

## Thermography와 유한요소분석법을 이용한 하악 제2유구치의 열확산도 평가

박희승 · 김용기 · 권순원 · 김종수

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

### 국문초록

임상에서 설비의 노후나 고장 등으로 인해 고속 핸드피스의 물 분사에 의한 냉각이 종종 불완전하게 일어날 수 있다. 또한 성인에 비해 치료에 관한 공포가 심하여 비협조적인 소아환자의 경우에는 물의 분사나 고속 흡인기의 사용을 거부하거나 지극히 혐오하는 경우도 드물지 않다. 이처럼 냉각이 충분히 이뤄지지 않은 상황에서 시행되는 다양한 술식은 치수조직에 치명적인 손상을 가할 수 있다. 본 연구의 목적은 임상 수복 술식을 시행하는 동안 각 치아표면에서 발생하는 열이 치수 내부로 전달되는 양상을 조사하기 위함이었다. 석고 블록에 식립된 90개의 하악 제2유구치를 대상으로 수종의 수복 술식을 시행하였고, 해당 치아표면에서 발생하는 열의 온도를 적외선 카메라와 thermography를 이용하여 측정하고, 이를 토대로 유한요소 분석을 통한 치질내 열전도에 관한 평가를 시행하였다. 본 연구에서 시행된 임상 술식의 주수 하 최고 표면 온도는 30.8℃~43.6℃, 비 주수 하에서는 51.2℃~103.4℃의 범위를 보였다. 술식 중에서는 치관 형성과정이 가장 높은 온도를, 아말감 제거 과정이 가장 낮은 표면온도를 보였다. 동일 술식 내에서의 주수와 비 주수 조건간에는 모든 술식이 유의한 차를 나타냈다 ( $p<0.05$ ). 유한요소 분석에서 나타난 치수각의 온도변화는 모든 비 주수 조건에서는 큰 폭으로 상승한 반면, 주수 하에서는 전반적으로 미약한 변화를 보였다. 이상의 결과는 고속 절삭기를 사용한 수복 과정에 주수에 의한 충분한 냉각이 치수 생활력의 유지를 위해서 필수적임을 시사해준다. 향후 보다 다양한 술식과 조건을 부여한 유사 분야의 연구가 추천된다.

**주요어** : 유한요소분석, 열, 열확산도 분석, 와동 형성

### I. 서 론

치과 임상에서 시행되는 다양한 치료 술식은 대부분 열 발생을 동반하며, 열에 매우 민감한 치수세포는 특히 손상을 받기 쉽다. 특히 치수의 건강과 밀접한 관련이 있는 치아 우식증의 수복을 위한 깊은 와동 형성 술식이나 기성 금관 수복을 위한 치관 형성 술식은 시술 빈도가 높은 술식 중의 하나로서 치수 상태와 술자의 기법에 따라서 다양한 범위의 열 발생을 야기하게 된다. 무수치 혹은 이에 준하는 병변이 존재하는 치수의 경우를 제외하고는 대부분의 수복 술식은 생활 치수에 상당한 열 자극을 가할 수 있는 가능성을 항상 지니고 있다고 할 수 있다.

임상에서 설비의 노후나 고장 등으로 인해 고속 핸드피스의 물 분사에 의한 냉각이 종종 불완전하게 일어날 수 있다. 또한 성인에 비해 치료에 대한 공포가 심하여 비협조적인 소아환자의 경우에는 물의 분사나 고속 흡인기의 사용을 거부하거나 지극히 혐오하는 경우가 드물지 않다. 따라서 불가피하게 저속 핸드피스와 버를 사용하여 술식을 진행하는 빈도가 성인에 비해 증가하게 되는 것이다. 이처럼 술식과 동반되어 발생하는 열이 물 분사에 의해 충분히 냉각되지 못하는 상황은 치과 임상에서 흔히 발생하고 있지만 그리 심각하게 받아들여지지 않고 간과

되는 경향이 많은 것으로 사료된다. 치과 임상 술식으로부터 발생하는 열 자극으로 인한 치수 변화에 대한 연구들은 오래 전부터 진행되어져 왔는데, Christensen과 Dilts<sup>1)</sup>는 아말감 수복 후 시행하는 아말감 활택술시의 열 발생에 대해 언급하였고, Grajower 등<sup>2)</sup>도 아말감 활택술시 와동 이장재료의 두께 변화와 열 자극에 대한 치수 조직의 변화에 대한 상관관계를 연구한 바 있으며, Baldissara 등<sup>3)</sup>은 열 자극이 치수에 미치는 영향을 조직학측면에서 관찰하여 보고하였다. 최근 새롭게 각광받고 있는 레이저에 대한 연구들도 다양하게 이루어지고 있는데 그 예로서 Wilder-Smith 등<sup>4)</sup>은 레이저 조사량에 비례하여 치수내 온도가 상승한다고 보고하였고, Smith 등<sup>5)</sup>은 이산화탄소 레이저를 이용한 교정용 브라켓 제거시의 열 발생 정도를 측정하여 보고한 바 있다.

열을 측정하기 위한 방법으로서 과거에는 열 전지(thermocouple)를 이용하여 온도 변화에 따른 열팽창 계수의 차이에 의한 왜곡 정도를 기준으로 간접측정하는 방법이 주종을 이루었다<sup>6-8)</sup>. 그러나 이 방법은 열이 확산되는 양상의 관찰이 불가능하고, 전극이 접촉하게 되는 특정 부위의 온도측정만이 가능하여 치수 내의 다양한 지점에서의 열 측정이 어려운 한계성을 지니고 있다<sup>9,10)</sup>.

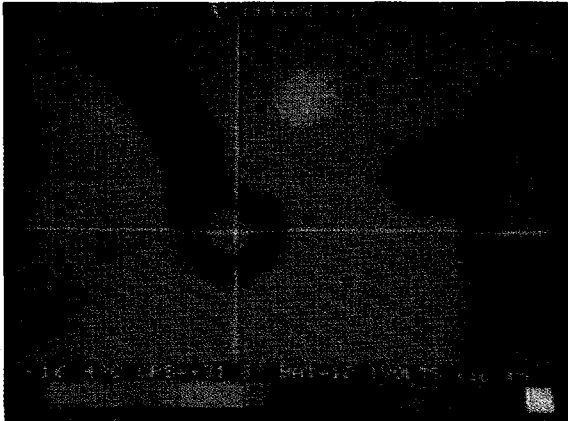


Fig. 1. Sample image of thermography.

