주파수의존형 전자근관장측정기의 개발과 정확도에 관한 연구 ; 전압차 자동보정형

연세대학교 치과대학 치과보존학 교실

이승종* · 김덕원** · 남기창**

Abstract

DEVELOPMENT OF NEW FREQUENCY-DEPENDENT TYPE APEX LOCTOR ; VOLTAGE DIFFERENCE COMPENSATING TYPE

Seung-Jong Lee*, DDS, PhD, Deok-Won Kim**, PhD, Ki-Chang Nam**, BS

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

*Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Yonsei University***

The purpose of this study was to develop an accurate frequency-dependent type apex locator. To compensate the impedence differences of different canal contents, voltage differences were pre-measured and stored for saline, HOsb1/$2O_2$ and NaOCl. The circuit was adjusted to recognize the different voltages of each solution, thereby the machine could automatically compensate the voltage differences. In the process of this study, the following informations were observed.

1. Most stable apical reading was obtained at 500Hz and 10kHz.
2. There were no differences in accuracy among three different frequency types, sign wave, triangular wave and rectangular wave($p>0.05$).
3. Before the compensation of voltage differences, saline, H2O2 and NaOCl showed different readings at the apex even with the frequency-type($p<0.05$).
4. After compensating the voltage difference, the accuracy was enhanced from +0.42 to +0.32 in H2O2($p<0.05$), from −0.34 to −0.12 in NaOCl($p<0.05$).

Key words : apex locator, frequency-dependent, voltage difference

본 연구는 1996년도 한국과학재단 산학협동연구지원비(96−2−16−04−01−1)로 수행되었음.

Ⅰ. 연구배경

근관의 길이를 측정하는 방법에는 전통적으로 방사선적 촬영방법이 있으나 이 방법은 3차원적인 영상을 2차원으로 표현하기 때문에 만곡이 심한 근관에서의 정확한 측정이 어렵다[3]. 초기에 Sunada에 의해 개발된 전자근관장측정기는 reamer가 근관을 통해 치근단치근막에 도달했을 때, reamer와 구강점막 간의 전기저항이 환자의 나이, 치아의 모양, 근관의 직경에 관계없이 일정하다는 이론을 바탕으로 전기저항을 이용한 측정방법을 제시하였다[1,3]. 이것으로써 방사선 촬영을 하기 전에 근사치 측정을 가능하게 하여 전체 시술시간을 절약했으며 만곡된 근관이나 비정상적인 치근단공을 가진 치아에서도 비교적 정확한 측정이 가능하게 되었다. 그러나 이 방법은 상대적으로 건조한 근관에서는 정확성이 유지 되었지만 출혈이나 기타 근관세척제 등의 전해질 용액(conductive fluid)이 있는 상태에서는 짧게 측정되는 경향이 있었다.

이후 근관내 전해질 용액 존재 시에도 측정을 가능하게 하기 위해서 여러 가지 방법이 개발되어 왔는데, Endocater의 경우는 절연 코팅된 probe를 사용하여 이러한 결점을 보완하였다[2]. 이 방법은 전해질 용액(conductive fluid)이 존재하는 습한 근관에서도 비교적 정확한 측정이 가능함을 보였으나 probe의 절연 코팅이 손상되면 측정이 달라지는 문제를 제기하였다. 임피던스(impedance)를 이용한 측정 방법 중에서 그 다음에 상품화 된 Apit는 서로 다른 두 신호의 차이를 이용해서 근관의 길이를 측정하는 것이다[6]. 이 기기의 특징은 종전의 단일 주파수신호가 지정된 저항의 절대값만을 읽던 것으로부터 두 개의 다른 주파수신호간의 임피던스차이를 이용한다는데에 있다. 이러하게 함으로써 전도성이 다른 전해질 용액(conductive fluid)이 존재하는 습한 근관에서도 비교적 정확한 측정이 가능하며 파일(file)의 크기나 근단공(apical foramen)의 크기에도 비교적 영향을 받지 않게된다. 그러나 이 기기의 다른 문제점은 매번 측정하는 근관마다 근관내 용액의 임피던스에 따른 보정(calibration)을 해야 한다는 것이다.

최근에 개발되어 사용되고 있는 Root ZX는 같은 주파수 의존형이지만 두 개의 주파수 신호에서 얻은 두 개의 임피던스 값의 차이가 아닌 비율로써 근단공을 찾는 방법이다[4]. 이 방법은 어느 용액 내에서도 임피던스 차이의 비율은 일정하기 때문에 측정시 개개 근관의 보정(calibration) 없이 측정이 가능하다는 이론이다[8,9,10]. 그러나 실제로 임상에서 사용할 때에는 근관내의 내용물에 따라 약간의 오차를 보인다.

본 연구에서는 전해질용액 간의 발생되는 임피던스비율의 차이를 최소화하여 어떠한 용액 상태에서도 정확한 근단공을 찾을수 있도록 하는 기기를 개발하는데 목적이 있다.

