

주파수 의존형 전자근관장측정기 개발 및 임피던스차를 이용한 자동보정에 의한 성능향상

남기창, 김수찬, *김덕원, **이승중

연세대학교 생체공학 협동과정

*연세대학교 의과대학 의용공학교실

**연세대학교 치과대학 보존과

Development of Frequency Dependent Type Apex-Locator and Improvement by Auto-calibration Using Impedance Difference

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

Bioengineering Program, Yonsei University

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

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

ABSTRACT

It is important to find a accurate root canal length for successful endodontic therapy. By X-ray method takes a long time and difficult in a curved canal. After developed electronic apex locator has allowed to measure the root canal length with easy, in a short time also in a curved canal. But most electronic apex locators have the disadvantage which is too short reading or sometimes the measurement itself becomes impossible if there are electrolytes in the canal. To overcome this drawback, impedance ratio method has been developed.

In this study, we have developed frequency dependent electronic apex locator to minimize the interference of electrolytes. And based on that also some error in clinic use, we added the other method. Difference of two signals which are used in calculation of impedance ratio was can be represent the status of root canal fluid. As a result, using impedance ratio method and auto-calibration by voltage difference method can reduce the measurement error.

서 론

근관치료의 성공을 위해서는 적절한 물리화학적 세정으로 치근단 조직의 손상없이 근관을 삼차원적으로 밀폐하여야 하며, 이를 위해서 정확한 근관장의 길성이 중요하며 이상적인 근관형성과 충전의 한계는 해부학적으로 근관의 가장 가는 부위인 근협착부이다.

근관의 길이를 측정하는 방법에는 전통적으로

X-ray방법이 있으나, 이는 wire를 근관에 삽입하여 촬영한 후에 필름 상에서의 길이를 상대적으로 구한다. 이 방법은 근관의 근사한 virtual structure image를 제공하는 장점이 있으나, 우선 시간이 많이 걸리며 3차원 영상을 2차원으로 표현하기 때문에 만족이 심한 근관에서의 정확한 측정이 어렵다[1].

근관장 검출기의 원리는 1942년 Suzuki에 의해 최초로 발표되어 1970년대에 이르러서야 임상에 도입되기 시작하였다. 초기에 Sunada에 의해 개발된 전자 근관장 검출기는 reamer가 근관(root canal)을 통해 치근단치근막(periodontal membrane)에 도달했을 때, reamer와 oral mucosa간의 전기저항이 환자의 나이, 치아의 모양, canal의 직경에 관계없이 일정하다는 이론을 바탕으로 전기저항을 이용한 측정방법을 제시하였다[1]. 이것으로써 방사선 촬영을 하기 전에 근사치 측정을 가능하게 하여 전체 시술시간을 절약했으며 만족된 근관이나 비정상적인 치근단공을 가진 치아에서도 비교적 정확한 측정이 가능하게 되었다. 그러나 이 방법은 상대적으로 건조한 근관에서는 정확성이 유지되었지만 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]. 그러나 이 방법은 전해질 용액(conductive fluid)이 존재하는 습한 근관에서도 측정이 가능함을 보였으나 probe의 절연 코팅이 손상되면 측정이 달라지는 문제점을 제기하였다. 임피던스(Impedance)를 이용한 측정 방법 중에서 그 다음에 상품화 된 Apit는 서로 다른 두 신호의 차이를 이용해서 근관의 길이를 측정하는 것이다. 이것으로 전해질 용액(conductive fluid)이 존재하는 습한 근관에서도 측정이 가능하며 파일(file)의 크기나 근단공(apical foramen)의 크기에도 영향을 받지 않는다[3]. 그러나 이 방법의 가장 큰 단점은 매번

측정하는 근관마다 보정(calibration)을 해야 한다는 것이다.

최근에 개발되어 사용되고 있는 Root ZX는 주파수 의존형으로서 두 개의 주파수 신호를 동시에 가하여 얻은 근관에서의 두 개의 임피던스 값의 비율로써 apex를 찾는 방법이다. 이로써 측정시 개개 근관의 보정(calibration) 없이 근관내의 전해질에 영향을 받지 않고 측정이 가능하게 되었다[4][5].

