

온도자극이 충전된 치질에 미치는 영향

백병주 · 노용관 · 이영수 · 양정숙 · 김재곤

전북대학교 치과대학 소아치과학교실 및 구강생체과학연구소

Abstract

THE EFFECTS OF THERMAL STIMULI TO THE FILLED TOOTH STRUCTURE

Byeong-Ju Baik, D.D.S., Ph.D. Yong-Kwan Roh, D.D.S, M.S.D.,
Young-Su Lee, D.D.S., M.S.D., Jeong-Suk Yang, D.D.S., M.S.D., Jae-Gon Kim, D.D.S., Ph.D

*Department of Pediatric Dentistry and Institute of Oral Bioscience,
College of Dentistry, Chonbuk National University*

The dental structure substituted by restorative materials may produce discomfort resulting from hot or cold stimuli. To investigate the effects of this stimuli on the human teeth, thermal analysis was carried out by calculation of general heat conduction equation in a modeled tooth using numerical method.

The method has been applied to axisymmetric and two-dimensional model, analyzing the effects of constant temperature 4°C and 60°C. That thermal shock was provided for 2 seconds and 4 seconds, respectively and recovered to normal condition of 20°C until 10 seconds. The thermal behavior of tooth covered with a crown of gold or stainless steel was compared with that of tooth without crown. At the same time, the effects of restorative materials(amalgam, gold and zinc oxide-eugenol(ZOE)) on the temperature of PDJ(pulpo-dentinal junction) has been studied.

The geometry used for thermal analysis so far has been limited to two-dimensional as well as axisymmetric tooth models. But the general restorative tooth forms a cross shaped cavity which is no longer two-dimensional and axisymmetric. Therefore, in this study, the three-dimensional model was developed to investigate the effect of shape and size of cavity. This three-dimensional model might be used for further research to investigate the effects of restorative materials and cavity design on the thermal behavior of the real shaped tooth.

The results were as follows:

1. When cold temperature of 4°C was applied to the surface of the restored teeth with amalgam for 2 seconds and recovered to ambient temperature of 20°C, the PDJ temperature decreased rapidly to 29°C until 3 seconds and reached to 25°C after 9 seconds. This temperature decreased rather slowly with stainless steel crown, but kept similar temperature within 1°C differences. Using the gold as a restorative material, the PDJ temperature decreased very fast due to the high thermal conductivity and reached near to 25°C but the temperature after 9 seconds was similar to that in the teeth without crown. The effects of coldness could be attenuated with the ZOE situated under the cavity. The low thermal conductivity caused a delay in temperature decrease and keeps 4°C higher than the temperature of other conditions after 9 seconds.
2. The elapse time of cold stimuli was increased also until 4 seconds and recovered to 20°C after 4 seconds to 9 seconds. The temperature after 9 seconds was about 2 - 3°C lower than the temperature of 2 seconds stimuli, but in case of gold restoration, the high thermal conductivity of gold caused the minimum temperature of 21°C after 5 seconds and got warm to 23°C after 9 seconds.
3. The effects of hot stimuli was also investigated with the temperature of 60°C. For 2 seconds stimuli, the temperature increased to 40°C from the initial temperature of 35°C after 3 seconds of stimuli and decreased to 30°C after 9 seconds in the teeth without crown. This temperature was sensitive to surface temperature in the teeth with gold restoration. It increased rapidly to 41°C from the initial temperature of 35°C after 2 seconds and decreased to 28°C after 9 seconds, which showed 13°C temperature variations for 9 seconds upon the surface temperature. This temperature variations were only in the range of 5°C by using ZOE in the bottom of cavity and showed maximum temperature of 37°C after 3 seconds of stimuli.
4. In case of 4 seconds hot stimuli, the temperature increased 42°C after 5 seconds and decreased 35°C after 9 seconds in the teeth without crown. But in gold restoration, showed 49°C after 3 seconds and 31°C after 9 seconds, temperature variation was up to 18°C. Temperature variation of ZOE base case was only 5°C.
5. In three-dimensional analysis, we could find higher and lower thermal distribution pattern at the outer layer.

Key word : thermal analysis, restorative material, temperature

I. 서 론

수복되거나 수복되지 않은 치아의 열자극에 대한 영향은 치의학 분야에서 주요 관심분야가 되어왔다. 열자극에 관한 대부분의 연구 보고서에서는 주로 생물학적 물질(치아)과 수복물질의 열적성질 그리고 치수반응에 대해 언급하였다.

치아 경조직에 가해지는 열적자극은 특히 치수에

중요한 영향을 미친다. 이는 치수가 소성결합조직으로 온도, 수복재료 및 물리적, 화학적 자극등에 의해 쉽게 손상될 수 있기 때문이다.

물체 속을 전도하는 열에너지는 열전도율과 열확산율(온도전도율)의 양방에 의해 지배되므로 모두 중요하다. 특히 냉온음식물을 섭취할 경우에는 비정상상태의 열이동이 일어나므로 치아수복재료의 열확산율은 열전도율 이상으로 중요하다.

치아 경조직의 원자결합은 일차결합이 대부분이며 자유전자를 갖고 있다 하더라도 적기 때문에 그 열전도율은 낮다. 따라서 치아 경조직은 뜨거운 음식물이나 차가운 음식물을 섭취시, 열자극과 통증을 방지하는 역할을 할 수 있다. 그러나 치아에 수복물이 존재하게 되면 상황은 달라지게 된다.

