

# 근관장 측정에 있어서 디지털 영상 처리기와 주파수 의존형 측정기의 정확도

연세대학교 치과대학 치과방사선학 교실

이병립 · 박창서

## I. 서 론

근관치료의 목적은 무수치아의 건강과 기능을 회복시키는 데 있고<sup>1)</sup> 이를 위해 근관내의 이물질과 피사조직을 제거하고 근관을 확대하며 삼차원적으로 근관을 밀폐하여야 하므로<sup>2)</sup> 근관 치료시 정확한 근관장의 측정은 치근단 조직의 손상없이 근관을 충전하는데 필수적인 요인이다<sup>1,3,4,5,6)</sup>. 이상적인 근관형성과 충전의 한계는 근침협착부로 이는 상아질과 백악질이 만나는 상아-백악 경계상에 존재하며<sup>7,8)</sup> 근침협착부는 보통 해부학적 근침과 일치하지 않고 그 위치의 변이가 다양함이 밝혀져 있다. 이러한 근관장을 측정하는 방법으로 방사선사진을 이용하는 방법과 file을 사용하여 술자의 감각에 의한 방법, 전자근관장측정기와 이의 변형인 주파수 의존형 장치 등을 들 수 있다.

술자의 감각에 의한 방법은 file이 근침에 도달되었을 때 환자가 느끼는 동통이나 술자의 감각 등에 의해 근관장을 결정하는 방법으로 정확도에서 매우 떨어진다고 할 수 있다.

방사선사진을 이용하는 방법에는 표준 치근단 방사선사진을 이용하는 방법과 필름대신 X선에 대한 감지기를 이용하는 디지털 영상시스템이 있다.

표준 치근단 방사선사진을 이용하는 방법은 3차원적인 사물이 2차원적 영상만으로 표현되는데 따른 왜곡을 피할 수 없고 치근단공의 근원심 변위만을 알 수 있으며 여러 각도로 촬영되어야 치근단공이 치아에서 좁아 들어가는 것을 알 수 있는 경우가 많다<sup>2,4,9,10,11)</sup>. 그래서 정확한 평가를 위해서는 직각 방향의 부가적인 촬영이 필요하다. 또 관찰자의 주관에 따라 다양하게 나타날 수 있다<sup>12)</sup>. Chunn 등<sup>13)</sup>은 방사선사진의 부정확성에 대해 보고하였는데 방사선적 근침보다 짧게 나타난 file은 실제로 이등분각촬영에서 33%, 평행촬영에서 20%가 근침을 빠져나간 것으로 나타났다. 또 Kuttler<sup>14)</sup>와 Green<sup>15)</sup>은 치근단공이 해부학적 근침과 일치하는 경우는 50%를 넘지 못한다고 하여 양질의 방사선사진이라도 한계가 있음을 지적하였다.

디지털 영상시스템은 방사선학에 컴퓨터를 적용시킨 것으로 상의 획득, 조작, 저장, 출력, 전송 등이 가능하며 디지털 영상을 위해서는 감지기(detector), 아날로그-디지털 변환기(analog

to digital converter), 컴퓨터 그리고 영상의 출력력을 위한 모니터 혹은 프린터가 필요하다<sup>6)</sup>. 디지털 영상시스템에는 디지털 영상감지기(digital image sensor)의 종류에 따라 두 가지 형태로 나뉘는데 하나는 charged coupled device(CCD)를 사용하는 것<sup>16,17)</sup>과 영상판(imaging plate)을 사용하는 것<sup>18,19,20,21,22)</sup>이다. CCD를 사용하는 것에는 X선 광자의 에너지가 CCD 감지기에 의하여 전기적인 신호로 직접 전환되는 시스템인 Sens-A Ray<sup>17)</sup>, VIXA/Visualix<sup>23,24)</sup> 등이 있고 CCD 감지기에 노출되었던 X선 에너지를 가시광선으로 전환시키는 시스템인 RVG<sup>20,25)</sup>, Flash Dent<sup>22)</sup>가 있으며 영상판을 사용하는 시스템은 Digora<sup>26)</sup>이다. 디지털 영상시스템의 장점으로 는 암실작업 없이 즉시 상을 얻을 수 있고 변연증강(contrast enhancement)이나 계조도 반전(gray scale reversal) 등으로 상을 조작할 수 있으며 환자의 방사선 노출량은 E-speed film에 비해 60%까지 감소시킬 수 있다<sup>16)</sup>.

CCD 감지기를 이용하는 구내 디지털 영상법은 필름의 현상 과정이 없이 노출 후 수 초내에 상을 볼 수 있으며 노출량을 감소시킬 수 있는 장점<sup>16,27,28,29)</sup> 등으로 인해 근관치료에 응용하려는 연구가 많이 시도되었으나 일반방사선사진에 비하여 비싼 가격과 감지기의 해상능이 10 line pairs/mm로 떨어지고<sup>16,20,27,29)</sup> 감지기가 두꺼워 조작하기 어려우며<sup>26)</sup> 소독이 용이하지 않은 점<sup>25)</sup> 그리고 노출시간의 활용범위가 좁은 점<sup>17,23,30,31)</sup> 등이 단점으로 지적된다.

영상판을 이용하는 영상시스템은 CCD 감지기를 이용하는 디지털 영상시스템에 비해 노출시간의 범위가 상당히 넓어 Velders 등<sup>32)</sup>은 필름 노출시간을 95%까지 줄일 수 있다고 하였다. 또한 CCD 감지기에 비하여 영상판은 크기가 커서 하나의 영상판에 보다 넓은 부위의 영상을 인기할 수가 있다.

Custer<sup>33)</sup>는 건조 또는 비전도성 용액으로 차 있는 치수강의 전전율과 근첨공을 넘는 조직의 전전율의 차이를 토대로 전기적으로 근첨공의 위

치를 측정하는 방법에 대해 보고하였으며 Suzuki<sup>34)</sup>가 실험전 치아의 근관내에 삽입된 전극과 구강 점막에 부착된 전극사이에는 일정한 전기저항이 존재함을 발견하였다. Sunada<sup>2)</sup>는 이러한 전기저항을 측정한 결과 치근단과 구강점막 사이에는 평균 6.5kΩ의 저항이 환자의 나이, 근관의 직경, 치아의 형태에 관계없이 일정하다고 하여 처음으로 전기적으로 근관장을 측정하는 방법에 대해 소개하였다. 현재까지 많은 전자근관장측정기가 개발되어 사용되고 있고 이의 정확성에 대해서는 학자들간에도 논란이 있어 왔다. 이에 따라서 이러한 전기저항의 원리를 이용한 전자근관장측정기는 근관내가 건조해야 하며 과다한 습기나 치수잔사, 차아염소산나트륨이나 생리식염수와 같은 전해질, 혈액 등이 존재할 경우에는 정확한 측정이 어려운 단점<sup>6,35,36,37,38,39,40,41)</sup>으로 인하여 널리 이용되지 못하였다. 그래서 최근에는 근관내 전해질의 유무와 관계없이 측정이 가능한 주파수의존형 전자근관장측정기가 개발이 되었는데 이는 2개의 서로 다른 주파수를 가지는 전류를 사용하며 이렇게 다른 주파수를 가지는 동시에 두 개의 다른 저항을 얻게 되는데 낮은 주파수에서는 높은 저항을, 높은 주파수에서는 낮은 저항을 얻게 된다. 이러한 두 개의 다른 저항은 파일이 치근단으로 진행할수록 모두 떨어지지만 치근단공에 이르러서는 두 개의 저항곡선에 일정한 비율값을 가지게 되므로 근관장을 측정할 수 있게 된다<sup>6,40,42)</sup>. 그러나 이러한 방법은 치근의 해부학적 구조와 수, 근관의 모양이나 크기, 만곡(curvature)의 존재, 정도, 방향 등은 알 수 없는 단점이 있다<sup>38)</sup>.

본 연구의 목적은 현재 임상에서 근관장측정을 위하여 사용할 수 있는 표준 치근단 방사선사진촬영, 디지털 영상시스템인 Digora®, 주파수의존형 전자근관장측정장치인 Root ZX®로 근관장의 길이를 측정하여 치아 근첨부까지의 실측치와 비교 분석하여 각각의 측정방법의 정확성과 유용성을 평가하고 관찰자와 file의 굵기가 각각의 근관장측정방법에 미치는 영향을 알아봄으로써 근

관치료 계획수립에 도움을 주고자 함에 있다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 가. 연구 재료

1. 발거즉시 생리적 식염수에 보관하여 치아면에 부착된 잔사를 완전히 제거한 45개의 실험치아 중에서 근관내 장애물이 없는 근관장측정이 가능한 29개의 건전한 단근 소구치의 29개의 근관을 실험대상으로 하였으며 실험치아는 표준 구내방사선사진상의 치근단 병소나 우식, 금속 충전물이 없으며 생활치수를 가지고 있는 치아만을 포함시켰다.

