대한치과보존학회지 : Vol. 23, No. 1, 1998

System B™를 이용한 열가압 충전시의 치주인대내에 미치는 영향

연세대학교 대학원 치의학과 보존학교실

김재욱 · 이승종

Abstract

THE EFFECTS OF THERMOCONDENSATION TECHNIQUE USING SYSTEM B™ ON THE PERIODONTIUM

Jae-Wook Kim, Seung-Jong Lee

Department of Dentistry, The Graduate School, Yonsei University

Thermocondensation root canal filling technique have been used to fill accessary canals or to obtain homogeneous root caral fillings. But these thermocondensation technique inevitably produce heat in the canal which can be transmitted through the dentin and cementum and consequently damage periodontal ligamental cells and osteoblasts. In this study, System B™(Analytic technology, WA,U.S.A.) was used to evaluate the reaction of periodontal ligament tissue to "Continous Wave condensation technique" introduced by Buchanan, and the transmitted root surface temperature was measured according to measured root thicknesses.

12 Mandibular incisors of two adult dogs were used for the experiment. 6 controls were filled by lateral condensation technique with sealer.3 specimens were apically filled by Continuous Wave technique at 200℃ for 5 seconds and remaining 3 specimens were additionally backfilled using System B™ at 100℃ for 20 seconds. Six weeks later, the dogs were sacrificed and the teeth stained with Hematoxylin and Eosin for histologic examination. 6 extracted human teeth were used to measure the transmitted temperature. After cutting off the crown, the canals were prepared and divided into 3 groups with root thickness of 1.5mm, 1.0mm, 0.5mm, 2 teeth in each group. Inside each root canal, System B™ was heated as with the temperature for the apically condensed and the back filled group, and the transmitted heat was measured on the external surface of the root.

The temperature of System B™ heat spreader at 200℃ and 100℃ was also measured at

root temperature.

It can be concluded as follows:

1. In the thin area(200-250㎛) of the root, root resorption could be seen even with heating at 200℃ for 5 seconds.
2. When the spreader was heated at 200℃ for 5 seconds and additionally at 100℃ for 20 seconds for backfill, all teeth showed root resorption regardless of their root thickness.
3. The transmitted external root surface temperature was higher as the root thickness decreased and as the heating time increased.

In the thermocompaction technique using System B™, the spreader should be heated for the minimal time and used only in the apical area. The heated spreader shouldn't inserted to the binding point of the canal and backfilling should be done with other means of minimally heated gutta percha technique.

Key words:thermocondensation root canal filling, root resorption, periodontium, System B™

I. 서 론

비외과적 근관치료의 가장 중요한 목적은 근관의 형성과 또한 형성된 근관의 완전한 밀폐에 있다[35]. 완전한 근관의 밀폐는 치주조직의 생물학적 파괴를 일으키는 자극원의 침윤과 축적을 방지하는데 필수적이다. Dow와 Ingle[8]은 근관치료 실패의 약 60%가 근관계의 불완전한 밀폐때문이라고 하였다.

근관의 충전을 위해서는 보통 gutta-percha를 이용한 여러가지 술식이 사용 되어져왔다. 그중에도 gutta percha cone과 sealer를 사용하는 측방 가압법이 현재 가장 널리 사용되는 근관충전법이다. 그러나 이는 gutta-percha를 균질한 한 덩어리로 만들지 못하고 또한 gutta-percha가 근관벽에 sealer에 의해서만 접착해야하는 문제점이 있다[9]. 측방가압충전중에 들어가는 accessory cone 들은 단지 밀접하게 접촉하게될 뿐이고 결과적으로 개개의 cone과 cone사이 그리고 cone과 상아질벽의 틈새는 sealer로 채워지게 되며, 그러한 sealer는 시간에 지남에 따라 흡수될 수 있고 따라서 결국에는 밀폐효과를 저해하는 요인이 될 수 있다[9,31].

그러한 단점들은 개선하기 위해서 근간에 여러가지 열가압 충전법이 개발되었다. Schilder[35]는 gutta-percha의 균질도를 높이는 warm gutta-percha의 수직가압법을 소개하면서 "일정하게 조밀하고, 체적적으로 안정된 3차원적인 근관충전"이 가능하다고 하였다. 그러나 이 방법은 시간이 많이 걸리고 작거나 만곡된 근관에서는 사용하기가 어려우며 특히 유해하고 조절이 불가능한 열원(heat source)을 사용하는 문제점이 있다. 그래서 많은 연구자들이 수직 가압법시 사용되는 열원이 치주조직에 미치는 영향에 대해서 관심을 가져왔다[13,18]. Hand등[18]은 변형된 Schilder술식을 miniature pig에 사용했을 때 약간의 염증반응을 나타냄을 보고하였다.

