

주파수의존형 전자근관장측정기의 정확도에 관한 연구

연세대학교 치과대학 보존학교실

박주현 · 노병덕 · 이승종

Abstract

The accuracy of the frequency dependent type apex locator

Ju-Huun Park, Byoung-Duck Roh, Seoung-Jong Lee

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Yonsei University

The present study was to evaluate the accuracy of the frequency dependent type apex locator, Root-ZX.

The subjects included 505 root canals of 238 teeth treated by the Department of Conservative Dentistry, and 22 human premolars which were scheduled to be extracted for the orthodontic reasons. The results were as follows :

1. The working lengths determined by Root-ZX were compared with radiographic readings. Of the total 505 root canals, 66% showed coincidence within $\pm 0.5\text{mm}$ and the average readings of Root-ZX were $0.13\text{mm} \pm 1.05$ longer than those of radiographic readings.
2. The length difference between the file tip determined by Root-ZX and the apical constriction in extracted teeth were measured. Of the total 24 root canals, 70.8% showed coincidence within $\pm 0.5\text{mm}$ and the average readings of Root-ZX were $0.12\text{mm} \pm 0.50$ beyond the apical constriction.
3. The vitality of the teeth did not show any statistical difference ($p > 0.05$) in the accuracy of the Root-ZX readings. The presence of the periapical lesions, however, significantly lowered the percentage of $\pm 0.5\text{mm}$ accuracy in Root-ZX measurements ($p < 0.05$). In the presence of periapical lesions, the percentage within $\pm 0.5\text{mm}$ was significantly lower.

Key words : frequency dependent type apex locator, canal length, accuracy

I. 서 론

근관치료의 성공을 위하여는 적절한 물리화학적 세정으로 치근단 조직의 손상없이 근관을 삼차원적으로 밀폐하여야 하며, 이를 위해서는 무엇보다도 정확한 근관장의 결정이 중요하다고 할 수 있다. 이상적인 근관형성과 충전의 한계는 해부학적으로 근관의 가장 가는 부위인 근침협착부이며, 이는 상아질과 백악질이 만나는 상아-백악 경계상에 존재하게 된다.²²⁾ Kuttler³⁴⁾에 의하면, 근관은 근침협착부에서 해부학적 근침까지 나팔관 형태로 개방되고, 상아-백악 경계는 해부학적 근침으로부터 0.524내지 0.659mm상방에 존재한다고 하였으며, Kuttler³⁴⁾, Green^{17,18)}, Burch와 Hulen¹⁹⁾ 등의 연구에 의하여 50-98%의 치근에서 치근단공과 해부학적 근침은 일치하지 않고 그 위치의 변이가 다양함이 밝혀졌다. Levy와 Glatt³⁷⁾ 등은 치근단공의 66.4%가 해부학적 근침으로부터 변이되어 있고 이 중 33.6%는 협설측으로 변이되어 있다고 하였으며, 이러한 이유로 인해 임상에서는 방사선 사진상으로 확인되는 치근단공의 위치에서 1mm이상 짧게 하여 근관치료를 시행하는 것이 통상적인 방법이었다.

그러나, 통상의 방사선 사진은 치근단공의 근원심 변위만을 보이는 이차원적인 정보를 제공하기 때문에, 다양한 치근단공의 변위에 대한 충분한 정보를 얻을 수 없고^{25, 39, 40, 55)}, 해부학적 구조물과 치근이 겹치게 될 경우 정확한 치근의 상을 얻기 힘들 뿐더러 특히, 임상에서 사용하는 이등분각 촬영법은 왜곡이 커 정확한 근관장의 결정이 어려운 단점이 있다^{25, 41)}. 실제로 Chunn¹⁰⁾ 등은 이등분각 촬영법의 경우, 방사선상 근침보다 짧게 나타난 file의 33%가 실제로는 근침을 빠져나간 것을 확인함으로써 방사선 사진의 부정확성을 입증하였다.

이러한 방사선 사진을 이용한 근관장 측정 방법을 보완하기 위하여 전자근관장측정기가 개발되기에 이르렀다. 1942년 Suzuki⁵⁷⁾는 실험견 치아의 근관내에 삽입된 전극과 구강 점막에 부착된 전극 사이에는 일정한 전기 저항이

존재함을 발견하였으며, 1962년 Sunada⁵⁸⁾는 이러한 전기저항을 측정한 결과, 치근단과 구강점막 사이에는 평균 6.5k의 저항이 존재하고, 이는 환자의 나이, 근관의 직경, 치아 형태에 관계없이 일정하다고 주장하였다. Sunada의 연구 이래로 수많은 전자근관장측정기가 개발되어 현재까지 사용되고 있으며, 이의 정확도에 대해서는 학자들간에 많은 논란이 있어왔다. O'Neill⁴²⁾은 Sono-explorer를 사용한 근관장 측정치와 발치후 직접측정에 의한 근관장 측정치를 비교한 결과 83%에서 동일하다고 하였으며, Inoue²³⁾는 Sono-explorer를 사용하여 얻은 근관장과 wire-grid를 이용한 방사선법으로 평가한 근관장의 약 92%가 일치함을 보고하였다.

