주파수의존 근관장 측정기가 습윤한 근관내에서 근첨을 인지하게 되는 원리에 관한 연구

삼성의료원 치과진료부 보존과

박한수 · 유현미 · 오태석

ABSTRACT

A STUDY ON THE MECHANISM BY WHICH THE FREQUENCY-DEPENDENT APEX LOCATOR DETECTS THE APEX OF THE ROOT IN MOIST CANALS

Han-soo Park, Hyeon-Mee Yoo, Tae-seok Oh

Dept. of Conservative Dentistry, The Institute of Oral Health Science, Samsung Medical Center

The purpose of this study is to explain theoretically the mechanism of the frequency-dependent apex locator which can detect the apex of the root in moist canals with blood or other conductible canal irrigants. The frequency-dependent apex locator is based on measuring the ratio of the two impedances of the two alternating currents with different frequencies. We analyzed the changes of the ratio between the two impedances by using differential calculus.

Our analysis shows that :

1. When the file is in the moist canal, the ratio between the two impedances is almost constant .
2. As the file approaches the apex of the root, the ratio decreases sharply.

By this mechanism, the frequency-dependent apex locator can detect the apex of the root quite accurately in moist canals.

Key words : frequency-dependent apex locator, detect, moist canal, mechanism.

본 연구는 1998년도 삼성의료원 임상연구비 지원에 의해 이루어진 것임.

I. 서 론

성공적인 근관치료를 위해서는 정확한 근관형성 및 소독, 치밀한 근관충전을 행하여야 하며 이를 위해서는 정확한 근관길이의 측정이 선행되어야 한다. 근관형성 및 근관충전의 치근단부 한계의 기준에 관해서는 일부 다른 주장[1]이 있으나, 여러 학자들에 의해서 근첨협부(apical constriction) 혹은 백악질-상아질 경계부(*cementodentinal junction*)가 가장 이상적인 위치라고 인정되고 있다[2-7].

일반적으로 사용되는 근관장 측정방법으로는 방사선을 이용하는 방법, 술자의 촉각과 환자의 지각에 의한 방법 등이 있다. 그러나 이상의 방법은 방사선상의 오차[8-12], 해부학적 구조물과의 겹침[13], 소요시간, 방사선 피폭의 유해작용, 생리적 근첨의 정확한 위치를 확인하기 어려운 단점[14-16] 등이 있다.

1916년 Custer[17]에 의해 처음으로 전류를 사용한 근관장 측정법이 제시되었으며, Suzuki[18], Sunada[19], Inoue[20] 등을 통해서 전자적 근관장 측정기는 임상적인 수준으로 발전되었고, 그 단점을 보완하기 위하여 세대를 거듭하면서 다양한 종류의 근관장 측정기가 상품화되어 나왔다.

전자적 근관장 측정기의 대부분은 저항형 근관장 측정기에 속하는데, 이 저항형 근관장 측정기는 파일이 근첨에 도달하는 순간 치주조직으로부터 입술까지 생체조직의 저항이 모든 사람에서 일정하다는데 그 원리를 두고, 전류를 사용하여 생체의 저항(resistance)을 측정하는 단순한 회로로 구성되어 있다. 저항형 근관장 측정기의 정확성은 대개 80 내지 90%[21-28] 이지만 이보다 낮은 보고들도 있는데[29-31], 이러한 정확성의 차이의 가장 큰 원인은 혈액, 농, 치수잔사, 전해질 등이 근관내에 있을 때 저항형 근관장 측정기를 사용하게 되면, 파일이 이들에 접촉되는 순간 치주조직까지 회로가 연결됨으로써 근관장 측정기가 이 부위를 근첨으로 잘못 인지하기 때문이다[32,33].

최근에 저항형 근관장 측정기의 단점을 극복할 수 있는 원리로 작동하는 Endex, Root-ZX와 같은 주파수의존 근관장 측정기(또는 주파수의존장치)가 개발되었다. 이 장치의 기본원리는 주파수가 다른 두 가지의 교류전류를 사용하였을 때, 교류전류 각각에 대한 impedances의 비가 근관 내에서는 거의 일정한데, 근첨으로 가면서 그 차이가 점점 벌어지다가 근첨에서 극대화되는 점을 이용하는 것으로 알려져 있다[34-36]. 그러나 두 impedances의 비가 근관 내에서는 거의 일정하다가 근첨으로 가면서 급격히 벌어지는 현상에 대해 실험적으로는 알려져 있으나[36], 이론적으로는 잘 밝혀져 있지 않다.

