

자동 보정 주파수 의존형 근관장 측정기의 개발

김덕원·남기창*·김영주**·이승종**

연세대학교 의과대학 의용공학교실, *연세대학교 생체공학 협동과정, **연세대학교 치과대학 보존학교실
(1998년 10월 12일 접수, 1998년 12월 7일 채택)

Development of a Frequency Dependent Type Apex Locator with Automatic Compensation

D.W. Kim, K.C. Nam*, Y.J. Kim and S.J. Lee**

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Yonsei University

*Graduate Program in Biomedical Engineering, Yonsei University

**Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Yonsei University

(Received October 12, 1998, Accepted December 7, 1998)

요 약 : 근관장 측정기 중 주파수 의존형이 다른 방법보다 정확도도 높고 사용이 간편한 것으로 평가되고 있다. 그러나 주파수 의존형 또한 실제 임상 사용시 근관내의 전해질 유무에 영향을 받는다. 본 연구에서는 전해질의 영향을 최소화한 자동 보정 주파수 의존형 전자 근관장 측정기를 개발하였다. 또한 500Hz와 10kHz가 임피던스 측정을 위해 사용되는 교류신호로써 측정오차를 최소화하는 최적 주파수임을 상품화된 제품의 주파수(400Hz, 8kHz)와 비교하여 확인하였으며, 신호의 파형에 따른 통계적 유의성은 없었다($p > 0.05$). 두 신호의 임피던스 비는 파일의 근관 내의 위치를 알려주고, 본 연구에서 적용한 두 신호의 전압차는 근관내 용액의 상태를 나타내 준다. 전압차를 이용하여 보정한 결과 측정오차를 H_2O_2 용액에서는 평균 $+0.54mm$ 에서 $+0.18mm$ 로($p < 0.01$), $NaOCl$ 용액에서는 평균 $-0.33mm$ 에서 $-0.01mm$ 로($p < 0.01$) 줄일 수 있었다. 정확도는 허용오차를 $\pm 0.5mm$ 를 기준으로 할 때, H_2O_2 용액에서는 71.1%에서 91.1%로, $NaOCl$ 용액에서는 82.2%에서 100%로 향상시켰다.

Abstract : Among the apex locators, the frequency dependent type is more accurate and convenient to use than others. But the accuracy of the apex locator is still influenced by the presence of various electrolytes used in root canal treatments. In this study, we have developed a frequency dependent electronic apex locator minimizing the influence of the electrolytes on the measurement of root canal lengths. It was also confirmed that two frequencies of 500Hz and 10kHz are optimal for the measuring impedance compare with commercial product used(400Hz and 8kHz) and there were no differences in accuracy among the three different types of the waveforms; sinusoidal, triangular, and rectangular waves($p > 0.05$). Impedance ratio of the two different frequencies represents the position of the file in root canal, and the voltage difference of two signals represents the status of the fluid in the root canal. As a result of compensation using the voltage differences, the errors were decreased on the average from $+0.54mm$ to $+0.18mm$ in H_2O_2 solution ($p < 0.01$), and from $-0.33mm$ to $-0.01mm$ in $NaOCl$ solution($p < 0.01$). The accuracies based on $\pm 0.5mm$, in H_2O_2 and $NaOCl$ solutions were improved with the automatic compensation from 71.1% and 91.1% to 82.2% and 100% respectively.

Key words : Root canal, Endodontic therapy, Impedance, Apex locator, Frequency dependent, Electrolyte compensation

서 론

본 연구는 1998년도 공업기반기술 개발사업(981-75-03)으로 수행되었음.

통신저자 : 김덕원, (120-752) 서울시 서대문구 신촌동 134
연세대학교 의과대학 의용공학교실,
Tel. (02)361-5402, Fax. (02)364-1572

치과에서 근관 길이(근관장)의 정확한 측정은 신경치료를 포함하는 근관치료에 있어서 매우 중요하며 근관치료의 전과정을 걸쳐서 가장 어렵고도 중요한 문제이다. 짧게 측정될 경우 남아