Ⅱ. 연구내용

(1) 주파수 의존형 근관장측정기의 원리

이 방법은 두 개의 서로 다른 주파수의 신호를 입력으로 하여 얻은 임피던스의 비의 값을 근관내의 위치로 나타낸 것으로 영점 조정이 불필요하다는 장점이 있다[8,10]. 또한 건조한 근관이나 전해질이 있는 습한 근관에서도 측정이 가능한 이유는 습한 근관에서나 건조한 근관에서나 임피던스 변화율이 같기 때문이다[8,9].

건조한 근관에서의 임피던스에 다음의 상수를 곱하면 습한 근관에서의 임피던스가 된다.

C : 전해질에 따른 계수

물(water)	=1
혈액(Blood)	=2/3
차아염소산나트륨(Sodium Hypochlolite)	=1/2

Z_{low} : 낮은 주파수 신호의 임피던스(impedance of low frequency signal)

Z_{high} : 높은 주파수 신호의 임피던스 (impedance of high frequency signal)

이 때, 근관내의 임피던스는 근관을 가늘고 긴 관으로 보고 치근단공에서 캐패시턴스(capa-

citance)가 존재하여 생기기 때문에 파일(file)이 치근단 방향으로 삽입될수록 임피던스는 감소하며, C에 의한 임피던스는 $Xc=\frac{1}{j\omega C}$ 이므로 주파수가 클수록 임피던스는 감소한다. 따라서 $Z_{high}Z_{low}<1$인 값을 갖게 된다.

이러한 성질에 의해서 두 신호의 차이를 이용하는 경우에는 근관내의 용액에 따라 다음과 같이 오차가 발생하여 영점 조정이 필요한 것이다.

$$\text{측정값}=1\times(Z_{low}-Z_{high}):\text{물}$$
$$=\frac{2}{3}\times(Z_{low}-Z_{high}):\text{혈액}$$
$$=\frac{1}{2}\times(Z_{low}-Z_{high}):\text{차아염소산나트륨}$$

즉, 근관내 용액에 따라 값이 변한다.

그러나 임피던스비를 이용하면 이러한 용액에 따른 영향을 줄이고 일정한 값을 유지할 수 있게된다.

$$\frac{Z_{high}}{Z_{low}}=\frac{1\times Z_{high}}{1\times Z_{low}}=\frac{1/2\times Z_{high}}{2/3\times Z_{low}}=\frac{1/2\times Z_{high}}{1/2\times Z_{low}}$$

(2) 전자근관장측정기의 구성

전자근관장측정기는 그림 1과 같이 이루어진다. 두 개의 발진회로에서 서로 다른 두 주파수의 정현파를 발생시킨다. 정현파의 발생은 Wien-bridge oscillator를 이용해서 정전압 정현파를 얻을 수 있고, 전용 IC를 이용할 수도 있다. 본 연구에서는 처음에 Wien-bridge oscillator를 사용했으나, 나중에 입력 파형에 대한 실험을 해보고자 전용 function generator인 ICL8038(Intersil)로 대치하였다. 이 두 발진부에서 나온 전압의 진폭을 서로 같게 맞추고 summing 회로를 거쳐 두 신호를 더했다. 더해진 두 신호는 정전류 회로를 거치게 되는데 이로써 나중에 얻게 되는 임피던스의 비는 측정하는 전압의 비와 같게 된다고 볼 수 있다. 이렇게 만들어진 신호는 입술 클립(lip clip)과 file을 잡고 있는 probe를 통해 근관 내에서 구강점막간에 흐르게 되고 이때 전압이 측정된다. 측정된 전압의 비는 아날로그 디바이더(analog divider)인 MPY100(Burr-Brown)으로 계산한 후 아날로그 미터로 표시된다. 측정하기 전에 복조기와 디바이더의 출력이 선형성이 유지되어야 하며, 저항을 입력 양단에 연결하였을 때 두 전압의 출력이 같도록 옵셋(offset)과 이득(gain)을 조정하여야 한다.

사용되는 신호에 의해서 구강점막과 치근을 통해서 전류가 흐르게 되는데 생체가 전기회로의 일부분이 될 때에는 다음의 세 가지 현상이 일어날 수 있다. 첫째, 신경이나 근육과 같은