한편, Fouad¹³⁾ 등은 in vivo에서 5개의 전자근관장측정기의 정확도를 평가한 결과 55-75%가 치근단공에서 0.5mm 오차 범위 내에 있다고 보고하였고 Frank¹⁵⁾ 등은 Endex를 사용한 결과, 습윤한 근관의 경우 Endex 측정치의 89.64%에서 방사선사진을 이용하여 얻은 근관장과 0.5mm 범위 내에서 일치한다고 하였다. 또한, 1984년에 Berman과 Fleichman⁵⁾은 Neo-sono-D의 정확성을 평가하는 연구에서 이는 근침협착부 및 치근막의 시작부위를 항상 일정하게 알려준다고 하고, 그 정확성은 임상적으로 유용한 범위 내에 있다고 하였다.

그러나, 전기저항의 원리를 이용한 전자근관장측정기는 근관내가 건조하여야 하며^{5, 20, 35)}, 과도한 습기나 치수잔사⁴⁾, 차아염소산나트륨^{2, 3, 11, 33, 42)}이나 생리식염수와 같은 전해질^{8, 11, 12, 28)}, 혈액^{2, 33)} 등이 존재할 경우에는 정확한 측정이 어려운 단점으로 인하여 널리 이용되지는 못하였다. 따라서 근관내의 전해질 존재유무에 관계없이 측정이 가능한 전자근관장측정기의 개발을 필요로 하게 되었는데, 최근에는 2개의 서로 다른 주파수를 가지는 전류를 사용하여, 이 주파수에 대한 저항을 동시에 측정한 다음, 이 두 저항치의 비로써 근관내에서의 file의 위치를 감지하는 새로운 주파수의존형 전자근관장측정기가 개발되고 있다.^{15, 30-32, 40, 48, 63)}

이에 저자는 최근 새로이 개발된 주파수의

존형 전자근관장측정기의 정확도를 방사선 사진에서 얻어진 길이와 비교하고, 또, 발치한 치아를 이용하여 얻어진 길이와 비교 분석한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구대상 및 방법

가. 연구대상

실제 임상에서의 전자근관장측정기의 유용성을 평가하기 위해 1995년 3월부터 8월 말까지 근관치료를 위하여 연세대학교 치과병원 보존과에 내원한 환자의 238개 치아, 505개의 근관을 대상으로 전자근관장측정기를 이용하여 얻은 근관장과 방사선 사진을 이용하여 얻은 근관장을 비교하였으며, 전자근관장측정기로는 주파수의존형인 Root-ZX (J. Morita Corporation, Japan)를 사용하였다.

또한 발치한 치아를 이용한 실험에서는 1995년 1월부터 3월까지 연세대학교 치과병원 교정과에 내원한 13세에서 21세의 환자 중 교정 치료를 목적으로 발거할 제 1 소구치, 또는 제 2 소구치 총 22개 치아, 24개의 근관을 대상으로 하였다. 실험치아는 표준 구내 방사선 사진상 치근단 병소나 우식, 금속 충전물이 없으며, 생활치수를 가지고 있는 치아만을 포함시켰다.

나. 연구방법

1. 방사선 사진과의 비교를 통한 전자근관장측정기의 정확도 평가

238개 치아, 505개의 근관에서 전자근관장측정기를 이용하여 얻은 근관장과 방사선 사진을 이용하여 확인한 근관장을 각각 기록한 뒤, 그 차이를 비교하였으며, 치근단 병소의 유무와 치수 생활력의 유무도 기록하여, 이들이 전자근관장측정기의 정확도에 미치는 영향도 함께 조사하였다.

2. 발치한 치아에서의 전자근관장측정기의 정확도 평가

실험 대상 치아에 러버댐을 장착하고 통상의 방법에 따라서 치수강을 개방한 뒤, 교합면을

삭제하고 전자근관장측정기의 신호가 근침협착부에 도달했음을 알리는 bar에 도달할 때까지 file을 삽입한 후 자가중합형 glass ionomer 세멘트를 이용하여 file이 움직이지 않도록 고정하였으며, 여분의 file은 발치하는데 장애가 되지 않도록 절단한 후, 치아를 발거하였다.

발거한 치아는 5.25% 차아염소산나트륨 용액에 약 30분간 보관하여 치근면의 조직잔사를 제거한 후 실험기간 동안 생리식염수에 보관하였다. 치근단부의 현미경적 관찰을 위하여 file이 비칠 때까지 치근면의 한쪽을 치근단으로부터 5mm정도의 길이까지 삭제하였으며, file이 비치면 12번 scalpel blade로 조심스럽게 치질을 제거하면서 근관을 완전히 노출시키고, Sof-lex disc로 치근 표면을 연마하였다. 20배율 쌍안실체현미경에 micrometer를 부착시켜 현미경하에서 근침협착부라고 생각되는 부분으로부터 file 끝까지의 거리를 0.05mm 단위까지 측정하였다.

다. 통계처리

전자근관장측정기와 방사선 사진을 이용한 각각의 길이차의 구간별 빈도와 퍼센트, 그리고 기술 통계량(평균, 표준편차)을 구하였으며, 전자근관장측정기와 방사선 사진을 이용하여 얻은 측정치간의 차이 여부는 paired t-test로 검증하였다.

또한, 치근단 병소와 치수 생활력 여부가 전자근관장측정기의 정확도에 차이를 미치는지의 여부를 검증하기 위해 Chi-square test를 이용하였으며, 위의 모든 통계처리는 통계 package SAS 6.1로 시행하였다.