접촉부에서의 실험 오차 가능성이 적고 임상 술식 동안의 열 발생 정도를 동시 측정하기 위한 지속적인 노력의 결과로 최근에는 thermography를 이용한 표준화 방법이 개발되었다. Thermography란 어떤 개체로부터 열이 발생되면 동시에 이에 비례하여 방출되는 적외선의 파장을 민감하게 감지하여 전기 자극으로 변환하는 원리를 배경으로 이루어지며 측정되는 온도의 수치와 변화를 직접 영상으로 나타내 주는 시스템이다. 또한 thermography는 측정 대상 개체와 직접 접촉하지 않고도 측정이 가능하며, 측정 범위가 광범위하고 여러 개체의 동시 측정이 가능하여 상호 비교할 수 있을 뿐 아니라 표면의 열 분산 양상에 관한 시각적 관찰 및 영상 기록이 가능한 장점을 가지고 있다.

치아표면 및 내부의 열 분산 양상을 분석하기에 가장 적합한 방법으로는 유한 요소 분석법이 있으며 이는 다양한 치과용 재료에 대한 열 자극의 분포를 해석하고 이것이 치수에 미치는 영향을 분석할 수 있으며 이종 개체간의 열 분산 양상의 객관적 비교가 가능하고 또한 재현성을 가지고 있는 장점이 있다.

저자는 임상에서 시행되고 있는 여러 치료 과정에 의한 열 발생 정도와 이것이 치수에 전달되는 자극의 정도에 대한 보다 정확한 평가가 아직은 미흡한 단계로 판단하고, 유구치를 대상으로 수종의 수복 술식을 시행하는 동안 각 치아표면에서 발생하는 열의 온도를 thermography를 이용하여 실시간으로 측정하고, 이러한 자료를 바탕으로 유한 요소 분석법을 시행하여 치질 내부에서 열의 전달 양상을 조사할 목적으로 본 연구를 시행하여 그로부터 얻어진 결과를 보고하는 바이다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 열 적외선 카메라를 이용한 발생 열 측정

#### 1) 연구 대상

수복이 되지 않은 1개의 하악 제2유구치와, 1급 아말감과 기성 스텐레스 스틸 관이 각각 수복되어 있는 하악 제2유구치 2

Table 1. Experimental conditions given to each procedure

Procedures	Bur	Instrument	Water Spray
Class I cavity preparation	#330, #4		Y : N
Amalgam removal	#330, #4	High speed	Y : N
SSC removal	#330, #4	handpiece	Y : N
Crown preparation for SSC	Diamond Point	(RPM:400,000)	Y : N

#330, #4: Carbide Bur

개를 석고블록에 함께 식립하는 방법으로 총 30개의 블록을 제작하여 사용하였다.

#### 2) 연구 방법

준비된 치아를 대상으로 미리 설정된 조건에 따라 술식을 시행하였다(Table 1). 술식은 건전한 하악 제2유구치를 대상으로 교합면에는 아말감 1급 와동 형성을 시행하고, 험면에는 기성 금관 수복을 위한 치관 형성을 시행하였으며, 아말감이 이미 충전된 하악 제2유구치를 대상으로 아말감 충전물 제거를 시행하였고, 기성 스텐레스 스틸 관으로 수복된 하악 제2유구치를 대상으로 기성 스텐레스 스틸 관의 제거술을 시행하였다. 각 술식마다 주수와 비 주수의 두 가지 조건을 부여하였고 모든 과정은 고속 핸드피스(Nakanishi Inc., Japan)에 부착된 버를 사용하였으며, 극한(極限) 상황을 재현하기 위해 연속적으로 술식을 시행하였다.

#### 3) 발생 열 측정

모든 시술과정은 5배 줌 카메라가 부착된 열 적외선 카메라(Inframetrics 600, Inframetrics, USA)를 삼각대에 고정시켜 촬영하였다. 한 명의 술자는 일정 위치에서 정해진 연구 조건에 따라 시술하고 다른 한 명의 보조자는 자동화된 카메라 조절기와 고해상도 모니터를 이용하여 온도를 동시 측정하였으며, 모든 과정은 녹화기를 이용하여 영상으로서 저장되었다. 모니터에 나타난 열 전대에 따라 조절기의 상한 값과 하한 값을 변화시켜 측정치가 항상 중앙값에 오도록 온도 측정 범위를 조절하였으며, 이때 모니터상의 위치 표시기를 조절하여 시술 부위를 정확하게 지적하였으며, 이와 동시에 화면 하단에 해당 지점의 온도가 표시되었다(Fig. 1).

각 시술 조건에 따라 5회 이상 반복 측정하여 최고 값과 최저 값을 제외 한 나머지 수치의 평균을 대표 측정치로 정하였다.

### 2. 열전도에 대한 유한요소 분석

Ash와 Ash<sup>11)</sup>에 의해 표준화 된 하악 제2유구치를 대상으로 하였다. de Vree 등<sup>12)</sup>의 연구에 따라 열 전달이 방사형으로 이루어진다는 점에 착안하여 치관을 험 설측 방향으로 절단하고

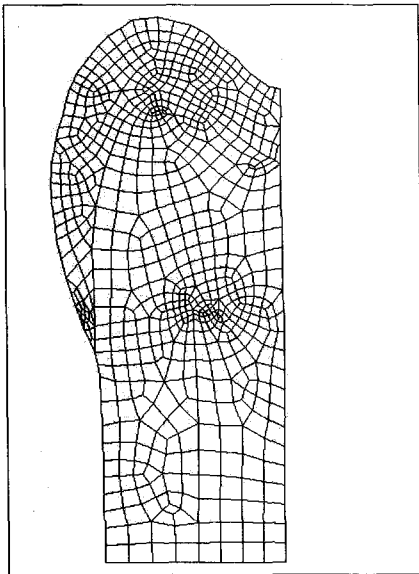


Fig. 2. Model for finite element analysis.

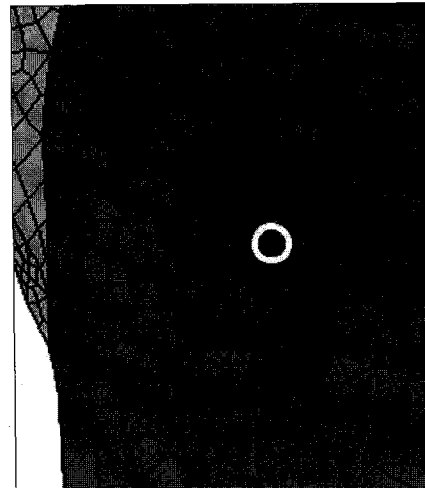


Fig. 3. Internal Point for Heat Measurement (#269 Node : pulp horn).