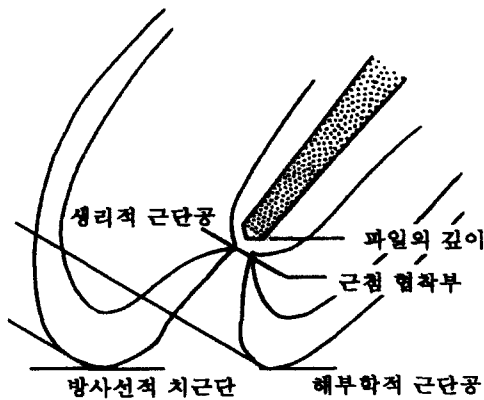


그림 1. 치근단의 구조
Fig. 1. Anatomy of apex

있는 치수 잔사에 의해 염증이 재발될 수 있으며, 길게 측정될 경우 정상조직을 손상시킬 수 있기 때문이다. 근관장의 측정에는 전통적으로 시술자의 촉감이나 방사선 사진을 이용하는 방법이 있으나, 손가락의 촉감은 상당히 불확실하고 방사선 사진은 3차원적인 영상을 2차원으로 표현하기 때문에 만곡이 심한 근관에서는 정확한 측정이 어렵고 오차를 줄이기 위해서는 많은 양의 방사선 노출과 시간을 필요로 한다는 단점이 있다[1,2]. 또 방사선 사진 상에서 치근단을 확인했다 하더라도 이것이 바로 우리가 원하는 상아질-백아질 경계(cemento-dentinal junction, CDJ)인지를 확인하기가 쉽지 않다. 그림 1에서와 같이 상아질-백아질 경계는 해부학적으로 근관의 가장 가는 부위를 형성하여 근원협착부(constriction point)라고도 불리며 근관치료를 행하는 지점은 바로 이 지점이 된다[3,4]. 이 지점은 방사선적 치근단에서 대개 약 1mm 정도로 떨어져 있으며, 연구보고들에 의하면 방사선적 치근단과 해부학적 근단공의 차이는 평균 약 0.5mm인 것으로 알려져 있다. 또 해부학적 근단공과 생리적 근단공의 차이도 약 0.5mm가 된다고 알려져 있다[5].

초기에 Sunada에 의해 개발된 전자 근관장 측정기는 리머(reamer)가 근관을 통해 치근단 치근막에 도달했을 때, 리머와 구강점막(oral mucosa) 간의 전기저항이 환자의 나이, 치아의 모양, 근관의 직경에 관계없이 일정하다는 이론을 바탕으로 전기저항을 이용한 측정방법에 근거를 두고 있다[1]. 전자 근관장 측정기의 개발로 인하여 방사선 촬영을 하기 전에 그림 2와 3과 같은 방법으로 쉽고 빠른 근관장의 근사치 측정을 가능하게 하여 전체 시술시간을 절약했으며 만곡된 근관이나 비정상적인 치근단공을 가진 치아에서도 비교적 정확한 측정이 가능하게 되었다. 그러나 이 방법은 건조한 근관에서는 정확성이 유지되었지만 상대적으로 출혈이나 기타 근관세척제 등의 전해질 용액(conductive fluid)이 있는 상태에서는 짧게 측정되는 단점이 있다[5].

근관 내의 전해질 용액에 의한 영향을 줄이기 위해 여러 가지 방법의 하나인 임피던스 측정법의 경우, 절연 코팅된 프로우브

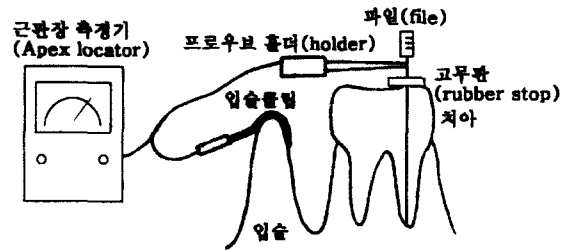


그림 2. 근관장 측정기에 의한 근관장 측정
Fig. 2. Measurement of root canal length using an apex locator

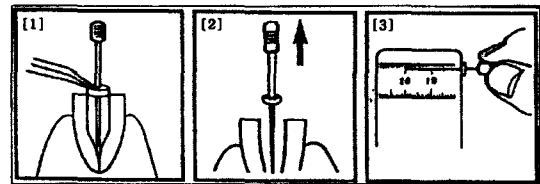


그림 3. 측정과정
Fig. 3. Measurement steps

(probe)를 사용하여 이러한 결점을 보완하였다. 이 방법은 전해질 용액(conductive fluid)이 존재하는 습한 근관에서도 비교적 정확한 측정이 가능함을 보였으나 근관 내에 밀착되어 삽입되는 프로우브의 절연 코팅이 손상되면 저항측정법과 같은 오차를 발생시키는 문제가 제기되었다[5]. 하나의 신호를 이용하여 임피던스를 측정하는 방법을 개선한 것이 두 개의 신호를 이용하는 방법으로서 서로 다른 두 주파수의 교류 신호에 의해 측정된 전압차이를 이용해서 근관의 길이를 측정하는 것이다[6]. 이렇게 함으로써 절연 코팅된 프로우브 없이 전도성이 다른 전해질 용액(conductive fluid)이 존재하는 습한 근관에서도 비교적 정확한 측정이 가능하며, 근관치료시 근관을 청소하고 모양을 만드는데 사용되면서 근관장 측정기의 프로우브로 쓰이는 파일(file)의 크기나 근단공(apical foramen)의 크기에도 비교적 영향을 받지 않게 되었다. 그러나 이 기기의 가장 큰 문제점은 매번 측정하는 근관마다 근관 내 전도성 용액의 성질에 따른 보정(calibration)을 해야 한다는 것이다.

최근에 개발되어 사용되고 있는 두 개의 서로 다른 주파수를 이용한 주파수 의존형은 두 개의 임피던스 값의 차이가 아닌 비율로써 근단공을 찾는 방법이다[7-9]. 이 방법은 어느 용액 내에서도 근관내 위치에 따른 각기 다른 두 주파수의 임피던스 비율은 일정하게 변화하기 때문에 측정시 개개 근관의 보정(calibration) 없이 측정이 가능하다는 이론이다. 그러나 실제로 임상에서 사용할 때에는 근관 내의 내용물에 따라 오차를 보인다[10,11,13].

