

## 기계적 협착부를 갖는 근관에서 Root-ZX 의 정확도에 관한 연구

김병현 · 이영규 · 김용식

울산대학교 의과대학 서울중앙병원 치과

### ABSTRACT

#### A STUDY ON THE ACCURACY OF THE ROOT-ZX IN THE CANAL WITH MECHANICALLY FORMED CONSTRICTION

Byung-Hyun Kim, Young-Kyoo Lee, Young-Sik Kim

*Department of Dentistry, Asan Medical Center, College of Medicine, Ulsan University*

Currently electronic apex locators have been widely used to determine working length in endodontic treatment. According to Manufacture's recommendation, it is beneficial to find the working length before instrumenting the canal. However, in crown-down pressureless technique, working length of tooth is established following coronal instrumentation 3mm short of radiographic apex. In narrow canals, mechanically formed constriction might be established by coronal instrumentation in some distance from anatomical constriction. The purpose of this study was to evaluate the accuracy of Root-ZX in the canal with mechanical constriction following considerable coronal enlargement with ProFile .06 series.

The 40 root canals in 30 extracted mandibular molars were accessed, and their actual length(AL) established by passing a size 10 file just through the minor apical foramen. The teeth were then embedded in an acrylic container with normal saline. The initial canal length(IL) was measured with Root-ZX by negotiating a size 10 file to the apical constriction. The canal was sequentially enlarged to size 40 with ProFile .06 file 3mm short of actual length. The enlarged final canal lengths(FL) were obtained with a size 15 file. The average values of IL, FL were calculated and compared using Repeated measures Analysis of Variance followed Turkey's Studentized Range test.

The results were obtained as follows:

1. The initial canal length was 0.12mm shorter than actual canal length( $P>0.05$ ).
2. The differences between initial canal length and final canal length were not significant( $P>0.05$ )
3. As a result of this study, regardless of mechanically formed constriction, Root-ZX differentiated between mechanical and anatomic constriction.

**Key words :** Root-ZX, Apical constriction, Mechanical constriction.

### I. 서 론

근관치료의 목적은 근관내를 적절하게 세정하고 성형하여 근관계를 3차원적으로 밀폐하는 것이며 이를 위해서는 정확한 근관장 측정이 선행되어야 한다. 근관형성과 충전의 실질적인 근단경계에 대해서는 오랫동안 논란이 되어왔다. 근관의 조직학적 경계는 상아·백아 경계이지만 이는 실제 임

상에서 검증할 수 없는 위치이므로 많은 임상가들은 근단협착부를 근관형성과 충전의 경계로 제시하고 있다<sup>1)</sup>. 그러나 근단협착부도 방사선사진상에서 검증할 수 없으므로 Kutler<sup>2)</sup>의 연구에 따라 방사선학적 근침에서 0.5~1.0mm를 감하여 작업장으로 채택하는 것이 통상적인 방법이다<sup>3)</sup>.

방사선 사진을 이용한 측정방법의 가장 큰 단점은 50~98%의 치근에서 근침공과 해부학적 근침이 일치하지 않고

특히 협설측으로 변이된 경우에는 방사선 사진만을 기준으로 한 경우 근관장을 0.5~1mm를 감한다 해도 overinstrumentation이나 과잉충전의 가능성이 있다”.

이런 방사선 사진을 이용한 방법의 단점을 보완하기 위해서 전자근관장측정기가 개발되었고 방사선 사진상에서 확인할 수 없는 근침공을 간접적으로나마 확인할 수 있게 되었다.