본 연구에서는 전자근관장측정기 중 측정이 가장 용이하며 현재 가장 널리 쓰이고 있는 주파수 의존형 근관장측정기를 바탕으로 개발한 prototype 어로 입력신호와 전해질 용액의 영향에 대한 평가를 하였다. 또한 주파수 의존형 근관장측정기도 실제로 임상에서 사용될 때는 근관내의 내용물에 따라 약간의 오차를 보이므로 전해질 용액간에 발생하는 임피던스 비율의 차이를 최소화하여 어떠한 용액의 상태에서도 정확한 근단공을 찾을 수 있도록 하고자 전압차를 이용한 자동보정을 시도해왔다.

원리

주파수 의존형 근관장측정기의 원리는 두 개의 교류 신호를 동시에 인가하여 얻게 되는 임피던스 비율을 계산하는 것이다. 본 측정장치는 기본적으로 발진부, 복조부, 아날로그 디바이더(analog divider)로 구성되어 있다(그림 1). 이러한 임피던스 비율을 이용한 측정법이 출혈이나 근관세척제 등의 전해질의 영향을 받지 않는 이유는 건조한 근관에서나 전해질이 있는 습한 근관에서나 임피던스 변화율이 같기 때문이다[5]. 즉, 건조한 근관에서의 임피던스에 다음의 상수를 곱하면 습한 근관에서의 임피던스가 된다.

C : 전해질에 따른 계수

- 물 (water) = 1
- 혈액 (Blood) ≃ 2/3
- 자아염소산나트륨 (Sodium Hypochlorite) ≃ 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(capacitance)가 존재하여 생기기 때문에 파일(file)이 치근단 방향으로 삽입될수록 임피던스는 감소하며, C에 의한 임피던스는 $X_c = \frac{1}{\omega C}$ 이므로 주파수가 클수록 임피던스는 감소한다. 따라서 두 임피던스 비율은 항상 $Z_{high} / Z_{low} < 1$ 인 값을 갖게 된다. 이러한 성질을 이용하여 두 신호의 임피던스비를 구하면 식 1과 같으며, 근관내 용액에 따른 영향을 줄이고 항상 일정한 값을 유지할 수 있다.

$$\frac{Z_{high}}{Z_{low}} = \frac{1 \times Z_{high}}{1 \times Z_{low}} = \frac{2/3 \times Z_{high}}{2/3 \times Z_{low}} = \frac{1/2 \times Z_{high}}{1/2 \times Z_{low}} \quad - (식 1)$$

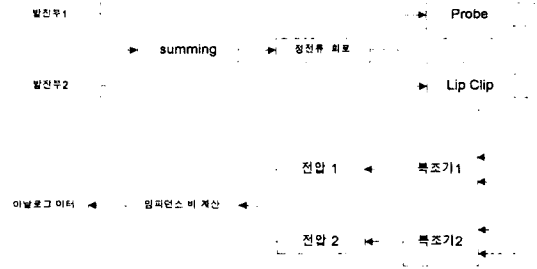


그림 1. 전자근관장측정기의 구성

실험 및 방법

제작된 근관장 측정기를 이용한 치아의 근관장 측정은 그림 2와 같이 발치된 치아를 아크릴 동에 고정시킨후 그 안에 saline에 적신 거즈를 채운 치아모델에 적용하였다.