근관내에 열원을 삽입하지 않고 외부에서 일정온도로 연화된 gutta percha를 근관내에 주입하는 열연화주입법(thermoplasticized injection technique)으로서 대표적인 두가지가 소개되었는데, Yee등[38]에 의한 160℃의 온도로 미리 가열된 gutta-percha로 충전하는 Obtura™(β-form gutta percha) 술식과 Michanowicz등[29]에 의한 70℃의 비교적 저온에서 연화시켜 주입하는 Ultrafil™(α-form gutta percha) 술식등이 그것이다. 그러나 이런 열연화 주입법은 재료를 조절하기 힘들고, 바늘이 들어가기 위해 과도한 근관확대가 필요하며, 충전과정을 감시할 수 없고, 빠른 냉각으로 인한 빈틈이

생기고, 바늘이 부러지거나, 치근단 1/3부위에서 저충전이 될 수 있다는 단점이 있다[16]. 그리고 ElDeeb등[10]은 이들 술식이 75%에서 과충전(overextension)되는 경향을 보고하였다. 한편, McSpadden은 특수하게 고안된 화전식 plugger를 사용하여 마찰열로 gutta percha를 연화하면서 근첨으로 밀어 넣어 충전하는 열가압충전 술식을 소개하였다[12,13]. 그러나 Kerekes등[24]은 이기구의 파절가능성과 Fors등[13]은 근관내의 온도발생으로인해 치주조직에 후유증이 있을수 있음과 온도발생을 조절할 수 없음을 경고하였다.

한편 Endotec™(Caulk)[25]이나 Touch'n Heat™(Analytic technology, WA, U.S.A.)[3,22]같은 전기적 기구를 사용하여 직접 일정한 온도의 열을 근관 내에서 낼 수 있는 기구들도 개발되었다. 이 기구들은 Schilder[35]에 의한 수직가압법이 heat carrier의 온도조절이 불가능한것에 비해 온도와 시간을 조절할 수 있는 장점이 있다. 최근 Analytic Technology (WA, U.S.A.)사는 이전의 Touch'n Heat™의 기능을 개선한 System B™를 개발하였으며 Buchanan[3,4]은 이를 이용한 Continuous Wave 가압법을 소개하였다. 이 방법의 장점으로는 술자에 의해 정확한 온도조절과 시간조절이 가능하고 heat plugger(Buchanan's Plugger™)가 근관의 경사도와 같으며 또한 같은 경사도의 비표준화된 gutta-percha를 근관내에서 연화와 동시에 가압할 수 있다. 또한 이 기구로 치근단 충전(apical filling) 후에 Obtura™로 후방충전(back filling)을 하는 방법과 후방충전도 System B™로 온도조절을 달리해서 충전하는 방법을 소개하였다.

그러나 이들 술식도 근관 내에 열을 발생시키므로 과도한 열이 발생할 시는 불가피한 치주조직의 비가역적인 손상을 일으킬 수 있다. Mattew등[28]은 alkaline phosphatase가 변성되는 56℃가 임계온도라고 하였고, Eriksson등[11]은 47℃에서 1분이면 골의 개조와 지방세포의 괴사를 관찰하였다. 따라서 조직손상의 임계온도는 47℃라고 할 수 있다고 했다. 이 온도는 alkaline phosphatase가 변성되는 56℃보다 9℃정도 낮고, 체온보다는 10℃높은 온도이다.

이러한 열가압법의 위해성이나 안전성을 증명하고자 근관내와 치근면에서의 온도를 측정한 실험들에서는 전통적인 수직가압법일 때 근관내에서 Marlin등[27]은 근첨부위에서 약 4℃ 상승한다고 했고, Goodman등[14]은 치근중간부위에서 최고온도는 80℃이고 근첨에서 40℃정도라고 하였다. 열연화 gutta percha법에서는 근관내에서 Donley등[7]은 47-59℃(Obtura™), Weller등[37]은 40.21-57.24℃라고 하였고 열가압충전법에서는 치근면에서의 온도가 Fors등[13]은 35℃ Heardie등[20]은 15.4℃, Saunders[32], 18.3℃, Weller등[37] 4.22-8.90℃의 온도상승을 보고하였다. 또한 Saunder & Saunders[34]는 post를 위한 gutta-percha를 제거할 때도 10℃이상의 온도가 치근면에서 발생함을 보고하였다. 따라서 이들 온도들은 치주조직에 유해할 수 있다.