1942년 Suzuki<sup>15)</sup>는 개의 근관내에 삽입된 전극과 구강점막간에 항상 일정한 전기저항치를 갖는다는 것을 보고했고 1962년 Sunada<sup>16)</sup>는 이런 저항치가 평균 6.5k $\Omega$ 이라는 것을 측정하였으며, 이는 환자의 나이나 치아의 형태에 상관없이 개체의 생물학적 특성에 의해 일정한 저항치를 갖는 것이라고 하였다. 그러나 최근에는 생물학적 특성을 보인다는 Sunada<sup>16)</sup>의 이론보다는 단순히 전극역할을 하는 file이 조직액에 접촉시 인체가 회로역할을 해서 일어나는 전기적 현상에 불과하다는 Huang<sup>17)</sup>의 이론이 인정받고 있으며, 그의 이론에 의해서 생체외실험을 통한 연구가 가능하게 되었다.

초기의 전자근관장 측정기는 치주조직과 구강점막간의 일정한 저항치를 갖는다는 근거로 개발되었으나 근관내에 치수조직이나 전해질이 존재시 측정이 불가능하므로 이를 극복하기 위해 보다 복잡하고 다양한 기기들이 개발되었다. 1986년 Hasegawa<sup>18)</sup>는 file에 특별한 피막을 입혀 전해질을 극복하고자 했으나 좁은 근관에서 피막이 벗겨져서 정확성에 문제가 있었으며 본격적으로 근관내 전해질을 극복하기 위한 노력은 1983년 Ushiyama<sup>9)</sup>가 Voltage gradient법을 도입하면서 부터이다. 그는 특별히 고안된 양전극(bipolar electrode)을 근관내에 넣고 400Hz의 교류를 흘렸을 때, 갈매기 모양의 근관의 형태적 특성으로 인해 근단협착부로 갈수록 전류밀도가 높아지므로 전압이 높아지다가 근침공을 통과하면서 전압이 낮아지는 원리를 개발하였다. 이 원리는 후에 주파수 의존형 근관장 측정기의 원리인 임피던스 변화법(Impedance gradient method)의 토대가 되었다. 그러나 양전극은 하나의 탐침에 두개의 전극을 갖기 때문에 탐침이 두꺼워져 좁은 근관에 적용이 어려웠고, 근관형성과 측정을 동시에 못하는 번거로움으로 인하여 널리 사용되지 못했다.

1990년 Yamaoka<sup>10)</sup>는 Ushiyama<sup>9)</sup>의 양전극(bipolar electrode)대신에 1kHz와 5kHz의 주파수가 다른 교류를 근관에 적용해서 주파수에 따른 임피던스의 차이를 측정하여 최대차이를 보이는 지점이 근단협착부 위치와 유사하다고 하였다. 이 방법 역시 협착부에서 좁아졌다가 근침공에서 벌어지는 근침의 형태적 특성을 이용한 것으로서 두 주파수에 따른 임피던스의 상대적 차이를 보상할 수 있지만 형태가 다른 근관에서는 임피던스 차이가 다르게 나타날 수 있으므로 근관 입구 근처에서 두 주파수의 임피던스 차이를

없애는 영점조정이 필요하다.

이런 단점을 보완하기 위해 1991년 Kobayashi<sup>11)</sup>는 Yamaoka<sup>10)</sup>의 원리를 응용해서 두 주파수의 임피던스 차이가 아닌 비율을 이용한 ‘ratio법’으로 전해질의 극복과 동시에 영점조정 번거로움을 극복하였다<sup>11)</sup>. 이와 같은 주파수 의존형 근관장 측정기의 정확성은 절대적 저항치를 미리 정해놓고 일치여부에 따라 측정하던 초기의 기기보다 더 우수한 것으로 보고되고 있으며, 최근에는 방사선 사진을 이용한 측정법보다도 우수한 것으로 보고되고 있다<sup>11)</sup>.

주파수 의존형 근관장측정기의 정확도는 근관의 형태, 근침공의 크기, 근관내용물이나 세척액의 전도성, 근관의 석회화 정도에 영향을 받는다<sup>12)</sup>. 근관의 형태는 끝이 좁고 입구가 넓은 갈매기라는 전제하에 근침부근에서 일어나는 전류밀도변화를 측정하는 것이 원리이므로 다중 협착부를 갖는 치아이거나 부근관을 갖는 근관인 경우 정확성에 영향을 미칠 수 있다.