Table 2. Numbers of element and node of each models

Model	Elements	Nodes
Cavity Preparation	811	704
Amalgam Removal	813	705
SSC Removal	755	650
SSC Preparation	682	592

이를 다시 근 원심으로 절단하여 치관의 1/2면을 설정하고 작도한 후 컴퓨터에 입력하였다(Fig. 2). 입력된 유한요소 모형을 사각 요소로 분할하고(Table 2), 법랑질, 상아질 및 치수에 대한 열전도율(K, Thermal Conductivity), 밀도( $\rho$ , Mass Density) 그리고 비열(C, Specific Heat)의 값을 유한요소 모형에 대입하였으며, 연구 1에서 열 적외선 카메라로 측정된 발생 열 자료를 토대로 치수에 대한 영향력을 분석하였다. 유한요소 분석 시스템은 Super-SAP R12 (Algor Co., USA)를 이용하였으며 순간 열 이동 분석(Transient Heat Transfer Analysis)을 시행하였다. 가열 지점으로부터 치수까지의 열전도 양상을 동영상으로 관찰하고 분석하였으며, 치수의 열 상승 정도는 최상위 치수각에 해당되는 #269 절점(Fig. 3)을 기준으로 온도 상승 그래프를 작성하였다.

### III. 연구 성적

#### 1. 열 적외선 카메라를 이용한 발생 열 측정

각 시술 시행 시 치아 표면에 발생된 열을 측정된 값을 Table 3에 평균과 표준편차로 나타내었다.

1급 외동 형성 과정에서 생성되는 열 발생 측정 결과, 주수

하에서는  $33.2 \pm 3.5^\circ\text{C}$ 로 체온과 유사한 정도로 나타났으나 물에 의한 냉각이 이루어지지 않는 비 주수 조건 하에서는  $72.5 \pm 10.1^\circ\text{C}$ 로 나타나 주수 군에 비해 상당한 온도 상승을 보였다.

아말감 제거 과정을 주수 하에서 시행 한 경우에는  $30.8 \pm 3.1^\circ\text{C}$ 로서 오히려 표면의 온도가 처음 설정된 체온인  $36^\circ\text{C}$ 보다 오히려 낮아졌으며, 비 주수 하에서는  $51.2 \pm 7.4^\circ\text{C}$ 로 나타나 주수 군에 비해 약  $20.4^\circ\text{C}$ 정도 높은 온도를 보였다.

기성 스텐레스 스틸 관 제거 시 측정된 온도를 살펴보면 주수 하에서는  $35.5 \pm 5.7^\circ\text{C}$ , 비 주수 하에서는  $88.1 \pm 18.7^\circ\text{C}$ 로서  $52.6^\circ\text{C}$ 의 온도차를 보였다. 반면 기성 스텐레스 스틸 관 장착을 위한 치관 형성시의 온도 측정 결과를 살펴보면, 주수 하에서도 다른 군과는 달리  $43.6 \pm 7.7^\circ\text{C}$ 의 다소 높은 열 발생을 보이는 것이 특징이었으며 비 주수 하에서는 본 연구 조건 중 가장 높은  $103.4 \pm 12.8^\circ\text{C}$ 의 온도를 보였고 두 조건간의 온도 차이는  $59.8^\circ\text{C}$ 로 나타났다.

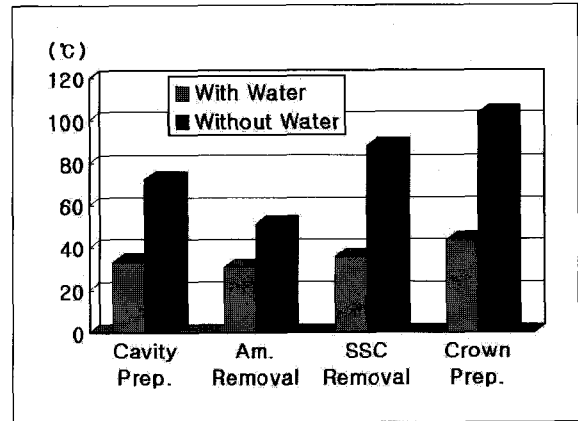
Fig. 4는 각 조건에서 측정된 최대 표면온도 값을 그래프로 나타낸 도표이며, Table 4와 5는 각 측정치간의 유의성을 통계학적으로 검증한 결과를 나타낸 표이다. 모든 군에서 비 주수 조건의 술식이 주수 하의 술식에 비해 높은 표면온도 값을 보였으며 이들 수치의 차이는 모두 통계학적으로 유의성이 있는 것으로 분석되었다( $p < 0.05$ ). 주수 하에서 이루어진 모든 술식간의 온도 값은 서로 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않은 반면에, 비 주수 하에서 이루어진 아말감 제거 술식은 다른 모든 술식에 비해 유의하게 낮은 온도 값을 보인 것이 특징이다( $p < 0.05$ , Table 5).

#### 2. 열전도에 대한 유한 요소 분석

유한 요소 분석에 적용된 온도 값을 Table 6에 나타내었고,

**Table 3.** The mean surface temperature measured from each procedure by Thermography (M±SD)

Procedure	Cooling Condition	Temperature
Cavity Preparation	With Water	33.2±3.5℃
	Without Water	72.5±10.1℃
Amalgam Removal	With Water	30.8±3.1℃
	Without Water	51.2±7.4℃
SSC Removal	With Water	35.5±5.7℃
	Without Water	88.1±18.7℃
Crown Preparation	With Water	43.6±7.7℃
	Without Water	103.4±12.8℃



**Fig. 4.** Bar graph representing the highest value of surface temperature measured from each procedure.

**Table 4.** Statistical comparison between surface temperature measured from each procedure in relation to the cooling condition

Procedure	With VS Without
Cavity Preparation	*
Amalgam Removal	*
SSC Removal	*
SSC Preparation	*

\* : p<0.05, t-Test

**Table 5.** Statistical comparison between surface temperature measured from each procedure in relation to the cooling condition

		Cavity Preparation		Amalgam Removal		SSC Removal		SSC Preparation	
		with	without	with	without	with	without	with	without
Cavity Preparation	with								
Cavity Preparation	without								
Amalgam Removal	with								
Amalgam Removal	without			*					
SSC Removal	with								
SSC Removal	without					*			
SSC Preparation	with								
SSC Preparation	without						*		

a between b : \* : p(0.05, Scheffe Test

**Table 6.** The highest surface temperature of each procedure measured from thermography

Procedure	Cooling Condition	Temperature
Cavity Preparation	With Water	37℃
	Without Water	84℃
Amalgam Removal	With Water	34℃
	Without Water	59℃
SSC Removal	With Water	43℃
	Without Water	107℃
Crown Preparation	With Water	52℃
	Without Water	117℃

치아 내부의 온도 측정점인 절점 #269에서 측정된 각 술식에 따른 온도변화를 Table 7에 정리하였다.