본 논문에서는 미분학을 이용하여 두 impedances의 비의 변화를 분석하였다. 이 분석 결과에 의하면 습윤한 근관 내에서 파일이 근첨으로 진행하는 동안 두 impedances의 비는 거의 일정하다가 파일이 근첨에 닿는 순간 impedances의 비는 급격하게 감소한다. 이러한 기전에 의해 주파수의존장치는 습윤한 근관 환경에도 불구하고 근첨을 인지하게 된다. Ⅱ장에서는 미분학을 이용하여 두 impedances의 비의 변화에 대해 분석한 것을 기술하고, Ⅲ장에서 결론을 맺는다.

II. 본 론

먼저 두 가지의 다른 주파수의 교류전류를 사용하였을때 impedances의 비가 근첨으로 가면서 어떠한 양상을 보이는지 살펴보자.

주파수가 w, 저항이 R, inductance 가 L, capacitance 가 C 인 교류회로의 impedance 인 I 는,

$$I = \sqrt{R^2 + (wL - \frac{1}{wC})^2} \qquad \cdots\cdots (1) 식$$

그리고 두 가지 다른 주파수 중에서 작은 주파수가 w_1, 큰 주파수가 w_2 인 두 가지의 교류전류를 사용한 경우에 impedances의 비를 I(R) 이라 하면,

$$I(R) = \frac{\sqrt{R^2 + S_2^2}}{\sqrt{R^2 + S_1^2}} \qquad \cdots\cdots (2) 식$$

이 때, $S_1 = w_1 L - \frac{1}{w_1 C}$, $S_2 = w_2 L - \frac{1}{w_2 C}$

파일이 근첨으로 진행할 때(이때 R값은 감소한다), R 값에 따른 I(R) 값의 변화를 살펴보기 위

해 $(\frac{f}{g})' = (f'g - fg')\frac{1}{g^2}$, $\sqrt{f(x)}' = \frac{f'(x)}{2\sqrt{f(x)}}$ 를 이용하여

(2)식을 미분하면,

$$I'(R) = \left[\frac{2R\sqrt{R^2+S_1^2}}{2\sqrt{R^2+S_2^2}} - \frac{2R\sqrt{R^2+S_2^2}}{2\sqrt{R^2+S_1^2}} \right] \frac{1}{2R^2+S_1^2}$$

$$= \frac{R\left[(\sqrt{R^2+S_1^2})^2 - (\sqrt{R^2+S_2^2})^2 \right]}{\sqrt{R^2+S_2^2}\ \sqrt{R^2+S_1^2}\ (R^2+S_1^2)}$$

$$= \frac{R(\sqrt{R^2+S_1^2} + \sqrt{R^2+S_2^2})^2 (\sqrt{R^2+S_1^2} - \sqrt{R^2+S_2^2})}{\sqrt{R^2+S_2^2}\ \sqrt{R^2+S_1^2}\ (R^2+S_1^2)} \cdots (3)식$$

이때 (1)식을 w에 대해 미분해 보면 미분값은,

$$\frac{2(wL-\frac{1}{wC})(L+\frac{1}{wC^2})}{2\sqrt{R^2+(wL-\frac{1}{wC})^2}} - 2\frac{(w^2LC-1)(w^2LC+1)}{wC} \frac{(L+\frac{1}{wC^2})}{2\sqrt{R^2+(wL-\frac{1}{wC})^2}}$$

로서, I 는 감소하다가 어느 한 점 $w=\frac{1}{\sqrt{LC}}$
을 지나면서 증가하는 함수인데, 이 근관장 측정기에서 이보다 작은 주파수 값을 선택하게 되면 감소하는 구간이므로,

w1 〈 w2 인 경우, $\sqrt{R^2+S_1^2} > \sqrt{R^2+S_2^2}$

이 되어 (3)식은 양의 값을 가진다. 즉, I(R) 은 증가함수이다. 따라서 파일이 근첨으로 진행하면서 R 값이 감소하므로 impedances 값의 비는 감소함을 알 수 있다.

