

## Continuous Wave of Condensation Technique으로 근관충전시 치근면 온도상승 분석

김영주 · 황윤찬 · 김선호 · 황인남 · 최보영\* · 정영진\* · 정우남\* · 오원만\*  
전남대학교 치과대학 보존학교실, 치의학연구소, 전남대학교 공과대학 기계시스템공학부\*

### ABSTRACT

#### ANALYSIS OF TEMPERATURE RISE ON THE ROOT SURFACE DURING CONTINUOUS WAVE OF CONDENSATION TECHNIQUE

Young-Ju Kim, Yun-Chan Hwang, Sun-Ho Kim, In-Nam Hwang, Bo-Young Choi\*,  
Young-Jin Jeong\*, Woo-Nam Juhng\*, Won-Mann Oh\*  
*Dept. of Conservative Dentistry, College of Dentistry, DSRI,  
School of Mechanical Systems Engineering\*, Chonnam Natl. Uni.*

This study was conducted to evaluate the temperature rise on the root surface while the root canal is being obturated using continuous wave of condensation technique. Maxillary central incisor was prepared for repeated canal obturation. Ten thermocouples (Omega Engineering Inc., Stanford, USA) were placed at 1 mm increment from the anatomical root apex. The real temperature of Buchanan plugger was recorded before insertion into the root canal. The root canal was obturated with continuous wave of condensation technique as described by Buchanan and the root surface temperature was recorded during obturation at 150°C, 200°C, 250°C and 300°C temperature settings of System B HeatSource (Model 1005, Analytic technologies, Redmond, WA, USA). After completion of the temperature recording, the dentinal-cementum thickness at each sites was measured. The data were analyzed using one-way ANOVA followed by Scheffe's test and linear regression test.

The results were as follows.

1. When the temperature was set at 150°C, 200°C, 250°C and 300°C on the digital display of System B HeatSource, the real temperature of the plugger at the 1mm point from the tip revealed  $130.82 \pm 2.96^\circ\text{C}$ ,  $158.00 \pm 5.26^\circ\text{C}$ ,  $215.92 \pm 6.91^\circ\text{C}$  and  $249.88 \pm 3.65^\circ\text{C}$  respectively.
2. The position of 8 mm from the anatomical apex showed the highest temperature increase at each temperature settings and it was significantly higher than those of other positions ( $p < 0.01$ ). The temperature rise was constantly increased toward coronal portion from apex of the root.
3. The maximum temperature increase on the root surface was  $2.37 \pm 0.09^\circ\text{C}$  at 150°C setting,  $3.11 \pm 0.12^\circ\text{C}$  at 200°C setting,  $3.93 \pm 0.09^\circ\text{C}$  at 250°C setting and  $5.69 \pm 0.15^\circ\text{C}$  at 300°C setting respectively.

These results suggest that it be relatively kind to the supporting tissues of the root that the root canal is obturated using continuous wave of condensation technique at 150°C, 200°C, 250°C and 300°C temperature settings on digital temperature display of System B HeatSource.

**Key words** : Continuous wave of condensation technique, Thermocouple

## I. 서론

완벽한 근관치료를 위해서는 근관계의 삼차원적인 밀폐가 필수적이다<sup>1)</sup>. 이를 위해 오래 전부터 여러 가지 근관충전 재료와 방법이 끊임없이 개발되고 있다. 실러(sealer)와 거타퍼차(gutta-percha)가 근관충전재료로서 널리 사용되고 있으며 근관충전법중 측방가압법(lateral condensation technique)이 술식의 간편성 때문에 많이 이용되어 왔다<sup>2)</sup>. 그러나 근래에는 매우 우수한 근관폐쇄 효과가 있으며 거타퍼차를 보다 균일하게 충전해주고 체적으로 안정되게 해주는 가열수직가압법(warm vertical condensation technique)<sup>3)</sup>이 널리 사용되는 추세이다. 그러나 이 방법은 충전하는 동안에 거타퍼차에 열을 가하기 때문에 치아주위조직에 열손상을 야기할 수 있다는 단점이 있다<sup>4)</sup>.

가열수직가압법을 사용하여 근관충전시 치근표면으로의 열전달과 온도상승에 대해 많은 보고들이 있다. Hand 등<sup>5)</sup>은 불꽃에 의해 가열된 충전기구를 근관내에 삽입할 때 충전기구의 온도가 380℃를 나타내며 근관내에 삽입 후 치근표면에서 3~4℃의 온도상승이 일어남을 보고하였다. Marlin과 Schilder<sup>6)</sup>은 가열수직가압법으로 근관충전시 4℃에서 12.5℃의 근관내 온도상승이 일어남을 보고하였고, Barkhorda 등<sup>7)</sup>은 가열가압충전시 근단공으로부터 2mm 떨어진 위치에서 4~7℃의 온도상승이 있었음을 보고하였다.