III. 연구성적

가. 방사선 사진과의 비교를 통한 전자근관장측정기의 정확도 평가

연세대학교 치과병원 보존과에 내원한 환자들의 238개 치아, 505개의 근관을 대상으로 전자근관장측정기와 방사선 사진을 통하여 확인된 길이를 비교하여 다음의 결과를 얻었다. 길이의 차는 두 길이가 일치할 때를 0으로 표

시하였으며, 전자근관장측정기로부터 얻은 길이가 더 길 때는 +로, 보다 짧을 때는 -로 하여 0.5mm단위의 구간으로 분류하였다. 또한, 두 길이간의 차가 $\pm 0.5\text{mm}$ 범위 내에 드는 구간을 임상적인 허용범위(clinically acceptable range)로 정하였다.

Table 1에서 보는 바와 같이, 전체 505개 근관의 66%가 임상적 허용범위인 $\pm 0.5\text{mm}$ 구간 내에 해당되었으며, Root-ZX로부터 얻은 길이와 방사선 사진으로부터 얻은 길이의 차의 평균은 $+0.13\text{mm}$ 였다.

또한, 치근단 병소와 치수 생활력의 유무에 따라 임상적인 허용범위 내에 해당되는 백분율에 있어서 차이가 있는지의 여부를 Chi-

square test로 검증하였다. 그 결과, 치근단 병소의 유무에 따른 차이는 있는 것으로 나타났는데, 즉 치근단 병소 존재시에는 병소가 없는 경우보다 임상적인 허용범위 내에 해당되는 백분율이 더 낮았다. ($p < 0.05$) (Table 2) 반면, 치수 생활력에 따른 차이는 없는 것으로 나타났다. ($p > 0.05$) (Table 3)

나. 발치한 치아에서의 관찰

쌍안실체현미경을 이용하여 발치한 치아에서 근침협착부로부터 file 끝까지의 거리를 측정 한 결과는 Table 4와 같다. file 끝은 평균적으로 근침협착부를 약 0.12mm 지난 지점에 위치하는 것으로 나타났으며(S.D. : 0.50), 각 구간

Table 1. Length differences between Root-ZX readings and radiographic readings (N=505)

range (mm)	frequency	percentage(%)
-2.5(under -2.3)	17	3.4
-2.0(-1.8~-2.2)	14	2.8
-1.5(-1.3~-1.7)	19	3.8
-1.0(-0.8~-1.2)	21	4.2
-0.5(-0.3~-0.7)	18	3.6
0 (-0.2~+0.2)	106	21.0
+0.5(+0.3~+0.7)	209	41.4
+1.0(+0.8~+1.2)	71	14.1
+1.5(+1.3~+1.7)	13	2.6
+2.0(+1.8~+2.2)	9	1.8
+2.5(over +2.3)	8	1.6

** mean of difference \pm S.D. ; $+0.13\text{mm} \pm 1.05$

Table 2. Frequency and percentage according to the presence of periapical lesion

	clinically acceptable range		non-clinically acceptable range	
	frequency	%	frequency	%
periapical lesion absent (N=356)	247	69.4	109	30.6
periapical lesion present (N=149)	86	57.7	63	42.3

($p=0.020$: statistically different)

Table 3. Frequency and percentage according to the presence of pulpal vitality

	clinically acceptable range		non-clinically acceptable range	
	frequency	%	frequency	%
vital (N=237)	163	68.8	74	31.2
nonvital (N=268)	170	63.4	98	36.6

(p=0.242 : statistically not different)

Table 4. Length differences between Root-ZX readings and microscopic readings in extracted teeth

range (mm)	frequency	percent (%)
-1.0(-0.8~-1.2)	1	4.2
-0.5(-0.3~-0.7)	1	4.2
0 (-0.2~+0.2)	5	20.8
+0.5(+0.3~+0.7)	11	45.8
+1.0(+0.8~+1.2)	3	12.5
+1.5(+1.3~+1.7)	2	8.3
+2.0(+1.8~+2.2)	1	4.2

* * mean of difference ± S.D. ; +0.12mm ± 0.50

별로 나타난 백분율은 다음과 같다.

IV. 총괄 및 고찰

정확한 근관형성과 충전을 위해서는 무엇보다도 정확한 근관장의 측정이 우선되어야 하며, 근관치료의 이상적인 종지부는 자연적으로 근관의 가장 좁은 부위인 근첨협착부(apical constriction)라고 알려져 있다.^{7,25,32)} 근관장의 측정은 1970년대 후반까지는 주로 술자의 촉각과 방사선 사진에 의존하였으나, 이후 근관과 치근막 사이의 전기 저항의 차이를 이용한 전자근관장 측정기가 개발됨으로써 새로운 기원이 이루어지게 되었다.

전형적인 전자근관장측정기는 2개의 전극을 가지고 있는데, 하나는 구강 점막과 연결되고 나머지 하나의 전극은 근관내에 삽입된 탐침에 연결되며, ohmmeter가 이 두 전극 사이에 연

결되어 있어서 치근막과 구강점막 사이에 형성되는 전기 저항의 변화를 알려준다.

