erganis O (2003). In vitro antibacterial activities of root canal sealers by using two different methods. *J Endod* 30:57-60.
25. Çobankara FK, Oruçoğlu H, Sengun A, Belli S (2006). The quantitative evaluation of apical sealing of four endodontic sealers. *J Endod* 32:66–8.
26. de Deus GA, Martins F, Lima ACMR, Gurgel-Filho ED, Maniglia CF, Coutinho-Filho T (2003). Analysis of the film thickness of a root canal sealer following three obturation techniques. *Pesqui Odontol Bras* 17:119-25.
27. ElAyouti A, Achleithner C, Löst C, Weiger R (2005). Homogeneity and adaptation of a new gutta-percha paste to root canal walls. *J Endod* 31:687–90.
28. Eliasson ST, Haasken B (1979). Radiopacity of impression materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 47:485–91.
29. Farman AG, Scarfe WC (1994). Pixel perception and voxel vision: constructs for a new paradigm in maxillofacial imaging. *Dent Radio* 23:5–9.
30. Fauber TL (2008). Sensitometry. In: Radiographic imaging and exposure. 3rd ed. Philadelphia: Mosby Inc, p.224-250.

31. Fonseca RB, Branco CA, Soares PV, Correr-Sobrinho L, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ (2006). Radiodensity of base, liner and luting dental materials. *Clin Oral Investig* 10:114-8.
32. Gambarini G, Testarelli L, Pongione G, Gerosa R, Massimo G (2006). Radiographic and rheological properties of a new endodontic sealer. *Aust Endod J* 32:31-34.
33. Geist JR, Brand JW (2001). Sensitometric comparison of speed group E and F dental radiographic films. *Dentomaxillofac Radiol* 30:147-152.
34. Goaz P, White SC (1994). Oral radiology. 3th ed. St. Louis: Mosby Company, 242-253.
35. Goaz WP, White SC (1987). Oral radiology principles and interpretation. Washington- Toronto: The CV. Mosby Company. 314-316.
36. Goodman A, Schilder H, Aldrich W (1974). The thermomechanical properties of gutta-percha. II. The history and molecular chemistry of gutta-percha. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 37:954-61.
37. Görduysus M, Avcu N (2009). Evaluation of the radiopacity of different root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108:135-140.
38. Grossman LI (1978). Endodontic Practice. Philadelphia: Lea & Febiger.
39. Grossman LI (1988). Endodontic Practice. 11<sup>th</sup> ed Philadelphia, Lea&Febiger, pp. 224-57.
40. Gu S, Rasimick BJ, Deutsch AS, Musikant BL (2006). Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. *Dent Mater* 22:765-70.

41. Guerreiro-Tanomaru JM, Cezare L, Gonçalves M, Tanomaru-Filho M (2004). Evaluation of the radiopacity of root canal sealers by digitalization of radiographic images. *J Appl Oral Sci* 12:355–7.
42. Guerreiro-Tanomaru JM, Duarte MA, Gonçalves M, Tanomaru-Filho M (2009). Radiopacity evaluation of root canal sealers containing calcium hydroxide and MTA. *Braz Oral Res* 23:119-23.
43. Gurgel-Filho ED, Andrade Feitosa JP, Teixeira FB, Monteiro de Paula RC, Araujo Silva JB Jr, Souza-Filho FJ (2003). Chemical and X-ray analyses of five brands of dental gutta-percha cone. *Int Endod J* 36:302–7.
44. Gutmann JL, Witherspoon DE (1998). Obturation of the cleaned and shaped root canal system. In: Cohen S, Burns RC, editors. *Pathways of the pulp*. St. Louis: Mosby; p.258-361.
45. Gürdal P, Akdeniz BG (1998). Comparison of two methods for radiometric evaluation of resin-based restorative materials. *Dent Radio* 27:236–9.
46. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N (2008). Extended setting shrinkage behavior of endodontic sealers. *J Endod* 34:90–3.
47. Higginbotham TL (1967). A comparative study of the physical properties of five commonly used root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 24:89-101.
48. Hildebolt CF, Couture RA, Whiting BR (2000). Dental photostimulable phosphor radiography. *Dent Clin North Am* 44:273–97.
49. Holand R, Souza V (1985). Ability of a new calcium hydroxide root canal filling material to induce hard tissue formation. *J Endod* 11:535–43.
50. <http://www.ultradent.com/products/MSDS/endorez.pdf>
51. <http://curveexpert.webhop.biz>