열에 의한 치아주위조직의 손상에 대한 여러 연구들을 보면, Eriksson 등<sup>8)</sup>은 골조직에 45℃이상의 열이 가해지면 골손상이 야기된다고 보고하였고, Eriksson과 Albrektsson<sup>7,8)</sup>은 골조직의 재생능력을 감소시키거나 비가역적인 손상을 가하지 않는 최대온도의 허용치는 47℃ 정도의 온도자극이 1분간 지속될 때라고 하였다. 이는 치근표면에서 10℃의 온도상승이며 이 이상의 열이 치근표면에 가해지면 주위 치주조직에 해로운 결과를 나타냄을 시사한다.

최근 많이 이용되고 있는 continuous wave of condensation technique은 Buchanan이 소개한 근관충전법으로 간편하고 빠르게 근관을 충전할 수 있는 장점을 가지고 있다<sup>9)</sup>. 그러나 이 방법 역시 열원으로 System B Heat Source를 사용하는 일종의 가열수직가압법이므로 충전과정 동안 열에 의해 치아주위조직에 손상을 야기할 수 있을 것이다.

따라서 본 연구는 System B HeatSource의 150℃, 200℃, 250℃ 및 300℃ 온도설정에서 continuous wave of condensation technique을 시행하는 동안 치근면 온도 상승을 분석하여 치아주위조직에 안전하게 사용할 수 있는지를 구명하고자 시행하였다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 시편제작

시편제작을 위하여 치근면이 건전한 인간의 발거된 상악중절치를 선택하였으며 치근면에 부착된 연조직과 잔사를 제거하였다. 동일한 시편에서 반복적인 근관충전을 시행할 수 있도록 Weller 등<sup>10)</sup>이 소개한 방법으로 시편을 제작하였다.

먼저 치아를 투명한 고정용 레진에 포매하였다. 시편을 bolt와 nut를 사용하여 항상 정해진 위치에 고정시키기 위해 레진블럭에 두 개의 홈을 형성하였는데, 치아에 대해 협측과 설측에 각각 한 개씩 치아장축에 수직이 되게 형성하였다. 레진 블럭을 저속절단기(Isomet™, Buehler LTD, Lake Bluff, IL, USA)를 사용하여 협설 방향으로 반으로 절단하고 절단된 두 조각을 미리 형성된 홈에 볼트와 너트를 끼워 넣어 단단히 고정하였다(Fig. 1).

### 2. 치수강개방 및 근관성형

#330 bur를 사용하여 치아의 설면에서 치수강을 개방하고 근관내로 기구의 직선경로를 얻을 수 있도록 치경부 상아질을 제거하였다.

#10 K-file (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)로 치아의 해부학적 근침에서 1 mm 짧게 작업장을 측정하였으며, 치아의 치관부를 제거하여 17 mm가 되도록 하였다.

GT rotary Ni-Ti file (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)을 사용하여 제조회사가 지시하는 crown-down 법으로 근관성형하였다. 근관성형 동안 윤활제로 RC-prep (Stone Pharmaceuticals, PA, USA)을 사용하였으며 NaOCl을 사용하여 세척하였다. 작업장길이에서 주치근단파일(master apical file)은 #40이었다.

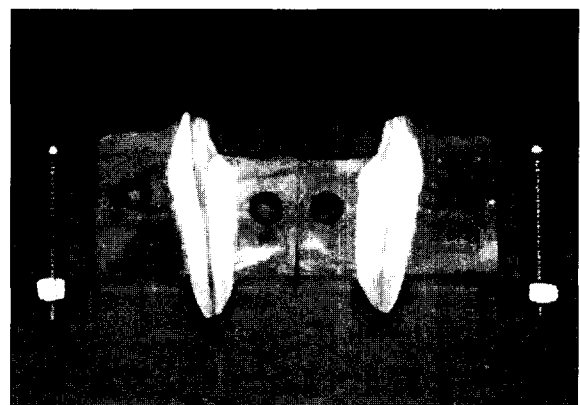


Fig. 1. Components of tooth model.

### 3. 치근면에 열전대(Thermocouple) 부착

치아의 근심면과 원심면에 #557 fissure bur를 사용하여 치관부에서 치근침 방향으로 치근면이 노출 되도록 레진을 제거하고 열 개의 0.07 mm 구리-콘스탄탄 열전대(Omega Engineering Inc., Stanford, USA)를 cyanoacrylate adhesive로 치근면에 부착하였다. 부착시 한쪽면에는 해부학적 치근침에서 1 mm 상방(T1)에서 시작하여 2 mm 간격으로 5개를, 반대쪽면에는 치근침에서 2 mm 상방(T2)에서 시작하여 2 mm 간격으로 5개를 부착하였다(Fig. 2). 즉 치근침의 1 mm 상방부터 1 mm 간격으로 10개의 열전대를 부착하여 각 부위의 온도를 측정할 수 있었다.