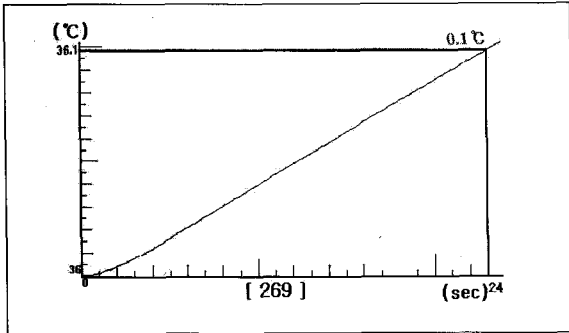
주수 하의 1급 와동 형성 술식은 24초 동안에 걸쳐 0.1℃의 온도증가를 초래한 반면 (Fig. 5), 비 주수 하에서는 12초 동안 21℃의 증가를 초래한 것으로 나타났다(Fig. 6). 이 결과를 초

당 증가 온도 값으로 환산하면 주수 하에서는 0.042℃ 비 주수 하에서는 1.75℃로서 주수 하에 비해 비 주수 조건 하에서 빠르게 온도가 상승하는 것을 알 수 있다(Fig. 5).

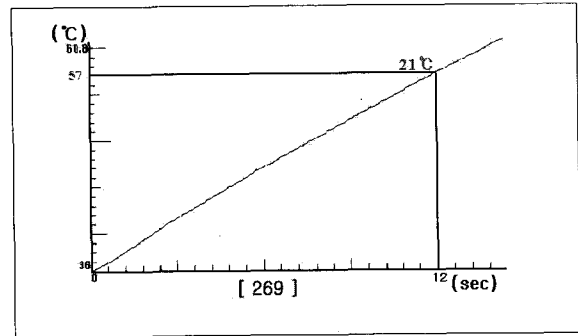
아말감 제거 과정에서는, 주수 하에서는 22초 동안에 0.07℃가 오히려 감소한 것으로 나타났으나(Fig. 7) 비 주수 하에서는 18초 동안 11℃가 증가하였다(Fig. 8). 즉 주수 하에서는 초당 0.003℃씩 감소하였으며, 비 주수 하에서는 초당 0.61℃씩의 온도 상승폭을 보였다.

기성 스텐레스 스틸 관 제거시의 치수각에서의 온도 변화를 살펴보면, 주수 하에서는 23초 동안 3.6℃가 증가하였으며 (Fig. 9), 비 주수 하에서는 이에 비해 큰 폭인 11초 동안 무려 57℃가 증가한 것으로 나타났다(Fig. 10). 이는 주수 하에서는 초당 0.07℃가 증가하였고 비 주수 하에서는 초당 5.18℃씩 증가한 것이다.

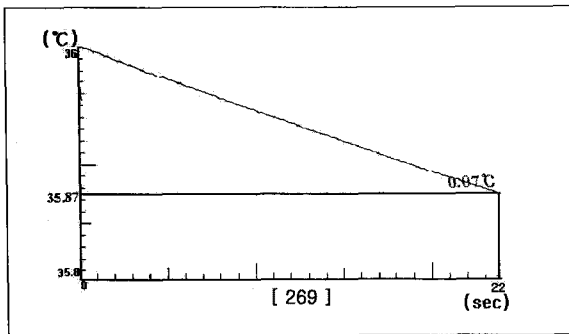
기성 스텐레스 스틸 관 수복을 위한 치관 형성과정에서는, 주수 하에서 27초 동안 34℃증가하여 주수 조건 하의 술식 중에서는 가장 높은 온도 상승 효과를 보였으며(Fig. 11), 비 주수



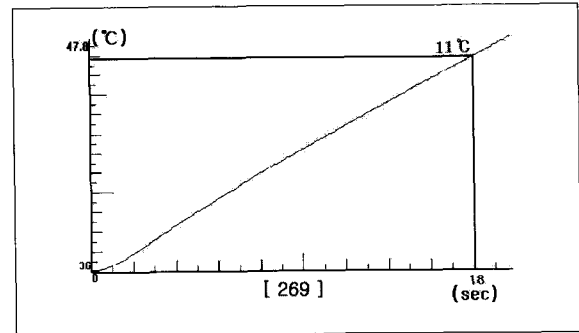
**Fig. 5.** Thermal change detected at pulp horn during Class I cavity preparation with water spray.



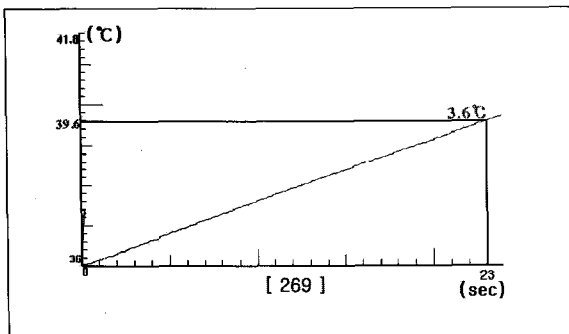
**Fig. 6.** Thermal change detected at pulp horn during Class I cavity preparation without water spray.



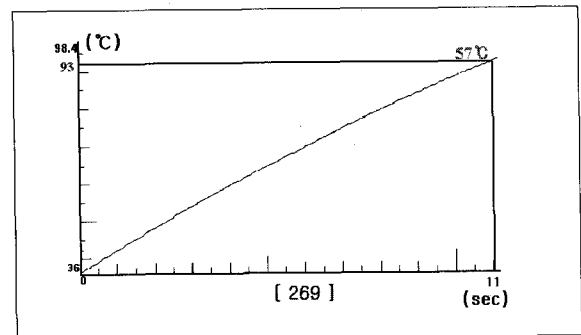
**Fig. 7.** Thermal change detected at pulp horn during amalgam removal with water spray.



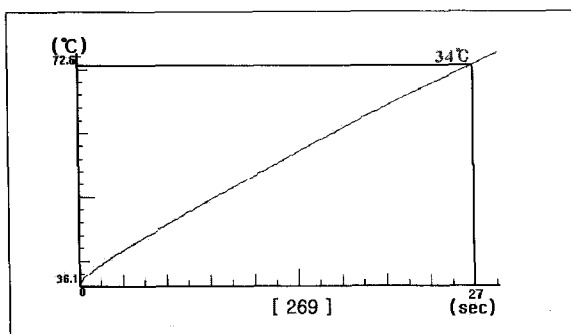
**Fig. 8.** Thermal change detected at pulp horn during amalgam removal without water spray.