온도와 감각 반응사이의 관계에 대해 많은 연구보고가 있는 바¹⁻⁵⁾, Zach와 Cohen²⁾은 외부적으로 적용된 열자극에 의한 치수반응의 보고에서 치수에 가해진 열의 강도뿐만 아니라 양도 중요하다고 언급하였다. Grossman⁶⁾은 치수가 온도변화에 견딜 수 있는 한계에 대해 16°C - 55°C 범위를 보고하였으며, 川原⁷⁾는 치수세포가 온도자극에 저항성이 강하여 50°C에서 10분간, 60°C에서 30초간, 80°C에서 5초간 견딜 수 있다고 하였다.

갑작스러운 온도변화에 따른 치수 반응에 대해서는 위와 같이 많은 연구가 있었으나 부적절하게 이장된 수복물을 가진 치아에서 만성온도 변화에 대해 나타나는 치수조직의 장기간 효과에 대해서는 거의 알려져 있지 않다.

수복술식은 종종 치아조직에 손상을 주며, 대부분 화학적 또는 열적인 성질을 가지는 외상요소들은 술 후 동통을 야기한다. Silvestri 등³⁾은 치과치료 후 24시간 이내에 환자의 50%에서 냉자극에 대한 과민성을, 19%의 환자에서는 온자극으로부터 불편이 나타나는 것을 보고하면서, 온냉 자극이 치수에 미치는 효과가 중요함을 지적하였다.

와동형성과 수복물은 치아에 온도부하를 일으켜 치수자극을 주게되며 그 결과 치수충혈, 치수염, 또는 생활력 상실 등이 나타날 수 있다. 그러므로 와동형성시 열발생을 최소화 시킬 수 있는 다양한 방법이 연구되고 있으며, 복합레진과 글라스 아이오노머 같은 비금속성 재료들은 그 자체가 비전도체여서 온도 부하에 대한 치수자극을 제한할 수 있어, 물리적 성질의 향상과 함께 수복물로서 이러한 재료들의 이용이 바람직하다고 할 수 있다.

아말감이나 골드와같은 금속 수복물의 대부분은 자유전자를 갖고 있어 치수에 유해한 열변화를 매우 강하게 전달하는 열의 양도체이다. 따라서 이러한 열전도성이나 열확산도가 큰 금속 수복물은 치질과 수복물의 사이에 절연체를 이장하여 치수를 보호해야 하며, 낮은 열전도율을 지닌 치과재료를 선택함

이 바람직하다.

이러한 절연효과를 위해 사용된 다양한 이장재의 열차단 효과의 상호 비교 및 이장재의 두께에 따른 절연효과 등의 많은 연구가 시행되었다. 특히 Drummond 등⁸⁾은 시멘트 이장재료들의 열전도에 대한 분석에서 ZOE가 온자극이 적용되었을 때 가장 덜 효과적이었으나 냉자극이 적용되었을 때에는 가장 효과적이었다는 흥미로운 사실을 보고하였고, 아말감으로 수복된 치아에서 냉자극 또는 온자극으로부터 온도변화를 제한하기 위해 가장 선택적인 이장재료로 G-I를 추천하였으며, 복합레진 수복치아에서는 그 자체의 비전도성질 때문에 온도변화를 제한할 수 있는 어떤 이장재도 필요치 않다고 보고하였다.

수복물질의 열적성질로는 열팽창, 열전도, 열확산 등을 들 수 있는데 Braden⁹⁾은 치과시멘트의 열확산을 측정하였고, Golden 등¹⁰⁾은 금합금 수복물의 열확산에 대하여, Civjan 등¹¹⁾은 일반적인 복합레진의 열전도와 열확산에 대한 값을 보고하였으며, Voth 등¹²⁾과 Brown 등¹³⁾은 열자극이 수복물표면에 가해지는 경우 수복물 하방에서 일어나는 온도변화 속도 및 정도에 대해, Haper 등¹⁴⁾은 생체에서 복합레진 수복물내의 열확산을 측정, 보고하였다. Pearson 등¹⁵⁾은 몇 가지 콤포짓트 수복물의 열적성질의 연구에서 열전도율이 가장 측정하기 어렵다고 보고하였다. 또한 嚴¹⁶⁾은 수종의 수복재료의 열팽창계수에 대하여, 尹¹⁷⁾은 온도변화에 따른 치질의 구조적 변화에 대해 각각 보고한 바 있다.

이에 본 연구에서는 다양한 수복방법에 따라 외부 열자극에 대한 치아 내부의 온도변화를 관찰하고자 시행된 바, 수복물질로서 아말감과 골드 충전, 그리고 골드 크라운과 스테인레스 스틸 크라운 등을 이용하였으며, 이장재로서는 ZOE를 사용하였다.

이를 위하여 대칭축을 가진 2차원적 치아모델에서 60°C, 4°C의 일정한 온도로 각각 2초와 4초의 열자극을 주었으며, 3차원적인 모델에서는 온자극에 따른 치수로부터 일정한 거리에서 나타나는 온도변화를 관찰하여 그 결과를 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법.

본 연구에 사용된 치아의 모델은 de Vree¹⁸⁾ 등에 의해 제안된 하악 제 1대구치를 대상으로 범랑질, 상아질, 치수층의 3영역으로 구성하였으며, 축대칭 현상을 고려한 2차원적 및 3차원적인 열전도 해석을 시행하였다. 2차원 분석에서 와동의 깊이는 3.52mm로 설정하였다.

3차원 분석의 경우에는 더욱 확실한 열전도능력을 파악하기 위하여 와동의 깊이를 4.2mm로 깊게 하였으며, 구성된 3차원적 격자의 모양은 Fluent의 방법에 따라 Geomesh software를 이용한 CAD 작업으로 형성하였다.