이러한 전자근관장측정기는 해부학적 구조 물동의 방해로 인하여 방사선 사진의 정확한 해독이 어려운 경우이거나, 여타의 이유로 인하여 방사선 사진을 찍지 못하는 경우에 유용하며, 천공이나 치수노출 등을 확인하는데 사용할 수 있고,^{25,55)} 또한, 근관 치료의 모든 단계에서 연속적으로 근관장을 확인할 수 있는 장점을 가지고 있다.

그러나, 초기의 전자근관장측정기의 대부분은 탐침이 근관외로 돌출된 상태, 즉 치주조직에 접촉된 상태에서의 근관장을 측정하는 것으로서, 치근단 부위의 치주조직의 손상을 초래하는 위험이 크고 탐침의 두께나 근첨공의 직경이 측정치에 영향을 주는 정도가 컸다.^{20,25,46,48)} 또한, 실제의 임상에서는 근관내가 잔존 치수조직, 근관삼출액, 농 등으로 채워져 있거나 치

아염소산나트륨 용액과 같이 전기 전도율이 높은 근관세척액이 사용되는 경우가 많기 때문에, 이들이 전극간의 저항에 영향을 주어 많은 오차를 유발하게 된다. 실제로 Becker⁴⁾ 등은 치수 발수시 남아있는 잔존치수로 인해 오차가 유발될 수 있음을 보고하였으며, Huang²⁰⁾ 등은 근관내의 건조여부와 치근단공의 직경을 근관장측정기의 정확도에 영향을 미치는 요인으로 지적하면서, 근관내가 건조할 경우에는 치근단공의 직경이 2.5mm의 넓은 근관에서도 정확한 측정이 가능하다고 하였다.

이렇게 종전의 근관장측정기는 근관내의 전도성 물질을 배제하는 것을 측정 조건으로 해왔기때문에, 근관내의 전해질 용액 존재 하에서도 정확한 측정이 가능한 근관장측정기의 개발이 절실하게 되었다.

1984년, Ushiyama⁵⁹⁻⁶¹⁾는 근관내에 강한 전해질이 존재하는 경우에도 근관장을 정확히 측정할 수 있는 방법으로 voltage gradient method를 발표하였다. 이는, 근관내에 전류를 흐르게 한 뒤, 근관벽을 따라 일어나는 전압의 감소(voltage drop)를 측정하는 것으로, 전류의 밀도(density)가 근관의 가장 좁은 부위인 근첨협착부에서 가장 높으며, 치근단공 부위에서 가장 낮다는 이론에 근거하여 근관장을 측정하는 방법이다. 그러나, 특별히 고안된 양전극(bipolar electrode)의 사용이 좁은 근관에서는 적절치 못했고, 번거로운 단점이 있어 널리 사용되지는 못하였다.

한편, Hasegawa⁶²⁾는 근관내에 사용하는 탐침의 끝 1mm를 제외하고 나머지를 절연물질로 피개한 절연 탐침을 이용한 Endocator를 개발하였다. 하지만, 이것 역시 좁은 근관에서는 절연물질의 피개가 벗겨지고, 통상의 file을 사용할 수 없다는 단점으로 인하여 실제 임상에서 널리 사용되지 못하였다.

주파수의존형 전자근관장측정기의 원리는 다음과 같다. 탐침이 근관내에서 진행해 내려가면 탐침과 치근단조직 사이에 형성되는 저항(impedance)은 근관내에 존재하는 전해질 용액에 특유한 감소율을 가지고 저하하게 된다. 여기서 동시에 2개의 측정 주파수로 근관의 im-

pedance를 측정하여, 전해질에 따라 거의 같은 감소율로 두 impedance값이 저하된다고 가정하면, 2개의 impedance의 비는 근관내에 존재하는 용액의 전도율에 영향을 거의 받지 않고, 관전극의 근관내에서의 위치에 고유한 어떤 값을 취하게 되며, 이 값은 근단공에 근접할수록 점점 커져서 근단공에서 가장 큰 값을 이루기 때문에 근관내에서의 file의 위치를 나타내는 지표로 사용할 수 있다는 것이다.^{15, 30, 31, 32, 40, 48, 65)}

1991년, Kobayashi³¹⁾ 등은 발치한 치아에서 측정 주파수를 10kHz와 1kHz로 하고 근관내의 용액을 변화시키면서 두 주파수에 대한 impedance의 비를 측정한 결과, 이러한 비 값은 근관내의 용액의 영향을 거의 받지 않는다는 것을 밝힘으로써, 다양한 전해질 용액의 존재 하에서도 정확한 측정이 가능함을 실험적으로 증명하였다. 따라서, 이번 실험에서도 특별히 근관내에 존재하는 용액의 종류나 근관내의 건조여부는 고려하지 않았다.