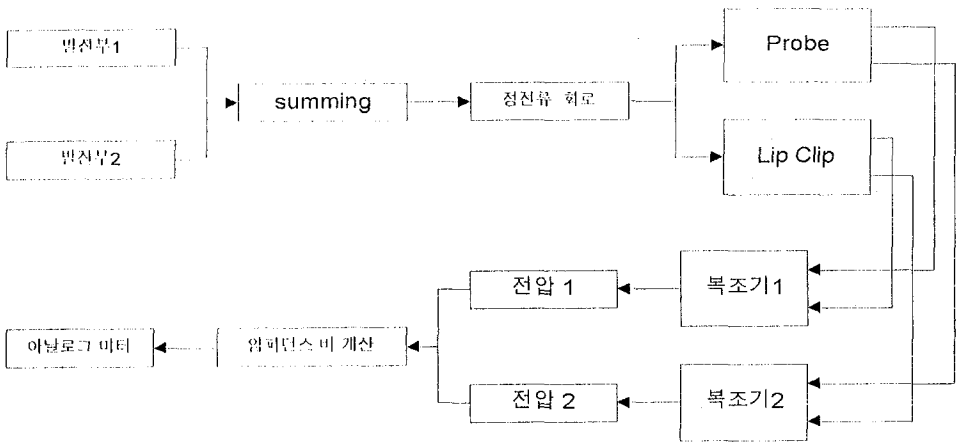

그림 1. 전자근관장측정기의 구성

반응성 조직에서의 전기적인 자극. 둘째, 조직에서의 저항성 발열. 셋째, 전기 화학적인 화상 및 직류 전류와 고전압에 의한 조직의 손상 등이다. 국부전류밀도가 신경을 자극하여 피실험자가 따끔거리는 느낌을 받을 수 있는데 이와 같이 어떤 개인이 감지할 수 있는 최소 전류의 크기를 감지임계전류라고 하며 이러한 감지임계전류의 크기는 개인과 측정조건에 따라서 상당히 큰 차이가 있다. 평균 감지임계전류는 60Hz에서 남자의 경우 1.1mA, 여자의 경우 0.7 mA인 것으로 추정하고 있으며, 최소 감지임계전류는 500μA이다. 또한 ECG 전극에 젤(gel)을 사용하여 피부저항을 감소시킨 경우에 감지임계전류는 30에서 200μA 범위에 들며, 평균 83 μA이다[5]. 참고적으로 감지임계전류 보다 더 강한 전류가 흘러 신경 및 근육이 극히 자극되고 피실험자가 비자발적인 근육의 수축이나 반사적인 움츠림으로 인해 2차적인 신체손상을 입을 수 있으며, 전류가 더욱 증가될 때에는 근육의 비자발적인 수축으로 인해 손을 뗄 수 없는 상태가 되는데 이 상태를 유지하며 인가할 수 있는 최대 전류를 자발탈출전류라고 하며 임계값은 6mA이다. 자발탈출전류는 50－60Hz에서 최소이며 10Hz이하와 수백 Hz이상에서 증가한다[5].

근관장 검출기의 경우 피검자에게 file을 삽입한다는 자체부터 피검자에게 부담을 줄 수 있으며 구강점막의 경우 ECG전극에 젤(gel)을 사용하여 피부저항을 감소시킨 경우보다 저항이 작을 수 있어서 민감하므로 이보다 적은 값의 전류로 제한하여야한다. 초기의 저항측정법에서는 40μA를 인가하였는데 이는 피검자에 따라서 자극을 느낄 수 있는 전류치이다.

전류가 인체 피부에 있는 두 점을 통해 가해졌을 때, 전체 전류의 작은 일부분이 심장을 통해 흐르게 되는데 이와 같이 외부에서 가해진 큰 전류를 매크로쇼크(macroshock)라고 하고, 심장근육에 의료장비가 직접 접촉되어 삽입된 경우에 심장에 전기가 흐를 수 있는 통로를 제공해 준다면 마이크로쇼크(microshock)라고 하는 아주 작은 전류에 의한 심실세동이 있을 수 있다. 마이크로쇼크를 방지하기 위해 공인된 안전전류한도는 10μA이다[5].

따라서 근관장 검출기에서는 마이크로쇼크의 위험성보다 매크로 쇼크에 의한 위험성을 고려하면서 사용될 신호의 전류는 30μA이하로 하여 전기적 자극에 의한 부담을 없애야 하겠고, 본 연구에서는 이러한 점을 충분히 고려하여 10μA이하의 정전류 신호를 사용하였다.

(3) 실험장치 구성 및 방법

실험장치는 앞서 제작된 prototype을 이용하여 발치 된 치아의 모델에 적용하였다. 치아모델은 발치 된 치아를 아크릴 통에 고정시키고 그 안은 거즈(gauze)로 채우고 다시 saline으로 채웠다. 실험방법으로는

① 파일(file) 깊이에 따른 주파수별 임피던스 변화 측정

임의의 발치 된 치아 한 개를 선택해서 RCL meter(Fluke PM6304)를 이용하여 파일 깊이에 따른 주파수별 임피던스값을 측정하고 두 주파수간의 임피던스 비를 계산한다. 이 장비의 신호는 ac 50mVrms이다.