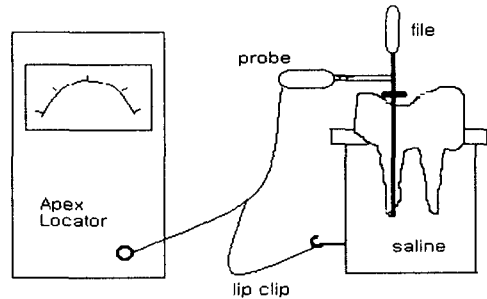


그림 2. 치아 모델의 측정

1. 근관내 전해질 용액의 변화에 대한 영향

근관세척제로 임상에서 많이 쓰여 출혈과 함께 근관내 전도성에 영향을 줄 수 있는 H₂O₂와 NaOCl에 대해 각각 실험하였다. 여기서 H₂O₂는 saline에 비해 상대적으로 전도성이 낮은 용액이고, NaOCl은 반대로 전도성이 높은 용액이다.

2. 입력신호 파형에 대한 영향

임피던스를 이용한 측정법에서는 입력신호로 교류 신호를 이용하는데 현재 상용화 된 기기들은 각기 다른 교류입력신호를 사용하고 있다. 본 연구에서는 입력신호로써 500Hz와 10kHz를 사용하여 입력신호의 파형을 정현파, 구형파, 삼각파로 바꿔보아서 측정결과에 영향이 있는지 보았다.

3. 임피던스차를 이용한 자동보정

두 신호의 임피던스차이는 용액의 전도성에 따라 달라지므로 이 방법을 이용한 측정기는 매 측정시마다 영점 조정이 필요하다. 즉, 전도성이 낮은 용액(H₂O₂)에서는 saline에서 보다 작은 값을, 전도성이 높은 용액(NaOCl)에서는 saline 보다 큰 값을 나타낼 것이다. 또한 임피던스 비율을 이용한 주파수 의존형 근관장측정기도 용액의 영향을 받지 않지만 임상에

서 실질적으로 오차가 발생하므로 근관내 용액에 대한 한 변화와 측정오차와의 분포를 기반으로 측정오차를 줄이고자 자동보정하는데 이용하였다.

결과 및 고찰

1. 근관내 전해질 용액의 변화에 대한 영향

주과수 의존형 전자근관장측정기는 두 임피던스의 변화가 용액에 따라 같기 때문에 임피던스 비는 변화가 없다는 것이 기본이론이다. 그러나 발치된 9개의 치아의 21개 근관에 대해서 saline에서는 3회, H₂O₂에서 3회, NaOCl에서는 2회 측정된 전체 결과(표 1, 그림 3), saline에서는 오차가 0.06±0.135mm, H₂O₂에서는 0.41±0.201mm, NaOCl에서는 -0.25±0.271mm로 오차를 보이기도 해서 때론 임상적인 허용범위(+0.5mm)를 벗어날 수도 있다. 측정오차는 발치된 치아의 실측된 근관의 길이에서 0.5mm만큼 뺀 길이를 근협착부까지의 거리라고 보고[2] 측정길이를 비교하여 짧게 측정된 경우는 '-', 길게 측정된 경우는 '+' 표시된다.

전체 결과에 대한 자료를 반복측정한 회수만큼 평균을 내어 각각의 용액에서 21개의 자료를 사용하여 ANOVA 일원분류법에 의해 유의수준 0.005로 검증한 결과 p<0.005로 각각의 용액의 영향을 받는 것으로 나타났다. 그러나 이러한 영향이 대부분 임상적 허용범위(+0.5mm) 내에서 이뤄지면 문제가 없는 것이라 볼 수 있으며, 좀더 정확한 측정과 이러한 영향으로 임상적 허용범위를 벗어날 수 있는 오차를 줄이고자 다음에 나오는 실험3에서 전압차에 의한 자동보정을 시도하였다.