52. <http://www.veriodent.com>
53. International Organization for Standardization. (2001). ISO 6876, dental root canal sealing materials. 2nd ed. Geneva, Switzerland: ISO.
54. Kaffe I, Littner MM (1995). Influence of soft tissue on density and relative contrast between gutta-percha and dentin images. An in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 24:13-6.
55. Karagöz I, Küçükay S, Bayırlı G (1993). Factors effecting apical leakage assessment. *J Endod* 18:362-365.
56. Kuga MC, de Moraes IG, Berbert A (1988). The sealing capacity of Sealapex cement alone or with iodoform. *Rev Odont* 2:139-42.
57. Kuhn AT, Wilson A (1985). The dissolution mechanisms of silicate and glass-ionomer dental cements. *Biomater* 6:378-82.
58. Küçükay S, Küçükay I, Yılmaz B (2004). Kök Kanalı Şekillendirme Yöntemleri, İstanbul.
59. Langland OE, Sippy FH, Langlais RP (1984). Textbook of dental radiology. Second ed., Charles C Thomas Publisher, Illionis. 130-4, 354-55.
60. Leonardo MR, Silva LAB, Utrilla LS, Assed S, Ether SS (1997). Calcium hydroxide root canal sealers histopathologic evaluation of apical and periapical repair after endodontic treatment. *J Endod* 23:428-32.
61. Lim KF, Loh EE-M, Hong HY (1995). Quantitative assessment of a new intra-oral digital imaging system. *J Dent Res* 74:463.
62. Limkangwalmongkol S, Abbot PV, Sandler AB (1992). Apical dye penetration with four root canal sealers and gutta-percha using longitudinal sectioning. *J Endod* 18:535-539.

63. Lohbauer U, Gambarini G, Ebert J, Dasch W, Petschelt A (2005). Calcium release and pH-characteristics of calcium hydroxide plus points. *Int Endod J* 38:683–689.
64. Ludlow JB, Platin E, Mol A (2001). Characteristics of Kodak Insight, an F-speed intraoral film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 91:120–9.
65. Lui JN, Sae-Lim V, Song KP, Chen NN (2004). In vitro antimicrobial effect of chlorhexidine-impregnated gutta percha points on *Enterococcus faecalis*. *Int Endod J* 37:105–113.
66. Manson-Hing LR. (1961). An investigation of the roentgenographic contrast of enamel, dentine, and aluminum. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 14:1456-72.
67. Marciano J, Michalesco PM (1989). Dental gutta-percha, chemical composition, x-ray identification, enthalpic studies and clinical implications, *J Endod* 15:149-153.
68. Martin D, Amor J, Machtou P (2002). Mechanized endodontics: The ProTaper system principles and clinical protocol. 31:33-42.
69. Merdad K, Pascon AE, Kulkarni G, Santerre P, Friedman S (2007). Short-term cytotoxicity assessment of components of the epiphany resin-percha obturating system by indirect and direct contact millipore filter assays. *J Endod* 33:24–7.
70. Moorer WR, Genet JM (1982). Antibacterial activity of gutta-percha cones attributed to the zinc oxide component. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 53:508-17.
71. Moorer WR, Genet JM (1982). Evidence for antibacterial activity of endodontic gutta-percha cones. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 53:503-7.

72. Naoum HJ, Chandler NP, Love RM (2003). Conventional versus storage phosphor-plate digital images to visualize the root canal system contrasted with a radiopaque medium. *J Endod* 29:349–52.
73. Naoum HJ, Love RM, Chandler NP, Herbison P (2003). Effect of X-ray beam angulation and intraradicular contrast medium on radiographic interpretation of lower first molar root canal anatomy. *Int Endod J* 36:12–9.
74. Oguntebi BR, Shen C (1992). Effect of different sealers on thermoplasticized gutta-percha root canal obturations. *J Endod* 18:363–6.
75. Omer OE, Wilson NHF, Watts DC (1986). Radiopacity of posterior composites. *J Dent* 14:178–179.
76. Ørstavik D (1982). Seating of gutta-percha points: Effect of sealers with varying film thickness. *J Endod* 8:213-8.
77. Ørstavik D (1988). Endodontic Materials, *Adv Dent Res* 2:12-24.
78. Ørstavik D (2005). Materials used for root canal obturation: technical, biological and clinical testing. *Endodontic Topics* 12:25–38.
79. Ørstavik D, Eriksen HM, Beyer-Olsen EM (1990). Adhesive properties and leakage of root canal sealers in vitro. *Int Endod J* 16:59-63.
80. Parks ET, Williamson GF (2002). Digital radiography: an overview. *J Contemp Dent Pract* 3:23-39.
81. Pascon E, Spångberg LSW (1990). In vitro cytotoxicity of root canal filling materials: I. gutta-percha. *J Endod* 16:429-433.
82. Petrikowski CG (2005). Introducing digital radiography in the dental office: An overview. *J Can Dent Assoc* 71:651.
83. Philips RW (1982). Skinner's science of dental material 8<sup>th</sup> ed. Tokyo Igaku Shain/Saunders.