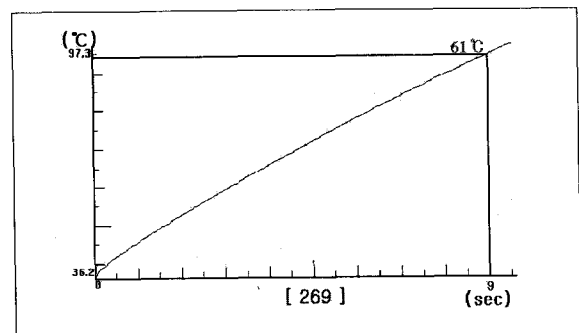
**Fig. 9.** Thermal change detected at pulp horn during stainless steel crown removal with water spray.



**Fig. 10.** Thermal change detected at pulp horn during stainless steel crown removal without water spray.



**Fig. 11.** Thermal change detected at pulp horn during crown preparation for stainless steel crown restoration with water spray.



**Fig. 12.** Thermal change detected at pulp horn during crown preparation for stainless steel crown restoration without water spray.

하에서도 9초 동안 61℃가 증가하여 역시 비 주수 하의 술식 중에서 가장 높은 온도 변화를 보였다(Fig. 12). 즉 주수 하에서는 초당 1.26℃씩, 비 주수 하에서는 6.78℃씩 증가한 것으로 나타났다.

#### IV. 총괄 및 고안

열 자극은 치수의 염증과 괴사를 유발하는 주된 원인 중의 하나이다. 열 자극의 원인들로는 냉온 음료<sup>13,14)</sup>, 치아 절삭, 치관 형성, 수복재료의 활택술, 인상재 등이다. 일찍이 치과 임상에서의 열 발생에 대한 관심이 있어 왔고, 치수조직 및 치아의 변화<sup>15,16)</sup>와 대처 방안들에 대한 연구들이 계속되어 왔으며, 본 연구에서도 이러한 점에 착안하여, 실제 임상에서 시행되고 있는 각종 술식 중에 발생할 수 있는 열 발생정도를 파악하고, 이를 토대로 유한요소법을 이용하여 치수에 대한 열 자극 정도를 분석하였다.

치수조직은 중배엽에서 기인하였으며 다양한 세포, 혈관 조직, 신경 조직, 섬유 조직, 임파관 등의 소성결합조직과 간질물질 및 기저물질들로 구성되어 있어 다양한 외부 자극에 대해 적절한 방어 기전을 가지고 있다.

Schuchard와 Watkins<sup>17)</sup>는 고속 및 저속 핸드피스 사용 시 유발될 수 있는 열 발생에 주목하고 이에 따른 치수 조직의 변화를 분석한 결과 유의할만한 변화가 있음을 판단하고 임상 술식의 시행 시 열 발생을 가급적 억제할 것을 강조한 바 있으며, Christensen과 Dilts<sup>1)</sup>은 수복 재료로 널리 사용되고 있는 아말감의 표면 활택 시에도 고열이 발생할 것이라고 예상하고 이에 대한 기초 자료를 확보하는데 초점을 맞추어 연구를 진행한 결과, 결코 간과할 수 없는 정도의 열 발생이 있었다고 보고하였다. Grajower 등<sup>2)</sup>의 연구에서는 치아 표면 세마 용 기구들에 따라서도 열 발생정도가 상이하다고 보고한 바 있으며, 활택술 시행 시 활택용 버의 치아 접촉 시간을 간헐적으로 시행하는 것이 계속해서 사용하는 경우보다 30%정도 적은 열이 발생하며, 이장재 사용이 열 발생에 대한 치수 보호 작용이 있음을 강조하였다.

Zach와 Cohen<sup>18)</sup>은 원숭이에서 치수온도가 5.6℃와 11.1℃로 상승될 때, 각각 15%와 60% 정도에서 비가역적 치수염이 발생했음을 보고하면서, 치과시술 중 냉각이 충분하지 않으면 이와 같은 한계 온도를 쉽게 초과할 수 있다고 하였다. Trowbridge 등<sup>19)</sup>의 연구에 의하면 치아 표면에 적용된 열이 치수-상아 경계까지 전달되는 시간이 3.68±1.15초라고 하였으며, 이를 바탕으로 본 연구 결과를 살펴보면, 비 주수 하에서 1급 와동 형성시 약 6.44℃ 증가한다고 할 수 있으며, 이는 Zach의 연구에서 알려진 5.6℃를 넘는 것으로 치수에 염증을 유발할 수 있는 정도이며, 5.6℃를 넘기지 않으려면 약 3초 이내에 비 주수 하의 와동 형성을 멈추어야 한다. 그러나 이는 남아 있는 상아질과 이장재<sup>20)</sup>의 두께에 따라 각기 다른 반응을 나타낼 수 있는데, 1994년 White 등<sup>21)</sup>은 넓이 2mm<sup>2</sup>, 두께 1mm이상의 상아

질 노출이 있는 경우 Nd:YAG 레이저의 조사량은 1.0W와 10Hz이하여야 한다고 주장하였으며, 임상적으로 상아질의 두께를 정확히 알 수 없기 때문에 레이저의 강도를 이 조건 이상이 되지 않도록 해야 한다고 하였다. Roydhouse와 Paxon<sup>22)</sup>도 와동 형성이 진행됨에 따라 잔존 상아질의 두께가 얇아지기 때문에 보다 충분한 냉각이 이루어지지 않는다면 치수에 심각한 손상을 줄 수 있다고 지적하였다.

Tjan 등<sup>23)</sup>은 공랭식 고속 핸드피스를 이용한 치관 삭제 시 평균 8.8℃의 온도 상승이 일어나는 반면 레진으로 제작된 임시 치관은 8.2℃내지 19.1℃의 증가시킨다고 하였다. 본 연구에서 기성 금관의 온도 상승이 다른 술식들에 비해 비교적 높으며, 이는 아마도 다이아몬드 버의 표면적이 넓고 절삭력이 작아 심한 열 발생이 일어나게 되며, 대부분의 술식에서 3분 동안 증가하는 온도 변화가 5.6℃이내인 반면, 금관 수복을 위한 치관 삭제의 경우 1초 동안이라도 치명적인 치수 손상을 야기할 수 있다. Grajower 등<sup>24)</sup>은 열가소성 재료를 이용한 인상채득 시 4.5℃내지 16℃까지 온도상승을 야기한다고 하였다. 아말감 제거시의 온도 변화를 살펴보면, 물에 의한 냉각이 비교적 잘 이루어져, 오히려 주수 하에서는 온도의 감소를 보였으며, 3.68초 동안 2.24℃ 정도의 비교적 낮은 온도 변화를 보여 주었으며, 이는 잔존 아말감과 상아질량에 따른 열전도율이 다를 것으로 판단되며, 본 연구에서도 이러한 사항에 대해서는 고려치 않았으며, 이러한 잔존 수복물과 상아질의 두께의 변화에 의한 온도 전달율에 대한 연구가 필요하다고 사료된다.