본 연구에서는 임피던스 비를 이용한 주파수 의존형 근관장 측정기를 바탕으로 전해질용액 간의 발생하는 오차를 최소화하여 근관 내의 어떠한 용액 상태에서도 정확한 근관장을 찾을 수

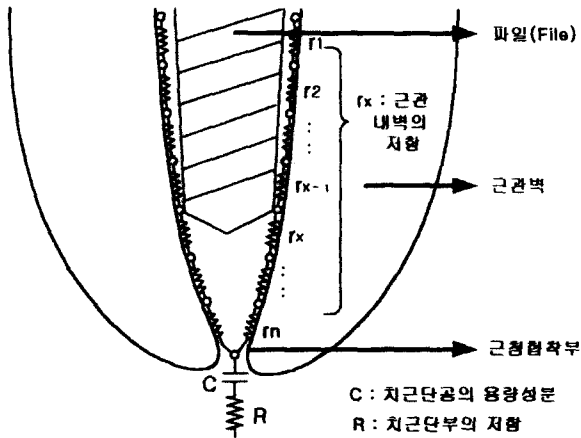


그림 4. 근관의 전기적 모델
Fig. 4. Electrical model of root canal

있도록 하는 기기를 개발하는데 목적이 있다. 또한 다수의 치과 의사들이 신경 치료시에 사용하고 있으나 전량 수입에 의존하고 있는 제품의 상품화 개발에 의의를 두고 있다.

본 론

1. 주파수 의존형 근관장 측정기의 원리

이 방법은 두 개의 서로 다른 주파수의 정전류 신호를 입력으로 하여 얻은 임피던스의 비의 값을 근관내의 위치로 나타낸 것으로, 두 신호의 전해질에 따른 임피던스 변화율이 서로 상쇄되어 영점 조정이 불필요하다는 장점이 있다. 또한 습한 근관에서나 건조한 근관에서나 근관내 파일의 위치에 따른 임피던스 변화율이 같기 때문에 건조한 근관이나 전해질이 있는 습한 근관에서도 측정이 가능하다[7-9].

그림 4와 같이 근관을 가늘고 긴 관으로 볼 때, 근관의 전기적인 등가모델은 근관 내벽을 따라 직렬로 연결된 저항성분과 치근단공(apical foramen)에 존재하는 용량(capacitance)성분으로 표현할 수 있다. 파일이 그림 4와 같이 근관 내벽의 x번째 저항성분에 위치할 경우 임피던스는 그림의 우측부분만을 고려했을 때 다음 식과 같다.

$$Z = \sum_{k=x}^n r_k + R + X_c = \sum_{k=x}^n r_k + R + \frac{1}{j\omega C} \quad (1)$$

따라서 파일(file)이 치근단 방향으로 삽입될수록 임피던스는 감소하며, 용량성분(C)에 의한 임피던스는 $X_c = \frac{1}{j\omega C}$ 이므로 주파수가 클수록 임피던스는 근관의 같은 위치에서 작은 값이 측정된다. 또한, 두 임피던스의 비인 Z_{high} (높은 주파수 신호에 의해 측정된 임피던스) / Z_{low} (낮은 주파수 신호에 의해 측정된 임피던스)를 구하면 1보다 작은 값을 가지면서 파일을 근관 내에 삽입할수록 감소하게 된다. 그림 4는 근관의 전기적 모델로써 근관 내벽의 저항성분보다 훨씬 큰 값을 가지면서 근관 내벽

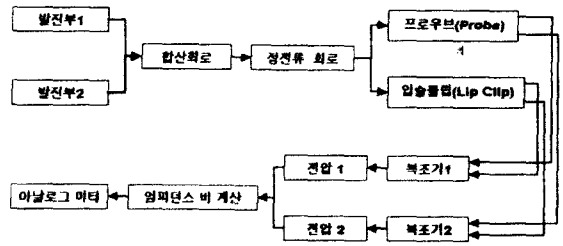


그림 5. 주파수 의존형 근관장 측정기 구성
Fig. 5. Block diagram of frequency dependent type apex locator

의 저항성분에 병렬로 연결된 근관벽 자체의 저항성분을 고려하지 않았다. 그러나 좀더 정확한 모델을 위해서는 근관벽 자체의 저항성분과 용량성분에 의한 임피던스 성분을 고려하여야 한다.

이러한 성질에 의해서 두 신호의 차이를 이용하는 경우에는 근관 내의 용액에 따라 다음과 같이 오차가 발생하여 측정하는 근관마다 영점 조정이 필요한 것이다[9].

$$\begin{aligned} \text{측정값} &= 1 \times (Z_{low} - Z_{high}) : \text{물} \\ &= K_1 \times (Z_{low} - Z_{high}) : \text{혈액} \\ &= K_2 \times (Z_{low} - Z_{high}) : \text{차아염소산 나트륨} \end{aligned} \quad (2)$$

K_1, K_2 : 전해질 용액에 따른 비례상수

그러나 다음 식과 같이 임피던스 비를 이용하면 이러한 용액에 따른 영향을 줄이고 치근단에서의 일정한 값을 유지할 수 있게 된다[7,9].

$$\frac{Z_{high}}{Z_{low}} = \frac{1 \times Z_{high}}{1 \times Z_{low}} = \frac{k_1 \times Z_{high}}{k_1 \times Z_{low}} = \frac{k_2 \times Z_{high}}{k_2 \times Z_{low}} = \text{constant} \quad (3)$$