시편을 근관충진이 용이하도록 스탠드에 고정시키고 열전대의 한쪽 끝을 R7326B Data Logger(Advantest, Tokyo, Japan)의 10개 채널에 고정하였다(Fig. 3).

### 4. 근관충진

치근단공의 개방성을 확인하고 페이퍼포인트를 사용하여 근관을 건조시켰다.

근관충진을 위해 비규격화 거타퍼차콘중 근관크기와 맞는 M (Medium) 크기 콘 (Sure-Dent, Korea)을 선택하여 시적 후 방사선사진을 통해 적합성을 확인하였다. 작업장길이보다 4 mm 짧은 길이에서 근관벽에 끼이도록 삽입되는 ML (Medium Large) 크기의 Buchanan plugger (Analytic technologies, USA)를 선택하였다.

AH 26 (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany)를 혼합하여 근관벽에 얇게 도포하고 치근면의 초기온도를 측정하였다. 미리 맞추어 놓은 거타퍼차콘을 삽입한 후 치관

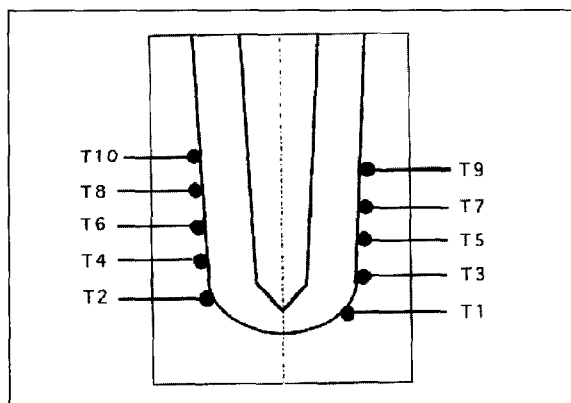


Fig. 2. Diagram showing the placement of thermocouples on the root surface.

T1 : 1 mm from the anatomical apex, T10 : 10 mm from the anatomical apex.

부의 여분의 거타퍼처를 제거하였다. Buchanan<sup>9)</sup>이 권고한 대로 continuous wave of condensation technique으로 근관충진하기 위해 System B HeatSource를 "Use", "Touch" mode, power level 10으로 설정하였다.

최 등<sup>11)</sup>은 plugger를 5초간 가열하는 동안 적외선 열화상 장치를 이용하여 plugger의 실제 온도를 측정된 결과 plugger 선단 1~1.5 mm 위치에서 가장 큰 온도상승을 보였다고 보고하였다. 따라서 본 연구에서는 plugger를 근관내에 삽입하기 전 열전대를 사용하여 plugger tip에서 1 mm 떨어진 위치의 실제온도를 측정하였다.

가열된 plugger를 근관내에 삽입하고 작업장 길이보다 4 mm 짧은 위치까지 진행시킨 후 열을 차단시키고 약 10초 동안 치근단 방향으로 강하게 압력을 가하였다. 약 0.5초 동안 다시 열을 가하고 근관에서 제거하였다. 상충부의 재충전(back filling)은 시행하지 않았다.

충진과정동안 1초 간격으로 60초 동안 치근면의 온도를 기록하였으며 System B HeatSource의 각 온도설정(150℃, 200℃, 250℃ 및 300℃)에 대해 위의 과정을 10회씩 시행하였다.

충진이 완료된 후 각 위치에서 치질의 두께를 측정하였다.

### 5. 통계분석

치근면의 위치가 변함에 따라 온도의 변화가 있는가를 검증하기 위해 선형회귀분석을 시행하였으며 System B HeatSource의 각 온도설정과 치근면의 온도상승과의 유의성을 검증하기 위해 일원분산법을 시행하였고 사후검정을 위해 Scheffe's test를 시행하였다.

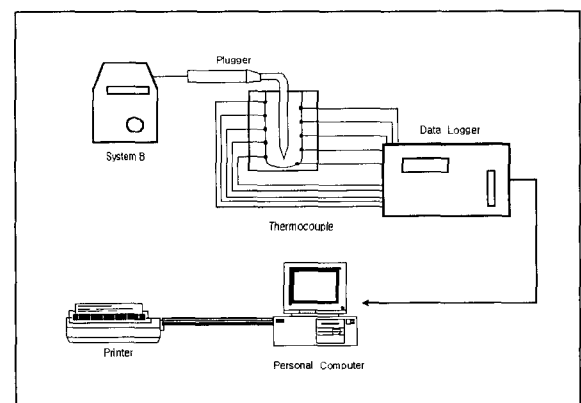


Fig. 3. Schematic illustration of the whole system.