연속적인 와동 형성이나 치관 삭제 조건을 부여한 본 연구에서 관찰된 치수각 부위의 열 상승 효과는 치수 생활력의 유지를 위해서는 충분한 주수하의 간헐적인 삭제 방법이 요구됨을 시사하고 있다.

최근 개발된 레이저를 이용한 치과 장비들 또한 높은 열을 발생하는 것으로 알려져 있으며 이 분야에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. Wilder-Smith 등<sup>4)</sup>의 연구를 살펴보면, ND:YAG를 이용한 도말층 제거 시 치수내 온도는 9℃ 내지 22℃가 증가하고 표면 온도는 18℃ 내지 36℃로 증가되므로, ND:YAG Laser를 조사하면 도말층 제거에는 효과가 있으나, 이러한 열 발생 때문에 임상적으로 종전의 치주치료와 결부시켜 사용하는 것은 적절치 못하다고 주장하였다.

Smith 등<sup>5)</sup>은 교정용 브라켓의 접착 레진을 효과적으로 제거하는데 이산화탄소 레이저를 사용할 수 있음을 소개한 바 있으나, 열 발생으로 인한 치수 자극에 대해 유의할 것을 당부하였다.

Chang과 Wilder-Smith<sup>6)</sup>은 열전지를 이용하여 Ho:YAG 레이저 조사 점의 온도 변화를 측정할 결과 온도는 레이저 조사량에 비례하여 상승했다고 보고하였으며 아울러 열전지를 이용한 온도 측정의 한계에 대해서도 언급하였다.

Rizoiu 등<sup>7)</sup>은 경조직의 제거에 erbium, chromium : yttrium - scandium - gallium - garnet 레이저가 매우 효과적이라고 소개하면서 열전기쌍을 이용하여 치수내 온도를 측정한다

결과, 레이저의 경우 주수 하에서 약 2 정도가 감소한 반면, 기존의 고속 핸드피스 3내지 4 정도 증가하였고, 냉각 없이는 14 증가하였다고 하였다.

Jost-Brinkmann 등<sup>8)</sup>은 도재 브라켓을 전열기를 이용하여 제거할 경우 법랑-상아질 계면에서의 온도 증가를 측정할 결과 6.9℃의 온도 상승을 보였다고 하였다.

일반적으로 열 변화는 열전기쌍<sup>25)</sup>, thermography<sup>26-29)</sup> 그리고 liquid crystal<sup>30)</sup>을 이용하여 측정하는데, Takahashi 등<sup>9)</sup>은 동일 개체 내에서의 조건에 따른 온도 변화를 비교하기는 용이하지만, 서로 다른 개체간의 비교가 불가능하므로 유한요소법을 이용할 것을 권장하였으며 이 방법은 다양한 치과용 재료들에 대한 치질 내의 열 전달 정도 등을 분석하는데 이용되어 왔다. Christensen<sup>10)</sup>은 열전지의 경우 접촉부에서의 실험 오차 가능성이 많고, 열이 확산되는 양상의 관찰이 어려우며, 전극이 접촉하는 특정 부위의 온도측정만 가능하여 치수 내 다양한 지점에서의 열 측정이 어려운 한계를 가지고 있다고 하였다.

Thermography는 어떤 개체로부터 열이 발생되면서 동시에 이에 비례하여 방출되는 적외선의 파장을 민감하게 감지하여 전기 자극으로 변환하는 원리에 의해 온도 수치와 변화를 영상으로 나타내 주는 시스템으로서 반도체 개발, 공학, 보안, 의학<sup>31-33)</sup> 등의 다양한 분야에 이용되고 있다. 본 연구에서는 Porel과 Yen<sup>34)</sup>은 임상 치의학 분야의 도입을 위해 구강내 치아의 변화를 평가하고자 사용한 thermography를 활용함으로써 비접촉식으로 연속적으로 영상을 녹화할 수 있어 여러 번 재생이 가능하여 정확한 분석을 할 수 있었다. 그러나 모든 술식에서 표준화된 힘을 가하지 못하고 단지 1인의 술자의 임의 조절에 의존하여 온도 변화에 차이가 컸으며, 이는 표준화된 장비에 의해 일정량의 힘이 연속적으로 적용될 수 있도록 고안되어야 한다고 사료된다. 시술사 버를 자주 교환해 주어 버의 마모도 충분히 보상해 주지 못한 점도 아쉬운 점으로 남는다. 또한 대상 치아들의 상태에 따른 변이를 최소화하기 위하여 미세 정도 측정과 같은 방법 등을 이용하여 변이를 최소화하지 못한 점도 문제점으로 지적될 수 있다.

본 연구의 목적상 실제 구강내 환경을 재현해 주기 위해, 술식을 시행하는 과정동안 주변 환경을 구강내 온도와 유사한 온도를 유지시키기 위한 항온기가 고려되었으나, 항온기 벽이 열적외선 카메라의 적외선 파장에 변화를 일으켜 측정 온도의 왜곡이 있을 것으로 사료되어 시행치 못한 점이 아쉬운 점이며, 측정 환경은 실온과 냉각수의 온도가 모두 18℃인 상태에서 진행되었고, 측정된 온도는 유한요소법 분석 적용시 구강내 온도 만큼 가산하여 적용하였다.

Anic 등<sup>35)</sup>은 이산화탄소 레이저에 의한 열 변화를 치근 외면은 thermography로, 근관 내의 온도 변화는 열전지를 이용하여 측정하였는데, 치근 외면에서 1.5 ~ 19.1℃정도 상승하고 근관 내면에서는 1.5 ~ 12℃정도 상승하였다고 하였다. 또한, thermography에 대해 온도 측정 분별력이 0.01℃로 매우 정교하여 0.15℃정도의 미세한 온도 변화까지도 측정할 수 있다

고 평가하면서, 레이저 조사에 의해 근관 내에서 발생하는 열이 치주조직에 위해한 효과를 가져 올 수 있다고 주장하였다.

Arrastia 등<sup>36)</sup>은 노출된 치수에 대한 레이저의 열 작용 효과를 분석하기 위하여 열전지와 적외선 카메라를 사용하였으며, 그 결과 치수 절단술을 시행하기 위한 적절한 에너지의 양은 연속모드에서는 176 J/cm<sup>2</sup>이며, 비연속 모드에서는 264 J/cm<sup>2</sup>라고 하였으며, 이때 치질 내부의 온도 상승은 5.5℃ 이하라고 하였다.

Cummings 등<sup>37)</sup>은 교정용 도재 브라켓을 전열기를 이용하여 제거할 경우, 치수 벽의 온도상승은 16.8℃ 이었고 극한 상황을 재현하기 위해 지속적으로 열을 가한 결과 45.6℃ 까지 상승하는 것으로 나타났다고 보고하였다.