### 2. 치아의 교합면 삭제와 실험블록 형성 및 연조직 밀도의 재현

발거된 건전한 단근 소구치의 교합면을 작업실 지면과 수평으로 삭제하여 실제 치아의 길이와 file 길이 측정시 불규칙한 교합면에 의한 오차를 최소화하였다. 실험블록은 골소주의 형태가 유사하게 재현되도록 투명 아크릴릭 레진 가루와 석고를 1:1의 비율로 섞어서 높이 2.5 cm, 가로 3.5 cm, 세로 1.5 cm의 크기로 10개를 제작하였고 각각의 블록에 3개씩의 치아를 교합면이 지면과 평행하도록 매식하였으며 전자근관장측정시 치근단부가 노출되어야 하므로 측정방법들 간의 조건이 동일하도록 미리 각 블록의 치근단에 해당하는 부위를 제거하여 치근단을 노출시켰다 (Fig. 1.). 연조직의 밀도는 두께 2.0 cm의 아크릴릭 레진 블록을 관구와 치아 사이에 위치시켜 재현하였다.

### 나. 연구방법

1. 치근단 방사선사진을 이용한 file 길이 측정  
필름은 유효기간이 지나지 않은 감광도 E군 의 Ektaspeed Plus(Kodak Co., Rochester, USA) 필름을 사용하였다. 구내 방사선촬영기는 노출시간의 활용범위가 넓은 70 kVp, 7 mA, 초점크기가  $0.7 \times 0.7$  mm이며, 총여과가 1.5

mmAl인 12 inch의 장조사통(long cone)이 부착된 구내 방사선 촬영기 Heliodent MD(Siemens AG, Germany)를 사용하였다. 촬영된 표준 치근단 방사선사진의 현상은 구내 자동현상기 Periomat(Dürr Dental GmbH & Co., KG)를 사용하였으며, 현상액과 정착액은 원액과 물의 비율을 1:4로 섞은 자동현상기용 Readymatic 제품(Kodak Co., Rochester, USA)을 사용하였다.

이 실험을 위해서 치과방사선학을 전공하는 치과의사 2인과 근관치료학을 전공한 치과의사 1인을 선정하여 치근단 방사선사진상에서 file이 치근단에서 1 mm 떨어진 부위에 도달할 때까지 촬영을 반복하면서 file의 위치를 조정하여 방사선사진상에서 file이 치근단에서 1 mm가 떨어지게 위치되었을 때 file을 근관에서 꺼내어 file의 길이를 측정하였다. 표준 치근단 방사선사진을 이용한 file 길이 측정을 위하여 digital caliper(Mitutoyo Co., Tokyo, Japan)를 사용하여 0.01 mm까지 측정하였다. 측정값간의 비교를 위하여 소수점 둘째자리에서 반올림하여 측정값으로 정하였다. file은 임상적으로 소구치에서 근관장 길이의 결정에 있어 주로 사용될 수 있는 근관치료용 K-file 15번, 20번, 25번을 사용하였다. file이 적절하게 위치될 때까지 반복적으로 촬영을 할 때 생길 수 있는 오차를 최소화하기 위해서 다음과 같이 항상 동일한 조건하에서 촬영하였다. 실험블록에서 치아의 협측에 연조직 밀도를 재현하는 두께 2 cm의 아크릴릭 레진 블록을 위치시키고 필름은 설측에 위치시킨 뒤 평행촬영법의 원리와 같도록 실험블록의 치아의 삭제된 교합면이 실험실의 지면과 평행하게 되도록 위치시키고 관구를 지면과 평행하게 유지하면서 조사통의 끝이 레진 블록에 최대한 밀착되도록 위치시킨 상태에서 노출시간은 연세대학교 치과대학 병원 치과방사선과에서 임상적으로 일반적인 환자의 소구치 촬영시의 노출시간과 같은 0.25초로 하여 촬영하였다(Fig. 2.).

## 2. Digora<sup>®</sup> system을 이용한 file 길이 측정

디지털 구내 영상시스템으로는 해상능이 6 line pairs/mm 이상이며 pixel 크기가  $71 \times 71 \mu\text{m}$ 라고 알려진 Digora<sup>®</sup> system(Soredex Orion Co., Finland)을 사용하였다. 영상판(imaging plate)은  $416 \times 560$  pixels, 크기는  $35 \times 45 \times 1.6$  mm로 일반 성인용 구내 표준필름과 크기가 유사하여 환자의 구강내에 일반 성인용 구내 표준 필름처럼 위치시킬 수 있는 성인용의 것을 사용하였고, 이 영상판을 일회용 보호포장지(protective bag)에 넣어서 촬영하였다. 촬영된 영상판에 형성된 방사선사진상은 Digora<sup>®</sup> system에 내장되어 있는 레이저 스캐너로 스캐닝하였다. 컴퓨터 기종은 486 DX이며 화상 처리를 용이하게 하기 위하여 8MB RAM을 장착하였고, 모니터는 17 인치 컬러 모니터로  $1024 \times 768$  pixels, 256색조를 나타낼 수 있으며, 하드디스크의 용량은 1GB인 것을 사용하였다.

방사선사진 촬영은 표준 치근단 방사선사진을 이용하여 file의 길이를 측정할 때와 동일한 조건과 방법으로 촬영한 후 같은 3인의 치과의사가 Digora<sup>®</sup> system의 거리와 각 측정 프로그램(Distance and angle measurement program)을 이용하여 0.1 mm까지 모니터 상에서 file 길이를 측정하였으며 필요한 경우에 계조도 조정 프로그램(gray scale controller program)을 이용하여 각 관찰자마다 file의 침부를 관찰하기 좋은 정도의 흑화도와 대조도를 갖도록 상을 조절하여 측정하였다(Fig. 3.).

## 3. Root ZX<sup>®</sup>를 이용한 file 길이 측정

전자근관장측정을 위하여 주파수의존형 전자근관장측정기인 Root ZX<sup>®</sup>(J. Morita Co., Japan)를 사용하였으며, 이는 현재 연세대학교 치과대학병원 보존과에서 근관장측정을 위하여 통상적으로 사용하고 있는 근관장측정기이다.

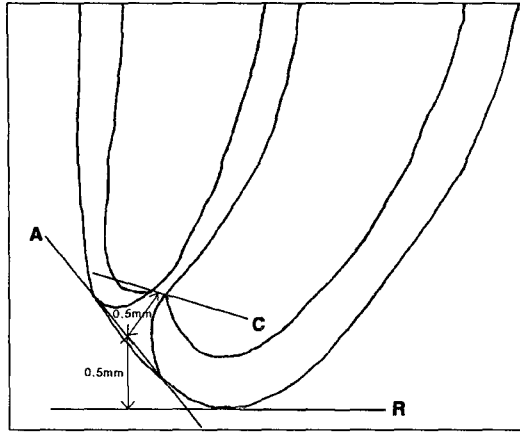
같은 3인의 치과의사가 임상에서 Root ZX<sup>®</sup>를 이용하여 근관장을 측정하는 상황과 유사하게 재현하기 위하여 플라스틱 상자내에 치근단이 위

치될 것이라고 생각되어지는 부위에 구멍을 뚫고 이 구멍을 통하여 전도체인 철사를 꽂은 후 이를 고정하여 전극을 설치하고 실험블록을 그 위치에 단단히 고정한 다음 전해질로 사용할 식염수를 상자내에 반쯤 채우고 Root ZX<sup>®</sup>의 probe의 contrary electrode를 이 전극에 연결하고 file holder에 file을 고정하여 실험블록의 치아 근관내로 넣어 표시창의 지시 눈금이 0.5 mm에 도달할 때까지 file을 근관내에 위치시킨 후 rubber stop으로 그 길이를 표시한 후 꺼내어 그 때의 file의 길이를 측정하여 기록하였다(Fig. 4.).

## 4. 치아의 절단과 치아의 교합면에서 근침협착부까지의 실제 길이 측정

근관의 실제 길이를 측정하기 위하여 먼저 실험블록에서 치아를 분리한 다음 근침부는 low-speed straight angle에 green stone disk를 장착하여 치근단부 약 5분의 1 가량을 근관과 해부학적 근침이 손상되지 않도록 조심스럽게 삭제하여 근관을 노출시키고 가는 사포를 이용하여 근관이 잘 보이면서 거친 면이 없도록 연마하였다. 치아의 나머지 5분의 4에 해당하는 부분은 high-speed fissure bur와 diamond bur를 이용하여 치아를 협설측 방향으로 정중앙에서 절단한 다음 low-speed에 장착한 stone disk와 사포를 이용하여 절단면을 연마하여 평활하게 만들었다. 근침협착부를 보다 정확히 관찰하기 위하여 쌍안해부현미경( $\times 10$ 배)으로 관찰하면서 3인의 치과의사가 절단한 치아에서의 근관의 길이를 digital caliper(Mitutoyo Co., Tokyo, Japan)를 사용하여 0.01 mm까지 두 번씩 측정하여 그것의 평균값을 실제 근관의 길이로 정하였다(Fig. 5. 참조).

이와 같은 실험을 통해서 현재 임상에서 주로 쓰고 있는 근관장측정방법인 방사선사진을 이용하는 방법(표준 치근단 방사선사진, Digora<sup>®</sup> system)과 Root ZX<sup>®</sup>를 이용하는 방법을 이용하여 측정한 file의 길이와 근관장 길이(치아의 교합면에서 근침협착부까지의 길이)의 차이를 분



**Fig. 5.** Schematic illustration of apex of the tooth  
 C : Apical Constriction (Physiological foramen)  
 A : Anatomical foramen  
 R : Radiologic apex

석함으로써 각각의 근관장측정방법의 정확성과 임상적 적용의 유용성을 평가하였다. 아울러 관찰자와 file의 굵기가 각각의 근관장측정방법에 미치는 영향과 각 근관장측정방법의 측정값 사이에 차이가 있는지도 평가하였다.