실제, 근관내의 높은 온도로 인한 치주조직의 변화를 관찰한 실험들은 Atrizadeh[2]는 eletrosurgery tip을 근관내의 백악법랑경계하방 1mm에서 근관벽에 접촉하였을 때 2주후 파골세포를 관찰하였고, 치주인대공간의 골흡수로인한 확장을 관찰하였다. 그리고 3-6개월에는 골유착를 관찰하였다. Molyvdas등[30]은 열연화주입법시에 1-2일만에 치근면에서 섬유아세포의 증가와 치근단에 염증을 나타냄을 보고했고, Saunders[33]는 열가압 충전법에서 치근의 표면흡수와 골유착을 보고하였다. 그러나 Hand등[18]은 수직가압법시 열기구가 치주조직의 온전성에 악영향을 주지는 않는다고 하였다. Gutmann[15]등은 열연화주입법으로 충전시에 치조골위에서 온도를 측정한 결과 약 1.1℃ 상승한다고 하였고 조직학 표본중 하나에서 치근흡수를 나타내었으나 이는 외상성 교합으로 인한 것이라고 하였다. Castelli등[5]은 Endotec™을 제조자의 지시인 15초보다 오래 60초간 가열해도 열과 관련된 세포의 손상이 없없다고 하였다.

본 연구의 목적은 열가압 충전의 일종으로 최근 Buchanan[3,4]에 의해 소개된 Continuous Wave가압법이 치근막세포에 미치는 영향을 조직학적으로 관찰하고 또한 실제 상아질과 백아질을 통해 치근면으로 전도되는 온도를 체외에서 측정하여 이의 상관관계를 알아보고 술식의 안전성을 평가해보고자 하는데 있다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 동물실험

본 연구에서는 생후 1년이상된 체중 15Kg내외의 건강한 잡종 성견 2마리를 성별에 관계없이 실험동물로 사용하였으며, 실험시작전 치아 및 치주의 상태는 염증이 없는 건강한 상태였다.

각각의 하악 6개의 전치가 시편으로 사용되었다.

실험동물 2마리의 12개의 하악전치를 좌우를 나우어서 실험군과 대조군으로 설정하였다.

실험군은 다시 두 군으로 나누어서 3개의 치근단 열가압충전군과 3개의 치경부 열가압충전군으로 구분하였다. 실험동물 A에서는 하악 우축 제 1, 2, 3 절치는 치근단 충전군으로 하였고 좌측 제 1, 2, 3 절치는 대조군으로 하였다. 실험동물 B에서는 하악 좌측 제 1, 2, 3절치는 치경부 충전군으로 하였고 하악 우측 제 1, 2, 3절치는 대조군으로 하였다.

2) 온도측정용 치아시편제작

치주적으로 발치된 사람 하악 전치 6개를 치관부를 삭제하고 Barbed broach와 H file을 사용하여 치수를 제거한후 근관을 확대하고 No. 2, 3, 4, 5 Gates Glidden bur를 사용하여 절단된 치경부하방 5mm에서 근관벽과 치근외면사이의 두께가 0.5mm, 1.0mm, 1.5mm가 되도록 각각 2개씩 치아를 준비하였다. 치아의 두께의 측정은 0.1mm까지 측정가능한 버어니어 캘리퍼스(Miltex, Germany)로 측정하였다.

2. 연구방법

1) 동물실험

실험동물은 Entobar(30mg/Kg)을 족근 정맥주사하여 전신마취 시키고 실험과정 동안 Lactated Ringer's solution을 정맥주사 하면서 실험을 진행하였다. 그리고 보조마취제로 Ketalar(50mg/ml)를 사용하였다.

#330 bur와 Endo Z™(Maillefer, Swiss) bur를 사용하여 근관와동을 형성하였다. Barbed broach와 H file을 사용하여 치수를 제거하고 근관을 확대하고 하악 제1, 2절치에서는 No. 25까지, 그리고 제3절치에서는 No. 70의 master file까지가 근관의 형태에 따라 사용되었다.

Sodium hypochlorite와 saline를 사용하여 근관을 세척한후 소독된 paper point로 근관을 건조시킨후 충전하였다.

-치근단 열가압 충전군은 먼저 sealer(Sealapex®, Kerr)와 master gutta percha point로 충전후 System B™(Analytic Technology, WA,U.S.A.)의 온도를 200℃로 power를 10으로 조종한후 근첨을 향해 약간의 저항이 느껴질때까지 5초간 열을 가열한후 10초간 계속 압력만을 가한후 다시 1-2초간 열을 가하면서 spreader를 제거하였다.

-치경부 열가압 충전군은 초기 열가압 충전군과 동일한 방법으로 치근단 충전을 시행한 후 근관의 나머지 부분은 spreader의 온도를 100℃로 조정하고 accessory cone을 20초간 가열하면서 충전하였다.

-대조군은 통상의 측방가압법을 사용하여 sealer와 함께 근관충전하였다.

모든 치아는 치료전후와 희생후 방사선 사진을 촬영하였으며 6주후 희생하였다.

희생후 적출된 치아를 포함한 골조직은 10% bufferred formalin 용액에 고정시킨후 5% Nitric acid에 7일간 탈회시킨후 paraffin에 포매하였다. 4 ㎛으로 cross section의 연속 절편을 만든후 Hematoxylin-Eosin 염색한후 광학현미경하에서 관찰하였다.