Biagioni 등<sup>38)</sup>은 유지력 증가를 위해 사용되는 상아질 내 편을 위치시킬 경우 사용되는 드릴에 의한 열 발생 측정에 thermography를 이용하였는데, 채널 드릴의 경우 94±9℃, 파일릿 드릴의 경우는 31.3±17.7℃의 온도 상승을 보였다고 하였다.

치질내의 온도 변화를 시각적으로 확인할 수 있는 장점을 지닌 유한요소 분석법은 Takahashi 등<sup>9)</sup>의 연구를 필두로 여러 학자들<sup>39-41)</sup>에 의해 빠르게 발전되어져 왔다.

열전도에 대한 유한요소 분석에 사용되는 물성 값은 밀도, 열전도율 그리고 비열이다. 밀도는 단위 부피 당 무게를 나타내며, 특정 물질에 대한 무게 중력은 물의 밀도를 기준으로 결정된다. 열전도율은 특정 물질의 양 끝단의 온도차가 1℃인 상태에서 횡단 면적 1cm<sup>2</sup>, 두께 1cm를 1초 동안 통과한 열량으로 정의된다. 비열은 단위 질량을 1℃ 증가하는데 필요한 열량으로 정의되며 물이 기준이 된다.

유한 요소 분석법의 온도 변화의 기준 점은 Zach와 Cohen<sup>15)</sup>의 연구에서도 온도 적용 점에 가장 가까운 치수각을 선정하였으며, 본 연구에서도 이에 따라 치수각에 해당하는 절점 269번 (Fig. 3)을 선정하여 온도변화를 그래프로 기록하였다.

본 연구에서의 유한요소 분석 결과는 기존의 열전지 측정에서의 온도 변화보다 다소 높게 나타났는데, 이는 실제 구강내에서 발생할 수 있는 호흡, 타액 등의 주변 환경에 대한 조건 부여가 다소 미흡하지 않았나 사료되지만, 이것이 본 연구에서의 비교에서 결정적인 장애 요인으로 작용하지 않았다. 또한 다이아몬드 버를 이용한 치관 형성시 비교적 높은 온도 상승을 보였는데, 이는 버의 특성상 접촉 면적이 넓고, 절삭력이 상대적으로 약한 것이 원인으로 사료되었다.

향후 보다 다양한 술식과 조건을 부여한 열 측정 방법과 3차원 유한요소법적 분석 등 유사 분야의 연구가 추천된다.

## V. 결 론

임상 수복 술식을 시행하는 동안 각 치아표면에서 발생하는 열이 치수 내부로 전달되는 양상을 조사하기 위함은 본 연구의 목적이었다. 석고블록에 식립된 90개의 하악 유구치를 대상으

로 수종의 수복 술식을 시행함과 동시에 해당 치아표면에서 발생하는 열의 온도를 적외선 카메라와 thermography를 이용하여 측정하고, 이를 토대로 유한요소 분석을 통한 치질내 열전도에 관한 평가를 시행하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 본 연구에서 측정된 각 임상 술식 과정에 의해 발생된 치아 표면의 온도 범위는 1급 와동 형성시 주수 하에서  $33.2 \pm 3.5^\circ\text{C}$ , 비 주수 하에서는  $72.5 \pm 10.1^\circ\text{C}$ , 아말감 제거시 주수 하에서는  $30.8 \pm 3.1^\circ\text{C}$ , 비 주수 하에서는  $51.2 \pm 7.4^\circ\text{C}$ , 다이아몬드 버를 이용한 치관형성시 주수 하에서는  $35.5 \pm 5.7^\circ\text{C}$ , 비 주수 하에서는  $88.1 \pm 18.7^\circ\text{C}$ , 기성금관 제거시 주수 하에서는  $43.6 \pm 7.7^\circ\text{C}$ , 비 주수 하에서는  $103.4 \pm 12.8^\circ\text{C}$ 이었다.
2. 주수 조건의 요인은 배제하고 술식에 따라 나타난 표면온도를 서로 비교한 경우에는 스텐레스 스틸 관의 수복을 위한 치관 형성 과정이 가장 높은 온도를, 아말감 제거 과정이 가장 낮은 수치를 보였다. 동일한 술식 내에서의 주수 조건과 비 주수 조건 하의 온도간에는 모든 경우 유의 차를 나타냈다( $p < 0.05$ ).
3. 유한요소 분석에서 나타난 치수각의 온도는 모든 비 주수 조건에서는 큰 폭으로 상승한 반면, 주수 하에서는 전반적으로 미약한 변화를 보였다. 그러나 치관 형성과정에서는 주수에도 불구하고 비교적 큰 온도상승을 나타낸 것이 특징적이었다.

이상의 결과는 고속 절삭기를 사용한 다양한 치과임상 술식을 수행하는 동안 주수에 의한 냉각이 필수적임을 시사하고 있다.

### 참고문헌

1. Christensen GJ, Dilts WE : Thermal change during dental polishing. *J Dent Res*, 47:690-693, 1968.
2. Grajower R, Kaufman E, Rajstein J : Temperature in the pulp chamber during polishing of amalgam restorations. *J Dent Res*, 53:1189-1195, 1974.
3. Baldissara P, Catapano S, Scotti R : Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil*, 24:791-801, 1997.
4. Wilder-Smith P, Arrastia AM, Schell MJ, et al. : Effect of ND:YAG laser irradiation and root planing on the root surface: structural and thermal effects. *J Periodontol*, 66:1032-1039, 1995.
5. Smith SC, Walsh LJ, Taverne AA : Removal of orthodontic bonding resin residues by CO2 laser radiation: surface effects. *J Clin Laser Med Surg*, 17:13-18, 1999.
6. Chang JC, Wilder-Smith P : Laser-induced thermal