이러한 impedances 의 비의 변화량이 근첨에서 극대화되는 원리를 살펴보기 위해 (3)식을 다시 한번 미분하면,

$$I''(R) = \left[\frac{R(\sqrt{R^2+S_1^2} + \sqrt{R^2+S_2^2})(\sqrt{R^2+S_1^2} - R^2+S_2^2)}{\sqrt{R^2+S_2^2}\ \sqrt{R^2+S_1^2}\ (R^2+S_1^2)} \right]'$$

$$= \left[\frac{R\left[(\sqrt{R^2+S_1^2})^2 - (\sqrt{R^2+S_2^2})^2 \right]}{\sqrt{R^2+S_2^2}\ \sqrt{R^2+S_1^2}\ (R^2+S_1^2)} \right]'$$

$$= \left[\frac{R(S_1^2 - S_2^2)}{\sqrt{R^2+S_1^2}\ \sqrt{R^2+S_2^2}\ (R^2+S_1^2)} \right]'$$

이 때,

$R(S_1^2 - S_2^2) = M$,

$\sqrt{R^2+S_1^2}\ \sqrt{R^2+S_2^2}\ (R^2+S_1^2) = N$ 으로 치환하면,

$$I''(R) = (\frac{M}{N})'$$

$$= (M'N - MN')(\frac{1}{N^2}) \quad \cdots (4)식$$

이 때 M' 와 N' 를 먼저 구하면,

$$M' = S_1^2 - S_2^2$$

$$N' = \left[\sqrt{R^2+S_1^2}\sqrt{R^2+S_2^2}\ (R^2+S_1^2)\right]'$$

$$= \left[\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}\ (R^2+S_1^2)\right]'$$

$$= \frac{2R(R^2+S_2^2) + 2R(R^2+S_1^2)}{2\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}}(R^2+S_1^2) + 2R\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}$$

$$= \frac{R(2R^2+S_1^2+S_2^2)(R^2+S_1^2)}{\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}} 2R\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}$$

분모를 $\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}$ 으로 통분하면,

$$= \frac{R(2R^2+S_1^2+S_2^2)(R^2+S_1^2) + 2R(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}{\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}}$$

$$= \frac{R(R^2+S_1^2)\left[(2R^2+S_1^2+S_2^2) + 2(R^2+S_2^2) \right]}{\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}}$$

$$= \frac{R(R^2+S_1^2)\left[(2R^2+S_1^2+S_2^2) + 2(R^2+S_2^2) \right]}{\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}}$$

$I''(R) = (M'N - MN')\frac{1}{N^2}$ 이므로,

$$I''(R) = \frac{(S_1^2-S_2^2)\sqrt{R^2+S_1^2}\sqrt{R^2+S_2^2}(R^2+S_1^2) - \frac{R(S^2+S_2^2)\ R(S^2+S_1^2)(4R^2+S_1^2+3S_2^2)}{\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2}}}{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)\ (R^2+S_1^2)^2}$$

$$= \frac{(S_1^2-S_2^2)(R^2+S_1^2)[(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2) - R^2(4R^2+S_1^2+3S_2^2)]}{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)(R^2+S_1^2)^2\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}}$$

$$= \frac{(S_1^2-S_2^2)[R^4+S_1^2R^2+S_2^2R^2+S_1^2S_2^2-4R^4-S_1^2R^2-3S_2^2R^2]}{(R^2+S_1^2)^2(R^2+S_2^2)\ \sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}}$$

$$= \frac{(S_1^2-S_2^2)(-3R^4-2S_2^2R^2+S_1^2S_2^2)}{(R^2+S_1^2)^2(R^2+S_2^2)\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}}$$

$$= \frac{-3(R^4+\frac{2}{3}S_2^2R^2 - \frac{1}{3}S_1^2S_2^2)(S_1^2 - S_2^2)}{(R^2+S_1^2)^2(R^2+S_2^2)\sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}}$$