와동에 충전된 형태는 아말감 충전의 경우, 아말감 충전과 기성관의 경우, gold 충전과 관의 경우, ZOE base 와 아말감 충전 및 기성관의 경우로 분류하였으며(Table 1-1), 2차원 분석에서는 각각의 경우에 4℃의 자극으로 2초와 4초, 60℃의 자극으로 2초, 4초의 온도적 자극을 가한 후 시간경과에 따른 온도변화를 관찰하였다(Table 1-2).

3차원 분석의 경우 60℃로 2초간 자극을 가했을

때의 온도변화를 조사하였으며, Gold로 충전하고 관을 형성한 경우에서는 추가로 4초간의 온도 자극을 가하였다(Table. 2-1). 또한 치수 중앙부에서 0.6mm, 1.3mm, 2.5 mm 부위에서의 온도변화를 조사하였다(Table. 2-2).

치아 표면에 조사된 열은 치아의 내부에서 열평형을 이루어 다음과 같은 푸리에 열전도식을 만족시킨다.

$$Ki \left[\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} \right] = (\rho Cp) i \frac{\partial T}{\partial t}$$

여기에서 i는 모델내부의 서로 다른 성질을 갖는 영역(범랑질, 상아질, 치수)을 나타내며, K는 열전도도, ρ는 밀도, Cp는 비열을 나타낸다. 이상의 방정식에 의한 열전도수치는 일반적인 열유동 해석용 프로그램인 Flueut Inc. "Flueut V 4.3"을 사용하여 구하였다.

사용된 치아모델의 범랑질, 상아질, 치수층과 충전재료의 열물리량은 Table. 3과 같다. 실험시 구강내 조건과 유사하게 치아 표면의 온도는 20℃, 치경부의 온도와 열발생 이전의 초기 온도는 35.2℃로

Table 1-1. Case classification for 2 dimensional analysis

- Case 1 : Amalgam filling(no base)
- Case 2 : Amalgam filling(no base), S-S crown
- Case 3 : Gold filling(no base), Gold crown
- Case 4 : Amalgam filling(ZOE base), S-S crown

Table 1-2. Type classification in each case

- Type 1 : 4℃, 2 sec stimuli
- Type 2 : 4℃, 4 sec stimuli
- Type 3 : 60℃, 2 sec stimuli
- Type 4 : 60℃, 4 sec stimuli

Table 2-1. Case classification for 3 dimensional analysis

- Case 1 : Amalgam filling(no base), 60℃, 2 sec stimuli
- Case 2 : Amalgam filling(no base), S-S crown, 60℃, 4sec stimuli
- Case 3 : Gold filling(no base), Gold crown, 60℃, 2sec stimuli
- Case 4 : Gold filling(no base), Gold crown, 60℃, 4sec stimuli
- Case 5 : Amalgam filling(ZOE base), S-S crown, 60℃, 2sec stimuli

Table 2-2. Lines in each case

- Line 0 : pulp horn line, center of the pulp
- Line 1 : pulp horn line, 0.6mm from center of the pulp
- Line 2 : pulp horn line, 1.3mm from center of the pulp
- Line 3 : pulp horn line, 2.5mm from center of the pulp

Table 3-1. Thermal diffusibility of various materials

Gold	119.0(mm ² /sec)
Amalgam	9.6
Enamel	0.469
ZOE	0.389
Dentin	0.183

$$d = K/Cp \times \rho$$

K : thermal conductivity

Cp : specific heat(cal/g · °C)

ρ : density(g/cm³)

Table 3-2. Thermal conductivity of various materials

Gold	0.710(cal/sec/cm ² (°C/cm))
Amalgam	0.055
Enamel	0.0022
ZOE	0.0015
Dentin	0.0011

설정하였다.

Ⅲ. 연구 성적

1. 2차원 분석

1) Case 1 (Amalgam filling with no base)

4℃의 냉자극을 2초간 가한 경우 3초 후에 6℃의 차이를 보였으며 5초후에는 8℃, 7초후에는 10℃까지 치수 온도가 하강하였다. 그 후에는 9초까지 최저 온도를 유지하였다. 4초간 자극이 가해졌을 경우에는 5초 후에 2초 자극시보다 낮은 최저 온도가 형성된 후 서서히 회복되는 상태를 보였다. 그러나 1℃ 내외의 차이였을 뿐 큰 온도의 차이는 없었다. 60℃의 온자극을 2초간 가한 경우 3초 후에 4℃정도 상승된 최고 온도에 도달한 후 감소하였으며, 4초 자극 때는 2초 자극 경우보다 2 - 3℃ 높은 온도 상승이 있었고, 5초 후 42℃의 최고 온도에 도달한 후 점차 감소하였다.

치수각 부위에서의 온도 변화를 분석한 결과, 4℃의 2초와 4초 자극 사이에는 최저온도의 1 - 2℃의 차이 외에는 괄목할 만한 온도변화는 관찰할 수 없었으며, 60℃의 2초와 4초 자극에는 4℃ 정도의 최고, 최저온도 차이를 보였다.

2) Case 2 (Amalgam filling + S.S crown)

4℃의 냉자극, 60℃의 온자극을 2초와 4초간 가하였을 때, 모든 경우에서 Case 1과 큰 차이를 보이지 않았다.

최고온도와 최저 온도에 10℃ 내외의 변화만이 존재하였으며, 시간이 경과함에 따른 온도변화 모습도 거의 유사한 결과였다.