2) 근관외벽에서의 온도측정

실온에서 thermocuple(BIOPAC Systems Inc., U.S.A.)을 교정용 ligature wire를 사용하여 치근표면 치경부 3mm 하방에 고정하고 치근주변을 알루미늄 호일로 감싼후 thermocuple과 치아를 함께 hemostat로 견고히 잡고 근관내에 System B™ heat spreader를 삽입하여 열을 가열한 후 IBM computer를 사용하여 기록하였다.

각각의 치아는 다음의 두 방법을 모두 이용하여 열을 가열하여 10회 반복측정하였다.

가. System B™를 power:10, 온도:200℃으로 맞춘후 spreader를 15mm 삽입한 후 5초간 열을 가열하고 1분간 열의 변화를 측정하였다.

나. System B™를 power:10, 온도:200℃으로 맞

춘후 5초간 열을 가열한후, 5초간 끊었다가 다시 power:10, 온도:100℃에서 20초간 가열하였다.

3) System B™의 heat spreader의 온도 측정

실온에서 heat spreader와 termpocuple을 ligature wire로 고정한후 아루미늄 호일로 감싼후 각각 200℃와 100℃에서 가열한후 상승된 온도가 일정한 온도에서 유지될 때까지 기록계로 기록하였다.

III. 결 과

1. 조직학적 관찰

대조군에서는 두 마리의 실험동물중 어느치아에서도 치주인대내와 치근표면에서의 병리학적 변화를 관찰할 수 없었으며 결체조직의 섬유방향이 규칙적이었다.(Fig. 12).

실험동물 A의 치근단 열가압 충전군에서는 세개의 치아중 한개의 치아(우측 제2절치)에서만 표면흡수양상을 관찰할 수 있었으며 치아의 치근단 1/3부위에서 두께가 가장 얇은 근심과 원심부위에서 흡수가 있었고 각각의 흡수 부위 치근두께는 200, 250㎛이었다. 흡수된 부위에서 염증성 세포들은 거의 관찰되지 않았다(Fig. 5, 6).

실험동물 B의 치경부 충전군에서는 세개의 치아모두에서 표면흡수양상을 관찰할 수 있었으나 염증성 세포들은 거의 관찰되지 않았다. 흡수가 일어난 부위는 치근단 열가압 충전군에서와 같이 주로 얇은 부위인 인접면에서 일어났다. 실험군인 제 1, 2절치는 치아의 전체 길이를 통해서 치근흡수를 나타내었으나(Fig. 7, 8), 제 3절치는 다른 두 치아에 비해 두꺼워 치근흡수가 치근 두께가 상대적으로 얇은 치근 중간아래부터 흡수가 관찰되었다(Fig. 9, 10). 골유착 양상은 실험치아 모두에서 관찰되었으며(Fig. 7, 8, 9, 10) 조골세포의 왕성한 활성을 보이는 부위도 관찰되었다(Fig. 8) 치근 흡수가 관찰된 부위에서는 거대 다핵 파치세포도 관찰되었다(Fig. 11).

2. 치근 외벽의 온도측정

각군별 치아의 특징적 온도변화의 그래프는 Fig. 1, 2에 나타내었다.

각치아별 실험방법에 따른 실온에서의 온도상승은 Table 1에 나타내었다.

치근단 충전군에서의 최고온도 상승은 치근의 두께가 0.5mm일 때 평균 8.12와 7.04℃정도로 나타났으며 1.0mm와 1.5mm에서는 각각 5.0과 6.62℃ 그리고 3.63과 4.44℃만큼 증가하였다. 실제 가열은 5초까지만 200℃로 가열하였으나 최고치에 도달하는 시간은 약 12초정도에서 나타났다.

치경부 충전군에서는 최고온도 상승은 치근의 두께 0.5mm 일 때 9.07과 11.74℃정도로 나타났으며 1.0mm와 1.5mm에서는 각각 9.46과 10.7℃ 그리고 8.17과 8.33℃로 나타났다. 실제 가열시간은 5초간 200℃와 5초간의 가열중단과 다시 100℃에서 20초간, 총 30초간 가열하였으며 최대온도는 약 25초에서 나타난후 그후 실온으로 완만한 곡선으로 식지만 가열중단 1분이 지난뒤에도 실온까지 내여오지 않았다.