기성숙 근침, 개방근침인 경우 근침공에서의 전류밀도 변화없이 누전되므로 측정이 불가능하며, 근단부 천공이나 염중에 의한 근단흡수등도 기기의 정확성을 떨어뜨린다. 정확성에 영향을 주는 근침공의 크기는 0.3mm<sup>13)</sup>, 0.62mm<sup>14)</sup>, 0.40mm<sup>15)</sup>등으로 보고되고 있다.

근관내의 치수조직이나 세척액은 전도성을 띠므로 전해질이라 할 수 있다. 치수조직의 염증정도, 세척액의 종류에 따라 전해질의 이온 농도가 달라지므로 기기에 영향을 미칠 수 있다<sup>16)</sup>. 근관의 석회화가 심하여 근침공이 폐쇄되어 있거나 심하게 막혀있을 때, 전류가 근침공을 통과하기 어려우므로 측정이 짧게 되며(short reading) 제조회사(J. Morita Corp., Tustin CA)에서도 측정시 근침공 개방을 확인후 측정하는 것을 권고하고 있다<sup>17)</sup>.

90년대 중반이후 엔진구동형 Ni-Ti 근관형성기구의 사용이 증가되면서 Crown-down pressureless technique에 의한 근관형성법이 많이 이용되고 있다. 이는 회전기구의 파절을 줄이기 위해서는 치관부 근관을 먼저 형성함으로써 만곡도를 줄여 기구에 가해지는 응력을 줄이기 위함이다<sup>18)</sup>. Morgan과 Montgomery 등은 provisional working length를 3mm 정도 짧게 해서 치관부부터 근관형성을 한 후에 방사선사진이나 근관장측정기를 이용한 실질적인 근관장 측정은 나중에 할 것을 권고했다<sup>19)</sup>. 치관부 근관형성후에 전자적 근관장 측정을 할 경우 치수조직의 제거로 근관의 전도성을 떨어 뜨려 정확한 측정을 할 수도 있겠지만, 근관형태의 급격한 변화가 근단협착부 상방에 생기므로, 근관장 측정기가 기계적으로 형성된 협착부를 실제의 해부학적 협착부로 오인할 수 있다.

이에 본 연구는 해부학적 근단협착부 상방에서 기계적으로 협착부를 형성하여 전자근관장 측정기가 해부학적 근단협착부를 인지 하는 정확도에 영향을 미치는지 확인하여 그

결과를 보고하는 바이다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험재료

완성된 근침과 정상적인 근관을 갖는 30개의 하악대구치에서 40개의 근심근관을 이용하였다. 발치한지 3주 이내의 치아를 사용하였고 실험기간중 생리식염수에 보관하였다. 치관부 근관형성으로 인한 기계적 협착부 형성을 용이하게 하기 위해 #15 파일이 느슨하게 근침까지 들어가는 근관은 대상에서 제외하였으며, 또한 만곡도 변화로 인한 오차를 줄이기 위해 스나이더법으로 측정된 만곡도가 30° 이상인 근관은 대상에서 제외하였다.

전자근관장 측정기는 Root ZX(J Morita Corp. Japan)를 이용하였다. 생체의 실험을 위한 장치로서 필름보관용 아크릴릭 컨테이너를 사용하였으며, 전도용액으로서 생리식염수를 컨테이너에 채워 이용하였다(Fig. 1). 근관형성후 연속적인 측정을 위해 탈착이 가능하도록 컨테이너 뚜껑에 십자홈을 내어 치아의 치관부를 제외한 부분을 꽂아서 치아를 고정시켰다.