Ⅲ. 실험결과

1. Buchanan plugger의 실제온도

System B HeatSource의 digital display 온도를 각각 150℃, 200℃, 250℃ 및 300℃로 설정하였을 때, 2초간 예열시킨 ML 크기 plugger의 선단에서 1 mm 떨어진 부위의 실제 온도는 설정 온도보다 더 낮게 나타났으며 Table 1과 같다.

150℃ 온도설정에서는 130.82±2.96℃였으며, 200℃ 온도설정에서는 158.00±5.26℃, 250℃ 온도설정에서는 215.92±6.91℃, 300℃ 온도설정에서는 249.88±3.65℃였다.

**Table 1.** Digital display of System B HeatSource vs real temperature at 1mm from the ML size Buchanan plugger tip (Mean±S.D.)

Digital display of System B HeatSource (℃)	Real temperature at 1mm from the ML size Buchanan plugger tip (℃)
150	130.82±2.96
200	158.00±5.26
250	215.92±6.91
300	249.88±3.65

2. System B HeatSource의 각 온도설정에서 치근면상의 최대온도상승

System B HeatSource의 digital display 온도를 150℃, 200℃, 250℃ 및 300℃로 설정하고 각 온도설정에서 continuous wave of condensation technique을 사용하여 근관충진시 치근면 온도상승을 측정된 결과, 모든 온도 설정에서 해부학적 치근침에서 8 mm 떨어진 위치(T8)가 가장 큰 온도상승을 보였으며 치근침에서 1 mm 떨어진 위치(T1)가 가장 작은 온도상승을 보였다(p<0.01). 근관충진 중 치근면상의 최대온도상승은 Table 2에 나타나 있다.

150℃ 온도설정의 경우, T8에서 2.37±0.09℃로 가장 큰 온도상승을 보였으며, T1에서 0.66±0.04℃로 가장 작은 온도상승을 보였다(p<0.01). 치아의 치근침에서 멀어질수록 최대 온도상승치는 선형적으로 증가하였다(Y=0.538X+0.610, R=0.773). 200℃ 온도설정의 경우, T8에서 3.11±0.12℃로 가장 큰 온도상승을 보였으며, T1에서 0.78±0.05℃로 가장 작은 온도상승을 보였다(p<0.01). 치아의 치근침에서 멀어질수록 최대 온도상승치는 선형적으로 증가하였다(Y=0.201X+0.895, R=0.707). 250℃ 온도설정의 경우, T8에서 3.93±0.09℃로 가장 큰 온도상승을 보였으며 T1에서 0.88±0.04℃로 가장 작은 온도상승을 보였다(p<0.01). 치아의 치근침에서 멀어질수록 최대 온도상승치는 선형적으로 증가하였다(Y=0.264X+1.004, R=0.755). 300℃ 온도설정의 경

**Table 2** Maximum temperature increase on the root surface

	150(n=12)		200(n=10)		250(n=11)		300(n=12)	
	ΔT	S.E.	ΔT	S.E.	ΔT	S.E.	ΔT	S.E.
T1	0.66 <sup>a</sup>	0.04	0.78 <sup>a</sup>	0.05	0.88	0.04	1.60 <sup>a</sup>	0.07
T2	0.83 <sup>ab</sup>	0.05	1.16 <sup>a</sup>	0.06	1.40 <sup>a</sup>	0.05	2.17 <sup>a</sup>	0.09
T3	0.79 <sup>ac</sup>	0.04	1.09 <sup>a</sup>	0.05	1.28 <sup>a</sup>	0.03	2.06 <sup>a</sup>	0.08
T4	1.23 <sup>bd</sup>	0.06	2.08 <sup>bcd</sup>	0.12	2.56 <sup>b</sup>	0.07	4.05 <sup>bc</sup>	0.20
T5	1.10 <sup>bc</sup>	0.06	1.71 <sup>b</sup>	0.07	2.04	0.04	3.23 <sup>d</sup>	0.12
T6	1.91 <sup>e</sup>	0.09	3.02 <sup>efg</sup>	0.14	3.69 <sup>e</sup>	0.11	5.50 <sup>f</sup>	0.21
T7	1.83 <sup>e</sup>	0.09	2.58 <sup>efg</sup>	0.08	3.14 <sup>d</sup>	0.06	4.68 <sup>b</sup>	0.11
T8	2.37	0.09	3.11 <sup>e</sup>	0.12	3.93 <sup>e</sup>	0.09	5.69 <sup>f</sup>	0.15
T9	1.91 <sup>e</sup>	0.08	2.49 <sup>efgh</sup>	0.07	3.03 <sup>d</sup>	0.06	4.53 <sup>b</sup>	0.10
T10	1.59 <sup>de</sup>	0.06	2.00 <sup>bgh</sup>	0.09	2.61 <sup>b</sup>	0.06	3.63 <sup>cd</sup>	0.09