84. Preece JW (1986). The accuracy of an X – ray film quality – assurance step-wedge test. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 62:449–458.
85. Prévost AP, Forest D, Tanguay R, DeGrandmont P (1990). Radiopacity of glass ionomer dental materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 70:231-5.
86. Rasimick BJ, Shah RP, Musikant BL, Deutsch AS (2007). Radiopacity of endodontic materials on film and a digital sensor. *J Endod* 33:1098–1101.
87. Resende LM, Rached-Junior FJ, Versiani MA, Souza-Gabriel AE, Miranda CE, Silva-Sousa YT, Sousa Neto MD (2009). A comparative study of physicochemical properties of AH Plus, Epiphany, and Epiphany SE root canal sealers. *Int Endod J* 42:785-93.
88. Ruddle, CJ (2002). The ProTaper endodontic system, *Endod. Pract*, 5:34-44.
89. Sabbagh J, Vreven J, Leloup G (2004). Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and storage phosphor plate (Digora). *Oper Dent* 29:677–84.
90. Salz U, Poppe D, Sbicego S, Roulet JF (2009). Sealing properties of a new root canal sealer. *Int Endod J* 42:1084-9.
91. Saunders WP, Saunders EM, Herd D, Stephens E (1992). The use of glass ionomer as a root canal sealer A pilot study. *Int Endod. J* 25:238-244.
92. Scmalz G (2003). Root canal filling materials. In: Bergenholtz G, et al eds. *Textbook of Endodontology*. Blackwell Munksgaard, Oxford p:261-86.
93. Shearer AC, Mullane E, Macfarlane TV, Gröndahl HG, Horner K (2001). Three phosphor plate systems and film compared for imaging root canals. *Int Endod J* 34:275-9.

94. Shipper G, Orstavik D, Teixeira FB, Trope M (2004). An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). *J Endod* 30:342-347.
95. Shipper G, Teixeira FB, Arnold RR, Trope M (2005). Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dog roots filled with gutta-percha or resilon. *J Endod* 31:91-6.
96. Sjögren U, Sundqvist G, Nair PNR (1995). Tissue reaction to gutta-percha articles of various sizes when implanted subcutaneously in guinea pigs. *Eur J Oral Sci* 313-21.
97. Soğur E, Akdeniz BG (2005). Dişhekimliği ve dişhekimliği öğrencilerinin dijital radyografi hakkındaki bilgi, tutum ve davranışlarının değerlendirilmesi. *A.Ü.*, 32:207-213.
98. Spångberg L (1969). Biological effects of root canal filling materials II. Effect in vitro of water-soluble components of root canal filling materials on HeLa cells. *Odontol Revy* 20:133-145.
99. Spångberg L (2002). Instruments, materials and devices. In: Pathways of the pulp, 8th Ed, Ed: Cohen S, Burns RC, St. Louis: Mosby, p.: 521-572.
100. Spångberg, LSW, Barbosa SV, Lavigne AS (1993). AH 26 releases formaldehyde. *J Endod* 19:596-598.
101. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 85:86-93.
102. Svanaes DB, Møystad A, Risnes S, Larheim TA, Grøndahl HG (1996). Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and