- events in empty and pulp-filled dental pulp chambers. *Lasers Surg Med*, 22:46-50, 1998.
7. Rizoiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, et al. : Pulpal thermal responses to an erbium,chromium:YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 86:220-223, 1998.
8. Jost-Brinkmann PG, Radlanski RJ, Artun J, Loidl H : Risk of pulp damage due to temperature increase during thermodebonding of ceramic brackets. *Eur J Orthod*, 19:623-628, 1997.
9. Takahashi N, Kitagami T, Komori T : Evaluation of thermal change in pulp chamber. *J Dent Res*, 56:1480, 1977.
10. Christensen DA : Thermal dosimetry and temperature measurements. *Cancer Res*, 39:2325-2327, 1979.
11. Ash GM, Ash JL : Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. Saunders, Philadelphia, p59-64, 1984.
12. de Vree JHP, Spierings TAM, Plasschaert AJM : A simulation model for transient analysis of restored teeth. *J Dent Res*, 62:756-759, 1983.
13. Jacobs HR, Thompson RE, Brown WS : Heat transfer in teeth. *J Dent Res*, 52:248-252, 1973.
14. Augsburg RA, Peters DD : In vitro effects of ice, skin refrigerant and CO2-snow on intrapulpal temperature. *J Endodont*, 7:110-116, 1981.
15. Zach L, Cohen G : Thermogenesis in operative technique: Comparison of four methods. *J Pros Dent*, 12:977-984, 1962.
16. Brown WS, Thompson RE, Jacob HR : Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res*, 51:461-467, 1972.
17. Schuchard A, Watkins CE : Thermal and histologic response to high-speed and ultrahigh-speed cutting in tooth structure. *J Am Dent Assoc*, 71:1451-1458, 1965.
18. Zach L, Cohen G : Pulpal repair following operative procedures. Radioautographic demonstration with tritiated thymidine. *Oral Surgery, Oral Medicine & Oral Pathology*, 28:587-597, 1969
19. Trowbridge HO, Franks M, Korostoff E, Emling R : Sensory response to thermal stimulation in human teeth. *J Endodont*, 6:405-412, 1980.
20. Braden M : Heat conduction in teeth and the effect of lining materials. *J Dent Res*, 43:315-322, 1964.
21. White JM, Fagan MC, Goodis HE : Intrapulpal tem-



- peratures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J Periodontol*, 65:255-259, 1994.
22. Roydhouse RH, Paxon PR : Thermal changes in dimension of restorative cavities : *J Dent Res*, 49:567-57, 1970.
  23. Tjan AHL, Grant BE, Godfrey MF : Temperature rise in the pulp chamber during fabrication of provisional crown. *J Prosthetic Dent*, 62:622-626, 1989.
  24. Grajower R, Kaufman E, Stern N : Temperature of the pulp chamber during impression taking of full crown preparation with modeling compound. *J Dental Res*, 54:212-217, 1975.
  25. Fanibunda KB : The feasibility of temperature measurement as a diagnostic procedure in human teeth. *J Dent*, 14:126-129, 1986.
  26. Soffin CB, Morse DR, Seltzer S, Lapayowker MS : Thermography and oral inflammatory conditions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 56:256-261, 1983.
  27. Mumford JM, Miles JB : Thermography and orofacial pain. *Acta Thermographica*, 2:155-161, 1977.
  28. Berry DC, Yem R : A further study of facial skin temperatures in patients with mandibular dysfunction. *J Oral Rehabil*, 1:225-264, 1974.
  29. Kudrow L : A distinctive facial thermographic pattern in cluster headache. *Headache*, 25:33-36, 1985.
  30. Howell RM, Duell RC, Mullaney TP : Determination of pulp vitality by thermographic means using cholesteric liquid crystals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 29:763-768, 1970.
  31. Gratt BM, Sickles EA : Thermographic characterization of the asymptomatic temporomandibular joint. *J Orofacial Pain*, 7:7-14, 1993.
  32. Gratt BM, Sickles EA, Ross JB, et al. : Thermographic assessment of craniomandibular disorders: diagnostic interpretation versus temperature measurement analysis. *J Orofacial Pain*, 8:278-288, 1994.
  33. Drummond PD : Vascular changes in atypical facial pain. *Headache*, 28:121-123, 1988.
  34. Porel MA, Yen CK : Studies in tooth crown temperature gradients with the use of infrared thermography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 67:583-587, 1989.
  35. Anic I, Dzibur A, Vidovic D, Tudja M : Temperature and surface changes of dentine and cementum induced by CO<sub>2</sub> laser exposure. *Int Endod J*, 26:284-293, 1993.
  36. Arrastia AM, Wilder-Smith P, Berns MW : Thermal effects of CO<sub>2</sub> laser on the pulpal chamber and enamel of human primary teeth: an in vitro investigation. *Lasers Surg Med*, 16:343-350, 1995.
  37. Cummings M, Biagioni P, Lamey PJ, Burden DJ : Thermal image analysis of electrothermal debonding of ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod*, 21:111-118, 1999.
  38. Biagioni PA, Hussey D, Mitchell CA, et al. : Thermographic assessment of dentine pin placement. *J Dent*, 24:443-447, 1996.
  39. Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS : Thermal stress in teeth. *J Dent Res*, 57:571-582, 1978.
  40. Takahashi N : Thermal conductive analysis of restored teeth by finite element method. *J Oral Rehabil*, 9:83-88, 1982.
  41. Spierings TAM, de Vree JHP, Peters MCRB, Plasschaert AJM : The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. *J Dent Res*, 63:1096-1100, 1984.

---

**Reprint request to:**

Hee-Seung Park, D.D.S., M.S.D., Ph.D  
 Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Dankook University  
 San 29, Anseo-Dong, Cheon-An, Chunng-Nam, 330-714, Korea  
 E-Mail : pedo@pedo.anseo.dankook.ac.kr

Abstract

EVALUATION OF THERMAL DIFFUSION IN LOWER 2nd PRIMARY MOLAR WITH  
THERMOGRAPHY AND FINITE ELEMENT ANALYSIS

Hee-Seung Park, Yong-Kee Kim, Soon-Won Kwon, Jong-Soo Kim

*Dankook University School of Dentistry, Department of Pediatric Dentistry*

It is not a rare occasion that certain dental procedures involving tooth reduction being performed under inadequate water cooling due to a variety of reasons. This situation could possibly inflict the critical insult to the pulpal tissue of indicated tooth. The purpose of this experiment was to study the pattern of diffusion of external heat produced during routine dental procedures into the pulpal tissue. 30 stone blocks containing three lower second primary molars were used for certain restorative procedures and the temperature of the indicated tooth surface was measured by thermography(Inframetrics 600) and further used as a baseline data for the finite element analysis model fabrication designed in order to evaluate the pattern of thermal diffusion. The ranges of highest surface temperature measured from several dental procedures under water cooling and non-water cooling were 30.8°C~43.6°C and 51.2°C~103.4°C respectively. Among procedures studied, crown preparation showed the highest value and amalgam removal showed the lowest. Comparisons between data measured under water cooling and non-water cooling conditions have shown the statistically significant difference( $p<0.05$ ). All the non-cooling conditions have shown the relatively larger increment of temperature change at the pulp horn area than the cooling conditions. The results of this study strongly indicate that the water coolant is the essential element in restorative procedures for the maintenance of healthy pulp. Further related studies involving more procedures and conditions are recommended.

**Key words** : Finite Element Analysis, Heat, Thermography, Cavity Preparation