그동안 여러 문헌에서 발표된 전자근관장측정기의 정확도는 15~94^{10, 45)} %로 연구 방법에 따라 정확도에 있어서 어느 정도의 차이를 보여왔다. 즉, 전자근관장측정기의 정확도에 관한 연구 방법으로는 방사선 사진으로부터 얻은 길이와 비교하는 방법, 발치 후 file tip과 치근단공 사이의 거리를 실제로 측정하는 방법, 실험동물에서 근관장측정기 사용 후 악골을 적출해 내어 실제의 길이를 측정하는 방법, in vitro의 실험장치를 이용하여 사람의 치아에서 정확도를 측정하는 방법 등이 있으며, 대개 측정치의 평균과 표준편차를 구하고, 미리 정한 허용 범위 내에 들어가는 백분율을 계산하여 정확도를 평가하게 된다.^{13, 14)}

이번 연구에서는 보존과에 내원한 환자의 505개 근관을 대상으로 하여, 가장 일반적으로 사용되고 있는 방사선 사진을 이용한 근관장 측정방법을 기준으로 하였다. 방사선적 근관장 측정방법에서는 방사선적 근침으로부터 약 1mm를 감한 길이를 근관장으로 정하게 되는데, 이는 방사선적 근침으로부터 치근단공의 변이를 고려한 0.5mm, 그리고, Kuttler, Burch & Hulen 등이 말한 치근단공과 근첨협착부까지의

평균거리인 0.5mm를 합한 길이이다.

본 연구에서는 $\pm 0.5\text{mm}$ 범위 내를 임상적 허용범위로 정하였으며, 임상에서의 실제 상황을 고려하여, 각 구간의 대표값을 설정하였다. 예를 들어, 전자근관장측정기로 구한 측정치가 18.2mm이고 방사선 사진으로부터 구한 측정치가 18.0mm인 경우, 두 측정치간의 실제 차는 0.2mm 라 할 수 있으나, 실제의 임상에서 0.2mm의 길이를 조절하기란 거의 불가능하므로 이 경우는 두 측정치의 차가 거의 없는, 다시 말해서 같은 값으로 간주하였다. 따라서 위의 도표에서는 각 구간의 대표값을 구간마다 나열하였으며, 실제 이 대표값이 의미하는 길이 차는 괄호내의 수치를 모두 포함하는 것이다.

총 505개의 근관에서 두 측정치를 비교 분석한 결과, 약 66%가 임상적 허용범위, 즉 $\pm 0.5\text{mm}$ 오차 범위 내에 해당되는 것으로 나타났다. 이 범위 내에 해당되는 것 중 약 62.8% (전체 505근관의 41.4%)는 전자근관장측정기로부터 얻은 길이가 방사선 사진으로부터 얻은 길이보다 0.5mm정도 긴 것으로 나타났다. 방사선 사진을 이용하여 근관장을 측정할 경우, 일반적으로 1mm내외의 오차는 재촬영을 하지 않고 원래의 방사선 사진에서 길이를 수정하게 되는데, $\pm 1.0\text{mm}$ 의 오차 범위 내에는 약 84.3%가 해당되었다.

전자근관장측정기의 정확도는 그동안 여러 가지 방법으로 연구되어져 왔는데, 주로 전자근관장측정기로부터 얻은 길이와 실험치아를 발거하여 측정한 실제길이를 비교하여 두 길이의 차가 $\pm 0.5\text{mm}$ 의 범위 내에 드는 백분율로 정확도를 나타내었으며, 대개가 80% 이상으로 이번 연구에서 얻어진 66%보다는 높은 정확도를 가지는 것으로 보고되어 왔다. 그러나, 이번 실험에서 사용한 Root-ZX의 경우, 미터기의 0.5눈금에 표시되어 있는 bar(이는 apical constriction indicator bar로 불리운다.)를 기준으로 삼게되어 있는데, 제조회사의 사용설명에 따르면, 이 bar가 지시하는 부위는 근첨협착부를 평균 0.2 내지 0.3mm정도 지난 지점이므로, 실제 사용할 근관장은 bar가 지시하는 길이에서 0.5mm정도를 감할 것을 권하고

있다. 따라서 본 실험에서 사용한 Root-ZX의 정확도는 +0.5를 기준으로 하여 0.5mm를 가감한 범위, 즉 0~1.0mm의 범위 내에 해당되는 백분율로 정확도를 논하는 것이 타당하리라 생각되며, 이 범위 내에는 약 76.5%가 해당되는 것으로 나타났다. 또한, 대부분의 정확도에 관한 연구가 발치한 치아에서의 실제길이를 기준으로 한 반면, 본 연구에서는 방사선 사진을 기준으로 하였으므로 방사선 사진이 가지는 여러 한계점을 고려해 볼 때, 실제의 근관장측정기의 정확도는 이번 연구에서 나타난 것보다 더 높을 수도 있음을 감안해야 할 것이다.

임상에서의 연구 결과를 실제 발치한 치아에서도 관찰하였는데, 쌍안실체현미경하에서 근첨 협착부라고 생각되는 부분에서 file의 끝까지의 거리를 측정하였다. 그 결과, 방사선 사진을 통한 평가에서 얻은 것보다 높은 약 71%가 근첨협착부로부터 $\pm 0.5\text{mm}$ 범위 내에 위치하였으며, 전체 측정 값의 평균은 +0.12mm이었으나, $\pm 0.5\text{mm}$ 범위 내에 해당되는 값들의 평균을 구한 결과, +0.23mm, 즉, file이 근첨협착부를 0.23mm지난 지점에 존재하는 것으로 나타났다. 따라서 근관장은 전자근관장측정기로부터 얻은 값에서 약 0.5mm정도를 감하여야 건전한 상아질 내에서 근관치료의 종지부를 형성할 수 있게 됨을 알 수 있으며, 임상에서 근관장측정기의 길이에서 0.5mm를 감하는 술식이 어느 정도 정확함을 다시 한번 확인해 준다고 할 수 있다.