2. 주파수 의존형 근관장 측정기의 구성

주파수 의존형 근관장 측정기는 그림 5와 같이 구성하였다. 두 개의 발전회로에서 서로 다른 두 주파수의 정전류를 발생시켰으며, 정전류의 발생은 측정 시의 신호에 사용 될 파형의 종류에 대한 영향에 대한 평가를 고려해서 전용 함수발생기(function generator) IC인 ICL8038(Intersil)을 사용하였다. 이 두 발전부에서 나온 신호는 더해져서 정전류 회로를 거친 후 입술클립(lip clip)과 파일(file)을 잡고 있는 프로우브(probe)를 통해 근관 내에서 구강점막 간에 흐르게 되는데 이로써 얻게 되는 변조신호를 복조기를 통해 분리하여 각각의 신호에 대한 전압의 변화를 측정하게 된다. 정전류회로를 통해 얻은 두 전압의 비는 임피던스의 비와 같다고 볼 수 있다. 측정된 전압의 비는 아날로그 디바이더(analog divider)인 MPY100(Burr-Brown)으로 계산한 후 아날로그 미터로 10배 한 값이 표시된다. 본 측정기에서는 환자의 전기 자극을 피하기 위해 전류의 세기를 $10\mu A$ 로 최소화하였다. 정전류원은 Howland current generator 기본회로를 이용하여 구성하였으며, 이 때 입력신호의 크기는 $\pm 1Vp$

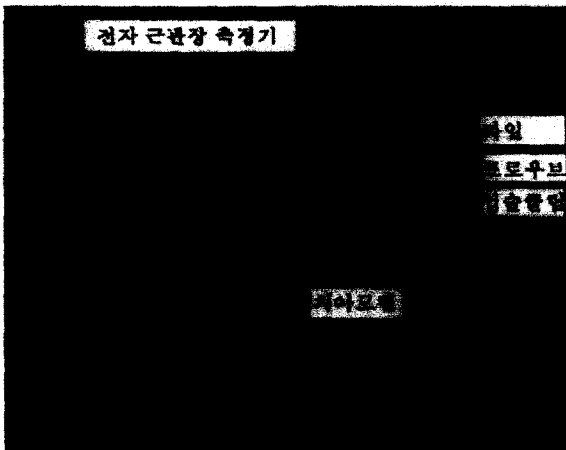


그림 6. 치아모델을 이용한 실험
Fig. 6. Experiment using a human extracted tooth model

로 제한하고 저항 값을 100kΩ으로 고정하여 파일을 통하여 흐르는 전류의 세기가 10μA 이내가 되도록 하였다[14].

3. 실험장치 구성 및 방법

(1) 치아모델에서의 근관장 측정방법

우선 기준값을 알기 위하여 각각의 근관에 대하여 K-type 파일을 이용하여 해부학적 근단공까지 파일의 끝이 위치하는 것을 확인하여 그림 3의 과정대로 측정하고 생리적 근단공의 위치를 고려하여 0.5mm를 뺀 값을 기록하였다. 그림 6과 같이 제작된 치아모델에 입술클립을 연결하고 프로우브 홀더로 K-type 파일을 잡고 서서히 근관에 삽입하였다. 출력 미터의 눈금이 6을 가리키는 지점에서 파일을 멈추고 고무판(rubber stop)으로 위치를 조정한 다음 파일을 빼내 그림 3의 과정으로 측정기로 측정된 결과를 기록하였다. 오차는 '측정값-기준값'으로 하여 '+'가 되는 경우는 길게 측정된 경우이며, '-'는 짧게 측정되는 경우이다. 또한 임상에서의 오차 허용범위인 ±0.5mm를 기준으로 측정의 성공여부를 판단하여 성공률을 백분율(%)로 계산하였다.

(2) 두 주파수에 의한 영향

이 실험은 사용하는 주파수의 선택이 측정에 미치는 영향을 보기 위함이다. 그림 6의 측정기에서 파형발생기의 주파수를 각기 다르게 설정하여 측정한 후 결과를 비교하고, 여기에서 선택된 주파수를 프로토타입에 적용하였다. 실험에 사용된 치아모델은 발치된 치아를 아크릴 통에 고정시키고 그 안은 거즈(gauze)로 채운 후 다시 생리 식염수(saline)로 채운 것이다[12,13].

(3) 근관 내의 세척액 (irrigation fluid)에 의한 영향

주파수 의존형 근관장 측정기는 두 임피던스의 변화가 용액에 따라 같기 때문에 임피던스 비는 변화가 없게 된다. 즉, 영점조정 없이 근관내 전해질의 영향 없이 측정이 가능하다. 이러한 점을 세 가지 용액인 생리 식염수(saline), H₂O₂, NaOCl 용액에 대해서 확인하였다. 여기서 H₂O₂는 생리식염수보다 전도성이 낮

표 1. 11개 치근단에서의 임피던스 비
Table 1. Impedance ratio at apex

n=11	선택 주파수	치근단에서의 평균 임피던스 비 (×10)
1	300Hz / 5kHz	6.01
2	400Hz / 8kHz	5.08
3	500Hz / 10kHz	6.51

은 용액이고 NaOCl은 전도성이 높은 용액이다. 우선 생리 식염수에서 측정을 마친 후 아크릴 통의 절반은 생리식염수로 적신 거즈를 채우고 그 위를 H₂O₂ 또는 NaOCl 용액으로 적신 거즈로 채우고 근관을 H₂O₂ 또는 NaOCl 용액으로 세척한 후 측정하였다.