103. Svenson B, Petersson A (1993). A comparison of Flow and Kodak dental X-ray films by means of perceptibility curves. *Acta Odontol Scand* 51:123–8.
104. Syriopoulos K, Sanderink GC, Velders XL, van der Stelt PF (2000). Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. *Dent Radio* 29:312–8.
105. Syriopoulos K, Velders XL, Sanderink GCH, van der Stelt PF (2001). Sensitometric and clinical evaluation of a new F- speed dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol* 30:40–4.
106. Şen BH (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.
107. Tagger M, Katz A (2003). Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurements. *J Endod* 29:751–5.
108. Tagger M, Tagger E, Tjan AHL, Bakland LK (2002). Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. *J Endod* 28:351–4.
109. Tanomaru-Filho M, Jorge EG, Tanomaru JM, Gonçalves M (2008). Evaluation of the radiopacity of calcium hydroxide- and glass-ionomer-based root canal sealers. *Int Endod J* 41:50–3.
110. Tanomaru-Filho M, Jorge EG, Tanomaru JMG, Gonçalves M (2007). Radiopacity evaluation of new root canal filling materials by digitalization of images. *J Endod* 33:249–51.

111. Tanomaru-Filho M, Leonardo MR, Silva LAB, Utrilla LS (1998). Effect of different root canal sealers on periapical repair of teeth with chronic periradicular periodontitis. *J Endod* 31:85-9.
112. Taşdemir T, Yesilyurt C, Yildirim T, Er K (2008). Evaluation of the radiopacity of new root canal paste/sealers by digital radiography. *J Endod* 34:1388-90.
113. Tjelmeland EM, Moore WS, Hermes CB, Buikema DJ (1998). A perceptibility curve comparison of Ultraspeed and Ektaspeed plus film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 85:485–8.
114. Trouerbach WT (1982). Radiographic aluminum equivalent value of the mandible. Thesis, Netherlands.
115. Vermilyea SG, De Simon LB, Huget EF (1978). The rheologic properties of endodontic sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 46:711–716.
116. Versiani MA, Carvalho-Junior JR, Padilha MI, Lacey S, Pascon EA, Sousa-Neto MD (2006). A comparative study of physicochemical properties of AH Plus and Epiphany root canal sealants. *Int Endod J* 39:464-71.
117. Versteeg CH, Sanderink GC, Van Der Stelt PF (1997). Efficacy of digital introral radiography in clinical dentistry. *J Dent* 25:215–34.
118. Versteeg KH, Sanderink GC, Velders XL, van Ginkel FC, van der Stelt PF (1997). In vivo study of approximal caries depth on storage phosphor plate images compared with dental x-ray film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 84:210-3.
119. Watts DC (1987). Characterization of aluminum radiopacity standards for restorative materials. *J Dent* 15:175–7.

120. Watts DC, Combe EC, Greener EH (1981). The rheological properties of polyelectrolyte cements II. Glass-ionomers. *J Oral Rehabil* 8:61–67.
121. Watts DC, McCabe JF (1999). Aluminium radiopacity standards for dentistry: an international survey. *J Dent* 27:73-8.
122. Webber RL (1985). Computers in dental radiography: a scenario for the future. *J Am Dent Assoc* 111:419–24.
123. Weine FS (1989). Canal filling with semisolid materials. In: *Endodontic Therapy*. 4th Ed. St. Louis: Mosby, p: 370-415.
124. Weis MV, Parashos P, Messer HH (2004). Effect of obturation technique on sealer cement thickness and dentinal tubule penetration. *Int Endod J* 37:653-63.
125. Weisman MI (1970). A study of the flow rate of ten root canal sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 29:255–261.
126. Wenzel A (1995). Direct digital radiography in the dental Office. *Int Dent J*, 45:27–34.
127. Wilson AD, Kent BE (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 132:133-135
128. Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR (1994). Leakage of four root canal sealers at different thickness. *Int Endod J* 27:304-8.
129. Zhang W, Li Z, Peng B (2009). Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107:79-82.
130. Zmener O, Pameijer CH, Macri E (2005). Evaluation of the apical seal in root canals prepared with a new rotary system and obturated with a methacrylate based endodontic sealer: an in vitro study. *J Endod* 31:392-5.



## **ÖZGEÇMİŞ**

1981 yılında Antalya'da doğdum. 1998 yılında girdiğim E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi'nden 2004 senesinde mezun oldum. 2004 senesi Eylül ayında doktora öğrencisi olarak girdiğim E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Tedavi Anabilim Dalı Endodonti Bilim Dalı'ndaki görevime halen devam etmekteyim.