이번 연구에서 전자근관장측정기는 특히, 치근의 형성이 불완전한, 즉 치근단공이 열려 있는 경우 수 mm 짧게 나타나는 것으로 관찰되었는데, 이는 주파수의존형 전자근관장측정기의 원리를 생각해 볼 때, 근첨협착부에 의한 저항의 비값의 큰 변화가 측정에 있어서 필수적이므로, 이러한 근첨협착부가 존재하지 않는 치아에서는 오차가 큰 것으로 생각된다.

이전의 여러 연구에서도 근단공의 직경과 근첨의 해부학이 전자근관장측정기의 정확도에 미치는 영향에 대해서 강조되어 왔는데, Huang¹⁰⁾ 등은 치근단공의 직경이 0.5mm이상일 경우

오차가 크게 나타난다고 하였으며, Hulsmann²⁰⁾ 등은 미성숙 영구치의 치근침형성술식에 있어서 치료 시작시, 즉, 치근단공이 열려있는 상태에서는 모든 경우에서 근관장측정기가 부정확 하였으나, 치근단공이 닫힌 후에는 모든 경우에서 정확한 결과를 얻었다고 하였다. 또한, Yamashita⁶⁵⁾ 등은 본 연구에서 사용된 것과 같은 주파수의존형 전자근관장측정기를 사용하여, 치근단공의 직경이 미치는 영향에 대해 연구한 결과, 치근단공의 직경이 0.42mm까지의 범위에서는 거의 영향이 없으나, 0.62mm가 되면 약 0.8mm가, 직경이 0.82mm가 되면 약 1.5mm가 짧게 측정되는 것으로 나타났다. 이로 미루어 볼 때, 미완성 치근에서의 전자근관장측정기의 정확도에 대해서는 의심할 필요가 있으나, 근관치료가 필요한 대부분의 경우는 치근형성이 완성된 치아이고, 이 경우의 치근단공은 대개 0.3mm이하이므로 실제적으로 전자근관장측정기는 큰 장애없이 사용 가능하다고 할 수 있다.

이번 실험에서는 file의 굵기가 미치는 영향에 관해서는 알아보지 못하였는데, 종전의 근관장측정기는 탐침의 굵기가 미치는 영향이 현저하였으며, Sunada⁵⁶⁾는 굵은 reamer는 가는 reamer보다 접촉 면적이 크므로 많은 전류가 흐르게 되어 근관장을 짧게 측정한다고 보고하고, 측정시 25번 이하의 가는 reamer를 사용할 것을 추천하였다. 또한 Waki⁶²⁾, Yamashita⁶⁴⁾ 등은 생리식염수 존재 하에서 reamer와 전극간의 impedance는 reamer가 굵어짐에 따라 작아지게 되어 이 결과로 가는 reamer나 file은 치근막과의 필요한 접촉면적을 얻기 위해, 치근단공 의로 탐침을 돌출 시키게 되므로, 측정시 reamer나 file의 굵기에 대해서도 신중한 고려가 필요하다고 하였다.

이에 반하여, Yamashita⁶⁵⁾는 주파수의존형 전자근관장측정기로 K-file의 굵기를 달리하여 실험한 결과, 15번 K-file과 40번 K-file사이의 측정치 차는 약 0.1mm, 15번과 60번 사이에서는 약 0.2mm, 15번과 80번 사이에서는 약 0.3mm로 그 차는 비교적 미미하게 나타났으며, 임상에서는 대부분 0.5mm를 단위로 하여

근관치료를 행하므로 탐침의 굵기에 의한 영향은 거의 없는 것으로 보고하였다. 본 연구에서는 file의 굵기에 대한 고려는 하지 않았으므로, file의 굵기가 결과에 어떠한 영향을 미쳤는지에 대하여는 알 수가 없다.

이번 연구에서 치수 생활력 여부는 큰 차이를 나타내지 않는 것으로 나타났으며, 치근단병소의 유무가 미치는 영향을 조사한 결과에서는 전자근관장측정기와 방사선 사진으로부터 얻은 측정치의 차의 평균이 치근단 병소가 있을 경우에는 +0.13mm, 병소가 없을 경우에는 +0.11mm로 통계학적 유의차가 없었으나, 임상적인 허용범위 내에 해당되는 백분율은 치근단 병소가 있는 경우가 없는 경우보다 더 낮은 것으로 나타났다. 이는, 치근단 병소가 있을 경우, 염증성 치근흡수로 인해 근침협착부가 변화되거나 소실될 수 있기 때문인 것으로 추측된다.

V. 요약 및 결론

종전의 저항측정형 근관장측정기의 단점을 보완하기 위하여 개발된 주파수의존형 전자근관장측정기의 정확도에 대하여 방사선 사진과 발치한 치아를 이용하여 조사하였다. 연세대학교 치과병원 보존과에 내원한 환자의 238개 치아, 505개 근관을 대상으로 하여, 방사선 사진으로부터 얻은 측정치와 전자근관장측정기로부터 얻은 측정치를 비교하였으며, 실제 발치한 치아를 대상으로 하여 file tip의 근침협착부에 대한 위치를 알아본 결과, 다음의 결과를 얻었다.