(4) 입력신호 파형에 의한 영향

일반적으로 임피던스 측정을 이용한 근관장 측정기에서 사용하고 있는 교류신호의 파형은 정현파나 구형파를 사용하고 있다. 본 연구에서는 입력 신호의 파형에 따라 측정 결과에 어떠한 영향을 주는지 확인하기 위하여 발진부에서 500Hz와 10kHz 신호의 파형을 각각 정현파, 구형파, 삼각파로 했을 때 6개의 근관에 대해서 측정하였다. 또한 모든 파형에 대해서 세척액별(생리 식염수, H₂O₂, NaOCl)로도 측정하였다.

(5) 두 신호의 전압차이 측정

이 실험은 제작된 프로토타입에서 근관내 세척액에 의한 오차를 줄이기 위한 것이다. 두 신호의 전압차이는 용액의 전도성에 따라 달라지므로 이 방법은 측정할 때마다 영점 조정이 필요하다. 즉, 전압차 방법은 전도성이 낮은 용액(H₂O₂)에서는 전압차가 생리 식염수에서 보다 작고, 전도성이 높은 용액(NaOCl)에서는 생리 식염수 보다 큰 값을 나타낼 것이다.

본 연구에서는 임피던스 비를 이용한 측정법이 용액의 전도성에 영향을 받지 않고 측정이 가능하다고 알려져 있으나 실제 근관 내부의 전도상태를 명확히 구분 짓기가 어렵고 근관의 구조나 상태도 측정에 영향을 줄 수 있다 생각하여 전압차이 값을 적용해 오차를 줄였다.

결과 및 고찰

1. 두 주파수에 의한 영향

치아모델 측정을 위하여 우선 치근단에서의 임피던스 비의 값이 필요하므로, 7개의 치아의 11개 근관을 대상으로 치근단부의 ±2mm 깊이에서 0.5mm 간격으로 임피던스 비를 측정하여 평균을 구하였다(표 1, 그림 7). 이 때 사용한 주파수는 Root ZX (Morita)에서 사용하는 400Hz/8kHz를 기준으로 낮은 주파수 신호로 300Hz와 500Hz를, 높은 주파수 신호로 5kHz와 10kHz를 선택하여 비교 실험하였다. 그림 7은 근관 내에서 파일의 위치에 따른 세 쌍의 임피던스 비의 변화를 각각 보여주고 있다.

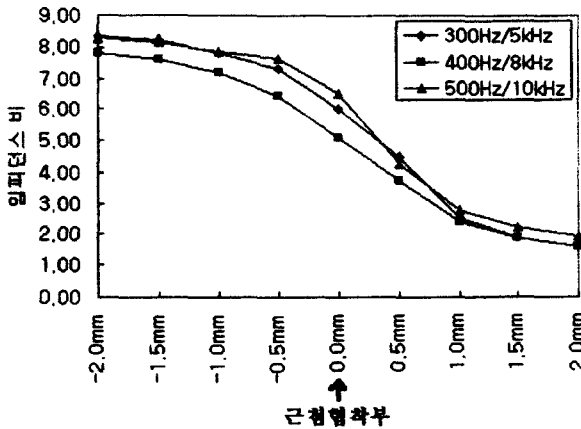


그림 7. 300Hz/5kHz, 400Hz/8kHz, 500Hz/10kHz를 사용할 때 임피던스 비의 변화

Fig. 7. Impedance ratios from the three different kinds of signals : 300Hz/5kHz, 400Hz/8kHz, 500Hz/10kHz

표 2. 3가지 선택주파수에 따른 측정오차

Table 2. Measured errors due to the three different kinds of frequencies

n=55	선택 주파수	오차 거리(mm) 평균±표준편차
1	300Hz / 5kHz	0 ± 0.23
2	400Hz / 8kHz	-0.12 ± 0.22
3	500Hz / 10kHz	-0.07 ± 0.18

가로축의 '-부호에서 '+방향으로 파일을 진행시켰으며 '0'은 근침협착부이다.

측정기의 미터에 표시되는 임피던스 비는 두 신호가 복조기를 거쳐서 옵셋조정과 증폭단계를 거친 전압값으로 측정되기 때문에 실제 임피던스 측정기로 근관의 임피던스를 직접 측정한 값과 차이가 생길 수 있다[12]. 그러나 치근단 부근에서 임피던스

비가 일정하게 나오는 것이 중요하며, 앞으로의 측정 실험에서는 이 중 한 쌍의 신호를 선택해서 그에 해당하는 치근단 부근에서의 비 값을 바탕으로 실험을 하였다.