3. heat spreader의 온도 측정

30℃의 실험실온도에서 200℃로 온도조절했을시

Table 1. Temperature rise in each tooth

Tooth Number	Thickness (mm)	Temperature rise			
		Apical filled group(℃)	S.D.	cervical filled group(℃)	S.D.
1	0.5	8.12	1.6	9.07	1.3
2	0.5	7.04	1.1	11.74	3.3
3	1.0	5.0	0.8	9.46	0.7
4	1.0	6.62	1.0	10.7	0.8
5	1.5	3.63	1.4	8.17	0.8
6	1.5	4.44	0.7	8.33	0.8

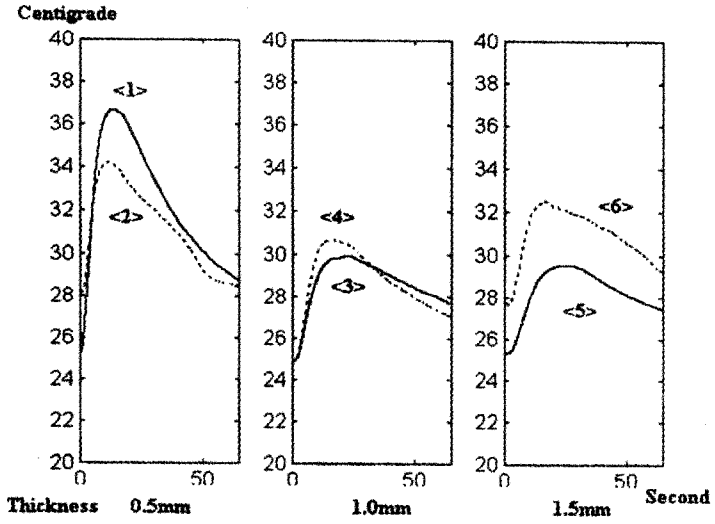

Fig. 1. Temperature changes of apically condensed group for 5 seconds at 200℃. (〈〉:tooth number)

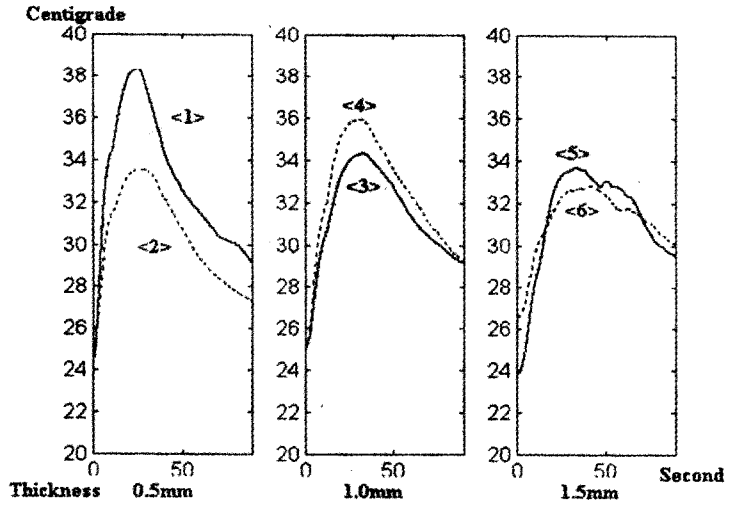

Fig. 2. Temperature changes of backfilled group for 5 seconds at 200℃, 5 seconds interal and 20 seconds at 100℃ (〈〉:tooth number)

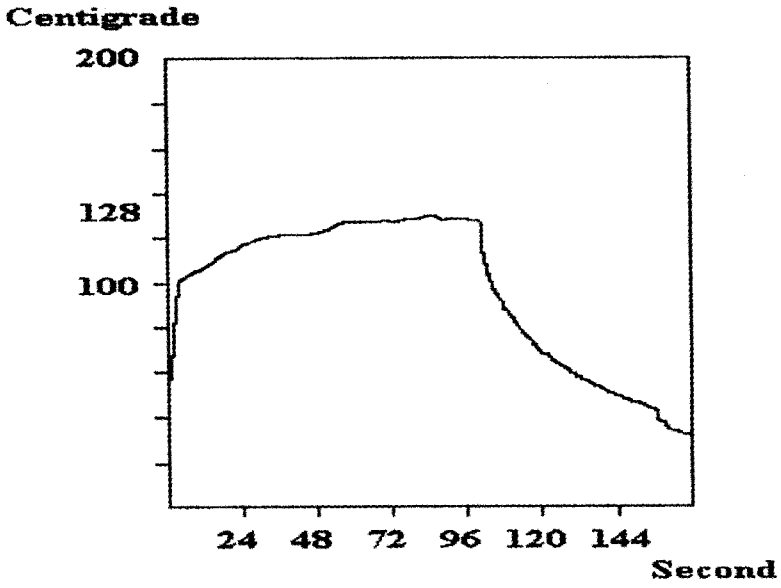

Fig. 3. Temperature changes of heat spreader 200℃ in room temperature.