1. 방사선 사진과의 비교를 통하여 주파수의존형 전자근관장측정기인 Root-ZX의 정확도를 평가한 결과, 총 505개 근관의 약 66%가 $\pm 0.5\text{mm}$ 범위 내에 있었으며, Root-Zx 길이가 $0.13\text{mm} \pm 1.05$ 더 긴 것으로 나타났다.
2. 발치한 치아에서 주파수의존형 전자근관장측정기를 이용하여 file tip과 근침협착부 사이의 거리를 측정한 결과, 70.6%가 $\pm 0.5\text{mm}$ 범위 내에 있었으며, file tip은 근침

- 협착부를 $0.12\text{mm} \pm 0.50$ 정도 지나간 부위에 위치하고 있었다.
3. 치수 생활력 유무에 따른 전자근관장측정기의 정확도의 차이는 없었으나($P > 0.05$), 치근단 병소의 유무에 따라서는 차이가 있는 것으로 나타났다. ($P < 0.05$) 즉, 치근단 병소가 있을 경우, $\pm 0.5\text{mm}$ 범위 내에 해당되는 백분율이 더 낮게 나타났다.

참 고 문 헌

- Altman, M. et al. : Apical root anatomy of human maxillary central incisors, *Oral Surg.*, 30 : 694-699, 1970.
- Ashraf, F.F., Keith, V.K. : An in vitro comparison of five root canal length measuring instruments, *J. Endo.*, 15 : 573-577, 1989.
- Aurelio, J.A., Namias, Y., Gersteine, H. : A model for demonstrating an electronic canal length measuring device, *J. Endo.*, 9 : 568-569, 1983.
- Becker, G.J., Lankelma, P., Wesselink, P.R. : Electronic determination of root canal length, *J. Endo.*, 6 : 876-880, 1980.
- Berman, L.H., Fleischman, S.B. : Evaluation of the accuracy of the Neosono-D electronic apex locator. *J. Endo.*, 10 : 164-169, 1984.
- Blank, L.W., Tenca, J.I., Pelleu, G.B. : Reliability of electronic measuring devices in endodontic therapy, *J. Endo.*, 1 : 141-145, 1945.
- Blayney, J.R. : Some factors in root canal treatment, *J. Dent. Res.*, 11 : 840, 1924.
- Bramante, C.M., Berbert, A. : A critical evaluation of some methods of determining of tooth length, *Oral Surg.*, 37 : 463-473, 1974.
- 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.
- Chunn, C.B., Zardiackas, L.D., Menke, R.A. : In vivo root canal length determination using forameter, *J. Endo.*, 7 : 515-520, 1981.
- Dahlin, J. : Electronic measuring of the apical foramen, *Quintessence Int.*, 1 : 13-22, 1979.
- 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.
- Fouad, A.F., Krell, K.V. : An in vitro comparison of five root canal length measuring instruments, *J. Endo.*, 15 : 573-577, 1989.
- Fouad, A.F. et al. : A clinical evaluation of five electronic root canal length measuring instruments, *J. Endo.*, 16 : 446-449, 1990.
- Frank, A.L., Torabinejad, M. : An in vivo evaluation of endex electronic apex locator, *J. Endo.* 19 : 177-179, 1993.
- Goldmann, M. et al. : Reliability of radiographic interpretations, *Oral Surg.*, 38 : 287-293, 1974.
- Green, D. : A stereomicroscopic study of the root apices of 400 maxillary and mandibular posterior teeth, *Oral Surg.*, 9 : 1224-1232, 1956.
- Green, D. : Stereomicroscopic study of 700 root apices of maxillary and mandibular posterior teeth, *Oral Surg.*, 13 : 728-733, 1960.
- Hasegawa, K. : Basic studies on electronic method for measuring root canal length, *J. Dent. Res.*, 65 : 777, 1986.
- Huang, L. : An experimental study of the principle of electronic root canal measurement, *J. Endo.*, 13 : 60-64, 1987.
- Hulsmann, M., Pieper, K. : Use of an electronic apex locator in the treatment of teeth with incomplete root formation, *Endod. Dent. Traumatol.* 5 : 238-241, 1989.