3) Case 3 (Gold filling + Gold crown)

다른 경우와 달리 4℃, 2초의 자극에도 1초 후부터 5초까지 급격하게 온도가 감소하였다. 1초 후에 3℃, 3초 후에 9℃, 5초 후 10℃의 온도가 감소한 후 7초 후부터는 Case 1, Case 2와 같은 수준의 온도를 유지하였다. 4초의 자극에도 5초 후에 14℃까지 온도가 감소한 후 서서히 회복되긴 하였지만 12 - 13℃ 정도의 온도감소를 9초 후까지 유지하였다.

60℃, 2초 자극에는 1초 후에 급격한 2℃의 상승

을 보였지만 3초 후에는 Case 1, 2와 같은 최고 온도를 유지하였으며 그 후에는 오히려 다른 경우에 비해 우수한 열전도능력 때문에 더욱 급속하게 온도가 감소하였다. 또한 4초 자극의 경우에도 3초 후에 14℃ 정도의 급격한 온도상승을 보였지만 그 후 온도감소의 경향이 뚜렷하였다.

치수각 부위의 시간 경과에 따른 온도의 변화를 분석해 보면 Case 1, 2에 비해 냉, 온자극에 대하여 2 - 3℃ 정도의 차이를 보였으며, 냉자극에는 낮은 온도, 온자극에는 높은 온도를 보였고, 최저와 최고 온도의 차이역시 온자극의 경우 12 - 13℃ 정도로 크게 나타났다.

4) Case 4 (Amalgam + ZOE + S.S crown)

다른 경우에 비해 온도자극에 큰 변화를 보이지 않았다. 4℃, 2초의 자극에 3초 후에 32℃, 9초 후에 최저온도 29℃를 보여 4℃ 정도 높은 양상으로 나타났다.

4초의 자극에도 3초 후에 32℃, 5초 후 부터는 28℃의 온도분포를 보였으며, 초기온도와 7℃ 정도의 차이를 유지하여 3 - 4℃ 정도 높은 최저온도를 유지하였다.

60℃, 2초의 온자극에도 최고온도가 3초 후에 37℃, 최저온도는 9초 후 32℃를 나타내어 차이가 5℃에 지나지 않았다.

4초의 자극에도 5초 후에 40℃에 도달하였지만 곧 하강하여 9초 후에는 초기 온도를 유지하였으며, 초기 온도에서 5℃의 범위에서 변화가 관찰되었다.

치수각 부위에서의 온도변화를 종합하면 최고온도와 최저온도가 다른 경우에 비해 초기온도와 큰 차이가 없이 6 - 7℃의 차이를 나타냈으며, 온자극에서도 3 - 5℃의 변화가 있어 매우 좁은 범위 내에서 온도변화가 나타났다.

2. 3차원 분석

1) Case 1 (Amalgam 충전) 60℃, 2초

치수중앙부에서 외부일수록 최고온도와 최저온도의 차이가 심하여 2.5mm 외부에서는 17℃의 차이를 나타냈다. 또한 최고온도에 도달하는 순간도 빨라 1초 후에 40.8℃의 최고온도를 보였다.

2) Case 2 (Amalgam 충전 + S.S crown) 60℃, 4초

4초간 자극을 준 경우 Case 1에 비하여 최고온도가 4℃ 정도씩 높게 나타났다. 역시 외부로 갈수록 최고온도와 최저온도의 차이가 조금씩 큰 결과를 보였다.

3) Case 3 (Gold 충전 + Gold crown). 60℃, 2초.

치수 중앙부에서 멀어질수록 최고온도는 높아지고, 최저온도는 낮아지는 경향을 보임으로서 그 차이도 심하게 나타났다. 중심부에서 2.5mm의 경우 최고온도는 1초 후에 43.2℃, 최저온도는 9초 후에 22.4℃였고, 그 차이는 20.8℃에 달하였다.

4) Case 4 (Gold 충전 + Gold crown) 60℃, 4초
2초 자극한 Case 3에 비해 중앙부에서는 5-6℃, 1.3mm 부위에서는 5.1℃가 높은 최고온도를 보였고, 최저온도는 각각 2.6℃, 4.6℃가 높게 나타났다.

5) Case 5 (Amalgam 충전 + ZOE base + S.S crown) 60℃, 2초

Case 1, 2, 3, 4 와 다른 온도 분포양상을 보였다. 최고온도는 낮고, 최저온도는 높아 그 차이가 현저하게 좁게 나타났다.

치수 중앙부에서는 3.8℃, 0.6mm 부위에서는 4.5℃, 1.3mm 부위에서 5.6℃, 2.5mm 부위에서 14℃의 차이를 보였다. 역시 치수 중앙부에서 멀어질수록 최고 온도는 빠른 시간에 나타났고, 최저온도와 차이도 심하게 나타났다.

IV. 총괄 및 고찰

치아수복 후 환자들은 여러가지 불쾌한 증상을 호소하는 경우가 종종 있다. 수복물과 치질에 대한 기계적 자극, 온도적 자극, 화학적 자극 등으로 치수의 염증반응 또는 염증을 초래하여 동통을 호소하게 되는데, 특히 와동형성과 수복은 치수조직에 자극을 주는 온도부하를 일으키고, 그 결과 치수충혈, 치수염, 또는 생활력 상실 등의 결과로서 나타날 수 있다.

자연치아에서 온도자극에 대한 최대 방어기관은

상아질과 법랑질이며, 상아질과 법랑질의 열전도율과 온도전도율은 낮아서 비교적 효과적인 단열재이다. 특히 아말감 수복시 남아있는 상아질의 두께는 치수 온도변화에 영향을 미치나, 여전히 열자극으로부터 치수를 보호할 수 있는 상아질의 충분한 두께에 대해서는 확실한 결론을 내리지 못하고 있다.