표 1. 근관세척제에 따른 측정 오차 결과

용액 결과	Saline (n=63)		H ₂ O ₂ (n=63)		NaOCl (n=42)	
	평균(mm)	표준 편차	평균(mm)	표준 편차	평균(mm)	표준 편차
	0.066	0.135	0.415	0.201	-0.248	0.271

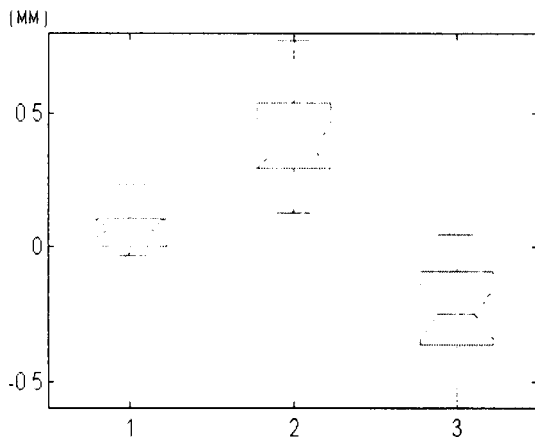


그림 3. 근관세척제에 따른 측정 오차 분포
(1.Saline, 2.H2O2, 3.NaOCl)

2. 입력신호 파형에 대한 영향

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 H₂O₂에서는 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 0.005로 검증한 결과 용액에 의한 영향은 (p<0.005) 있었으나, 파형에 의한 영향과 전체적인 교호작용으로 인한 영향은 각각 p=0.1913, p=0.7438로 영향이 없었다.

표 2. 입력 파형에 따른 측정결과

용액	Saline		H ₂ O ₂		NaOCl	
	평균 (mm)	표준 편차	평균 (mm)	표준 편차	평균 (mm)	표준 편차
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

3. 임피던스차를 이용한 자동보정

그림 4는 각각의 용액에 따라 측정을 하였을 때(21개의 근관에 대해서 saline과 H₂O₂는 2회, NaOCl은 1회), high frequency 신호의 전압값(V_H)과 low frequency 신호의 전압값(V_L) 및 그 때의 측정오차를 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 4에 나타난 결과를 보면 saline을 기준으로 전도성이 낮은 용액에서 전압차가 크게 나타나고, 전도성이 큰 용액에서 전압차가 작게 나타난다. 따라서 전압차를 이용해 용액의 전해질 상태를 나타낼 수 있다. 여기서 측정되는 전압값의 크기와 그 차는 신호의 증폭도에 따라 달라질 수 있다.

Saline에서 임피던스비값을 Q_S라고 했을 때, 길게 측정되는 H₂O₂의 임피던스비 Q_H는 같은 지점에서 비가 Q_S보다 큰 값이 될 것이므로 H₂O₂의 영향을 많이 받은 조건일 때는 비값을 임의로 어느 정도 감해서 출력시켜 측정하게 하고, 짧게 측정되는 NaOCl의 임피던스비 Q_N는 같은 지점에서 비가 Q_S보다 작은 값이 될 것이므로 NaOCl의 영향을 많이 받은 조건일 때는 비값을 임의로 어느 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.

여기서 임피던스 비인 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 설정하였다. 전도성이

큰 상태이거나 매우 습한 상태일 때는 출력 임피던스 비값에 임의의 값을 더해주어서 임피던스 비가 6.0을 가리키는 지점으로 파일을 더 삽입시켜 짧게 측정되는 것을 줄이고자 하였고, 전도성이 작은 상태이거나 매우 건조한 상태일 때는 보아 출력비값에 임의의 값을 감해주어서 임피던스비가 6.0이 되기 위해서는 파일을 덜 삽입시켜야 하므로 길게 측정되는 것을 줄이고자 하였다. 이 보정회로의 구성은 그림 5와 같다.

이렇게 구성된 회로를 첨가하여 세 가지 용액에 대한 실험을 다시 하였을 때 표 3에서와 같이 향상된 결과를 얻었다. 이때 실험한 근관은 각각의 용액군에서 21개씩이다. 이상의 실험에서 측정된 근관의 길이는 발치 된 치아의 실측된 근관의 길이에서 -0.5mm하여 그 길이를 근첨협착부까지의 거리로 본 값과 비교하였다. 정확도는 ±0.5mm이내의 범위에 있을 때를 유효하다고 보고 측정길이와의 오차가 그 이내에 들어왔을 때로 본 것이다. 이 결과에서 보면 우선 앞서 제작된 장비로 측정된 오차가 용액에 따라 영향을 받았지만(p<0.005), 임상적인 허용범위를 적용하여 정확도를 백분율로 계산한 결과 전체적으로 용액에 상관없이 86%로 비교적 높게 나왔다. 또한 임피던스차를 이용하여 자동보정되는 회로를 추가하여 측정된 결과는 전체적으로 97%로 매우 정확한 측정 결과를 보였다. 우선 측정길이에 대한 H₂O₂와 NaOCl의 보정전과 보정후의 결과를 Paired T-test를 이용한 결과, 각각 p=0.0078과 p=0.0008로 p=0.01에 의해 검증한 결과 유의 차를 보였다. 통계처리는 MS-Excel 7.0으로 하였다.