ΔT : Mean of maximum temperature increase, S.E. : Standard Error

T1 : 1 mm from the anatomical apex

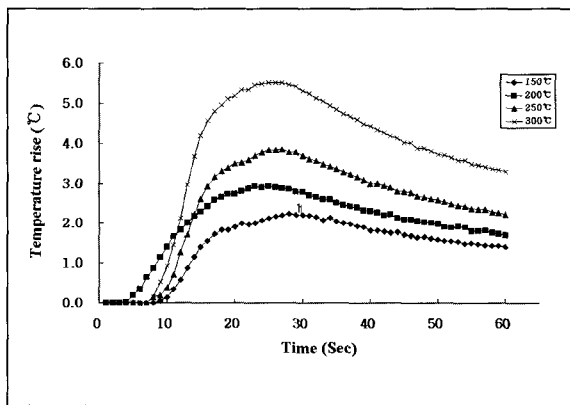
T10 : 10 mm from the anatomical apex

Same character represents no significant difference between two sites at each temperature setting.

**Table 3.** The dentinal-cementum thickness of the root

Position	Thickness (mm)
T1	0.8
T2	1.0
T3	1.0
T4	1.2
T5	1.4
T6	1.1
T7	1.5
T8	1.2
T9	1.6
T10	1.3

T1 : 1 mm from the anatomical apex, T10 : 10 mm from the anatomical apex.

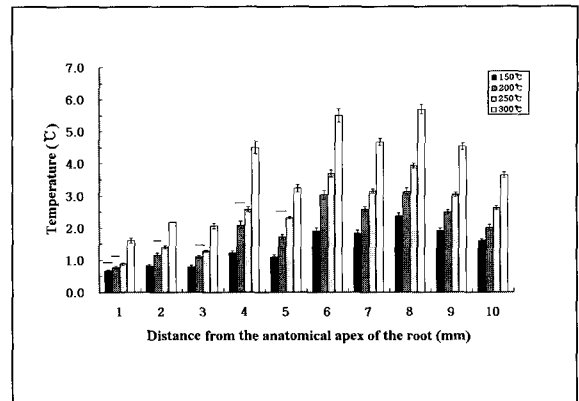


**Fig. 5.** Representative temperature rise at 8 mm from the anatomical apex of the root by time of measurement.

우, T8에서  $5.69 \pm 0.15^\circ\text{C}$ 로 가장 큰 온도상승을 보였으며 T1에서  $1.60 \pm 0.07^\circ\text{C}$ 로 가장 작은 온도상승을 보였다 ( $p < 0.01$ ). 치아의 치근침에서 멀어질수록 최대 온도상승치는 선형적으로 증가하였다 ( $Y = 0.346X + 1.808$ ,  $R = 0.694$ ).

치근면상의 동일한 위치에서 System B HeatSource의 설정온도가 높아짐에 따라 치근면상의 최대온도상승은 유의할만한 차이를 보였으며 ( $p < 0.01$ ) Fig. 4에 나타나있다.

본 연구에서는 치근면상의 온도상승을 60초간 측정하였으며, 가장 큰 온도상승을 보인 T8 위치에서 시간에 따른 온도변화 양상은 Fig. 5와 같다. System B Heatsource의 150°C 온도설정에서 측정시작 후 9초부터 온도가 상승하여 28초에 가장 큰 온도상승을 보였으며 이후에 감소하는 양상을 보였다. 200°C 온도설정의 경우, 다른 온도설정에서보



**Fig. 4.** Maximum temperature increase on the root surface.

Bar represents no significant difference between two temperature settings at the same site on the root surface.

다 빨리 온도가 상승하였는데 측정시작 후 4초부터 온도가 상승하여 23초와 25초에 가장 큰 온도상승을 보였으며, 이후에 감소하는 양상을 보였다. 250°C 온도설정의 경우에는 측정시작 후 8초부터 온도가 상승하여 27초에 가장 큰 온도상승을 보였으며 이후에 감소하는 양상을 보였다. 300°C 온도설정에서는 측정시작 후 8초부터 온도가 상승하여 26초에 가장 큰 온도상승을 보였으며 이후에 감소하는 양상을 보였다.