### Ⅲ. 연구 성적

가. 근관장측정방법인 표준 치근단 방사선사진,

Digora® system, Root ZX®에서 측정된 file 길이의 정확도 평가

세 명의 치과 의사가 29개의 치아에 file의 굵기를 달리하여 세 가지 근관장측정방법인 표준 치근단 방사선사진, Digora® system, Root ZX®를 이용하여 얻은 file의 길이와 실제 교합면에서 근관협착부까지의 길이를 비교하여 각각의 측정방법의 정확도를 평가하였다. 각 근관장측정방법의 정확성을 평가하기 위하여 file 길이의 측정값의 평균오차(각 근관장측정방법에서 측정된 file 길이에서 실제 근관협착부까지의 길이를 뺀 값의 평균값)에 대하여 paired t-test를 시행하여 유의성을 검정한 결과는 Table 1과 같다. 표준 치근

단 방사선사진(평균오차 :  $-0.449 \pm 0.444$  mm)과 Digora® system(평균오차 :  $-0.417 \pm 0.415$  mm)에서는 관찰자와 file의 굵기와 관계없이 모든 경우에서 통계학적으로 유의성 있는 차이가 있었다( $p < 0.05$ ). 그러나 Root ZX®(평균오차 :  $0.123 \pm 0.458$  mm)에서는 20번의 file을 사용한 명의 관찰자가 측정된 값을 제외하고는 모든 경우에서 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ). 평균오차의 분석결과는 Digora®와 표준 치근단 방사선사진에서는 평균오차가 (-)값을 나타내어 방사선사진을 이용한 근관장측정방법에서는 전반적으로 실제 근관협착부까지의 길이보다 짧게 나왔으며, Root ZX®를 이용한 경우에 있어서는 평균오차가 (+)값을 나타내어 실제 근관협착부까지의 길이보다 길게 측정되었다(Table 1).

나. 각 근관장측정방법의 임상적 적용의 유용성 평가

표준 치근단 방사선사진, Digora® system, Root ZX®에서 측정된 값과 실제 근관협착부까지의 거리의 차의 절대값의 분포는 Table 2와 같다. 임상적으로 허용가능한 오차인 0.5 mm를 기

**Table 1.** Comparisons of the mean errors and standard deviations of observers' measurements of file length in the Digora® System, Conventional periapical radiographs, and Root ZX® (mm)

| No. of file | Observer | Digora® System |       | Periapical radiograph |       | Root ZX® |       |
|-------------|----------|----------------|-------|-----------------------|-------|----------|-------|
|             |          | ME             | SD    | ME                    | SD    | ME       | SD    |
| #15         | A        | -0.445*        | 0.473 | -0.338*               | 0.510 | 0.083    | 0.427 |
|             | B        | -0.659*        | 0.343 | -0.655*               | 0.421 | 0.162    | 0.477 |
|             | C        | -0.267*        | 0.441 | -0.366*               | 0.522 | 0.069    | 0.534 |
| #20         | A        | -0.450*        | 0.441 | -0.438*               | 0.524 | 0.100    | 0.450 |
|             | B        | -0.597*        | 0.443 | -0.690*               | 0.409 | 0.255*   | 0.479 |
|             | C        | -0.297*        | 0.491 | -0.331*               | 0.418 | 0.090    | 0.478 |
| #25         | A        | -0.369*        | 0.434 | -0.290*               | 0.441 | 0.093    | 0.477 |
|             | B        | -0.369*        | 0.481 | -0.717*               | 0.396 | 0.179    | 0.546 |
|             | C        | -0.303*        | 0.422 | -0.217*               | 0.363 | 0.072    | 0.511 |

ME : average value of difference between measurements and real canal length

SD : standard deviation of ME

\* : statistically significant difference between measurements and real canal length at  $p < 0.05$

**Table 2.** Distribution of absolute values of difference between observers' measurements of file length and real tooth length

| Range(mm)           | Digora® System |            | Periapical radiograph |            | Root ZX® |            |
|---------------------|----------------|------------|-----------------------|------------|----------|------------|
|                     | n              | percentage | n                     | percentage | n        | percentage |
| $0 \leq D \leq 0.5$ | 151            | 57.8%      | 140                   | 53.6%      | 197      | 75.5%      |
| $0.5 < D \leq 1.0$  | 95             | 36.4%      | 97                    | 37.2%      | 56       | 21.5%      |
| $D > 1.0$           | 15             | 5.8%       | 24                    | 9.2%       | 8        | 3.0%       |

D : absolute value of difference between measurements and real canal length (mm)

n : number of measured teeth

준으로 볼 때, 261개의 경우중 표준 치근단 방사선사진에서는 140개(53.6%), Digora® system에서는 151개(57.8%)에서 0.5 mm 이내의 오차를 보였으나 Root ZX®에서는 197개(75.5%)에서 오차가 0.5 mm 이내로 나타났다. 오차가 1 mm 이상인 경우는 표준 치근단 방사선사진에서 24개(9.2%), Digora® system에서 15개(5.8%), Root ZX®에서는 8개(3.0%)만이 1 mm 이상의 오차를 보였다(Table 2).

다. file의 굵기에 따른 각 근관장측정방법의 측정값의 차이 비교

각각의 file 굵기에 따라 각 근관장측정방법의 측정값에 차이가 있는지를 알아보기 위하여 각 측정값들을 이용하여 통계처리를 시행하여 얻은 결과는 Table 3과 같다. 15번 file과 20번 file을 비교한 결과 Digora® System에서는 평균오차가  $-0.010 \pm 0.269$  mm, 표준 치근단 방사선사진에서는 평균오차가  $0.033 \pm 0.289$  mm, Root ZX®에서는 평균오차가  $-0.044 \pm 0.243$  mm로 나타

나 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ). 20번 file과 25번 file을 비교한 결과는 Digora® System에서는 평균오차가  $-0.010 \pm 0.324$  mm, 표준 치근단 방사선사진에서는 평균오차가  $-0.078 \pm 0.300$  mm, Root ZX®에서는 평균오차가  $0.033 \pm 0.297$  mm로 나타나 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ). 25번과 15번을 비교한 결과에서도 Digora® System에서는 평균오차가  $0.109 \pm 0.339$  mm, 표준 치근단 방사선사진에서는 평균오차가  $0.045 \pm 0.313$  mm, Root ZX®에서는 평균오차가  $0.010 \pm 0.286$  mm로 나타나 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ) (Table 3).

라. 각 근관장측정방법의 측정값의 차이 비교

실제 임상에서는 실측값을 모르는 상태에서 근관장을 결정하기 때문에 각 근관장측정방법에서 얻은 측정값이 서로 어느 정도 다른지 평가해야 할 필요가 있다. 이에 따라 file의 굵기와 관찰자와는 상관없이 각 근관장측정방법의 측정값사

**Table 3.** Comparisons of difference in measurements among Digora® System, Conventional periapical radiograph, and Root ZX® according to No. of file (mm)

| No. of file | Digora® System |       | Periapical radiograph |       | Root ZX® |       |
|-------------|----------------|-------|-----------------------|-------|----------|-------|
|             | ME             | SD    | ME                    | SD    | ME       | SD    |
| #15 vs #20  | -0.010         | 0.269 | 0.033                 | 0.289 | -0.044   | 0.243 |
| #20 vs #25  | -0.010         | 0.324 | -0.078                | 0.300 | 0.033    | 0.297 |
| #25 vs #15  | 0.109          | 0.339 | 0.045                 | 0.313 | 0.010    | 0.286 |

ME : average value of mean error between two measurements

SD : standard deviation of ME

이의 차이를 평가하였다. 각 측정값을 다요인 분산분석과 일요인 분산분석의 다중비교방법을 이용하여 통계분석을 한 결과는 Table 4와 같다. 표준 치근단 방사선사진과 Digora® system을 비교한 결과는 평균오차(각 근관장측정방법에서 얻은 측정값들의 차이의 평균)가  $0.032 \pm 0.338$  mm로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ). 그러나 Root ZX®와 표준 치근단 방사선사진을 비교한 결과 평균오차가  $0.572 \pm 0.496$  mm이며

통계적으로 유의성 있는 차이가 있었고( $p < 0.05$ ), Root ZX®와 Digora® system을 비교하였을 때도 평균오차가  $0.539 \pm 0.511$  mm이며 통계학적으로 유의성 있는 차이가 있었다( $p < 0.05$ ) (Table 4).