따라서 임피던스 비를 이용하여 근관내 전해질 용액의 영향을 최소화하는 근관장측정기에 임피던스차가 근관내 전해질의 상태를 나타낸다는 점을 이용하여 자동적으로 근관상태를 보정하게 함으로써 측정 오차를 줄일 수 있었다.

표 3. 임피던스비를 이용한 측정법에 전압차이 값으로 보정한 경우의 오차

	Saline		H2O2		NaOCl	
	보정전	보정후	보정전	보정후	보정전	보정후
평균 (mm)	0.00		0.42	0.32	-0.34	-0.12
표준 편차	0.14		0.18	0.19	0.30	0.20
정확도 (%)	100	기준가	75	90	80	100

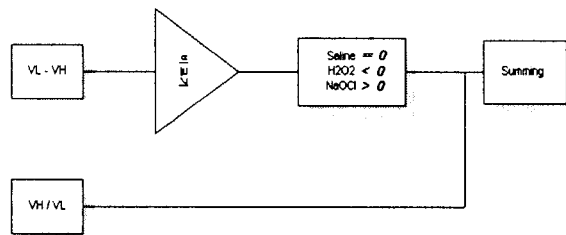


그림 5. 전해질 상태를 나타내는 자동보정회로

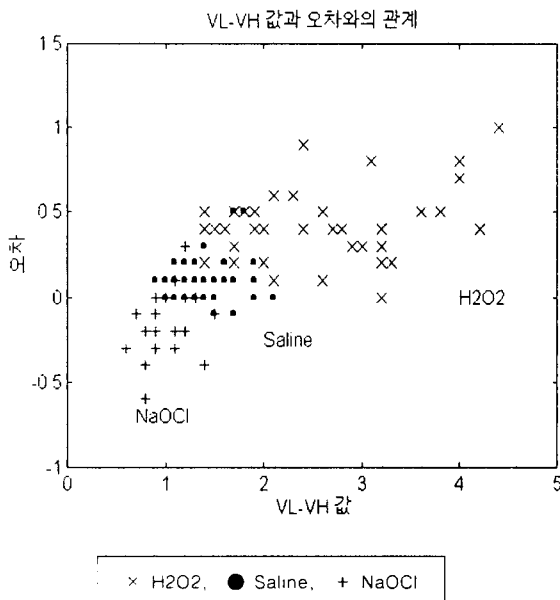


그림 4. 전압차와 오차와의 관계 분포

참고문헌

- [1] Imao Sunada, "New Method for Measuring the Length of the Root Canal", J.D.Res., pp.375-387, Mar.-April, 1962
- [2] N. J. McDonald and Eric J. Hovland, "An Evaluation of the Apex Locator Endocater", Journal of Endodontics, vol.16, No.1, pp. 5-8, Jan. 1990
- [3] T.Saito and Y.Yamashita, "Electronic Determination Of Root Canal LengthBy Newly Developed Measuring Device", Dentistry in Japan, vol. 27, pp.65-72, Dec., 1990
- [4] J.Morita Corporation, Root ZX sales manual vol.2
- [5] C. Kobayashi and H. Suda, "New Electronic Canal Measuring Device Based On The Raio Method", Journal of Endodontics, vol.20, No.3, pp. 111-114, Mar. 1994