### 2. 실험방법

실험대상치아의 교두정을 삭제해서 측정시의 오차를 줄일 수 있도록 하였다. 통상적인 방법으로 근관와동 형성을 하였으며 #10 K-파일을 이용해서 파일첨부가 근침공과 동일한 위치선상에 있을 때를 기준으로 실제 치아의 길이를 측정하였다. 기계적 협착부 형성을 위해 실제치아 길이에서 3.0mm를 뺀 길이를 임시근관장으로 정하고 엔진구동형 Ni-Ti 파일인 ISO tip ProFile .06 (Maillefer, switzer-

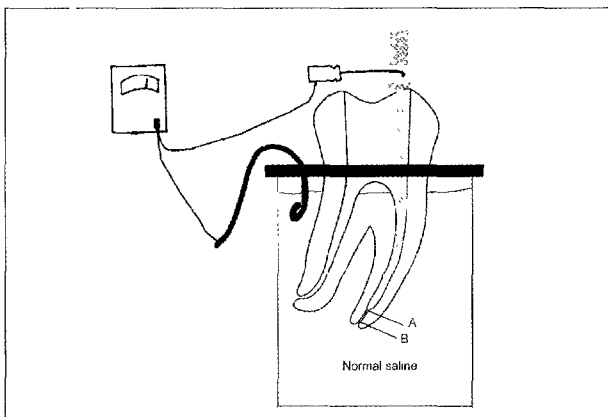


Fig. 1. Schematic drawing of experimental model(A, mechanically formed constriction, B, anatomical constriction)

land)을 이용하여 #20, #25, #30, #35, #40까지 순차적으로 근관형성을 하였다. 각 단계마다 근관형성이 끝난 후 근관을 생리식염수로 세척하였고 apical patency를 유지하여 상아질 삭편을 제거하고 근관내에 항상 생리식염수가 채워져 있도록 유지했다. 각 단계마다 치아를 필름컨테이너에 꽂고 #15 K-file을 이용하여 전자근관장 측정을 하였으며, 측정후 다음 크기의 ProFile을 이용하여 근관형성을 하고 다시 전자근관장 측정을 하는 방법으로 #40까지 근관형성을 시행하였다. 실제 길이와 근관형성전, 근관형성후 Root ZX 로 측정된 길이의 차이를 t- test를 이용하여 통계처리하였다.

## III. 실험결과

실제 해부학적 근관의 길이와 근관형성전 Root ZX 로 측정된 근관의 길이의 차이, 각 단계별로 근관형성후 Root ZX로 측정된 근관의 길이와 실제 치아길이와의 차이를 Table 1 에 표시하였다.

실제 치아 길이와 근관형성전 Root- ZX로 측정된 길이의 차이는 평균 0.12mm의 유의할만한 차이를 보이지 않았다(P)0.05). 첨부의 크기가 #20 ProFile.06로 형성후 Root- ZX로 측정된 길이의 차이는 평균 0.32mm 였으며 유의할만한 차이를 보이지 않았다(P)0.05). #30 ProFile.06 근관 형성후 Root- ZX로 측정된 길이의 차이는 평균 0.52 mm 였으며 유의할만한 차이를 보이지 않았다(P)0.05). #40 ProFile.06 근관 형성후 Root- ZX로 측정된 길이의 차이는 평균 0.62mm 였으며 유의할만한 차이를 보이지 않았다(P)0.05) 각 size 간의 비교에서도 서로 유의 할만한 차이를 보이지 않았다(P)0.05).

## IV. 총괄 및 고안

전통적으로 전자근관장 측정의 원리는 치주조직이 특정 치의 전기저항을 갖는다는 것이었다. Groove<sup>22)</sup>는 minor foramen 또는 근단협착부가 치수조직과 치주조직의 경계라고 하였다. Sunada<sup>6)</sup>는 치수조직과 치주조직의 저항치가 다르다는 생물학적인 전제하에 전자근관장 측정기의 원리를 제시하였다. 그러나 최근에는 이런 생물학적인 원리보다는 Huang<sup>7)</sup>이 제안한 전기회로적 원리가 더 인정받고

Table 1. Mean change of canal length(mm) from actual length obtained before and after canal enlargement (n=30).