Phillips 등²⁰⁾은 실제적으로 온도변화로부터 치수의 절연은 남아있는 상아질의 두께에 의존하며, 기본적으로 상아질 그 자체도 좋은 절연체로 분류된다고 한 바 있다.

열전도란 물질의 이동을 수반하지 않고 열이 고온에서 저온으로 이동하는 현상을 의미하며, 일반적으로 재료의 단열효과는 그 두께에 비례하고, 열전도율의 평방근에 반비례한다. 즉 두께가 1cm, 단면적인 1cm²인 시험편의 양단의 온도차가 1℃일 때, 1초간에 이 시험편을 통과하는 열량을 calory 단위로 나타낸 것을 열전도율 또는 열전도도라고 하며, 열전도율이 큰 물질일수록 열에너지를 전달하는 능력이 크다.

물질의 열전도도는 주위 온도가 변할 때 약간 변한다. 그러나 일반적으로 이러한 온도변화로부터 생기는 차이는 다른 형태의 재료들 사이에 존재하는 차이보다 훨씬 작게 나타난다.

구강내와 같은 환경에서는 온도가 일정하게 유지되지 못하는 경우, 즉 비정상상태일 경우가 많으므로 치과재료의 열확산율(온도전도율)이 중요하며, 열확산율(Δ)은 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다. 여기서 K는 열전도율, Cp는 단위물질당 열용량, 즉 비열과 같고, ρ 는 밀도이다.

$$\Delta = K/Cp \times X \rho$$

Nyborg 등²⁰⁾은 삭제 와동에 외부 열을 가한 후 인간 치수에서 나타나는 열효과를 평가하였을 때, 1개월 후 모든 치아에서 약 20%의 치수괴사를 보였고 보고하였다. Photo등²¹⁾은 생체실험에서 치수가 열에 노출될 때 치아표면의 온도가 37℃에서 39-42℃로 증가시 순환의 증가(vasodilation)을 보여주고, 44℃이상의 온도에서는 적혈구응집의 형성을 보이며, 만약 46℃ - 50℃사이의 온도 증가가 30초 이상 지속되면 혈전용해와 순환정지가 일어남을 보고한 바 있다.

Zach와 Cohen²²⁾은 치아가 충분히 크고 형태학적으로

로 인간 치아와 유사한 *Macaca rhesus* 원숭이의 치아에 외부에서 고온의 열을 가한 후 나타나는 치수의 변화를 관찰한 실험에서 치수내 온도가 4°F(2.2°C)로 올라가면 최초의 치수반응이 나타나고, 10°F(5.5°C)로 증가되면 표본치아의 약 15%에서 괴사성 치수변화를 보이며, 온도가 20°F(11°C)로 증가되면 표본 치아의 60%에서, 온도가 30°F(16.5°C)로 증가되면 표본치아의 100%에서 치수괴사가 일어난다고 보고하였다.

본 실험에서 60°C, 2초간의 자극에서는 ZOE로 이장을 한 경우에 2°C의 온도상승 밖에 없어 매우 안정된 상태를 보였으나 나머지 경우에는 5°C의 온도증가를 보였고, 골드 충전에서는 열전도능력의 우수함으로 인하여 조금 더 상승하였다. 4초의 경우에도 ZOE 이장의 경우 원래의 초기 온도부터 5°C의 범위에서 변화가 있었으나, 아말감충전에서는 7°C 까지 온도상승이 있었고, 골드의 경우에는 14°C까지 급속히 온도가 상승하였다.

치수의 온도상승과 더불어 그 지속시간이 치수의 변성과 밀접한 관계가 있으리라는 점을 감안할 때 60°C의 자극이 4초간 지속되는 경우에는 열전도능력과 확산능력이 가장 우수한 골드충전에 있어서도 6°C 이상 상승된 온도자극이 4초에서 5초 동안 지속되기 때문에 치수반응은 물론 혈행의 변화는 충분히 있으리라고 짐작된다.

따라서 본 실험에서 나타난 온도변화에 따른 치수 손상 정도를 살펴보면 ZOE base가 존재하는 경우에는 냉, 온자극이 가해졌을 경우에도 온도차이가 거의 나타나지 않으므로 치수반응은 나타나지 않을 것 이나 다른 수복물의 경우에는 약간의 치수반응이 나타날 수 있으며, 특히 골드 수복물의 일부에서는 치수의 괴사성 변화가 보일 수 있을 것으로 사료된다.

금이나 아말감과 같은 급속성 수복재료들은 낮은 비열을 가지고, 열전도율은 비급속 수복물에 비하여 상당히 높게 나타나므로 깊은 와동에 이들 수복물을 이용시 치수조직에 열자극을 주어 열 쇼크나 동통을 유발할 수 있다. 따라서 이 수복물의 하방에는 반드시 치과용 시멘트나 이장재 등 열의 불량도체를 이용하여 열차단을 할 필요가 있음을 알 수 있다. 구강내 수복물 하방의 이장재가 열자극과 전기적 자극에 대해 완전한 방어능력을 발휘할 수 있다면 이상적이

라 하겠다.

수복물의 열전도도의 성질에 따라 이장재의 사용이 증가하면서 수복물 하방에서 이장재의 절연효과와 이와 관련된 치수반응에 대한 많은 연구들이 있었다.