22. Ingle, J.I., Taintor, J.F. : Endodontics. Third edition, 169, Lea & Febiger.
23. Inoue, N., Skinner, D.H. : A simple and accurate way of measuring of root canal length, *J. Endo.*, 11 : 421-427, 1985.
24. Inoue, N. : An audiometric method for determining the length of root canals, *J. Canad. Dent. Assn.*, 9 : 630-636, 1973.
25. Katz, A. et al. : Tooth length determination : A review, *Oral Surg*, 72 : 238-242, 1991.
26. Kaufman, A.Y., Heling, B., Sechaiek, M. : What apex does the sono-explorer really read?, *Quintessence Int.*, 12 : 63-71, 1979.
27. Kaufman, A.Y., Szajkis, S., Niv, N. : The efficiency and reliability of the Dentometer for detecting root canal length, *Oral Surg*, 67 : 573-577, 1989.
28. Keller, M.E. et al. : A clinical evaluation of Endocator - 11 An Electronic Apex Locator, 17 : 271-274, 1991.
29. Kobayashi, C., Sunada, S. : Electronic root canal length measurement, *Jpn. J. Conserv. Dent.*, 32 : 811-832, 1989.
30. 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.
31. Kobayashi, C. et al. : A basic study on the electronic root canal length measurement. Part 3. Newly designed electronic root canal length measuring device using division method., *Jpn. J. Conserv. Dent.*, 34 : 1442-1448, 1991.
32. Kobayashi, C., Suda, H. : New Electronic canal length measuring device based on the ratio method, *J. Endo*, 20 : 111-114, 1994.
33. Kuruhara, J. : Neosono-D : Is it accurate ?, *Hawaii Dent J.*, 16 : 8-10. 1985.
34. Kuttler, Y. : Microscopic investigation of root apexes, *J. Am. Dent. Assn.*, 50 : 544-52, 1955.
35. Lee, S.J. : The effect of the canal irrigants on the electronic working length device, *J. Korean Dent. Assn.*, 15 : 127-133, 1990.
36. Lejr, W.N.v.d., Marsh, R.A. : A radiographic study of the point of endodontic egress, *Oral Surg.*, 35 : 105-109, 1973.
37. Levy, A.B., Glatt, L. : Deviation of the apical foramen from the radiographic apex, *J of the New Jersey Dental Society*, 41 : 12-13, 1970.
38. Mayeda, D.L. et al. : In vivo measurement accuracy in vital and necrotic canals with the Endex apex locator, 19 : 545-548, 1993.
39. Mcdonald, N.J., Hovland, E.J. : An evaluation of the apex locator endocator, *J. Endo.*, 16 : 5-8, 1990.
40. Mcdonald, N. J. : The electronic determination of working length, *Dent. Clin. North. Am.* 36 : 293-307, 1992.
41. Nahmias, Y., Aurelio, J.A., Gerstein, H. : An in vitro medel for evaluation of electronic root canal length measuring devices, *J. Endo.*, 13 : 209-214, 1987.
42. O'Neill, L.J. : A clinical evaluation of electronic root canal measurement, *Oral Surg.*, 38 : 469-473, 1973.
43. Olson, A.K. et al : The ability of the radiograph to determine the location of the apical foramen, *International Endo. J.* 24 : 28-35. 1991.
44. Pallares, A., Faus, V : An in vivo comparative study of two apex locators, *J. Endo.*, 20 : 576-579, 1994.
45. 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.

46. Plant, J.J., Newman, R.F. : Clinical evaluation of the sono-explorer, *J. Endo.*, 2 : 215-216, 1976.
47. Ricard, O. et al. : Clinical evaluation of the accuracy of the Evident RCM II Apex Locator, *J. Endo.*, 11 : 567-569, 1991.
48. 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.
49. Seidberg, B.H. et al : Clinical investigation of measured working length of root canal with an electronic device and with digital tactile sense, *J. Am. Dent. Assn.*, 90 : 379, 1975.
50. Seltzer, S., Soltanoff, W., Smith, J. : Periapical tissue reactions to root canal instrumentation beyond the apex and root canal fillings short of and beyond the apex, *Oral Surg.*, 36 : 725-737, 1973.
51. Seltzer, S. et al : Histologic aspect of the anatomy and morphology of root apices and surrounding structure, *Oral Surg.*, 22 : 375-385, 1966.
52. Stein, T.J., Corcoran, J.F., Zillich, R.M. : The influence of the major and minor foramen diameters on apical electronic probe measurements, *J. Endo.*, 16 : 520-522, 1990.
53. Stein, T.J. et al. : Nonionizing method of locating the apical constriction (minor foramen) in root canals, *Oral Surg.*, 71 : 96-99, 1991.
54. Suchde, S., et al. : Electronic ohmmeter. An electronic device for the determination of the root canal length, *Oral Surg.*, 35 : 105-109, 1973.
55. Sunada, I. : New method for measuring working lengths of root canal, *J. Dent. Res.*, 42 : 375-378, 1962.
56. Sunuda, I. : 根管長測定器の正しい使い方 : 日本歯科医師会雑誌, 35 : 513-517, 1982.
57. Suzuki, K. : Experimental study on iontophoresis, *J. Jap. stomatol. Soc.*, 16 : 411, 1942.
58. Trope, M., Rabie, G., Tronstad, L. : Accuracy of an electronic apex locator under controlled clinical condition, *J. End. Dent. Trauma.*, 1 : 142-145, 1985.
59. Ushiyama, J., Nakamura, M., Nakamura, Y. : A clinical evaluation of the voltage gradient method of measuring the root canal length, *J. Endo.*, 14 : 283-287, 1988.
60. Ushiyama, J. : New principle and method for measuring the root canal length, *J. Endo.*, 9 : 97-104, 1983.
61. Ushiyama, J. : Reliability and safety on the voltage gradient method of root canal measurement, *J. Endo.*, 10 : 532-537, 1984.
62. Waki, H. : A study of the electronic method of for measuring the root canal length (An impedance of reamer tip in electrolyte), *Jap. J. Conserv. Dent.*, 24 : 115-131, 1981.
63. Weine, F.S. : *Endodontic therapy*. Fourth edition, 295, Mosby.
64. Yamashita, Y. : Variable factors in the impedance method of determining the working length of a root canal, *Jap. J. Conserv. Dent.*, 24 : 865-880. 1981.
65. Yamashita, Y. : A study of a new electronic root canal measuring device using relative values of frequency response-Influences of the diameter of apical foramen, the size of electrode and the concentration of sodium hypochlorite, *Jpn. J. Conserv. Dent.*, 33 : 547-579, 1990.