② 임의의 주파수를 선정하여 제작된 prototype으로 치아모델에서 측정

③ 근관내의 세척액 (irrigant fluid)에 의한 영향

주파수의존형 전자근관장측정기는 두 임피던스의 변화가 용액에 따라 같기 때문에 임피

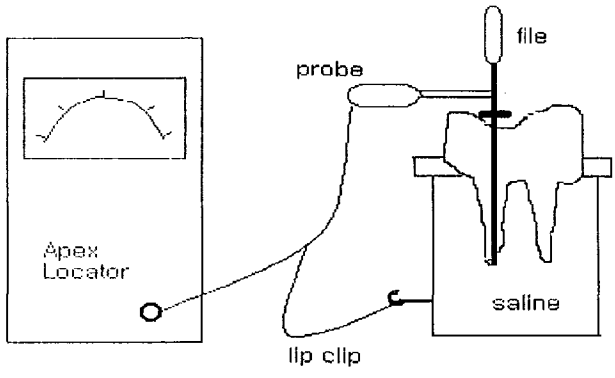

그림 2. 치아모델 근관장 측정

던스 비는 변화가 없게 된다. 즉, 영점조정없이 근관내 전해질의 영향 없이 측정이 가능하다. 이러한 점을 세 가지 용액 Saline, H_2O_2, NaOCl에 대해서 확인하였다. 여기서 H_2O_2는 Saline보다 전도성이 낮은 용액이고 NaOCl은 전도성이 높은 용액이다. 우선 Saline에서 측정을 마친 후 아크릴 통의 절반은 Saline으로 적신 거즈로 채우고 그 위를 H_2O_2 또는 NaOCl로 적신 거즈로 채우고 근관을 H2O2 또는 NaOCl로 세척한 후 측정하였다.

④ ICL8038(INTERSIL)로 구성된 발진부에서 입력신호의 파형을 정현파, 구형파, 삼각파로 바꾸어서 측정하고 H_2O_2와 NaOCl용액에 대해서도 측정 하였다.

⑤ 두 신호의 전압차이 측정 두 신호의 전압차이는 용액의 전도성에 따라 달라지므로 이 방법을 이용한 측정기는 매 측정시마다 영점조정이 필요하다. 즉, 전도성이 낮은 용액(H_2O_2)에서는 saline에서 보다 작은 값을, 전도성이 높은 용액(NaOCl)에서는 saline 보다 큰 값을 나타낼 것이다.

III. 결과 및 고찰

(1) 파일(file) 깊이에 따른 주파수별 임피던스의 변화 측정 결과

파일(file) 깊이에 따른 주파수별 임피던스의 변화 측정의 결과는 표 1과 같은데, 파일이 근관안으로 삽입될수록 파일의 깊이가 깊어지는 방향이며 임피던스가 감소한다. 또한 앞서 설명한 바와 같이 주파수가 낮은 신호일수록 같은 위치에서 임피던스는 상대적으로 주파수가 높은 신호보다 높다. 표 2는 이렇게 얻은 임피던스 값으로 파일(file)깊이에 따른 두 신호간의 임피던스 비의 변화를 계산한 것이며 그림 3에서 보여준다. 주파수 차이가 클수록 임피던스 비의 변화가 커짐을 볼 수 있다.

(2) 임의의 주파수를 선정하여 제작된 prototype으로 치아모델에서 측정 결과

치아모델 측정을 위하여 우선 apex에서의 임피던스 비값이 필요하므로, 7개의 치아의 11

표1. 파일 깊이에 따른 주파수별 임피던스의 변화

	17mm	16mm	15mm	14mm	13mm	12mm	11mm
400Hz	1.50	2.34	3.59	5.83	6.86	7.49	7.62
500Hz	1.36	2.16	3.40	5.70	6.75	7.32	7.50
600Hz	1.26	2.03	3.25	5.58	6.67	7.21	7.34
700Hz	1.18	1.92	3.12	5.49	6.60	7.11	7.28
800Hz	1.11	1.83	3.02	5.41	6.55	7.04	7.23
900Hz	1.06	1.76	2.93	5.33	6.51	6.98	7.20
1000Hz	1.02	1.70	2.86	5.26	6.46	6.92	7.17
2kHz	0.78	1.34	2.39	4.82	6.17	6.64	6.94
3kHz	0.67	1.16	2.14	4.56	6.00	6.47	6.81
4kHz	0.60	1.04	1.98	4.38	5.88	6.35	6.72
5kHz	0.56	0.95	1.86	4.24	5.78	6.25	6.65
6kHz	0.52	0.90	1.77	4.13	5.71	6.18	6.59
7kHz	0.50	0.85	1.71	4.05	5.65	6.12	6.54
8kHz	0.48	0.81	1.65	3.98	5.60	6.07	6.50
9kHz	0.46	0.77	1.60	3.92	5.50	6.02	6.47
10kHz	0.45	0.74	1.56	3.87	5.51	5.98	6.44
11kHz	0.44	0.72	1.53	3.84	5.47	5.96	6.42

표 2. File 깊이에 따른 두 신호간의 임피던스 비의 변화

선 택	File 깊이에 따른 임피던스 비(실측된 근관의 길이=14mm)						
	17mm	16mm	15mm	14mm	13mm	12mm	11mm
10k/5k	0.801	0.782	0.839	0.913	0.953	0.957	0.968
10k/1k	0.438	0.438	0.545	0.736	0.853	0.864	0.898
10k/500	0.329	0.344	0.459	0.679	0.816	0.817	0.859
10k/400	0.298	0.318	0.435	0.664	0.803	0.798	0.845
8k/400	0.319	0.344	0.460	0.683	0.816	0.810	0.853
5k/1k	0.547	0.560	0.650	0.806	0.895	0.903	0.927
5k/400	0.372	0.407	0.518	0.727	0.843	0.834	0.873