마. 관찰자간의 각 근관장측정방법의 측정값 차이 비교  
관찰자간의 차이가 각 근관장측정방법의 측

**Table 4.** Comparisons of difference in measurements according to canal length measuring methods (mm)

| Canal length measuring method     | ME     | SD    |
|-----------------------------------|--------|-------|
| Digora® vs Periapical radiograph  | 0.032  | 0.338 |
| Root ZX® vs Periapical radiograph | 0.572* | 0.496 |
| Root ZX® vs Digora®               | 0.539* | 0.511 |

ME : average value of mean error between two measurements

SD : standard deviation of ME

\* : statistically significant difference between two canal length measuring methods at  $p < 0.05$

**Table 5.** Comparisons of difference in measurements among Digora® System, Conventional periapical radiographs, and Root ZX® according to observers (mm)

| Observer | Digora® System |       | Periapical radiograph |       | Root ZX® |       |
|----------|----------------|-------|-----------------------|-------|----------|-------|
|          | ME             | SD    | ME                    | SD    | ME       | SD    |
| A vs B   | 0.122          | 0.340 | 0.332                 | 0.341 | -0.107   | 0.439 |
| B vs C   | -0.253         | 0.395 | -0.383                | 0.262 | 0.122    | 0.409 |
| C vs A   | 0.131          | 0.341 | 0.051                 | 0.312 | -0.015   | 0.426 |

ME : average value of mean error between two measurements

SD : standard deviation of ME

A, B, C : Observers



정값에 미치는 영향을 알아보기 위하여 각 측정값을 통계처리하여 분석한 결과는 Table 5와 같다. 관찰자 A와 B를 비교한 결과 Digora® System에서는 평균오차가  $0.122 \pm 0.340$  mm, 표준 치근단 방사선사진에서는 평균오차가  $0.332 \pm 0.341$  mm, Root ZX®에서는 평균오차가  $-0.107 \pm 0.439$  mm로 나타나 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ). B와 C를 비교한 결과는 Digora® System에서는 평균오차가  $-0.253 \pm 0.395$  mm, 표준 치근단 방사선사진에서는 평균오차가  $-0.383 \pm 0.262$  mm, Root ZX®에서는 평균오차가  $0.122 \pm 0.409$  mm로 나타나 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ). C와 A를 비교한 결과에서도 Digora® System에서는 평균오차가  $0.131 \pm 0.341$  mm, 표준 치근단 방사선사진에서는 평균오차가  $0.051 \pm 0.312$  mm, Root ZX®에서는 평균오차가  $-0.015 \pm 0.426$  mm로 나타나 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ) (Table 5).

#### IV. 고찰 및 총괄

정확한 근관치료를 위해서는 적절한 물리학적 세정으로 치근단 조직의 손상없이 근관을 삼차원적으로 밀폐하여야 하며<sup>2)</sup> 이를 위해서는 정확한 근관장의 결정이 매우 중요하다<sup>5)</sup>. 정확한 근관장 내에서의 기구조작과 충전은 치근단조직의 손상을 막는데 매우 중요하며<sup>6)</sup> 그럼으로써 근관치료 후 이 부위에서 더욱 좋은 회복(regeneration)의 환경을 만들어 줄 수 있다<sup>7,30,43)</sup>. Palmer 등<sup>1)</sup>은 근관장측정에 도움이 될 수 있는 요인으로 치아의 정상 길이를 알 경우, 술전 방사선사진, 통증으로 판단되는 치근단부위의 민감도 그리고 협착부에서의 촉감 등을 들었다. 이상적인 근관장은 상아-백악 경계부의 치근단 협착부로 해부학적 근침과는 차이가 있는데 Burch 등<sup>43)</sup>에 의하면 치근단공은 평균 92.4%가 해부학적 근침보다 짧은 위치에서 개구된다고 하였고 Kuttler<sup>14)</sup>는 해부학적 근침부에서 0.524 내지

0.659 mm 상방에 치근단 협착부가 존재한다고 하였다. Levy와 Glatte<sup>44)</sup> 등은 치근단공의 66.4%가 해부학적 근침에서 변이되어 있다고 하였다. 또 Kuttler<sup>14)</sup>는 연령이 증가할수록 치근단공은 apical center로부터 변이가 심해지는데 이는 치근단 백악질의 침착이 증가된데 기인하며 치근단 백악질은 젊은 나이에서 평균 0.5 mm이고 나이가 들면서 점점 증가한다고 하였다. Lengeland<sup>45)</sup>는 치근단공이 항상 방사선사진에서 확인될 수 있는 것이 아니라고 하였고 Heuer<sup>46)</sup>에 의하면 치근단공은 방사선학적 근침에서 1~2 mm 짧다고 하였다. 방사선학적으로 근관장을 측정할 때에는 방사선학적 근침으로부터 약 1 mm를 감한 길이를 근관장으로 정하게 되는데 이는 방사선학적 근침으로부터 치근단공의 변이를 고려한 0.5 mm, 그리고 치근단공과 근침협착부까지의 평균거리인 0.5 mm를 합한 길이이다.

그러나 통상적으로 사용되는 표준 치근단 방사선사진은 치근단공의 근원심 변위만을 보이는 2차원적인 정보만을 제공하여 다양한 치근단공의 변위를 알기 위한 부가적인 촬영이 필요하다<sup>1,47)</sup>. 또 필름 현상에 사용되는 화학물질과 현상 설비 등의 부가적인 장비가 필요하다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 여러 방법이 연구 소개되어 왔는데 먼저 방사선을 이용한다는 점은 같지만 방사선학에 컴퓨터를 적용시킨 디지털 영상시스템은 필름대신 X선을 감지하는 감지기로 CCD(charge coupled device)감지기와 영상판(imaging plate, IP)을 사용하는 시스템이 있다. Velders 등<sup>48)</sup>은 direct sensor system은 초기 우식증이나 10번 근관치료용 file의 인식에는 일반 방사선사진에 비해 영상의 질이 좀 떨어지나 치아우식증, 치주질환, 15번 근관치료용 file을 평가할 때 일반 방사선사진보다 우수하다고 하였으며 일반 방사선사진에 비해 노출량의 범위가 매우 넓고 흑화도와 대조도가 자동으로 조절되어 최상의 흑화도와 대조도를 제공할 수 있다고 하였다.

CCD 감지기를 이용할 경우 직접 컴퓨터에 연결되어 실시간 영상 출력(real time image display)이 가능하며 방사선원의 조사야를 줄여 감지기의 크기에 맞도록 하면 노출을 줄일 수도 있다. 그러나 CCD는 1개의 구치내지 2개의 전치를 포함하는 작은 크기로 표준 치근단 방사선 사진과 동일한 범위의 상을 얻기 위해서는 부가적인 촬영이 필요해 디지털 시스템의 큰 장점 중의 하나인 노출량의 감소에는 부합되지 않고 또 두껍기 때문에 구강내에 위치시키기에 어려움이 있다<sup>16,28)</sup>.

영상판은 일본의 Fuji사에 의해 처음 상품화되었고 파노라마 촬영에 적용되었다. 영상판은 활성화된 유로프과 바륨 플루오로할라이드 화합물(europium-activated barium fluorohalide compounds)로 구성된 할라이드 결정체(crystal-line halide)로 코팅되고 분사된 폴리에스터기이다. 영상판에 X선 에너지가 도달하면 할라이드 결정체가 이를 저장하고 그후 영상판을 레이저 광선에 노출시켜 저장했던 에너지를 방출하게 함으로써 광자극 형광으로 알려진 푸른 광이 방출되게 된다. 영상기록장치(image reading device)는 X선 잔상정보를 형광으로 바꾸고 다시 전기적인 신호로 전환시킨다<sup>49,50)</sup>. 비록 잔상이 모두 빛으로 전환되었다고 하더라도 적은 양이지만 영상판에 X선 에너지가 남을 수 있는데 이는 햇빛에 노출되면 완전히 제거되기 때문에 영상판은 반영구적으로 사용할 수 있다<sup>27,51)</sup>. 이러한 디지털 시스템은 즉시 영상을 얻을 수 있으며 고와 박<sup>52)</sup>에 의하면 Digora<sup>®</sup> system은 일반방사선 사진에 비해 짧은 노출시간에서 근관치료용 file의 침부식별능력이 우수하므로 방사선 노출량을 줄일 수 있어 근관치료에 있어 유용하게 사용되어질 수 있다고 하였다.

영상판을 사용하는 Digora<sup>®</sup> system의 임상적인 진단 능력을 평가한 연구들이 많이 있는데 Wenzel 등<sup>53)</sup>, Velder 등<sup>32)</sup>, Borg와 Gröndahl 등<sup>30)</sup>은 짧은 노출시간에서 Digora<sup>®</sup>의 진단능력이 떨어지지 않는다고 하였다. 또한 Digora<sup>®</sup>

system은 해상능이 6 line pairs/mm 정도<sup>54)</sup>로 다른 디지털 영상시스템에 비해 다소 떨어지는데 Luostarinen 등<sup>54)</sup>의 연구에 의하면 치근단병소에 대한 인지능이 필름보다는 떨어지나 필적할만한 결과를 얻었다고 하였다. Velders<sup>32)</sup>, Sanderink 등<sup>21)</sup>은 Digora<sup>®</sup>에서 일반방사선사진보다 노출량을 90% 줄여도 20번 이상 굵기의 file을 인지하는데 Ektaspeed film에 견줄만하며 그 이하의 얇은 file은 계조도조정을 하였을 때 효과적으로 긍정적인 결과를 얻을 수 있었다고 하였다.