### 3. 열전대가 부착되었던 각 위치에서 치질의 두께

치근면상의 열전대가 부착되었던 각 위치에서 치질의 두께는 Table 3과 같다.

치아의 해부학적 치근침에서 9 mm 떨어진 위치(T9)에서 1.6 mm로 가장 두꺼웠으며 1 mm 떨어진 위치(T1)에서 0.8 mm로 가장 얇았다.

## IV. 총괄 및 고안

Continuous wave of condensation technique에 사용되는 전기적인 가열기구인 System B HeatSource는 digital display와 다양한 resistor control을 가지고 있으며 사용자가 원하는 온도를 맞출 수 있게 되어 있다<sup>12)</sup>. 그러나 제조회사에서 제시한 온도와 실제 사용하는 온도와는 일치하지 않는다고 보고되고 있다<sup>13)</sup>. 본 연구에서도 ML 크기 Buchanan plugger를 2초간 예열시킨 후 근관내에 삽입 전 측정된 온도가 digital display 온도보다 더 낮은 것을 볼 수 있었다. Continuous wave of condensation technique시 추천되는 200°C 온도설정에서만 보더라도 plug-

ger tip에서 1 mm 떨어진 부위의 실제온도는  $158.00 \pm 5.26^\circ\text{C}$ 로 상당히 낮게 나타났다. 이는 plugger 내부로 공급되는 열량은 내부의 온도를 설정된 온도로 유지하게 하지만 대류에 의한 열손실로 인해 plugger 표면의 온도는 떨어지는 것으로 추정된다. 또한 plugger 내부의 열원의 위치와 plugger의 크기도 온도차이에 영향을 줄 수 있을 것이다. System B HeatSource는 열이 plugger의 선단에 집중되도록 고안되어 있으며 최 등<sup>11)</sup>의 연구에 의하면 plugger의 선단 1~1.5 mm 위치에서 가장 온도가 증가되었다고 보고되었다. 따라서 본 연구에서는 plugger tip에서 1 mm 떨어진 부위의 실제온도를 측정하였다. 그러나 열원이 온도를 측정할 부위에 위치한다면 그 부위가 가장 높은 온도를 나타내지만 열원에서 떨어진 위치라면 최고온도를 나타내지는 않을 것이다. 충전에 사용된 ML 크기 plugger는 다른 크기의 plugger와 같은 재질로 만들어졌으나 가장 큰 질량을 갖는다. 이와 같이 동일 재질이나 질량이 큰 경우 똑같은 열에너지를 공급해주어도 더 낮은 온도상승을 보이게 된다. System B HeatSource의 digital display 온도와 plugger tip에서 1 mm 떨어진 위치에서의 실제온도가 많은 차이를 보이는 이유를 이상과 같이 유추해 볼 수 있으나 이에 대해서는 좀 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

System B HeatSource의 모든 온도설정에서 가장 큰 온도상승이 관찰된 부위는 해부학적 치근침에서 8 mm 떨어진 T8이었으며, 가장 낮은 온도상승을 보인 부위는 T1이었다( $p < 0.01$ ). 또한 치근침에서 멀어질수록 온도상승치가 선형적으로 증가하였다. Buchanan plugger tip을 삽입 후 도달하는 최종위치가 치아의 해부학적 치근침에서 4 mm 떨어진 부위(T4)임을 고려한다면 T4 하방의 T1~T3의 온도가 낮은 것은 쉽게 예상 가능하다. 즉 충전과정동안 T1~T3는 낮은 열전도도를 가진 거타퍼치로<sup>14)</sup> 채워지기 때문에 plugger가 삽입되는 최종위치에서 멀어질수록 더 낮은 온도상승을 보이는 것 같다. 반면 달구어진 plugger가 최초로 삽입되어 진행되는 치관부에서는 더 큰 온도상승이 나타나는 것으로 사료된다. System B HeatSource의 "touch" mode에서 plugger는 가열 후 1~2초 후에 가장 높은 온도를 보이며<sup>11)</sup> 따라서 근관내 삽입 초기에 가장 높은 온도를 나타내는 것으로 추측된다. 그러나 최대온도상승이 T9, T10이 아닌 T8에서 나타났는데 이는 T9과 T10은 실내공기와 바로 접촉하는 위치이므로 온도가 낮은 공기의 영향으로 인해 더 적은 온도상승을 보인 것으로 추정된다. 치근면의 온도상승은 치근침에서 멀어질수록 선형적으로 증가하였으나 위치에 따라 일률적으로 증가하지는 않는 것을 볼 수 있었다. 예를 들면, 최고온도상승을 보이는 T8위치와 바로 인접한 T7과 T9에 비해 T6이 두 번째로 큰 온도상승을 보였다. 이는 측정부위의 치질의 두께와 관련이 있을 것으로 사료된다. 충전이 끝난 후 측정된 치질의 양을 보면 T6

에서 양이 T7과 T9에 비해 더 적은 것을 볼 수 있었다. 그러나 치질의 양과 치근면상의 온도상승이 상관관계가 없다는 보고<sup>15)</sup>도 있으며 치질의 양이외에도 plugger를 삽입시 각 위치에서 plugger와 치근내면 사이에 개재된 거타퍼치와 실러도 요인이 될 것으로 추정된다.