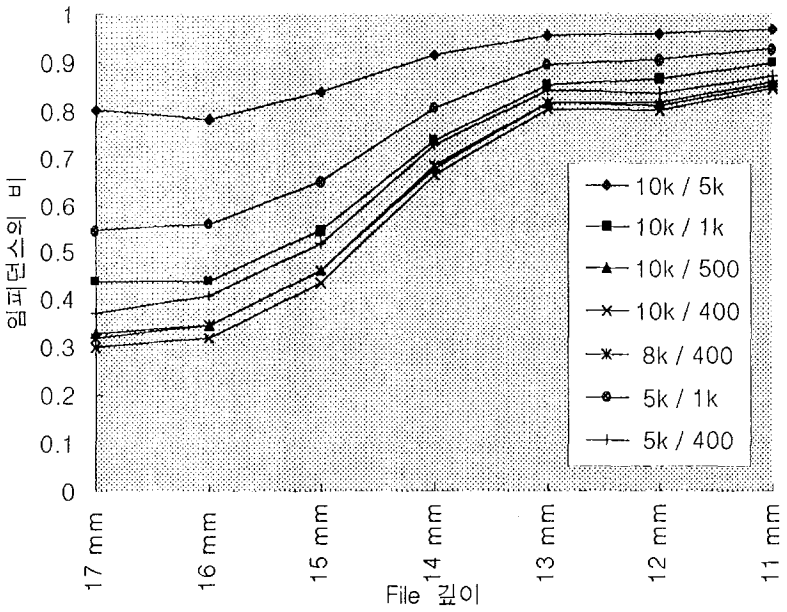

그림 3. 파일(File) 깊이에 따른 두 신호간의 임피던스 비의 변화

개 root를 대상으로 ±2mm 깊이에서 0.5mm 간격으로 임피던스 비를 측정하여 평균을 구하였다(표 3). 이 때 사용되는 주파수는 Root ZX(Morita)에서 사용하는 400Hz/8kHz 외에 임의로 두 가지를 더 실험하였다. 그림 4는 근관내에서 파일의 위치에 따른 세 쌍의 임피던스 변화를 각각 보여주고 있다. 가로축의 '−'부호에서 '+'방향으로 파일을 진행시키며 apex에서 0이라 본다.

그림 4에서 apex에서의 임피던스 비값이 앞서 실험한 임피던스를 직접 측정한 경우와 차이가 날 수 있는데, RCL meter로 임피던스 측정시 주파수가 낮은 신호에서는 측정값 변동이 심해서 생긴 오차일 수도 있고 실제로 근관에서 한군데의 위치가 아니라 연속적으로 0.5mm 단위로 정확히 삽입하는가에 의한 오차가 생길 수 있다. 임피던스비가 변화하는 경향은 RCL meter로 측정한 결과가 옳은 것이며, prototype에서 오차가 생길 수 있는 원인은 두 입력 신호의 크기뿐만 아니라 복조기의 반송신호의 크기를 동일하게 해서 측정하게 되는 두 전압 변화가 일정하도록 조정해주어야 하는데 이

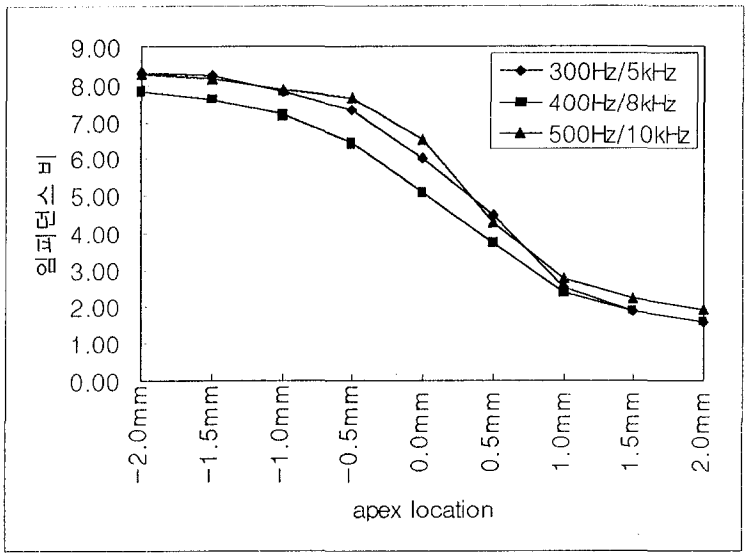

그림 4. 300Hz/5Hz, 400Hz/8Hz, 500Hz/10kHz 사용할 때 파일의 깊이에 따른 임피던스 비의 변화

표 3. apex 에서의 임피던스 비

	선택 주파수	apex에서의 임피던스 비(×10)
1	300Hz/5kHz	6.01
2	400Hz/8kHz	5.08
3	500Hz/10kHz	6.51

표 4. 3가지 선택주파수에 따른 측정결과

	선택 주파수	오차 ¼¢¾	오차거리¼mm 평균± 표준편차
1	300Hz/5kHz	1.052	0± 0.23
2	400Hz/8kHz	1.197	−0.12± 0.22
3	500Hz/10kHz	0.877	−0.07± 0.18

점의 영향이 있을 수 있다. 그러나 apex부근에서 비값이 일정하게 나오는 것이 중요하며, 앞으로의 측정 실험에서는 이 중 한 쌍의 신호를 선택해서 정확한 비 값을 바탕으로 실험을 하였다.