이 때 $S_1^2 - S_2^2 = (\sqrt{R^2+S_1^2})^2 - (\sqrt{R^2+S_2^2})^2 > 0$ ((3)식)
따라서 $\frac{(S_1^2 - S_2^2)}{(R^2+S_1^2)^2(R^2+S_2^2)^2\ \sqrt{(R^2+S_1^2)(R^2+S_2^2)}} > 0$ 이므로
그 나머지 부분을 계산해 보면,

$$-3(R^4+\frac{2}{3}S_2^2R^2 - \frac{1}{2}S_1^2\ S_2^2)$$

$$= -3[(R^2+\frac{S_2^2}{3})^2 - \frac{S_2^2}{9} - \frac{S_1^2S_2^2}{3}]$$

$$= -3[(R^2+\frac{S_2^2}{3})^2 - \frac{S_2^2+3S_1^2S_2^2}{9}]$$

$$= -3[(R^2+\frac{S_2^2}{3})^2-(\frac{\sqrt{S_2^2+S_1^2S_2^2}}{3})^2]$$

$$= -3[R^2+\frac{S_2^2}{3}+\frac{\sqrt{S_2^2+3S_1^2S_2^2}}{3}][R^2+\frac{S_2^2}{3}+\frac{\sqrt{S_2^2+3S_1^2S_2^2}}{3}]$$

$$= -3[R^2+\frac{S_2^2}{3}+\frac{\sqrt{S_2^2+3S_1^2S_2^2}}{3}][R^2-\frac{\sqrt{S_2^2+3S_1^2S_2^2}-S_2^2}{3}]$$

$$= -3[R^2+\frac{S_2^2}{3}+\frac{S_2^2+3S_1^2S_2^2}{3}][R^2-(\sqrt{\frac{\sqrt{S_2^2+3S_1^2S_2^2}-S_2^2}{3}})^2]$$

$$= -3[R^2+\frac{S_2^2}{3}+\frac{\sqrt{S_2^2+3S_1^2S_2^2}}{3}][R+\sqrt{\frac{\sqrt{S_2^2+3S_1^2S_2^2}-S_2^2}{3}}][R-\sqrt{\frac{\sqrt{S_2^2+3S_1^2S_2^2}-S_2^2}{3}}]$$

이 때 $\sqrt{\frac{\sqrt{S_2^2+3S_1^2S_2^2}-S_2^2}{3}} = R_0$라 하면,

$R = R_0$ 인 경우, $I''(R) = 0$
$R < R_0$ 인 경우, $I''(R) > 0$
$R > R_0$ 인 경우, $I''(R) < 0$

즉, I(R) 이란 함수는 R_0 이전에서는 아래로 볼록한, R_0 이후에서는 위로 볼록한, 그리고 R_0 에서는 변곡점을 이루는 아래와 같은 그래프가 된다.

이때 R_0 는 S_1, S_2 의 함수이고, S_1, S_2 는 w_1, w_2, L, C 의 함수((2)식)이므로 R_0 를 파일이 근첨에 도달할 때의 저항치가 되도록 w_1, w_2, L, C 의 값을 적절히 결정해 줄 수 있다.

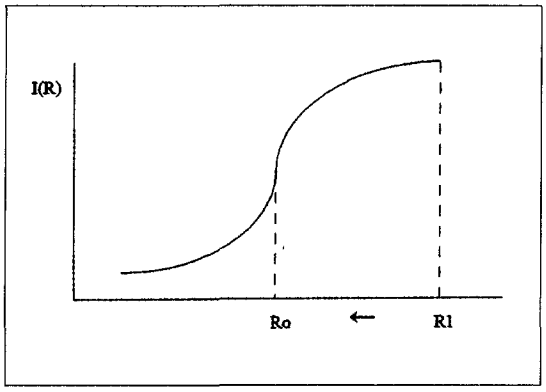

Fig. 1. R값에 따른 impedances의 비 I(R)식의 그래프

이와 같이 고안된 주파수의존장치에서, 파일을 근관입구(R_1)에서 근첨(R_0)쪽으로 진행시키면 근첨에 도달하는 순간, 그 기울기가 가장 가파르므로 R값의 미세한 변화에도 I(R)값이 아주 크게 변화하게 됨으로써 근첨을 민감하게 인식할 수 있게 된다.