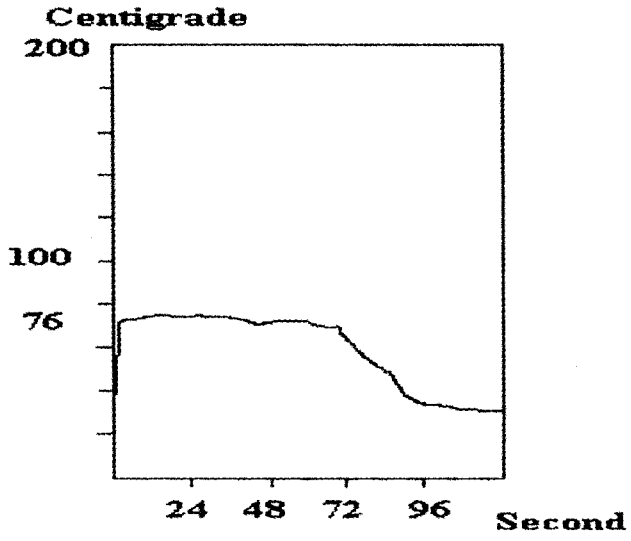

Fig. 4. Temperature changes of heat spreader at 100℃ in room temperature.

는 2-3초이내에 일정온도로 급상승한 뒤 점점 완만하게 온도가 증가하다가 최고치에 도달했을 때의 온도는 약 128℃였다.

100℃로 조정했을 시는 역시 2-3초 이내에 일정온도로 급상승한 뒤 초고치의 온도는 76℃였다.

IV. 총괄 및 고찰

1987년 Buchanan은 즉시 가열되며 원하는 만큼 오래 열을 유지할 수 있는 장치인 System B™를 사용한 "Continuous Wave condensation tech-

nique"을 개발하였다[3,4]. 이 장치의 장점은 plugger가 근관의 경사도와 같으며, 정확한 열의 양을 정확한 시간동안 가열하며, gutta percha를 연화와 동시에 압축하는데 있다. 그리고 이상적인 충전에 필요한 도구를 최소화 시킬 수 있다고 했다[3]. 이술식은 한번의 동작으로 heat spreader주변의 gutta perchark 연화되면 heat spreader가 치근단쪽으로 전진하면서 가압하고 다시 연화와 가압을 동시에 한 동작으로 나타내게 된다고 했다. 전통적인 수직 가압법이 위에서부터만 plugger로 가압하는 것에 반해 heat spreader가 근관의 중앙에서 gutta percha를 연화하고 치근단방향과 측방으로 근관의 모든 수준에서 가압하는 것이 가능하다고 하였다. 이 술식은 크게 두단계로 구분되는데 첫번째단계는 치근단 충전(down packing)으로서 근관의 경사도와 같은 비표준화 gutta percha cone과 그에 맞는 heat plugger(Buchanan's Plugger)를 선택하고 200℃로 약 1.5초간 작동하면서 근첨으로 압력을 가하면 gutta percha가 연화되면서 동시에 plugger의 압력으로 충전이 완료된다. 그후에는 약 5-10초동안 gutta percha가 식을때까지 압력을 계속 가하고 있어야 한다. 그 뒤는 충전된 gutta percha를 위치가 변화시키지 않게하기위해 분리를 위한 가여을 1초간 시행하고 plugger를 제거한다. 두번째 단계는 후방충전(back filling)이다. 후방충전은 같은 System B™를 이용해서 100℃로 조정한후 sealer를 묻힌 gutta percha를 근관내에 위치하고 열을 가만혀서 치근단충전시 heat spreader가 근관에 binding point까지 들어간 깊이의 절반까지 삽입하고 열을 가하지 않으면서 heat spreader를 제거한다.

System B™를 이용한 후방충전시에 100℃로 가열해서 가압할때의 gutta percha는 점착성이 좋지 않기 때문에 대개 spreader와 같이 따라나오게 된다. 그래서 Buchanan[3,4]은 근관입구에서 250℃로 가열한후 가압하면 된다고 설명하고 있지만 실제 임상에서는 여러번 반복해서 가열하고 가압해야만 되는 경우가 많다. 또 기구의 끝에서 열의 방출은 술자에 의해서 조절이 가능하더라도 적용된 열의 강도와 시간은 제조자의 권장보다 지나칠수 있으며 가열을 중단해도 열전도에 의해 치주인대로의 온도상승은 일정시간 더 지속될 수 있다. 그러한 방사열과 지속적인 온도상승 때문에 주변 치주인대막과 치조골에 비가역적인 영향을 미칠 수 있다. 치근 상아질은 열전도도가 낮아서 온동상승에 대하여 치주인대를 보호할 수 있지만 과도한 근관형성으로 인해 얇은 상아질의 두께는 근관내의 열을 차단하기에 적절하지 못할 수 있다. 그러므로 본 연구에서는 이런 지속적인 가열시에 일어날 수 있는 조직반응을 알아보고자 권장된 시간보다 과도하게 가열하였으며 실제 치근면으로 전달되는 온도와 치근의 두께의 상관관계를 알아보고자 하였다.