표 4는 세 쌍의 신호를 사용하여 11개의 근관을 5회 반복 측정하였을 때 얻은 오차이다. 여기서 오차로 표시된 부분은 실제 길이와 오차길이와의 백분율을 계산한 것이고, 오차거리는 측정거리에서 실제거리를 뺀 값이다. '−' 부호는 근협착부보다 짧게 측정된 결과이고, '+'부호는 길게 측정된 것을 나타낸다. 결과적으로 이 세 가지 경우에 임피던스 비를 이용한 측정방법이 우수한 결과를 나타내며 특정한 주파수 선택에 있어서 차이는 없겠으나 임피던스 비의 곡선에서 주파수 차이가 클수록 apex지점에서 기울기가 커져서 임피던스비가 가리키는 길이의 정확도를 높일 수 있기 때문에 결과적으로 오차와 편차가 적은 500Hz와 10 kHz를 선정하여 prototype에 채택하였다.

(3) 근관내의 세척액 (irrigant fluid)에 의한 영향

주파수의존형 전자근관장측정기는 두 임피던스의 변화가 용액에 따라 같기 때문에 임피던스 비는 변화가 없다는 것이 기본이론이다. 그러나 발치 된 9개의 치아의 21개 근관에 대해서 saline에서는 3회, H_2O_2에서 3회, NaOCl에서는 2회 측정한 전체 결과, saline에서는 오차가 0.06± 0.135mm, H_2O_2에서는 0.41± 0.201

표 5. 근관내 세척액에 따른 측정 오차 결과

용 액	Saline(n=63)		H_2O_2(n=63)		NaOCl(n=42)	
결 과	평균(mm)	표준편차	평균(mm)	표준편차	평균(mm)	표준편차
	0.06*	0.135	0.41*	0.201	−0.25*	0.271

*세실험군 모두에서 유의차를 보였음($p<0.05$).

표 6. 입력 파형에 따른 측정결과

용 액	Saline		H_2O_2		NaOCl	
파 형	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

* 각 용액에서 파형 간의 차이는 없었으나($p>0.05$) 모든 파형에서 용액 간에는 유의성 있는 차이를 보였다($p<0.05$).

mm, NaOCl에서는 −0.25± 0.271mm으로 나와 실질적으로는 오차를 보이는 것으로 나타났다.

(4) ICL8038로 구성된 발진부에서 입력신호의 파형을 정현파, 구형파, 삼각파로 바꾸어서 측정한 결과

교류 신호를 사용한 기존에 나와 있는 근관장측정기에서는 주로 정현파와 구형파를 사용하고 있는데 여기서는 파형발생기로 구성된 발진부에서 500Hz와 10kHz 파형을 각각 정현파, 구형파, 삼각파로 바꿔 가면서 12개의 근관에 대해서 측정하였다. 이때 오차의 계산은 정현파를 입력으로 하고 전해질 용액이 saline일 경우를 기준으로 상대적인 거리의 오차를 구하였다.

전체적으로 앞의 실험과 같이 H_2O_2에서는 길게, NaOCl에서는 짧게 측정되는 경향이 있으나 파형이 바뀌어도 정현파와 비교해 큰 차이가 없었다.

(5) 두 신호의 전압차이 측정과 오차와의 관계

두 신호의 전압차이는 용액의 전도성에 따라 달라지므로 이 방법을 이용한 측정기는 매 측정시마다 영점 조정이 필요하다. 즉, 전도성이 낮은 용액(H_2O_2)에서는 saline에서 보다 작은 값을, 전도성이 높은 용액(NaOCl)에서는 saline보다 큰 값을 나타낼 것이다. 본 연구에서는 임피던스 비를 이용한 측정법이 용액의 전도성에 영향을 받지 않고 측정이 가능하다는 원리를 이용하였으나 실제 근관내부의 전도상태를 명확히 구분짓기가 어렵고 근관의 구조나 상태도 측정에 영향을 줄 수 있다 생각하여 전압차이 값을 적용해 오차를 줄여보고자 시도하였다.