이러한 원리를 가진 주파수의존장치가 혈액 및 전도성 근관세척액 등 근관내의 습윤한 환경에서 근첨을 인식하게 되는 원리를 살펴보자.

파일이 근관입구에서 근관내의 혈액등에 접촉되는 순간 R값은 급격히 감소하고 이에 따라 I(R)값은 순간적으로 감소하게 된다(683① 부분). 파일이 근첨으로 진행함에 따라 전도성 물질내에서의 이동이어서 저항값이 거의 변하지 않으므로 I(R)값도 거의 일정하게 된다(② 부분). 파일이 근첨에 도달하는 순간 치근단조직에 닿으면서 R값은 근소한 차이를 보이지만 I(R)값은 급격하게 감소하면서 주파수의존장치가 근관내의 습윤한 환경에도 불구하고 근첨을 민감하게 찾아낼 수 있게 되는 것이다(③ 부분).

III. 결 론

주파수의존장치가 습윤한 근관내에서 근첨을 인지하는 원리를 이해하기 위하여 주파수가 다른 두 교류전류의 impedances 의 비의 변화를 미분학을 이용하여 분석하였다. 이 분석 결과에 의하면 습윤한 근관 내에서 파일이 근첨으로 진행하는 동안 두 impedances의 차이는 비는 일정하다가 파일

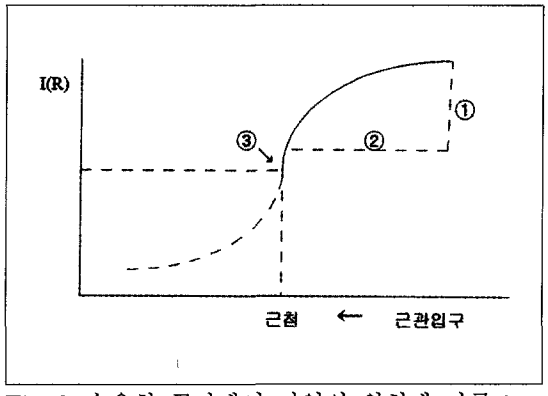

Fig. 2. 습윤한 근관에서 파일의 위치에 따른 impedances의 비 I(R)값의 그래프

이 근첨에 닿는 순간 impedances의 비는 급격하게 감소한다. 이러한 기전에 의해 주파수의존장치는 습윤한 근관 환경에도 불구하고 근첨을 인지하게 된다.

이러한 근관장 측정기를 기존의 근관장 측정 방법에 보조적으로 사용하게 되면 더욱 정확한 근관장을 얻을 수 있으리라고 사료된다.