Braden⁹⁾은 실험실 연구에서 수복치아의 열확산도는 시멘트 이장재의 성분보다는 두께에서 보다 관련이 있다는 것을 보고하였으며, Peters²²⁾와 Augsburg²³⁾은 수복물 하방을 이장함으로써 온도차단효과가 나타나 치수를 보호할 수 있으며, 그 두께가 0.5mm이면 우수한 열차단 능력을 얻을 수 있다고 하였다. Tibbetts 등²⁴⁾은 아말감 수복물 하방에 수종의 이장재로 이장, 열확산을 측정한 결과 수복물 하방의 두께에 따라 열적변화 및 열확산도의 차이점이 나타남을 강조하였다.

그러나 충분히 열보호를 제공할 수 있는 이장재의 두께에 대해서는 현재까지도 확실하지 않고, 이장재의 차단효과를 정확히 측정한다는 것은 거의 불가능하다. 따라서 본 실험에서는 이장재의 유무에 따른 효과만을 알아보기 위하여 사용된 이장재의 두께는 1.2mm로 한정하였다.

대부분의 치과환자들은 수복물의 유무에 관계없이 주로 냉자극에 대한 과민성을 많이 호소한다.

본 실험에서 냉자극에 대한 효과를 알아보기 위해 4°C의 온도를 이용한 결과, 4°C의 낮은 온도가 수복된 치아의 표면에 2초동안 가해지면 치수상아질 경계온도가 3초 동안 급격히 감소하고 9초 후에는 25°C에 도달하였다. 이런 온도감소는 스테인레스 스틸 크라운이 있는 치아에서 보다 서서히 나타나지만 1°C 차이 이내의 유사한 온도변화를 유지하였고, 수복물질로 골드를 사용할 때 치수-상아경계면 온도는 높은 열전도성에 기인하여 빨리 감소하며 9초 후 온도는 크라운이 없는 치아에서와 유사하게 나타났다.

이장재의 유무에 따라 같은 수복물로 수복된 치아라도 냉자극이 가해졌을 때 나타나는 온도변화가 다를 수 관찰할 수 있었는데 와동아래 ZOE 이장재 사용시 ZOE의 낮은 열전도성에 기인하여 온도감소의 지연을 야기하고, 9초 후 다른 상태보다 4°C 높은 온도를 유지하였다.

냉자극의 경과시간을 4초까지 증가시켰을 때 대부분의 수복물에서 9초후 온도는 2초에 비해 약 2°C 낮았으나, 골드 수복물의 경우 높은 열전도성 때문

에 5초 후에 21℃의 최소 온도를 보였으며, 이장재를 가진 수복물의 경우 2초자극에 비해 1℃정도의 미미한 차이만을 보여 주었다. 또한온자극에서 뿐만 아니라 냉자극에 대한 반응에서도 이장재의 사용은 확실한 열차단 효과를 보여주었다. 치아표면의 초기 온도가 치수내부의 온도보다 낮게 설정된 이유가 작용되기도 하였지만 온자극에 비하여 냉자극에 있어서는 ZOE로 이장한 경우를 제외한 경우에서 6℃ 이상의 온도저하가 7초이상 지속되어 유해작용이 보다 심할 것이라고 사료된다.

최근 콤포지트와 글라스 아이노머와 같은 비금속 충전물질의 사용이 증가추세에 있으며, 이들의 사용은 치수에 근접한 치경부 수복에 주로 사용되고 있기 때문에 그 수복물들의 마무리 동안에 일어나는 온도증가에 대한 치수반응에 관심을 가지기 시작했다.

Haper 등¹⁴⁾, Watt 등²⁵⁾은 복합레진의 열적성질을 분석하여 상아질과 유사한 열전도도를 가진다고 보고한 이래 치질, 와동, 이장재, 수복재료의 열전도도는 측정기구의 발전과 함께 많은 연구가 시행되었다.

Philips²⁶⁾는 전위차계(potentiometer)를 이용한 시멘트의 열전도도를 측정하였고, Soyenkoff와 Okun²⁷⁾은 thermistor 온도계를 이용하여 치질의 열전도도를 측정하였으며, Craig와 Peyton²⁸⁾은 전위차계로서 치질, 치과용 시멘트, 아말감의 열전도도를 관찰하였다. 또한 Civjan 등¹¹⁾은 시차비열 측정장치를 이용하여 비금속 수복재의 열적성질을 평가하였으며, Spiering 등²⁹⁾은 컴퓨터를 사용하여 치질과 수복재료간의 열전달에 대한 영향을 보고하였다.

이상과 같이 다양한 열확산, 열전도 및 열팽창 측정법을 통하여 열 및 온도의 측정에 따른 치과수복물의 열전도율에 대한 연구가 시도되었고, 금속 수복물이나 그리고 이장재의 열확산도에 대해서도 연구되고 있다.

이 중 이론적인 치아모델에서 많은 수학적 방법(유한 요소법)으로 치아의 온도변화를 측정할 때, De Yree 등¹⁸⁾은 수복 치아내에 이행되는 열분석을 유사모형을 제작, 유한요소법에 의해 보다 정확한 측정을 할 수 있다고 보고하였으며, 최근에 이러한 유한요소법이 생-기계학적 연구에서 흥미있는 측정법으로서 대두되어 2차원적이면서 대칭축을 가진

치아모델에서 기계적 응력³⁰⁾, 열응력³¹⁾, 또는 열전도³²⁾의 분석을 위하여 사용되었다.

유한 요소법은 이론적 모델에 적용하여 열 부하조건에서 치아의 물리적 실체를 축소시킬 수 있는 가장 근사한 방법으로서 이런 열분석의 결과는 치아에서 열작용에 대한 연구가들의 시야를 넓혀 주는 계기가 되었으며, 매개변수에서 다양한 효과를 분석시에도 유용하게 사용된다.