Saline에서 임피던스비값을 QOsb1/S라고 했을 때, 길게 측정되는 H_2O_2의 임피던스비 Q_H는 같은 지점에서 비가 Q_S보다 큰 값이 될 것이므로 H_2O_2의 영향을 많이 받은 조건일 때는 비값을 임의로 0.8 정도 감해서 출력시켜 측정하게 하고, 짧게 측정되는 NaOCl의 임피던스비 QN는 같은 지점에서 비가 Q_S보다 작은 값이 될 것이므로 NaOCl의 영향을 많이 받은 조건일 때는 비값을 임의로 0.6 정도 가해서 출력시켜 측정하게 하였다. 이때 측정하게 되는 임피던스비는 Saline에서 0.6을 가리킬 때 근협착부 지점임을 실험적으로 확인하였으며, 실제 미터기에 보여지는 눈금은 10배한 6.0이다.

표 7과 그림 5는 각각의 용액에 따라 측정을 하였을 때(21개의 근관에 대해서 saline과 H_2O_2

표 7. 각각의 용액에 따른 측정 전압과 오차

		V_L(V)	V_H(V)	$V_L - V_H$(V)	오차(mm)
Saline	평균	3.53	2.12	1.41	0.10
	표준편차	0.74	0.45	0.30	0.12
HOsb1/2O_2	평균	6.40	3.83	2.53	0.41
	표준편차	2.26	2.26	0.87	0.21
NaOCl	평균	2.55	1.52	1.03	−0.15
	표준편차	0.58	0.35	0.23	0.20

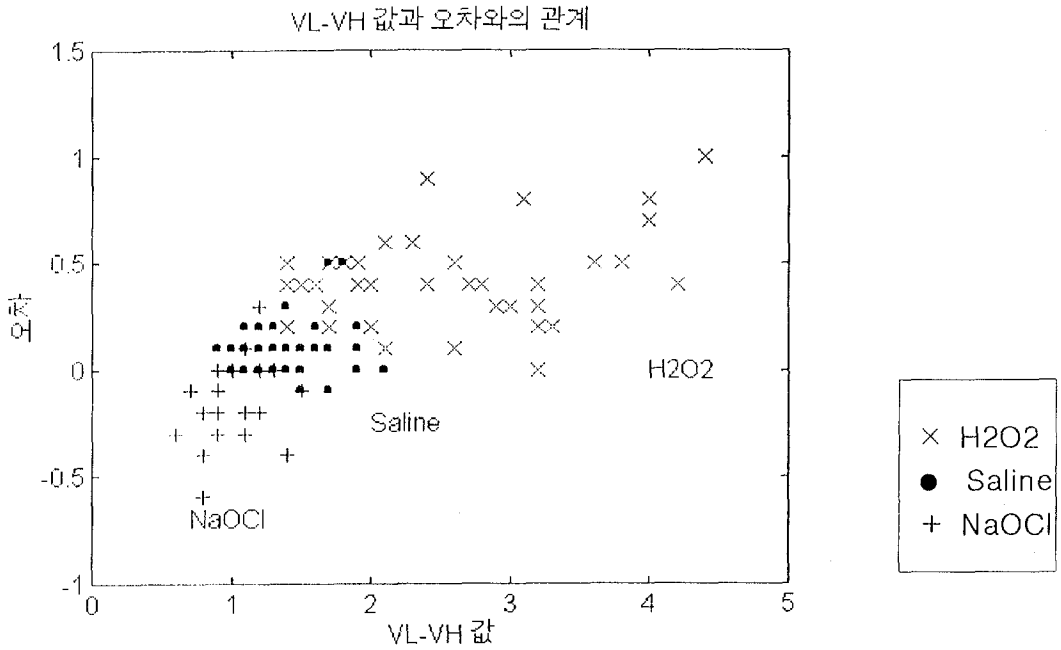

그림 5. 전압차와 오차와의 관계 분포

표 8. 임피던스비를 이용한 측정법에 전압차이 값으로 보정한 경우의 오차

	Saline		H_2O_2		NaOCl	
	보정전	보정후	보정전	보정후	보정전	보정후
평균(mm)	0.00		0.42	0.32*	−0.34	−0.12*
표준편차	0.14		0.18	0.19	0.30	0.20
정확도(%)	100	기준가	75	90	80	100

* H_2O_2와 NaOCl 모두에서 보정전과 보정후값에 유의차를 보였다($p<0.05$).