Initial length	# 20 instrumentation	#30 instrumentation	#40 instrumentation
-0.12±0.34	-0.32±0.62	-0.51±0.41	-0.62±0.43

있다

Kobayashi<sup>1)</sup> 등은 #40 K-file을 생리식염수에 0.7mm 깊이로 접촉시켰을 때 400Hz의 진류에서 6.0k $\Omega$ 의 임피던스가 생긴다고 하였다. 이 수치는 파일이 근단협착부에 위치했을 때 얻어지는 수치이며 초기 전자근관장 측정기의 표준치이다. 이런 연구결과들을 토대로 전자 근관장 측정기에 관한 실험들을 생체외에서 할 수 있게 되었다.

생체외실험에서 사용되는 전도용액 또는 전도체로는 젤라틴 모델<sup>2)</sup>이 많이 사용되었지만, 본 실험에서는 Kobayashi<sup>1)</sup>와 Huang<sup>3)</sup>이 사용한 생리식염수를 이용하였으며 실험결과 육안으로 관찰한 실제치아길이를 정확하게 재현하였다. 생체외에서 정확하게 치아길이를 측정하였다 하더라도 생체내 환경은 치수조직이 존재하며 염증정도에 따라 출혈, 농배출 등으로 근관의 전도성이 생체외와 다르므로 생체의 실험과의 직접적인 비교는 어렵다고 사료된다

초기의 전자근관장측정기는 근관내의 치수조직을 포함한 전도물질이 존재할 때, 전기전도성의 증가로 정확한 측정이 불가능하므로, 근관형성후 건조시켜 사용해야 했다. 이런 번거로움으로 인해 근관치료장비로서 사용에 제약을 받았다. 이런 문제점들을 극복하기 위해 개발된 것이 주파수의 준형 전자근관장 측정기이며, 최초로 상품화된 것은 Endex (Osada Electric Co., Tokyo, Japan)이다.

최초 주파수 의존형 측정기인 Endex의 원리는 다른 주파수를 갖는 진류를 근관내에 흘려보내 주파수간의 임피던스의 차이를 계산하여 근단협착부를 인지하는 것이다<sup>4)</sup>. 파일이 근침공에서 멀리 떨어져 있을 때는 두 주파수의 임피던스는 일정한 값을 유지하고 서로 차이가 크지 않지만 근침공에 근접시 두 주파수의 임피던스는 둘다 낮아지지만 주파수의 크기에 따라 낮아지는 정도가 차이가 나므로 측정기기는 차이가 제일 심한 위치를 minor foramen이라고 인지하는 것이다. 이 방법은 임피던스의 상대적인 차이를 구하는 것이므로 근관내 전도물질의 전도성에 상관없이 원하는 위치를 찾을 수 있다. 그러나 이 방법은 근관입구 근처에서 주파수에 따른 임피던스의 차이를 같게 하는 영점조정이 필요하다.

1994년 Kobayashi 등은 주파수가 8kHz와 0.4kHz인 진류를 근관내에 흘려보내 임피던스의 비(gradient)를 계산한 결과 전도 용액에 상관없이 quotient 값이 근침공근처에서 급격하게 낮아지는 것을 이용하여 근관장 길이를 측정하는 'ratio method'를 발표하였으며 Endex와는 달리 임피던스의 비를 이용하므로 영점조정이 필요없다고 하였다<sup>5)</sup>

임피던스의 변화가 근침공 근처에서 급격하게 일어나는 것은 근관이 끝이 좁게 뿔려있는 깔때기 모양이라는 형태적 특성에 기인한다. 파일끝이 근침공에서 멀리 떨어져 있을 때 근관은 낮은 정전용량을 갖지만 지름이 좁은 근단협착부에 접근시는 진류밀도가 높아지면서 높은 정전용량을 갖고

minor foramen을 통해 진류가 빠져나가면서 근관의 정전용량은 사라지므로 근관의 형태적 변화 또는 이상이 생기면 정전용량의 변화로 인해 측정기의 정확성에 영향을 끼칠 수 있다.