본 연구에서도 여러가지 방식으로 수복된 치아모델의 온도분포의 변화를 비교하고, 약간의 매개변수에 따른 치아모델에서의 온도분포에 미치는 영향을 알아보기 위해 De Vree의 모델을 이용하였다.

열전도 분석에서 이용되어진 기하학은 대부분 2차원적이면서 대칭축을 가진 치아모델에 제한되었으나 일반적 수복치아는 이차원적 그리고 대칭축이 아닌 까다로운 모양의 와동을 형성한다. 그러므로 본 연구에서는 부가적으로 와동의 모양과 크기에 따른 열전도효과를 관찰하기 위하여 3차원적인 모델을 고안하였다.

아말감과 스테인레스 스틸 크라운 군에서는 냉자극의 경우 치수에서 멀어질수록 1mm 부위에서부터 시간에 따라 온도가 하강하기 시작하였고, 온자극 4초에서는 치수의 2mm 부위에서부터 뚜렷한 온도상승이 있었다. 골드군에서는 0.5mm 부위에서 부터 온도변화를 보임으로써 열전도 능력이 우수함을 알 수 있었으며, ZOE 이장의 경우에는 시간에 따른 변화가 매우 적어 치아구조에 따른 안정된 온도분포를 관찰할 수 있었다.

이러한 3차원적 입체모델은 실질적인 모양의 치아에서 열자극에 대한수복물질과 와동형태에 따른 열전도 효과를 관찰하기 위하여 많은 경우에서 이용되어질 것으로 사료된다.

V. 결 론

다양한 수복방법에 따른 치아구조물의 열적변화를 평가하기 위하여 와동이 형성된 인공 치아모형에 아말감 충전, 아말감과 스테인레스 스틸관 수복, 금인레이와 금관수복, ZOE 이장 및 아말감 충전 등으로 수복한 후 치아구조내에서의 온도변화를 관찰하였다.

각 실험군에 4℃와 60℃로 2초와 4초 동안 자극을

가한 후 치아내부의 온도분포를 2차원적으로 분석하였고, 치수 중앙부에서 외측으로 층을 형성하여 3차원적인 해석을 시행한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 4℃의 자극이 2초간 가해진 아말감 충전 경우, 아말감 충전과 스테인레스 스틸관을 장착한 경우에서는 1℃ 내외의 차이를 보였으며, 치수와 상아질 경계면에서 3초 경과시에 29℃까지 급격한 온도 하강을 보였으며 9초 후에 25℃에 도달하였다. 또한 금으로 수복한 경우에서는 3초 후 25℃까지 하강하여 그 온도를 유지하였으며, ZOE 이장 경우에는 최저온도가 4℃ 이상 높게 나타났다.
2. 4℃ 자극을 4초간 가한 경우에는 9초 후에서 2초 자극시보다 2-3℃ 낮았으며, 금 수복 경우에는 5초 후에 21℃의 최저온도를 보인 후 점차 회복되었다.
3. 아말감 충전 및 스테인레스 스틸관을 같이 장착한 경우에 60℃, 2초간 자극에는 3초 후 40℃의 온도로서 상승하였으나 9초 후에 30℃로 하강하였으며, 금 수복에서는 2초 후 41℃까지 온도가 상승하였고, 9초 후 28℃를 보여 13℃의 차이가 있었다. ZOE 이장 경우에는 온도차이가 5℃로서 안정된 양상을 보였다.
4. 60℃, 4초 자극에 대한 아말감 충전 및 스테인레스 스틸관을 같이 장착한 경우에서 5초 후 42℃, 9초 후 35℃를 보였으나 금 수복 경우에는 3초 후 49℃, 9초 후 31℃의 온도변화를 나타내었다.
5. 3차원 분석에서 치수 중앙부에서 멀어질수록 온도변화가 심하였다.

참 고 문 헌

1. Hensel H, Mann G : Temperaturschmerz und Wärmeleitung in Menschlichen Zahn Stoma 9:76-83, 1956.
2. Zach L, Cohen G : Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol :515-530, 1965.
3. Silvestri AR, Cohen SN, Wetz JH : Charater and frequency of discomfort immediately following restorative proce-

- dures. JADA 95:85-89, 1977.
4. Trowbridge HO, Franks M, Korostoff E, et al : Sensory response to thermal stimulation in human teeth. J. Endod 6:405-412, 1980.
5. Jyvasjarvi E, Narhi M, Huopaniema T : Warm receptive mechanism in the pulp and dentine of the Cae. IADR Progr & Abst 61:No.165, 1982.
6. Grossman LI, Oliet S, Delrio CE : Endodontic Practice. 11th ed. Lea & Febiger, Philadelphia, P59-77, 1988.
7. 原川春幸: 新臨床齒科學講座(4券), 齒科藥出版 東京,(cited from #55), 1978.
8. Drummond JL, Robeldo J, Garcia L, et al : Thermal conductivity of cement base mateirals. Dent Mater 9:68-71, 1993.
9. Braden, M : Heat conduction in teeth and the effect of lining materials. J Dent Res 43:315-322, 1964.
10. Golden J, Freedman G, Soremark R : Thermal diffusion through gold restorations. J Prosthet Dent 20:552, 1968.
11. Civjan S, Barone J, Reinke PE, et al : Thermal properties of nonmetallic restorative materials. J Dent Res 51:1030-1037, 1972.
12. Voth ED, Philips RW, Swartz ML : Thermal diffusion through amalgam and various liners. J Dent Res 45:1184-1190, 1966.
13. Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR : Thermal properties of teeth. J Dent Res 49:752-755, 1970.
14. Harper RH, Schnell RJ, Schwartz ML, et al : In vivo measurements of thermal diffusion through restoraitons of various materials. J Prosthet Dent 43:180-185, 1980.
15. Pearson GJ, Wills DJ : The relationship between the thermal properties of composite filling materials. J Dent 8:178-181,