방사선사진이 제공하는 제한된 2차원적인 정보와 해부학적 구조물과 치근이 겹칠 경우 정확한 치근의 상을 얻기 어렵고 특히 임상에서 사용하는 이등분각 촬영법은 왜곡이 커서 근관장측정에 어려움이 있는데 이러한 단점을 극복하기 위해 전자근관장측정기가 개발되었다. 최근에 많이 이용되는 주파수의존형 전자근관장측정기는 2개의 다른 주파수를 사용해 2개의 저항을 얻게 되는데 2개의 서로 다른 주파수에 대한 저항의 차로 근관 내에서의 file의 위치를 알아내는 장치이다. 탐침이 근관내에서 진행해 내려가면 탐침과 치근단조직 사이에 형성되는 저항은 근관 내에 존재하는 전해질 용액에 특유한 감소율을 가지고 저하하게 된다. 여기서 동시에 2개의 측정 주파수로 근관의 저항을 측정하여 전해질에 따라 거의 같은 감소율로 두 저항값이 저하된다고 가정하면 2개의 저항의 비는 근관내에 존재하는 용액의 전도율에 영향을 거의 받지 않고 관전극의 근관 내에서의 위치에 고유한 어떤 값을 취하게 되며 이 값은 근단공에 근접할수록 점점 커져서 근단공에서 가장 큰 값을 이루기 때문에 근관 내에서의 file의 위치를 나타내는 지표로 사용할 수 있다<sup>6,40,41,42)</sup>. 기존의 전자근관장측정기는 근관내에 염증성 액, 혈액, 삼출액, NaOCl 등 근관세척제 등이 있을 때 근관장을 정확히 결정하지 못하였고 많은 전류를 사용함으로써 환자의 불편감과 통증을 야기하였으며 reamer나 치근단공의 크기에 따라 영향받을 수 있었다<sup>6,38,39,40)</sup>. 그러나 주파

수의존형 근관장측정기는 근관치료시에 하는 통상적인 압력을 사용하며 전기장이 형성되는 곳에서도 사용할 수 있으며 농이나 삼출액이 있어도 사용할 수 있다<sup>9)</sup>.

본 실험에서는 방사선학적 근침에서 치근단공의 변이를 고려한 0.5 mm와 Kuttler<sup>14)</sup>, Burch와 Hulen 등<sup>43)</sup>이 말한 치근단공과 근침협착부까지의 평균거리인 0.5 mm를 더한 거리인 1 mm를 방사선학적 근침에서 떨어지게 file을 위치시킨 후 Ektaspeed film을 이용한 표준 치근단 방사선사진과 영상판을 이용해 촬영한 후 각각 ruler와 Digora<sup>®</sup>의 monitor상에서 측정 프로그램을 이용해 file의 길이를 측정하였다. Digora<sup>®</sup>에서 file의 길이를 측정할 때는 측정하는 술자가 file을 인식하기에 가장 좋다고 생각되도록 계조도(grayscale)를 조절하고 변연증강 프로그램(edge enhancement program)을 이용하였다. 그리고 실제 치아의 단면에서 근침협착부까지의 이상적인 근관장을 측정해 비교하였다. 마찬가지로 Root ZX<sup>®</sup>도 미터기의 0.5 눈금에 표시되어 있는 apical constriction indicator bar로 불리는 부분까지 file을 위치시킨 후 file의 길이를 측정하였고 또 치아의 단면에서 실제 쌍안 해부현미경으로 근침협착부까지 치아의 이상적인 근관장을 측정해 비교하였다.

실측치와 측정된 file 길이의 평균 오차는 표준 치근단 방사선사진, Digora<sup>®</sup>, Root ZX<sup>®</sup>의 순으로 작았고 표준편차는 표준 치근단 방사선사진, Digora<sup>®</sup>, Root ZX<sup>®</sup> 순으로 작아져 Root ZX<sup>®</sup>가 가장 정확하게 나타났다( $p < 0.05$ ) (Table 1). 실측치와의 차이에서 표준 치근단 방사선사진과 Digora<sup>®</sup>는 유의성 있는 차이를 나타내었는데 즉 표준 치근단 방사선사진의 경우 평균과 표준편차가  $-0.449 \pm 0.444$  mm, Digora<sup>®</sup>는  $-0.417 \pm 0.415$  mm로 표준 치근단 방사선사진이나 Digora<sup>®</sup>에서 측정한 값과 실제 거리와는 차이가 있음을 알 수 있다( $p < 0.05$ ) (Table 1). 이는 방사선적 근침에서 근침협착부까지의 길이가 치아마다 매우 다양하여 사진으로 정확히 이 점을 인

지하는 데는 한계가 있음을 보여준다. 그리고 필름과 물체와의 거리로 인한 촬영 확대율도 작용하였을 것으로 생각된다. 그러나 표준 치근단 방사선사진과 Digora<sup>®</sup>간의 비교에서는 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없어 동일한 조건에서 촬영시 file 끝의 인지능이 필름에 비해 Digora<sup>®</sup>가 떨어지지 않음을 알 수 있다. 그러므로 표준 치근단 방사선사진에 비해 Digora<sup>®</sup>를 이용할 때에는 기존의 방사선사진을 얻기위한 현상과정이 필요 없고 노출후 바로 스캐닝을 하고 모니터상에서 크기와 대조도, 흑화도를 조절해 술자가 원하는 상에서 측정 프로그램으로 편리하게 측정할 수 있으므로 실제 임상에서 즉시 촬영결과를 알아보고자 하는 근관치료 과정에서는 유용하게 사용될 수 있을 것으로 여겨진다.

전자근관장측정기의 정확도는 보통 전자근관장측정기로부터 얻은 길이와 실험치아의 실제 길이를 비교하여 두 길이의 차가  $\pm 0.5$  mm 범위 내에 드는 백분율로 정확도를 나타내었으며 비교 방법에 따라 차이가 있지만 80-94%의 정확도를 보인다고 한다<sup>4)</sup>. 본 실험에서 사용한 Root ZX<sup>®</sup>의 경우 측정오차의 평균과 표준편차는  $0.123 \pm 0.458$  mm로 실제 치아에서의 측정치와 유의성 있는 차이를 나타내지 않아 매우 정확한 결과를 보였다. 실측치와 각각의 측정방법의 차이를 분석한 결과 길이의 차가 0.5 mm 범위 이내에 드는 경우는 표준 치근단 방사선사진의 경우 53.6%, Digora<sup>®</sup> 57.8%인데 반해 Root ZX<sup>®</sup>는 75.5%에 달하였다(Table 2). 또 표준 치근단 방사선사진과 Digora<sup>®</sup>는 실측치보다 file의 길이가 짧은 경우가 더 많았으나 Root ZX<sup>®</sup>는 긴 경우가 더 많았다. 이는 제조회사에서 apical constriction indicator bar가 지시하는 부위는 근침협착부를 0.2 mm에서 0.3 mm 지난 지점이므로 실제 임상에서의 근관장의 길이는 이 길이에서 0.5 mm를 가감할 것을 권하고 있으므로 이에 상충되는 결과라고 생각된다. 근관치료용 file의 두께가 각 근관장측정방법의 근침부 인지 능력에 미치는 영향을 알아보기 위하여 소구치

근관치료시 가장 흔하게 사용하는 15번, 20번, 25번 file의 굵기에 따라 실험군을 나누어 실험하였다. Sanderink 등<sup>20)</sup>은 CCD system, Digora<sup>®</sup> system, 표준 치근단 방사선사진간의 비교에서 Digora<sup>®</sup> system은 근관치료용 file의 굵기를 10번 이하로 하였을 때 CCD system보다 정확도가 떨어진다고 하여 15번 이상의 것으로 사용해야 근관장 결정에 정확도를 확보할 수 있다고 하였으며 그 원인으로는 상대적으로 크기가 큰 화소 때문이라고 하였다. 전자근관장측정기에서도 file의 두께에 대한 연구가 많이 보고되어 있는데 Sunada<sup>55)</sup>는 짧은 reamer는 가는 reamer보다 접촉 면적이 크므로 많은 전류가 흐르게 되어 근관장이 짧게 측정된다고 보고하였으나 Yamashita<sup>65)</sup>의 K-file의 굵기를 달리한 주파수의존형 전자근관장측정기의 실험에서는 file 굵기에 의한 차이가 미미해 임상에서 근관치료시 영향을 미치는 정도가 아니므로 굵기에 의한 영향은 없는 것으로 보고하였다. 본 실험에서는 각 근관장측정방법에 있어서 모두 25번 file로 측정할 때 오차가 가장 적어 굵은 file로 측정할 때 좀더 정확한 결과를 얻었으나 file의 굵기에 따른 결과의 통계학적 유의성 차이는 없었다( $p>0.05$ ) (Table 3). 그러나 Digora<sup>®</sup>와 표준 치근단 방사선사진간의 비교에서 동일한 촬영조건 하에서 15번 file 보다 더 가는 굵기의 file을 사용하였을 때 나타날 수 있는 차이에 대해서는 좀더 연구가 필요할 것으로 여겨진다. 또한 관찰자에 따른 각 측정방법의 정확성을 알아보기 위해서 본 실험에서는 각 방법에 따라 3명의 관찰자가 측정하였는데 이들 관찰자간의 평균 오차는 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없어 각각의 측정방법에 있어서 관찰자간의 차이는 발견할 수 없었다 ( $p>0.05$ ) (Table 5).