표 2는 세 쌍의 주파수를 사용하여 11개의 근관을 5회 반복 측정하였을 때 얻은 오차이다. 본 연구에서 오차로 표시된 부분은 측정된 거리에서 실제거리를 뺀 값이다. 여기서 실제 길이란 근침협착부까지의 거리를 고려해서 발치된 치아의 해부학적 근단까지의 거리를 측정하고 그 값에서 0.5mm를 뺀 값이다. '-부호는 근침협착부보다 짧게 측정된 결과이고, '+부호는 길게 측정된 것을 나타낸다. 이 세 가지 경우에 모두 우수한 결과를 나타냈으며 특정한 주파수 선택에 있어서 차이는 없었다. 측정에 필요한 관심영역은 근침협착부이 ±0.5mm 영역이므로 그림 7에서 볼 때 이 부근에서 변화가 뚜렷할 수록 측정에 용이하다. 결과적으로 임피던스 비의 곡선에서 주파수 차이가 클수록 치근단 지점에서 기울기가 커져서 임피던스비가 가리키는 길이의 정확도를 높일 수 있기 때문에 표 2의 결과에서 오차와 편차가 적은 500Hz와 10kHz를 선정하여 프로토타입에 채택하였다. 임피던스 비를 가리키는 측정기의 눈금이 6이 되면 근침협착부를 가리키도록 조정하였다[12].

2. 근관 내의 세척액 (irrigation fluid)에 의한 영향

주파수 의존형 근관장 측정기는 두 임피던스의 변화가 용액에 따라 같기 때문에 임피던스 비는 변화가 없다는 것이 기본이론이다. 그러나 표 3에서는 발치된 9개의 치아의 21개 근관에 대해서 생리 식염수(saline)에서는 3회, H₂O₂에서 3회, NaOCl에서는 2회 측정한 결과, 생리 식염수에서는 오차가 0.06±0.135mm, H₂O₂에서는 0.41±0.201mm, NaOCl에서는 -0.25±0.271mm의 오차를 보여 임상적인 허용범위(±0.5mm)를 벗어날 수도 있음을 보였다. 전체 결과에 대한 데이터를 반복 측정한 회수만큼 평균을 내어 각각의 용액에서 21개의 자료를 사용하여 MS-EXCEL 7.0을 이용하여 ANOVA 일원분류법으로 검증한 결과 세 실험

표 3. 근관내 세척액에 따른 측정 오차

Table 3. Errors due to the various solutions inside the canal

용 액	Saline (n=21)		H ₂ O ₂ (n=21)		NaOCl (n=21)	
	평균(mm)	표준편차	평균(mm)	표준편차	평균(mm)	표준편차
결 과	0.07*	0.14	0.42*	0.20	-0.25*	0.27

*세 실험군이 모두 유의차를 보임(p<0.01)

표 4. 입력 파형에 따른 측정결과 (n=12)

Table 4. Errors due to the different wave types

용 액	Saline		H ₂ O ₂		NaOCl	
	평균(mm)	표준편차	평균(mm)	표준편차	평균(mm)	표준편차
정현파	0.00	0.00	0.25	0.23	-0.36	0.21
구형파	-0.02	0.06	0.23	0.17	-0.30	0.13
삼각파	0.09	0.20	0.25	0.12	-0.23	0.29



그림 8. 전압차와 오차와의 관계 분포
Fig. 8. Distributions of voltage difference versus error for the three solutions

표 5. 각각의 용액에 따른 측정 전압과 오차
Table 5. Measured voltages and errors for the different solutions

		$V_L - V_H$ (V)	오 차 (mm)
Saline (n=45)	평 균	2.27	0.01
	표준편차	0.73	0.20
H_2O_2 (n=45)	평 균	5.26	0.54
	표준편차	1.32	0.33
NaOCl (n=45)	평 균	1.05	-0.33
	표준편차	0.66	0.37

군 모두 p값이 0.01보다 작아 각각의 용액에 따른 영향을 받는 것으로 나타났다[13].

3. 입력신호의 파형을 정현파, 구형파, 삼각파로 바꾸어서 측정한 결과

표 4는 발진부에서 500Hz와 10kHz 신호의 파형을 각각 정현파, 구형파, 삼각파로 했을 때 12개의 근관에 대해서 측정된 결과는 정현파를 입력으로 하고 근관 내 용액이 생리 식염수일 경우의 길이를 기준으로 하여 상대적인 길이의 오차를 구한 것이다.

전체적으로 앞의 실험과 같이 H_2O_2 에서는 길게, NaOCl에서는 짧게 측정되는 경향이 있으나 파형이 바뀌어도 정현파와 비교해 큰 차이가 없었다. 용액변화와 파형의 변화에 의한 전체 측정길이 결과에 대하여 ANOVA 이원분류법으로 유의 수준 0.05로 검증한 결과 파형에 의한 영향은 없었다($p > 0.05$).

4. 두 신호의 전압차이 측정과 오차와의 관계

표 5와 그림 7은 각각의 용액에 따라 측정을 하였을 때(23개의 발치된 치아에서 45개의 근관에 대해서 각 용액별 2회 측

정), 10kHz 신호에 의해 측정된 전압값(V_H)과 500Hz 신호에 의해 측정된 전압값(V_L)의 차와 그 때의 측정오차를 기록한 결과이다. 각각의 측정 전압은 용액의 전도성에 따라 변하게 되는데 측정된 전압의 분포로 용액의 상태를 구분하기보다는 편차가 적은 두 전압의 차이를 오차와의 관계에 이용하였다. 그림 7에 나타난 결과를 보면 생리 식염수를 기준으로 전도성이 낮은 용액에서 전압차가 크게 나타나고, 전도성이 큰 용액에서 전압차가 작게 나타난다. 여기서 측정된 전압의 크기와 그 차는 신호의 증폭도에 따라 달라질 수 있다.