근관의 형태적 변화나 이상이 생길 수 있는 경우는 over-instrumentation으로 인한 해부학적 근침의 파괴시, Crown-down 방법에 의해 치관부 근관을 먼저 형성하여 근관장측정시, 치관단 염증으로 인한 근단부 흡수시, 다중협착부를 갖는 근관, 만곡도가 심한 근관 등은 일반적인 근관에서의 진류의 흐름과는 다른 결과를 나타낼 수 있다. Nguyen등은 엔진구동형 Ni-Ti 파일을 이용하여 근관형성시 해부학적 근침의 파괴가 흔히 일어나지만 근관의 세일 좁은 부분이 근침에 위치한다면 전자근관장 측정기는 기계적으로 형성된 협착부를 인지하였다고 보고하였다.

일반적으로 근단협착부는 Kuttler<sup>6)</sup>의 보고에 따르면 근침에서 평균 0.5mm 상방에 위치해 있지만 Dummer<sup>7)</sup> 등은 근관에서 근단협착부가 근관의 중간에 있거나 없는 경우가 54%나 된다고 보고하였다. 특히, 19%의 근관에서는 근관내의 여러 지점에서 협착부를 보인다고 하였다. 다중협착부를 보이는 근관이라 할지라도 여러 보고들에서 전자근관장 측정기의 정확도가 90%이상 되는 것을 볼 때 협착부를 기준으로 상하근관지름의 차이가 크지 않을 때는 큰 영향을 못 미치며 근침공과 멀리 떨어져 있는 경우에는 미세한 진류의 흐름차이가 근관장 측정기의 정확도에 큰 영향을 미치지 않을 것으로 사료된다. 본 실험에서도 기계적 협착부를 기준으로 상하 근관지름의 차이에 상관없이 근관장 측정기의 정확성에 영향을 미치지 않았다.

실제 근관의 해부학적 이상보다는 근관형성으로 인한 근관의 형태 변화가 임상에서는 더 빈발하게 발생한다. 엔진구동형 Ni-Ti 파일의 사용이 보편화되면서 Crown-down pressureless technique이 권장되고 있다. Morgan과 Montgomery<sup>8)</sup> 등은 방사선 사진상에서 대강의 치아길이를 재고 그 보다 3mm 짧게 provisional working length를 재서 근관형성을 한 후에 근관장 측정을 하는 것이 잔사의 배출을 줄이고 근단부 형성을 용이하게 한다고 하였다. 그러나 제조사(J. Morita Corp. Japan)의 권고사항을 보면 근관형성전에 근관장을 측정하는 것이 유리하다고 되어 있다. 치관부 근관형성전에 근관장 측정을 할 경우 생활치인 경우 치수의 전도성으로 인해 측정에 영향을 줄 수 있으며 감염상아질이 근단막으로 배출될 수 있다. 또한 근관형성후 짧아지는 근관장으로 인해 overinstrumentation의 가능성이 있다. 본 실험에서도 기계적으로 형성된 근단협착부에 상관없이 대부분 해부학적 근침을 인지하였다. 그러므로 Crown-down 방법을 이용한 근관형성시 치관부 근관형성후에 근관장 측정을 하는 것이 유리하다고 사료된다.

본 실험에서 실시 치아 길이와 근침부 근관형성후의 Root

ZX의 측정치와의 차이는 근관확대에 따라 치관부 근관의 만곡도 감소에 의한 것이라 사료된다.

## V. 결 론

본 실험은 좁은근관에서 실제 치아길이 보다 짧게 근관 형성을 하는 경우 해부학적 근단협착부 상방에 기계적 협착부가 생기므로 이로인한 전자근관장 측정기의 오인 유무를 판별하기 위해 ProFil.06을 이용하여 해부학적 근첨 상부 3mm 지점에 근관확대로 인한 기계적 협착부를 형성하고 Root-ZX로 길이를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 실제 치아길이와 근관형성전 전자적 근관장측정치는 유의할만한 차이가 없었다(P>0.05).
2. 근관형성후 전자적 근관장측정치는 유의할만한 차이가 없었다(P>0.05).
3. 이와 같은 결과로 Root-ZX는 해부학적 협착부와 기계적 협착부를 구분하였다.