이번 실험에서는 치근의 형성이 완전한 치아만을 대상으로 하였으나 치근의 형성이 불완전한 경우 즉 치근단공이 열려있는 경우와 근관내가 괴사된 물질로 차 있을 때 치근단 협착부가 변화되거나 존재하지 않을 수도 있다<sup>57)</sup>. 이 경우 전자

근관장측정기는 매우 불안정한데 Sunada<sup>2)</sup>는 전자근관장측정기는 치주조직을 측정하는 것인데 근관내가 괴사된 경우는 치근단공 부위에 염증으로 측정될 치주조직이 존재하지 않는다는 데 그 원인이 있다고 하였다. 그리고 주파수의존형 전자근관장측정기에서는 근침협착부에서 저항의 비값의 큰 변화가 측정에 필요한데 근침협착부가 존재하지 않아 측정에 정확성이 떨어진다고 생각할 수 있다. 즉 치근단공의 크기는 전자근관장측정기에서 정확성 유지에 매우 중요한 요인이며 Huang<sup>39)</sup>은 in vitro 실험에서 치근단공의 직경이 0.5 mm 이상이면 실제 근관장과 차이가 있다고 하였다. 그러므로 전자근관장측정기는 완전히 성숙된 치아에만 사용될 수 있을 것이다<sup>45,58)</sup>.

근관장측정을 위한 방법으로 여러 가지가 제시되고 있는데 이상적인 방법은 정확하여야 하며 측정이 쉽고 빠르며 부가적인 방사선의 노출이 없고 환자와 술자 모두에게 편안하고 합당한 가격이어야 한다. 이러한 모든 조건을 만족하는 방법은 없지만 전자근관장측정기가 근관치료 도중에 계속적으로 근관장을 측정할 수 있고 해부학적 구조물과 중첩되지 않으며<sup>11)</sup> 방사선의 사용이 불가능할 때 또 임신 등으로 인해 방사선의 노출을 피해야 할 때, 개구장애나 gag reflex 등으로 방사선촬영이 불가능할 때 사용할 수 있을 것이다. 그리고 이전의 연구와 본 연구에서 보여주는 바와 같이 그 정확성도 사진에 비해 우수하다고 할 수 있다<sup>45,59,60)</sup>. 그러나 전자근관장측정기만으로는 치근의 형태와 수, 만곡도, 만곡 방향 등은 알 수 없고 치근단 병변이 있거나 미성숙된 치아에서 그 정확도가 의심스러우므로 전자근관장측정기와 방사선사진의 병행이 정확한 근관장의 측정에 있어 필수적이라 하겠다<sup>11,60)</sup>. 또 표준 치근단 방사선사진 대신 Digora<sup>®</sup> system을 사용함으로써 더욱 적은 노출량<sup>30,18)</sup>으로 편리하게 양질의 상을 획득할 수 있을 것이다.

## V. 결 론

현재 임상에서 근관장측정을 위하여 사용할 수 있는 방법으로 표준 치근단 방사선사진 촬영, 디지털 영상시스템인 Digora®, 주파수의존형 전자근관장측정장치인 Root ZX®를 이용하는 방법이 있다.

이에 저자는 세 개의 근관장측정방법인 표준 치근단 방사선사진, 디지털 영상시스템인 Digora®, 주파수의존형 전자근관장측정장치인 Root ZX®를 이용하여 근관장의 길이를 측정하여 치아 근첨부까지의 실측치와 비교 분석하여 각각의 근관장측정방법의 정확성과 임상적 유용성을 평가하고 관찰자와 file의 굵기가 각각의 근관장측정방법에 미치는 영향을 알아봄으로써 근관치료 계획수립에 도움을 주고자 다음과 같이 연구를 시행하였다. 29개의 전전한 단근 소구치의 29개의 근관을 대상으로 3인의 치과의사가 15번, 20번, 25번 file로 표준 치근단 방사선사진과 Digora® system, Root ZX®를 이용하여 근관장 길이를 측정한 값과 차이를 절단하여 치아의 교합면에서 근첨협착부까지의 실제 길이를 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 표준 치근단 방사선사진, Digora® system, Root ZX®를 이용하여 얻은 측정값과 치아의 교합면에서 근첨협착부까지의 실제 길이와의 평균오차를 비교한 결과 표준 치근단 방사선사진(평균오차 :  $-0.449 \pm 0.444$  mm)과 Digora® system(평균오차 :  $-0.417 \pm 0.415$  mm)에서는 모든 경우에서 통계학적으로 유의성 있는 차이가 있었으나( $p < 0.05$ ), Root ZX®(평균오차 :  $0.123 \pm 0.458$  mm)에서는 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ).
2. 표준 치근단 방사선사진, Digora® system, Root ZX®를 이용하여 얻은 측정값과 치아의 교합면에서 근첨협착부까지의 실제 길이의 차의 절대값의 분포를 분석한 결과 임상적으로

허용가능한 오차인 0.5mm 이내인 경우가 전체 261개의 경우중 표준 치근단 방사선사진에서는 140개(53.6%), Digora® system에서는 151개(57.8%)였으나 Root ZX®에서는 197개(75.5%)로 나타났다.

3. file의 굵기가 각 측정방법에 미치는 영향을 평가하기 위해서 file의 굵기에 따라 측정값을 분석한 결과 file의 굵기에 따른 각 근관장측정방법의 측정값에는 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었다( $p > 0.05$ ).
4. 각 근관장측정방법의 차이를 평가하기 위하여 측정방법간의 측정값을 비교한 결과 표준 치근단 방사선사진과 Digora® system은 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었으나( $p > 0.05$ ), Root ZX®와 표준 치근단 방사선사진, Root ZX®와 Digora® system은 통계학적으로 유의성 있는 차이가 있었다( $p < 0.05$ ).

결론적으로 근관장을 결정하는 방법으로서 Root ZX®가 표준 치근단 방사선사진과 Digora® system보다 더 높은 정확성을 나타내 임상적으로 Root ZX®가 매우 유용할 것으로 생각된다. 그러나 Root ZX® 만으로는 전반적인 치근의 형태나 수, 모양 등은 알 수 없고 치근단공이 여러 원인으로 열려있는 경우 그 정확성이 매우 의심되므로 Root ZX®와 방사선사진의 병행은 정확한 근관장을 결정하는데 필수적이라고 할 수 있다. 또 촬영결과가 즉시 필요한 근관치료시에는 현상시간이 필요없고 노출량도 줄일 수 있는 Digora® system이 표준 치근단 방사선사진보다 더 유용할 것으로 사료된다.

## 참 고 문 헌

1. Palmer, M.J., Weine, F.S., Healey, H.J. : Position of the apical foramen in relation to endodontic therapy, *J. Canad. Dent. Assn.*, 37 : 305-308, 1971.
2. Sunada, I. : New method for measuring working lengths of root canal, *J. Dent. Res.*, 42 : 375-378, 1962.
3. Ingle, J.I., Taintor, J.F. : *Endodontics*. 3rd ed., 1969, Lea & Febiger.
4. Katz, A., Tamse, A., Kaufman, A.Y. : Tooth length determination : A review, *Oral Surg.*, 72 : 238-242, 1991.
5. Pallares, A., Faus, V. : An in vivo comparative study of two apex locators, *J. Endo.*, 20 : 576-579, 1994.
6. Saito, T., Yamashita, Y. : Electronic determination of root canal length by newly developed measuring device - Influences of the diameter of apical foramen, the size of K-file and the root canal irrigants, *Dentistry of Japan*, 27 : 65-72, 1990.
7. Bramante, C.M., Berbert, A. : A critical evaluation of some methods of determining of tooth length, *Oral Surg.*, 37 : 463-473, 1974.
8. Dahlin, J. : Electronic measuring of the apical foramen, *Quintessence Int.*, 1 : 13-22, 1979.
9. McDonald, N.J. : The electronic determination of working length, *Dent. Clin. North. Am.*, 36 : 293-307, 1992.
10. McDonald, N.J. : An evaluation of the apex locator endocater, *J. Endo.*, 16 : 5-8, 1990.
11. Nahmias, Y., Aurelio, J.A., Gerstein, H. : An in vitro model for evaluation of electronic root canal length measuring devices, *J. Endo.*, 13 : 209-214, 1987.
12. O'Neill, L.J. : A clinical evaluation of electronic root canal measurement, *Oral Surg.*, 38 : 469-473, 1973.
13. Chunn, C.B., Zardiakas, L.D., Merke, R.A. : In vivo root canal length determination using forameter, *J. Endo.*, 7 : 515-520, 1981.
14. Kuttler, Y. : Microscopic investigation of root apices, *J. Am. Dent. Assn.*, 50 : 544-552, 1955.
15. Green, D. : A stereomicroscopic study of the root apices of 400 maxillary and mandibular posterior teeth, *Oral Surg.*, 9 : 1224-1232, 1956.
16. Goaz, P.W., White, S.C. : *Oral Radiology. Principles and Interpretation*, 3rd ed., St. Louis, Missouri, Mosby-Year Book Inc., 1994.
17. Nelvig, P., Wing, K., and Welander, U. : Sen-A-Ray. A new system for direct digital intraoral radiography, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 74 : 818-823, 1992.
18. Gr ndahl, H.G., Borg, E. : Endodontic measurements with an intraoral image plate technique-the Digora® System, The proceeding of the 10th international congress of Dentomaxillofacial Radiol., 101-151, 1994.
19. Kashima, I., Sakurai, T., Matsuki, T., Nakamura, K., Aoki, H., Ishi, M., Kanagawa, Y. : Intraoral computed radiography using the Fuji computed radiography imaging plate, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 78 : 239-246, 1994.
20. Mouyen, F., Benz, C., Sonnabend, E.,