Buchanan<sup>9)</sup>이 소개한 continuous wave of condensation technique은 근관충전법중 일종의 가열수직가압법이다. 이 방법은 다른 가열수직가압법과 마찬가지로 균일하고 우수한 근관충전이 가능한 장점을 가지고 있으며 또한 쉽고 빠르게 시행할 수 있다<sup>9)</sup>. 그러나 충전과정동안 거타퍼치에 열을 가하기 때문에 치아주위조직에 해로운 열손상을 줄 수 있다. Eriksson과 Albrektsson<sup>7,8)</sup>은 골조직의 재생능력을 감소시키거나 비가역적인 손상을 가하지 않는 최대온도의 허용치는  $47^\circ\text{C}$  정도의 온도자극이 1분간 지속될 때라고 하였다. 즉 이는 치근면상에서  $10^\circ\text{C}$  온도상승을 의미한다. 본 연구에서 System B HeatSource의 가장 높은 온도설정인  $300^\circ\text{C}$  설정(plugger tip에서 1 mm 떨어진 위치의 실제온도는  $249.88 \pm 3.65^\circ\text{C}$ )에서 단지  $5.69 \pm 0.15^\circ\text{C}$ 의 치근면 온도상승을 보였으며 지속시간도 단지 수초에 불과하였다. Floren 등<sup>16)</sup>은 system B HeatSource를 사용하여 continuous wave of condensation technique으로 근관충전시 열 개의 열전대중 한 부위에서  $8.85 \sim 12.06^\circ\text{C}$ 의 온도상승이 일어났음을 보고하였으며 이는 본 연구결과와 일치하지 않는다. 그러나 Floren 등<sup>16)</sup>의 실험에서는 근관충전시 실러를 사용하지 않았으며 이로 인해 더 높은 온도상승이 일어났을 것으로 추정된다. Barkhorda 등<sup>5)</sup>은 가열수직가압법시 실러를 사용하지 않는 경우 더 큰 온도상승이 나타남을 보고하였다. 본 연구결과에 의하면 System B HeatSource를 사용한 continuous wave of condensation technique은 치아 주위조직에 안전하게 사용할 수 있을 것으로 사료된다. 그러나 치근면의 온도상승 측정시 열 측정을 위한 방법에 따라 다른 값을 보일 수 있다는 것을 고려하여야 한다. 치근표면의 온도를 측정하는 방법에는 통상적으로 열전대<sup>15-17)</sup>와 적외선열화상장치<sup>18)</sup>를 이용한 방법이 쓰인다. 본 연구에서 사용한 열전대는 매우 정확한 측정이 가능하나 열전대가 접촉된 치근 표면에서만 온도측정이 가능하며 넓은 부위의 온도측정을 위해서는 더 많은 열전대를 장착하여야 한다. 또한 정확한 온도측정을 위해서는 열전대와 표면사이의 접촉이 적절해야 한다. 본 연구에서는 10개의 열전대를 사용하였는데 열전대의 수가 많아지면 여러 부위의 온도를 측정할 수 있으나 비례하여 표면의 열이 방출되게 되므로 실제 온도상승치보다 낮은 값을 얻을 수도 있다. 따라서 적외선열화상장치와 같은 다른 열측정방법을 사용한 비교연구가 필요하다. 또한 실제 치아에서는 치주인대 및 수분이 존재하므로 실제임상에 적용하기 위해서는 in vivo 실험을 통한 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