## 참 고 문 헌

- 1 Kuttler Y . Microscopic investigation of root apexes[Abstract], J Am Dent Assoc 50:544, 1955
- 2 Green D. . Stereomicroscopic study of 700 root apices of maxillary and mandibular posterior teeth. Oral Surg 13 728~733, 1960.
3. Weine F. Endodontic therapy, 3rd ed, St. Louis: ev Mosby, 1982.
- 4 Levy AB Glatt L. . Deviation of the apical foramen from the radiographic apex. J New Jersey Dent Soci 41:12~13, 1970
- 5 Suzuki K Experimental study on iontophoresis J Jpn Stomatol 16:411~417, 1942
- 6 Sunada I' New method for measuring the length of the root canal. J Dent Res 41: 375-387, 1962
7. Huang L An experimental study of the principle of electronic root canal measurement. J Endodon 13:63~64, 1987
8. Hasegawa K, Iitsuka M, Nihel M, Ohashi M. : A new method and apparatus for measuring root canal length J Nihon Univ Sch Dent 28:117~128, 1986
9. Ushiyama J' New principle and method for measuring the root canal length J Endodon 9:97~104, 1983
- 10 Yamaoka M . The electronic measurement of apical con-

striction in endodontic therapy. M. Sc Thesis, Graduate school of Nihon university 1985.

11. Kobayashi C, Okiji T, Kawashima N, Suna H, Sunada I : A basic study on the 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.
12. Kobayashi C New electronic canal measuring device based on the ratio method. J Endodon 20:111-114, 1994
- 13 Lauper R, Lutz F, Barbakow F. : An in vivo comparison of gradient and absolute impedance electronic apex locator. J Endodon 22:260-263, 1996.
14. Sahabang S, Gluskin WY. : An in vivo evaluation of root ZX electronic apex locator J Endodon 22: 616~618, 1996.
15. Pratten DH, Mcdonald NJ. . Comparison of radiographic and electronic working lengths. J Endodon 22: 173~176, 1996.
- 16 Fouad AF, Rivera EM, Krell KV. . Accuracy of the Endex with variations in canal irrigants and foramen size J Endodon 19:63~67, 1993
17. Saito T, Yamashita Y: Electronic determination of root canal length by newly developed measuring device influence of the diameter of apical foramen, the size of K-file and root canal irrigants Dent Jpn 27:65~72, 1990.
- 18 Kova evic Mx, Tamarat T : Influence of the concentration of ions and foramen diameter on the accuracy of electronic root canal length measurement - An experimental study. J Endodon 24: 346~351, 1998.
19. J. Morita Corp . Operator's manual Tustin CA, 1999.
20. Arens DE: The Crown down technique, A paradigm shift, august:38~47, 1996
- 21 Morgan LF, Montgomery S: An evaluation of the Crown down pressureless technique. J Endodon 10 491~498, 1984
22. Groove CJ : Faculty technic in investigations of the apices of pulpless teeth. J Am Dent Assoc 13. 746, 1926
23. Czerw RJ, Fulkerson MS, Donnelly JC, An in vitro test of simplified model to demonstrate the operation of electronic root canal measuring devices. J Endodon 20: 605~606, 1994.
- 24 Tanaka S. : A system electronic determination of apical constriction, Japan Patent No. 2817, 1987.
25. Nguyen HQ, Kaufman AY, Komorowski RC, Friedman S. . Electronic length measurement using small and large files in enlarged canals. Int Endodon J 29. 359~364, 1996.
26. Dummer PH, McGinn JH, Rees DG.: The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. Int Endodon J 17:192-198,1984.
27. Morgan LF, Montgomery S. : An evaluation of the crown-down pressureless technique J Endodon 10: 491~498, 1984