6주간의 관찰기간후 조직학적 소견에서 측방가압법으로 충전한 대조군은 치주조직에 아무런 병적 소견을 발견할 수 없었으며 섬유세포들의 규칙적인 배열을 보이는 정상소견을 보였다(Fig. 12). 치근단충전군은 세 실험치아 중에서 근원심의 얇은 상아질(200-250㎛)을 가진 한개 치아에서만 치근단 1/3에서 흡수가 관찰되었다. 이는 5초간 200℃로 가열시에 spreader의 끝이 근관벽에 닿아서 많은 열이 얇은 상아질을 통해서 전도되고 그로인한 치근흡수가 일어났다고 볼 수 있다. 치근단충전후 추가로 가열된 치경부충전군에서는 실험치아 모두 치근 길이 여러 곳에서 흡수가 관찰되었다. 또한 치근흡수된 부위에 치주인대공간의 소실과 더불어 백악질과의 골유착된 면을 관찰할 수 있었다. 흡수가 일어난 부위에서는 혈관과 세포의 증식과 더불어 불규칙한 섬유세포들의 배열이 관찰되었다. Howship 소와들을 관찰할 수 있고 그속에 파치세포들을 볼 수 있었다(Fig. 11). 이는 조직의 비가역적 반응을 보일 수 있는 임계온도[28,11]를 넘어선 상태에서 추가적인 가열(100℃)로 인해 임계온도 이상 유지하는 시간이 길어졌으며 이로 인해 치주조직에 유해한 열자극이 가해진 때문으로 본다. 흡수된 부위는 두 실험군에서 공통적으로 치근이 상대적으로 두꺼운 협설측에서는 관찰할 수 없었고 얇은 근원심에서만 관찰되었다. 상아질 두께의 차이는 열전도에 있어서 많은 차이를 가져오게 된다[6,36]. Line등[26]은 손상받은 치주인대내의 골유착은 인접한 골수에서부터 세포들이 유래된다고 하였다. 이들 세포들은 조골 잠재력을 가지고 결과적으로 골유착을 일으킨다[26]. 그런데 생활력이 있는 치주인대에서는 골세포의 침입을 막

는 요소를 지닌다고도 한다[1]. 치주인대와 백악질은 잠재적인 교원섬유분해억제제(collagenase inhibitor)를 함유한다고 하였다[17]. 따라서 본 실험에서도 치근 흡수의 양상은 흡수가 활발한 부위에서 인접부위로 아직 건전한 백악질 하방으로 흡수가 진행되어 백악질이 치근흡수에 저항하는 모습을 관찰할 수 있었다. 그리고 골유착이 일어난 부위는 조골세포들이 왕성한 활성도를 보이고 골양물질을 생성하는 모습도 관찰할 수 있었다(Fig. 8).

*In vitro*서 근관내와 치근외벽의 온도를 측정한 실험들은 그동안 여러가지 실험 모델들을 사용하였다. Marlin등[27]은 teflon rod를, Figdor등[12]은 acrylic block을, Fors등[13]과 Hardie[19,20]은 발치된 치아를 사용하였다. 그러나 이들 모두 많은 생물학적 변수를 고려하지는 못한다. 이들 변수는 상아질과 백악질의 두께, 혈관과 골의 온도변화의 감시효과 및 여러 임상적인 관여요소들이며 그런 요소들에는 치아가 찬 관주용액으로 세척된 상태이고 찬 plugger나 sealer와 gutta percha의 사용을 들 수 있다. 그러나 본 실험에서는 그런 여러 요소들을 모두 무시하고 발치된 치아를 사용하여 치근외벽에서의 온도변화를 실온에서 측정하였다. 실제 치아는 실온이 아닌 체내에 존재하지만 Fors등[13]은 열연화 gutta percha를 이용한 치근외면에서의 온도를 측정한 실험에서 온도변화가 일직선으로 상승하는 범위에 있기 때문에 *in vitro*와 *in vitro*에서의 결과가 상호 비교대상이 될 수 있다고 했고 Saunders등[34]은 ferret에서 치은과 골을 절개하고 *in vitro*에서 측정한 결과와 성호유의차가 없음을 보였다. 결국 *in vitro*에서 중요한 것은 최고 상승온도가 아닌 온도상승 정도라 하였다[13]. 본 연구에서 발치된 치아를 사용한 치근외벽에서의 온도측정 결과 상아질의 두께가 최고온도를 높이는데 크게 관여하며 재가열할때는 초기에 가열된 상아질과 백악질의 온도가 주변온도와 평형을 유지하려 할 때 재가열로인해 다시 온도가 상승되고 이는 더 오래동안 온도가 유지되는 경향이 있음을 발견할 수 있었다. Heithersay등[21]은 상아질의 두께가 얇을 때 열이 더 빨리 전도됨을 보였다. 그리고 상아질과 비슷한 열전도도를 가지는 매개물질(silicone oil)을 thermocuple과 치근면사이에 사용할 때 25-32%의 온도가 증가됨을 보였다. 그러나 본실험에서는 치근외벽에 전달된 열에 의해 10℃이상 상승된 온도를 1분이상 지속하지는 않았다. 이는 본 실험에서의 온도측정에서 발생된 오차에 기인한다고 생각한다. thermocouple과 치근과의 밀접한 접촉을 위해서 열 전도율이 높은 heat transfer medium등을 이용해서 치근에 부착해서 손실없이 열이 전달되도록 했어야 하며, 치아와 thermocouple을 고정한 hemostat는 thermocoupe로 전달된 열을 다시 전도받았기 때문에 빠른 온도의 감소를 야기했으리라 본다.