- Lodter, J.P. : Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 68 : 238-242, 1989.
21. Sanderink, G.C.H., Huiskens, R., van der Stelt, P.F., Welander, U.S., Stheeman, S.E. : Image quality of direct intraoral x-ray sensors in assessing root canal length, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 78 : 125-132, 1994.
  22. Welander, U., McDavid, W.D., Sanderink, G.C., Tronje, G., M rner, A.C., Dove, S.B. : Resolution as defined by line spread and modulation transfer function for four digital intraoral radiographic systems, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 78 : 109-115, 1994.
  23. Molteni, R. : Direct digital dental X-ray imaging with Visualix/VIXA, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 76 : 235-243, 1993.
  24. Sanderink, G.C.H., Velders, X.L., Welander, U., van der Stelt, P.F. : An evaluation of two new direct digital intra-oral sensors, the Siemens Sidexis and the Gendex VIXA-2, for assessing root canal length. Third Symposium on Digital Imaging in Dental Radiography, *Dentomaxillofac. Radiol.*, 24 : 103-104, 1995.
  25. Shearer, A.C., Horner, K., and Wilson, N.H.F. : Radiovisiography for imaging root canals: an in vitro comparon with conventional radiography, *Quintessence Int.*, 21 : 789-794, 1990.
  26. Sanderink, G.C.H., van der Stelt, P.F., Velders, X.L. : Image quality of a new indirect digital intraoral X-ray sensor system. The Digora® system compared to direct digital systems and film in assessing root canal length, The proceeding of the 10th international congress of Dentomaxillofacial Radiol., 377-379, 1994.
  27. Hassfeld, S. Klug, D., Merkle, K., Ziegler, C. : First experience with the new Siemens digital intra-oral radiographic system. Third symposium on Digital Imaging in Dental Radiography, *Dentomaxillofac. Radiol.*, 24 : 93, 1995.
  28. Hedrick, R.T. Dove, S.B., Peters, D.D., McDavid, W.D., : Radiographic determination of canal length : Direct digital radiography versus conventional radiography, *J. Endo.*, 20 : 320-326, 1994.
  29. Miles, D.A. : Imaging using solid-state detectors, *Advaned in dental imaging, Dental Clinics of North America*, 37 : 531-540, 1993.
  30. Borg, E., Gr ndahl, H.G. : Dynamic range of film and digital systems for image acquisition in intra-oral radiography, Third Symposium on Digital in Dental Radiography, *Dentomaxillofac. Radiol.*, 24 : 104-105, 1995.
  31. Harada, T. Nishikawa, K., Shibuya, H., Hayakawa, Y., Kuroyanagi, K. : Sen-A-Ray' characteristics with variation in beam quality, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endo.*, 80 : 120-123, 1995.
  32. Velders, X.L. : The effect of different exposure times on the detectability of endodontic files in the new Digora® direct digital introral X-ray system, The proceeding of the 10th international

- congress of Dentomaxillofacial Radiol., 245-246, 1994.
33. Custer, L.E. : Exact methods of locating apical foramen, *J. Natl. Dent. Assoc.*, 5 : 815-819, 1918.
  34. Suzuki, K. : Experimental study on iontophoresis, *J. Jap. Stomatol. Soc.*, 16 : 411, 1942.
  35. Farber, J.P., Berstein, M. : The effect of instrumentation of root canal length as measured with an electronic device, *J. Endo.*, 9 : 114-115, 1983.
  36. Fouad, A.F., Krell, K.V., McKendry, D.J., Koorbusch, G.F., Olson, R.A. : A clinical evaluation of five electronic root canal length measuring instruments, *J. Endo.*, 16 : 446-449, 1990.
  37. Fouad, A.F., Krell, K.V. : An in vitro comparison of five root canal length measuring instruments, *J. Endo.*, 15 : 573-577, 1989.
  38. Frank, A.L., Torabinejad, M. : An in vivo evaluation of endex electronic apex locator, *J. Endo.*, 19 : 177-179, 1993.
  39. Huang, L. : An experimental study of the principle of electronic root canal measurement, *J. Endo.*, 13 : 60-64, 1987.
  40. Kobayashi, C., Suda, H. : New electronic canal length measuring device based on the ratio method, *J. Endo.*, 20 : 111-114, 1994.
  41. Kobayashi, C., Sunada, S. : Electronic root canal length measurement, *Jap. J. Conserv. Dent.*, 32 : 811-832, 1989.
  42. Kobayashi, C., Suda, H., Sunada, I. : A basic study on the electronic root canal length measurement. Part 2. Measurement using impedance analyzer, *Jap. J. Conserv. Dent.*, 34 : 1208-1221, 1991.
  43. Burch, J.G., Hulen, S. : The relationship of the apical foramen to the anatomic apex of the tooth root, *Oral Surg.*, 34 : 262-267, 1972.
  44. Levy, A.B., Glatt, L. : Radiation of the apical foramen from the radiographic apex, *J. of the New Jersey Dental Society*, 41 : 12-13, 1970.
  45. Lengeland, K. : The histopathologic basis in endodontic treatment, *Dent. Clin. N. Amer.*, 11 : 419, 1967.
  46. Heuer, M.A. : The biomechanics of endodontic therapy, *Dent. Clin. N. Amer.* 7 : 341, 1963.
  47. Goldman, M., Pearson, A.H., Darzenta, N. : Reliability of radiographic interpretations, *Oral Surg.*, 38 : 287-293, 1974.
  48. Velders, X.L. Sanderink, G.C., van der Stelt, P.F. : Dose reduction of two digital sensor systems measuring file lengths, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endo.*, 81 : 607-612, 1996.
  49. Fujita, M, Kodera, Y., Ogawa, M., Tanimoto, K., Sunayashki, T., Wada, T., Doi, K. : Digital image processing of dentomaxillofacial radiographs, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 64 : 485-493, 1987.
  50. Fujita, M, Kodera, Y., Ogawa, M., Wada, T., Doi, K. : Digital image processing of periapical radiographs, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 65 : 490-494, 1988.
  51. McDavid, W.D., Welander, U., Dove, B.S., Tronje, G. : Digital imaging in rotational panoramic radiography. Third



- Symposium on Digital Imaging in Dental Radiography, *Dentomaxillofac. Radiol.*, 24 : 68-75, 1995.
52. 고지영, 박창서 : Digora에서 노출시간의 변화가 근관치료용 file의 침부식별에 미치는 영향, *대한구강악안면방사선학회지*, Vol. 27 : 55-71, 1997.
53. Wenzel, A., Borg, E., Hintze, H., Grndahl, H.G. : Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled device and storage phosphor system: an vitro study, *Dentomaxillofac. Radiology*, 24 : 250-254, 1995.
54. Luostarinen, T., Tammissalo, T., V h talo, K., Tammissalo, E. : Comparison of intra-oral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. Third Symposium on Digital Imaging in Dental Radiography, *Dentomaxillofac. Radiol.*, 24 : 92-93, 1995.
55. Sunada, I. : 根管長測定器の正しい使い方 : *日本歯科醫師會雜誌*, 35 : 513-517, 1982.
56. Yamashita, Y. : A study of a new electronic root canal measuring device using relative value of frequency response - Influences of the diameter of apical foramen, the size of electrode and the concentration of sodium hypochloride, *Jap. J. Conserv. Dent.*, 33 : 547-579, 1990.
57. Mayeda, D.L., Simon, J.H., Aimar, D.F., Finley, K. : In vivo measurement accuracy in vital and necrotic canals with the Endex apex locator, *J. Endo.*, 19 : 545-548, 1993.
58. Hulsmann, M., Pieper, K. : Use of an electronic apex locator in the treatment of teeth with incomplete root formation, *Endo. Dent. Traumatol.*, 5 : 238-241, 1989.
59. Inoue, N., Skinner, D.H. : A simple and accurate way of measuring of root canal length, *J. Endo.*, 11 : 421-427, 1985.
60. Trope, M., Rabie, G., Tronstad, L. : Accuracy of an electronic apex locator undercontrolled clinical condition, *J. End. Dent. Trauma.*, 1 : 142-145, 1985.