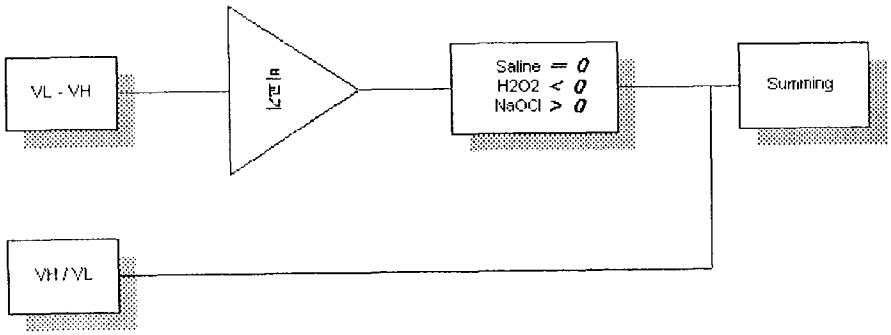

그림 6. 전해질 상태를 나타내는 보정회로

는 2회, NaOCl은 1회), high frequency 신호의 전압값(V_H)과 low frequency신호의 전압값(V_L) 및 그 때의 오차를 기록한 결과이다. 이 값에서 각각의 전압은 용액의 전도성에 따라 변하게 되는데 각각의 전압의 분포로 용액의 상태를 구분하기보다는 편차가 적은 두 전압의 차이와 오차와의 관계를 이용하였다. 그림 5에 나타낸 결과를 보면 saline을 기준으로 전도성이 낮은 용액에서 전압차가 크게 나타나고, 전도성이 큰 용액에서 전압차가 작게 나타난다. 여기서 측정되는 전압값의 크기와 그 차는 신호의 증폭도에 따라 달라질 수 있다.

여기서 Q_H와 Q_L에 가감하게 되는 임의의 값은 근관마다 임피던스비와 근관내의 거리가 선형적으로 일치하지 않기 때문에 모든 조건에 만족시켜 보정할 수 없으나, 오차를 많이 벗어나는 값들에 대해서만 작동하도록 우선적으로 그 범위가 0.8V에서 3V일 때는 saline에서와 같은 조건으로 보고 보정신호가 안 생기게 했으며, 0.8V이하는 전도성이 큰 상태나 매우 습한 상태로 보아 출력 임피던스 비값에 +0.6을 더해주어서 6.6이 되게하여 임피던스 비가 6.0을 가리키는 지점으로 파일을 더 삽입시켜 짧게 측정되는 것을 줄이고자 하였고, 3.0V이상에서는 전도성이 작은 상태나 매우 건조한 상태로 보아 출력비값에 −0.8을 더해주어서 5.2가 되게 하여 임피던스비가 6.0이 되기 위해서는 파일을 덜 삽입시켜야 하므로 길게 측정되는 것을 줄이고자 하였다. 이 보정회로의 구성은 그림 6과 같다.

이렇게 구성된 회로를 첨가하여 세 가지 용액에 대한 실험을 다시 하였을 때 표 8에서와 같이 향상된 결과를 얻었다. 이때 실험한 근관은 각각의 용액군에서 21개 씩이다. 이상의 실험에서 측정한 근관의 길이는 발치 된 치아에서 직접 잰 길이에서 −0.5mm하여 그 길이를 근첨협착부까지의 거리로 본 것이다. 정확도는 ±0.5mm이내의 범위에 있을 때를 유효하다고 보고 측정길이와의 오차가 그 이내에 들어왔을 때로 본 것이다. H_2O_2와 NaOCl 모두에서 전압차 자동보정후에 정확도의 향상을 보였다.

Ⅳ. 결 론

이상과 같이 전압차자동보정 기능을 가진 주파수의존형 전자근관장측정기를 개발하는 과정에서 다음의 지견을 얻었다.

1. 입력주파수는 500Hz와 10kHz가 치근단에서 가장 안정된 측정을 보였다.
2. 입력신호의 파형에 의한 영향은 정현파를 사용했을때와 비교하여 구형파, 삼각파 모두에서 차이를 보이지 않았다.
3. 두 신호의 임피던스의 비를 이용하여 근관내 위치를 결정하는 주파수의존형이라 하더라도 전압차를 보정하기 전에는 전해질 용액의 성질에 따라 측정에 오차를 보였다.
4. 임피던스를 나타내는 전압을 측정하였을 때 그 전압차가 근관내의 전해질의 상태를 나

타낸다는 점을 이용하여 임피던스 비를 이용하는 측정법에 자동적으로 근관상태를 보정하여 오차를 줄이는 방법을 시도하였다. 이렇게 측정한 결과 H_2O_2와 NaOCl 모두에서 전압차 자동보정후에 보정전보다 정확도의 향상을 보였다($p<0.05$).

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 and E. J. Hovland, "An Evaluation of the Apex Locater Endocater", Journal of Endodontics, vol.16, No.1, pp. 5－8, January 1990
3. N. J. McDonald, "The electronic Determination of Working Length", Dental Clinics of North America, vol.36, No.2, pp.293－307, April 1992
4. J.Morita Corporation, Root ZX sales manual vol.2
5. 의공학교육연구회 역편, 의용계측공학, pp. 839－887, 1993
6. Tsuyoshi Saito and Yutaka Yamashita, "Electronic Determination of Root Canal Length By Newly Develpoed Measuring Device", Dentistry in Japan, vol. 27, pp.65－72, Dec., 1990
7. S. J. Lee, "The Accuracy of the Frequency Dependent type Apex Locator", J. Korean Dent. Assn., vol 21, No.1, pp.150－158, 1996
8. 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
9. C. Kobayashi and H. Suda, "A Basic Study on the Eectronic Root Canal Length Measurement. Part 2. Measurement using Impedance Analyzer", Jap. J. Conserv. Dent., vol.34, pp. 1208－1221, 1991
10. C. Kobayashi and H. Suda, "A Basic Study on the Eectronic 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