- 1980.
16. 엄정문 : 수중 수복재료의 열팽창계수의 측정에 관한 실험적 연구. 대한치과의사협회지 18:47-50, 1980.
 17. 윤수한 : 온도변화에 따른 치질의 구조적 변화. 대한 치과보존학회지 16:683-688, 1978.
 18. De Vree JHP, Spierings TAM, Plasschaert AJM. : A simulation model for transient thermal analysis of restored teeth. J Dent Res 62:756-759, 1983.
 19. Philips RW, Reinke RH, Philips LJ: Thermal conductivity of dental cement : A method and determinations for three commercial materials. J Dent Res 33: 511-518, 1954.
 20. Nyborg H, Brannstrom M : Pulp reaction to heat. J Prosthet Dent 19:605-612, 1968.
 21. Photo M, Scheinin A : Microscopic observations on living dental pulp. Part 2: Acta Odontol Scand 24:303-14, 1957.
 22. Donald DP, Robert AA : In vitro model system to evaluate intrapulpal temperature changes. J Endod (7):320-324, 1981.
 23. Donald DP, Robert AA : In vitro cold transference of bases and restorations. JADA 102:642-646, 1981.
 24. Tibbets VR, Schnell RJ, Swartz ML, et al : Thermal diffusion through amalgam and cement bases. J Dent Res 55:441-451, 1976.
 25. Watts D, Haywood C, Smith R : Thermal diffusion through composite restorative materials. Br Dent J 154:101-103, 1983.
 26. Ralph WP, Robert JJ, Lloyd JP : An improved method for measuring the coefficient of thermal conductivity of dental cement. JADA 53: 577-583, 1956.
 27. Soyenkoff BC, Okun JH : Thermal conductivity measurement of dental tissues with the aid of thermistors. JADA 57:23-30, 1958.
 28. Craig RG, Peyton FA : Thermal conductivity of tooth structure, dental cements and amalgam. J Dent Res 40:411-418, 1961.
 29. Spierings TA, De Vree JHP, Plasschaert AJM : The influence of restorative dental materials on heat transmission in human teeth. J Dent Res 63:196-1100, 1984.
 30. Farah JW : Stress analysis of first molars with full crown preparations by 3-dimensional photoelasticity and the finite element method. Dissertation, The Universtiy of Michigan P124, 1972.
 31. Lloyd BA, MacGinley MB, Brown WS : Thermal stress in teeth. J Dent Res 57:571-582, 1978.
 32. Takahashi N : Thermal conductive analysis of restored teeth by finite element method. J Oral Rehabil 9:83-88, 1982.

국문초록

온도자극이 충전된 치질에 미치는 영향

백병주 · 노용관 · 이영수 · 양정숙 · 김재곤

전북대학교 치과대학 소아치과학교실 및 구강생체과학연구소

본 연구에서는 수복에 따른 치질 내부 구조물의 열적변화를 평가하기 위하여 와동이 형성된 인공 치아 모형에 아말감 충전, 아말감과 스테인레스 스틸관 수복, 금인레이와 금관수복, ZOE 이장 및 아말감 충전 등으로 수복한 후 온도변화를 관찰하였다. 각 실험군에 4℃와 60℃로 2초와 4초 동안 자극을 가한 후 치아내부의 온도분포를 2차원적으로 분석하였고, 치수 중앙부에서 외측으로 층을 형성하여 3차원적인 해석을 시행한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 4℃의 자극이 2초간 가해진 아말감 충전 경우, 아말감 충전과 스테인레스 스틸관을 장착한 경우에는 1℃ 내외의 차이를 보였으며, 치수와 상아질 경계면에서 3초 경과시에 29℃까지 급격한 온도 하강을 보였으며 9초 후에 25℃에 도달하였다. 또한 금으로 수복한 경우에는 3초 후 25℃까지 하강하여 그 온도를 유지하였으며, ZOE 이장 경우에는 최저온도가 4℃ 이상 높게 나타났다.
2. 4℃ 자극을 4초간 가한 경우에는 9초 후에서 2초 자극시보다 2-3℃ 낮았으며, 금 수복 경우에는 5초 후에 21℃의 최저온도를 보인 후 점차 회복되었다.
3. 아말감 충전 및 스테인레스 스틸관을 같이 장착한 경우에 60℃, 2초간 자극에는 3초 후 40℃의 온도로서 상승하였으나 9초 후에 30℃로 하강 하였으며, 금 수복에서는 2초 후 41℃까지 온도가 상승하였고, 9초 후 28℃를 보여 13℃의 차이가 있었다. ZOE 이장 경우에는 온도차이가 5℃로서 안정된 양상을 보였다.
4. 60℃, 4초 자극에 대한 아말감 충전 및 스테인레스 스틸관을 같이 장착한 경우에서 5초 후 42℃, 9초 후 35℃를 보였으나 금 수복 경우에는 3초 후 49℃, 9초 후 31℃의 온도변화를 나타내었다.
5. 3차원 분석에서 치수 중앙부에서 멀어질수록 온도변화가 심하였다.

주요어 : 열분석, 수복재료, 온도