-ABSTRACT-

## The Accuracy of the Digital Imaging System and the Frequency Dependent Type Apex Locator in Root Canal Length Measurement

Byoung-Rib Lee, Chang-Seo Park

*Department of Dental Radiology, College of Dentistry, Yonsei University*

In order to achieve a successful endodontic treatment, root canals must be obturated three-dimensionally without causing any damage to apical tissues. Accurate length determination of the root canal is critical in this case. For this reason, I've used the conventional periapical radiography, Digora®(digital imaging system) and Root ZX®(the frequency dependent type apex locator) to measure the length of the canal and compare it with the true length obtained by cutting the tooth in half and measuring the length between the occlusal surface and the apical foramen. From the information obtained by these measurements, I was able to evaluate the accuracy and clinical usefulness of each systems, whether the thickness of files used in endodontic therapy has any effect on the measuring systems was also evaluated in an effort to simplify the treatment planning phase of endodontic treatment. 29 canals of 29 sound premolars were measured with #15, #20, #25 files by 3 different dentists each using the periapical radiography, Digora® and Root ZX®. The measurements were then compared with the true length.

The results were as follows:

1. In comparing mean discrepancies between measurements obtained by using periapical radiography(mean error :  $-0.449 \pm 0.444$  mm), Digora®(mean error :  $-0.417 \pm 0.415$  mm) and Root ZX®(mean error :  $0.123 \pm 0.458$  mm) with true length, periapical radiography and Digora® system had statistically significant differences( $p < 0.05$ ) in most cases while Root ZX® showed none( $p > 0.05$ ).
2. By subtracting values obtained by using periapical radiography, Digora® and Root ZX® from the true length and making a distribution table of their absolute values, the following analysis was possible.

In the case of periapical film, 140 out of 261(53.6%) were clinically acceptable satisfying the margin of error of less than 0.5 mm, 151 out of 261(53,6%) were acceptable in the Digora®

system while Root ZX<sup>®</sup> had 197 out of 261(75.5%) within the limits of 0.5 mm margin of error.

3. In determining whether the thickness of files has any effect on measuring methods, no statistically significant differences were found( $p>0.05$ ).
4. In comparing data obtained from these methods in order to evaluate the difference among measuring methods, there was no statistically significant difference between periapical radiography and Digora<sup>®</sup> system( $p>0.05$ ), but there was statistically significant difference between Root ZX<sup>®</sup> and periapical radiography( $p<0.05$ ). Also, there was statistically significant difference between Root ZX<sup>®</sup> and Digora<sup>®</sup> system( $p<0.05$ ).

In conclusion, Root ZX<sup>®</sup> was more accurate when compared with the Digora<sup>®</sup> system and periapical radiography and seems to be more effective clinically in determining root canal length. But Root ZX<sup>®</sup> has its limits in determining root morphology and number of roots and its accuracy becomes questionable when apical foramen is open due to unknown reasons. Therefore the combined use of Root ZX<sup>®</sup> and the periapical radiography are mandatory. Digora<sup>®</sup> system seems to be more effective when periapical radiographs are needed in a short period of time because of its short processing time and less exposure.

---

**Key words :** Root canal length measurement, Digora<sup>®</sup> system, Standard periapical radiograph, Root ZX<sup>®</sup>, Frequency dependent type apex locator, Apical constriction

## 사진부도설명

Fig. 1. Plaster Block

Fig. 2. Preparation for X-ray taking on E-speed film with paralleling technique

Fig. 3. A view for canal measurement using distance and angle measurement program of Digora® system

Fig. 4. Experimental equipment for root canal length measuring by Root ZX®

Fig. 6. Sectioned tooth

사진부도

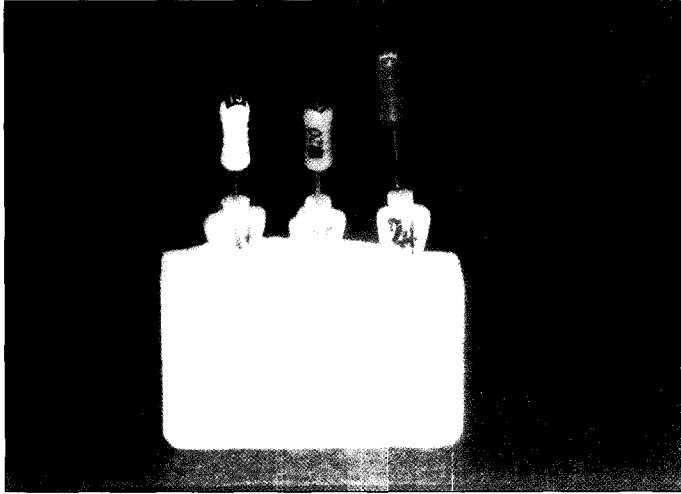


Fig 1

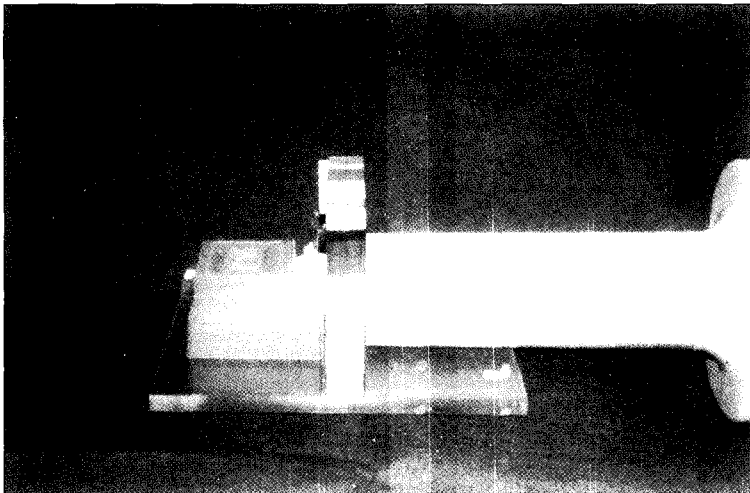


Fig 2



사진부도

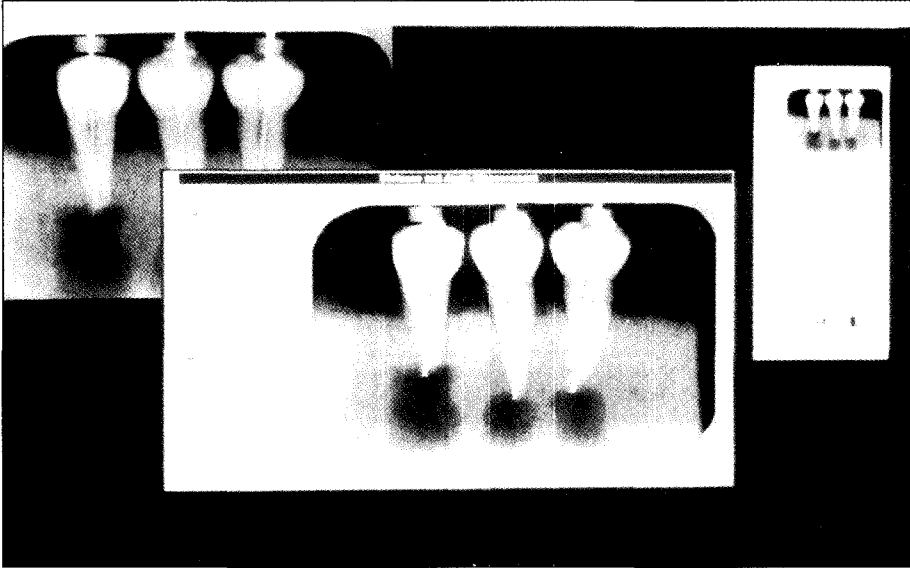


Fig 3

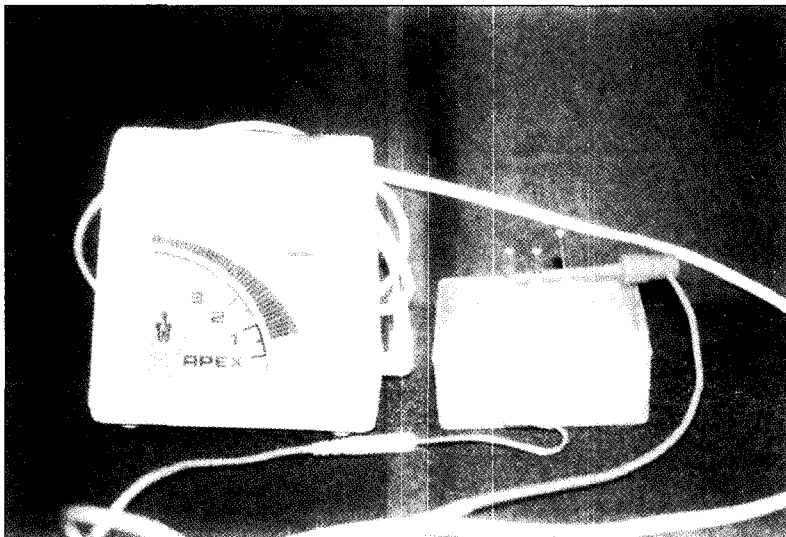


Fig 4





사진부도

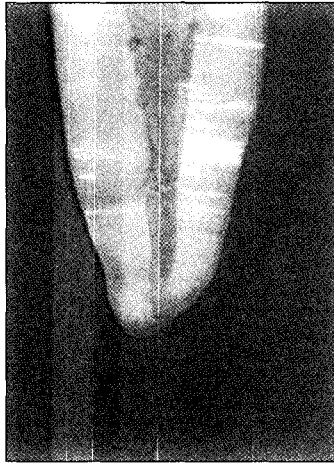


Fig 6