5. 전압차를 이용한 결과 보정

임피던스 비를 이용한 방법은 생리 식염수에서는 정확한 측정이 가능하나 H_2O_2 나 NaOCl에서는 근관장이 각각 길거나 짧게 측정되는 경향이 있음을 보였다[10,13]. 또한 그림 8에서 보듯이 생리 식염수에서는(전압차의 범위가 1.0V에서 4.0V) 보정하지 않더라도 거의 허용오차 범위(근점협착부에서 $\pm 0.5mm$)에 들어갔다. H_2O_2 의 경우 4.0V 이상의 범위에서 허용오차를 벗어나 길게 측정되는 경향이 있었고, NaOCl의 경우 1.0V 이하에서 허용오차를 벗어나 짧게 측정됨을 보였다[13]. 따라서 전압차를 측정하여 1.0V에서 4.0V이면 생리 식염수의 환경과 비슷하다 보아 보정을 하지 않고 1.0V 이하에서는 보정하기 전보다 길게 측정되도록, 4.0V 이상에서는 보정하기 전보다 짧게 측정되도록 보정회로를 첨가하였다.

생리 식염수에서 근점협착부에서 임피던스 비의 값을 Q_s 라고 했을 때, 길게 측정되는 H_2O_2 에서의 임피던스 비 Q_H 는 실제 근점협착부에서 비가 Q_s 보다 큰 값이므로 H_2O_2 의 영향을 많이 받은 조건일 때는 비값을 임의로 1.5 정도 감해서 출력시키고, 짧게 측정되는 NaOCl의 임피던스 비 Q_N 는 실제 근점협착부에서 비가 Q_s 보다 작은 값이 될 것이므로 NaOCl의 영향을 많이 받은 조건일 때는 임피던스 비를 임의로 1.5 정도 가해서 출력시켰다. 따라서, 생리 식염수에서의 전압차가 분포하는 1.0V에서 4.0V일 때는 생리 식염수에서의와 같은 조건으로 보고 보정신호가 발생하지 않으며, 1.0V 이하는 전도성이 큰 상태이거나 매우 습한 상태로 보아 출력 임피던스 비에 1.5를 더해주어서 7.5이 되게 하였다. 임피던스 비가 6.0을 가리키는 지점으로 파일을 더 삽입시켜 짧게 측정되는 것을 줄이고자 하였고, 4.0V 이상에서는 전도성이 작은 상태이거나 매우 건조한 상태로 보아 출력 비에 1.5를 감해서 4.5가 되게 하여 임피던스비가 6.0이 되기 위해서는 파일을 덜 삽입시켜야 하므로 길게 측정되는 것을 줄이고자 하였다.

이 보정회로의 구성은 그림 9와 같다[13]. 500Hz에 의한 전압(V_L)과 10kHz에 의한 전압(V_H)을 측정하여 나눗셈 연산 IC(MPY100)에 의해 두 신호의 비를 구하고, 두 신호를 차동입력으로 하여 전압차($V_L - V_H$)를 동시에 얻는다. 전압차는 1.0V와 4.0V를 기준으로 하는 비교기의 입력이 되어 입력의 영역에 따른 출력 보정값을 0이나 $\pm 1.5V$ 가 되게 한다. 이러한 두 신호의

표 6. 임피던스 비를 이용한 측정법에 전압차이 값으로 보정한 결과
Table 6. Measured errors after compensation by voltage difference

	Saline		H ₂ O ₂		NaOCl	
	보정전	보정후	보정전	보정후	보정전	보정후
평균오차(mm)	0.01		0.54	0.18*	-0.33	-0.01*
표준편차	0.20		0.33	0.32	0.37	0.20
정확도(%)	100	기준값	71.1	91.1	82.2	100

*H₂O₂와 NaOCl에서 보정전과 후에 유의차 있음(p<0.01).

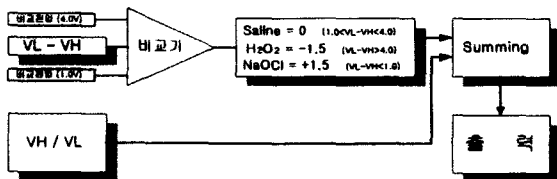


그림 9. 보정회로
Fig. 9. Block diagram of the compensation circuit

전압차에 따른 보정값을 신호의 비와 합하여 출력함으로써 자동 보정되도록 하였다.

미터로 출력되는 임피던스 비에 보정하게 되는 신호를 1.5로 선정한 이유는 근관장의 측정의 성공이 근침협착부에서 ±0.5mm 이내에만 해당되고 또한 보정값이 너무 과하면 허용범위를 넘을 수도 있기 때문에 그림 7의 결과에서 근침협착부에서 ±0.5mm 범위가 임피던스 비로는 ±1.0 정도인 점을 참조하여 이전의 ±0.8를 적용한 실험보다 나은 보정결과를 기대하기 위해서 이다 [13]. 여기서 임피던스 비인 Q_H와 Q_L에 가감하게 되는 값은 모든 근관에 대하여 임피던스 비와 근관내의 거리가 선형적으로 정확히 일치하지 않기 때문에 모든 조건에 만족시켜 보정할 수 없으나, 오차를 많이 벗어나는 값들에 대해서만 작동하도록 우선적으로 적용한 것이다.