## V. 결 론

System B HeatSource의 다양한 온도설정(150℃, 200℃, 250℃ 및 300℃)에서 continuous wave of condensation technique으로 근관충전시 치근면 온도상승을 측정하여 평가한 후, 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. System B HeatSource의 digital display 설정 온도를 150℃, 200℃, 250℃ 및 300℃로 했을 때 plugger 선단에서 1 mm 떨어진 부위의 실제온도는 각각  $130.82 \pm 2.96^\circ\text{C}$ ,  $158.00 \pm 5.26^\circ\text{C}$ ,  $215.92 \pm 6.91^\circ\text{C}$  및  $249.88 \pm 3.65^\circ\text{C}$ 를 나타내었다.
2. 치아의 해부학적 치근첨에서 8 mm 떨어진 부위에서 가장 높은 온도상승을 보였으며 이는 다른 위치에서 측정된 값보다 유의할만하게 높았다( $p < 0.01$ ). 치근면 온도상승은 치아의 치근첨에서 멀어질수록 선형적으로 증가하였다.
3. 치근면상의 최대온도상승은 System B HeatSource의 150℃ 온도설정에서  $2.37 \pm 0.09^\circ\text{C}$ , 200℃ 온도설정에서  $3.11 \pm 0.12^\circ\text{C}$ , 250℃ 온도설정에서  $3.93 \pm 0.09^\circ\text{C}$  그리고 300℃ 온도설정에서  $5.69 \pm 0.15^\circ\text{C}$ 이었다.

이상의 결과는 System B HeatSource의 150℃, 200℃, 250℃ 및 300℃ 온도설정에서 continuous wave of condensation technique을 사용하여 근관충전시 치아주위조직에 비교적 안전하게 사용할 수 있음을 시사한다.

## 참고문헌

1. Schilder H : Filling root canals in three dimensions. *Dent Clin North Am* 11:723-744, 1967.
2. Nguyen NT : Obturation of the Root Canal System. Pathways of the Pulp. 6th ed., St. Louis, Mosby Co., pp 219-271, 1994.
3. Hand RE, Huget EF and Tsaknis PJ : Effects of a warm gutta-percha technique on the lateral periodontium. *Oral Surg* 42:395-401, 1976.
4. Marlin J and Schilder H : Physical properties of gutta-percha when subjected to heat and vertical condensation. *Oral Surg* 36:872-879, 1973.
5. Barkhordar RA, Goodis HE, Watanabe L and Koumdjian J : Evaluation of temperature rise on the outer surface of teeth during root canal obturation techniques. *Quint Int* 21:585-588, 1990.
6. Eriksson AR, Albrektsson T, Grane B and McQueen D : Thermal injury to bone : A vital-microscopic description of heat effect. *Int J Oral Surg* 11:115-121, 1982.
7. Eriksson AR and Albrektsson T : The effect of heat on bone regeneration. *Oral Surg* 42:705-711, 1984.
8. Eriksson AR and Albrektsson T : Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury : A vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 50:101-107, 1983.
9. Buchanan LS : The continuous wave of obturation technique : 'Centered' condensation of warm gutta percha in 12 seconds. *Dentistry today* 1:60-67, 1996.
10. Weller RN, Jurcak JJ, Donley DL and Kulild JC : A new model system for measuring intracanal temperatures. *J Endod* 17:491-494, 1991.
11. 최성아, 김선호, 황윤찬, 윤 창, 오병주, 최보영, 정우남, 정선와, 황인남과 오원만 : 적외선 열화상장치를 이용한 Buchanan plugger 표면의 온도상승 분석. *대한치과보존학회지* 27:370-381, 2002.
12. Analytic Technology Corp : Instruction guidelines for system B HeatSource model 1005, Glendora, California, USA, 1997.
13. Jurcak JJ, Weller RN, Kulild JC and Donley DL : In vitro intracanal temperatures produced during warm lateral condensation of gutta-percha. *J Endod* 18:1-3, 1992.
14. Goodman A, Schilder H and Aldrich W : The thermo-mechanical properties of gutta-percha. Part IV. A thermal profile of the warm gutta-percha packing procedure. *Oral Surg* 51:544-551, 1981.
15. Lee FS, Van Cura JE and BeGole E : A comparison of root surface temperatures using different obturation heat sources. *J Endod* 24:617-620, 1998.
16. Floren JW, Weller RN, Pashley DH and Kimbrough WF : Changes in root surface temperatures with *in vitro* use of the system B HeatSource. *J Endod* 25:593-595, 1999.
17. Mc Cullagh JJ, Setchell DJ, Gulabivala K, Hussey DL, Biagioni P, Lamey PJ and Bailey G : A comparison of thermocouple and infrared thermographic analysis of temperature rise on the root surface during the continuous wave of condensation technique. *Int Endod J* 33:326-332, 2000.
18. Biagioni PA, Longmore RB, McGimpsey JG and Lamey P-J : Infrared thermography. Its role in dental research with particular reference to craniomandibular disorders. *Dentomaxillofac Radiol* 25:119-124, 1996.

## 오 원 만

전남대학교 치과대학 보존학교실  
 광주광역시 동구 학 1동 전남대학교 부속병원 보존과  
 Tel : 062) 220-5459 Fax : 062) 225-8387  
 E-mail : wmoh@chonnam.ac.kr