참 고 문 헌

1. Shilder, H. : Vertical compaction of warm gutta percha. In Gerstein H, ed: Techniques in clinical endodontics. Philadelphia, WB Saunders, 76-80, 1983.
2. Hatton, E.H. : Microscopic studies of diseased peridental tissues. JAMA., 71 : 1549, 1918.
3. Blayney, J.R. : Some factors in root canal treatment. J Am Dent Assoc., 11 : 840-50, 1924.
4. Coolidge, E.D. : Anatomy of the root apex in relation to treament problems. J Am Dent Assoc., 16 : 1456-65, 1929.
5. Grove, C.J. : The value of the dentinocemental junction in pulp canal surgery. J Dent Res., 11 : 466-8, 1931.
6. Kuttler, Y. : Microscopic investigation of root apices. J Am Dent Assoc., 50 : 544-52, 1955.
7. Cohen, S. and Burns, R.C. : Pathways of the pulp, ed 6, St Louis, Mosby-Year Book, 200-201, 1994.
8. Vande Voorde, H.E. and Bjorndahl, A.M. : Estimating endodontic 'working length' with paralleling radiographs. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 27 : 106-10, 1969.
9. Pineda, F. and Kuttler, Y. : Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7,275 canals. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 33 : 101-10, 1972.
10. Goldman, M., Pearson, A.H. and Darzenta, N. : Endodontic success, "Who's reading the radiograph?". Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 33 : 432-9, 1972.
11. Von der Lehr, W.N. and Marsh, R.A. : A radiographic study of the point of endodontic egress. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 35 : 105-9, 1973.
12. Olson, A.K., Goerig, A.C., Cavataio, R.E. and Luciano, J. : The ability of the radiograph to determine the location of the apical foramen. Int. Endod J., 24 : 28-35, 1981.
13. Tamse, A., Kaffe, I. and Fishel, D. : Zygomatic arch interference with correct radiographic diagnosis in maxillary molar endodontics. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 50 : 563-5, 1980.
14. Green, D. : A stereomicroscopic study of the root apices of 400 maxillary and mandibular anterior teeth. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 9 : 1224-32, 1956.
15. Green, D. : A stereomicroscopic study of 700 root apices of maxillary and mandibular posterior teeth. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 13 : 728-33, 1960.
16. Dummer, P.M.N., McGinn, J.H. and Rees, D.G. : The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. Int Endod J., 17 : 192-8, 1984.
17. Custer, L.E. : Exact methods of locating the apical foramen. J Natl Dent Assoc., 5 : 815-9, 1918.
18. Suzuki, K. : Experimental study of iontophoresis. J Jap Stomatol., 15 : 411-7, 1942.
19. Sunada, I. : New method for measuring the length of the root canal. J Dent Res., 41 : 375-87. 1962.
20. Inoue, N. : An audiometric method for determining the length of root canals. J Can Dent Assos., 50 : 630-6, 1973.
21. Inoue, N. : Dental stethoscope measures root canal. Dent Surv., 48 : 38-9, 1972.
22. O'Neill, L.J. : A clinical evaluation of electronic root canal measurement. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 38 : 469-73, 1974.
23. Blank, L.W., Tenca. J.I. and Pelleu, G.B. : Reliability of electronic measuring devices in en-

dodontic therapy. J. Endod., 1 : 141-5, 1955.
24. Busch, L.P., Chiat, L.R. and Goldstein, L.G. : Determination of the accuracy of the Sono-Explorer for establishing endodontic measurement control. J. Endod., 2 : 295-7, 1976.
25. Plant, J.J. and Newman, R.F. : Clinical evaluation of the Sono-Explorer. J. Endod., 2 : 215-6, 1976.
26. Berman, L.H. and Fleischman, S.B. : Evaluation of the accuracy of the Neosono-D electronic apex locator. J. Endod., 110 : 164-7, 1984.
27. Trope, M., Rabie, G. and Tronstad, L. : Accuracy of an electronic apex locator under controlled clinical conditions. Endod Dent Traumatol., 1 : 142-5, 1985.
28. Hembrough, J.H., Weine, F.S., Pisano, J.V. and Eskoz, N. : Accuracy of a electronic apex locator - a clinical evaluation in maxillay molars. J. Endod., 19 : 242-6, 1993.
29. Seidberg, B.H. : Clinical investigation of measuring working lengths of root canals with an electronic device and with digital tactile sense. J Am Dent Assoc., 90 : 370-87, 1975.
30. Chunn, C.B., Zardiackas, L.D. and Menke, R.A. : In vivo root canal length determination using the Forameter. J. Endod., 7 : 515-20, 1981.
31. Kaufman, A.Y., Szahkis, S. and Niv, N. : The efficiency and reliability of the Dentometer for detecting root canal length. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 67 : 573-7, 1989.
32. Becker, G.J., Lankelma, P. and Wesselink, P.R. : Electronic determination of root canal length. J. Endod., 6 : 876-80, 1980.
33. Ingle, J.I. and Bakland, L.K. : Endodontics, ed 4, Baltimore, Williams & Wilkins, 194-7, 1994.
34. Saito, T. and 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 in Japan., 27 : 65-72, 1990.
35. Mcdonald, N.J. : The electronic determination of working length. Dental Clinics of North America., 36 : 292-307, 1992.
36. Kobayashi, C. and Suda, H. : New electronic canal length measuring device based on the ratio method. J. Endod., 20 : 111-114, 1994.