이렇게 구성된 회로를 추가하여 세 가지 용액에 대한 실험을 하여 표 6에서와 같이 향상된 결과를 얻었다. 이때 실험한 근관은 각각의 용액군에서 45개 씩이다. 정확도는 파일의 끝이 근침협착부의 ±0.5mm이내의 범위에 있을 때를 유효하다고 보고 측정길이와의 오차가 그 이내에 들어왔을 때로 본 것이다. 임상적인 허용범위인 ±0.5mm를 적용하여 정확도를 백분율로 계산한 결과 전체적으로 모든 용액에 대하여 84.4%이었던 것이 전압차를 이용하여 자동보정되는 회로를 추가하여 측정된 결과 정확도가 97.0%로 향상되었다. 측정길이에 대한 H₂O₂와 NaOCl에서의 보정전과 보정후의 결과를 Paired T-test를 이용하여 검정한 결과, 각각 p값이 0.01보다 작아 유의차를 보였다.

결 론

본 연구 결과에 의해 개발된 자동 보정 주파수 의존형 근관장 측정기는 다음의 특징을 갖는다.

1. 최적의 주파수인 500Hz와 10kHz의 정현파 신호에 의한 임피던스의 비를 이용하여 근관내 위치를 결정하므로 근관내 전해질 용액의 영향을 최소화하였다.
2. 입력신호의 파형(정현파, 구형파, 삼각파)에 의한 영향은 거의 받지 않았다(p>0.05).
3. 임피던스를 나타내는 전압을 측정하였을 때 그 전압차가 근관내의 전해질의 상태를 나타낸다는 점을 이용하여 임피던스 비를 이용하는 측정법에 자동적으로 근관상태를 보정하여 오차를 줄이는 방법을 시도하였다. 이것으로 근관내 전해질의 상태를 인지할 수 있었으며 이를 근거로 자동 보정 하여 치야모델에 대하여 실험한 결과, 측정 오차를 줄이고 모든 용액에 대하여 정확 도를 평균 84.4%에서 97.0%로 높일 수 있었다.

참 고 문 헌

1. I. Sunada, "New Method for Measuring the Length of the Root Canal", J.D.Res., pp.375-387, March-April, 1962.
2. N. J. McDonald, "The electronic Determination of Working Length", Dental Clinics of North America, vol.36, No.2, pp.293-307, April, 1992.
3. 윤수한 외 다수, 근관치료학, 서울, 의서출판, pp. 2-4, 247-250, 1996.
4. 이승중, 도해로 보는 근관치료 아틀라스, 서울, 신흥인터내셔널, 1997.
5. N. J. McDonald and E. J. Hovland, "An Evaluation of the Apex Locater Endocater", Journal of Endodontics, vol.16, No.1, pp. 5-8, January, 1990.
6. T. Saito and Y. Yamashita, "Electronic Determination of Root Canal Length By Newly Developed Measuring Device", Dentistry in Japan, vol. 27, pp.65-72, Dec., 1990.
7. C. Kobayashi and H. Suda, "New Electronic Canal Measuring Device Based On the Ratio Method", Journal of Endodontics, vol.20, No.3, pp. 111-114, March, 1994.
8. C. Kobayashi and H. Suda, "A Basic Study on the Electronic Root Canal Length Measurement. Part 2. Measurement using Impedance Analyzer", Jap. J. Conserv. Dent., vol.34, pp. 1208-1221, 1991.

9. C. Kobayashi and H. Suda, "A Basic Study on the Electronic Root Canal Length Measurement. Part 3. Newly Designed Electronic Root Canal Length Measuring Device using Division Method", Jap. J. Conserv. Dent., vol.34, pp. 1442-1448, 1991.
10. 이승종, "전자 근관장 측정기 사용에 있어서 근관세척제의 사용이 측정에 미치는 영향 연구", 대한치과보존학회지, 15권 2호, pp. 6-12, 1990
11. 박주현, 노병덕, 이승종, "주파수 의존형 전자 근관장 측정기의 정확도에 관한 연구", 대한치과보존학회지, 21권, 1호, pp. 150-160, 1996
12. 남기창, 김덕원, 이승종, "주파수 의존형 전자 근관장 검출기 개발을 위한 최적 주파수 선택에 관한 연구", 대한의용생체공학회 춘계학술대회, vol.19, No. 1, pp.316-317, 1997.
13. 남기창, 김수찬, 김덕원, 이승종, "주파수 의존형 전자 근관장 측정기 개발 및 임피던스차를 이용한 자동보정에 의한 성능향상", 대한의용생체공학회 추계학술대회, vol.19, No. 2, pp.399-402, 1997.
14. B.Riguad, L.P. Morucci, "Bioelectrical Impedance Techniques in Medicine", Critical reviews in Biomedical Engineering, vol.24, pp.467-597, 1996.