전통적인 수직 가압법의 단점으로는 불꽃위에 직접 기구를 가열함으로써 온도를 제어할 수 없었고 열기구를 근관에 삽입할때에는 약 380℃까지의 온도를 가진다고 한다[18]. 그러나 근관내에서는 gutta percha에 접촉하는 순간부터 식기 시작한다. 그러한 단점을 보완하기위해 개발된 Touch'n Heat™는 0-816℃의 온도를 술자가 기계의 조작만으로 조절할 수 있고 술자가 원하는 온도를 원하는 시간만큼 유지할 수 이는 장점이 있다고 했다[23]. 그러나 Jurcak등[23]은 Touch'n Heat™를 제조자의 지시대로 600℃를 낼 수 있도록 조정을 해도 근관내의 최고온도 114.5℃였다. 본 실험에서도 200℃에 조정한 온도가 제조자의 설명과는 달리 128℃정도 이상은 올라가지 않았으며 100℃에서는 실제 76℃정도로 측정되었다. 이는 System B™ 기기자체가 충전해서 사용하는 기기이므로 충전된 상태나 heat spreader의 상태. 노후성에 따라 발생하는 온도가 달라지리라고 사료된다. 측정된 온도는 실제 Buchanan[5]이 주장한 온도에는 어느정도 불일치되는 면이 있다. 그러나 그가 권장하는 치근단 충전시의 가열시간은 1-1.5초 이고 System B™의 기계는 모든 설정온도에서 초기 0.5초간에는 300℃가 되도록 내부적으로 프로그램되어 있으므로[4] 초기 1-1.5초 간에는 설정온도에 따른 온도의 차이가 크지 않을 것으로 생각된다.

치근단 충전시에 200℃에서 과도한 시간동안 가열하면 안되는 이유로는 첫째로 plugger가 binding point에 접촉할 때 아무런 단열재(gutta percha, sealer) 없이 열이 상아질과 백악질로 열이 전도되게 되어 치주인대내의 세포에 영향을 주게되며 더욱이 상아질 두께가 얇은 경우에는 더욱 심한 온도 변화가 치주인대내로 전달될 수 있기 때문이다. 또다른 이유로는 binding point에서 열을 끊고 5초

정도 식힐 때 더 이상의 근첨으로의 압력을 가할 수 없게 되므로 binding point하방의 gutta percha가 온도가 식으면서 수축해서 치근단 밀폐를 저해할수 있기 때문이다[5].

V. 결 론

저자는 성견의 하악 전치부의 근관충전에 있어서 System B™를 이용한 열가압법을 사용하여 치근단충전과 치경부충전군을 했을 때 발생되는 열이 치존조직에 어떠한 영향을 주는가를 또 발치된 치아의 치근 두께에 따른 치근외면에서의 온도상상을 측정하여 다음의 소견을 얻었다.

1. 설정온도 200℃(실측온도 128℃)에서 5초간 가열했을 때 치근의 두께가 250-300㎛에서 치근흡수등이 나타날 수 있다.
2. 설정온도 200℃(실측온도 128℃)에서 5초간 가열하고 설정온도 100℃(실측온도 76℃)에서 20초간 가열했을때는 실험치아 모두에서 치근흡수가 관찰되었다.
3. 치근 외면의 온도는 치근의 두께가 얇을수록, 가열시간이 길수록 높게 측정되었다.

이상 결과로 System B™를 이용한 열가압충전에서 시간은 가급적 짧게 치근단 부위만 충전하도록 하며 binding point까지 가열한 채로 도달하지 않도록 하고 후방 충전은 열 발생이 최소화 하는 방법으로 충전하는 것이 바람직하다고 생각한다.

참고문헌

1. Andreasen JO:External root resorptions:its implication in dental traumatology, paedodontics, periodontics, orthodontics and endodontics *Int. Endodon. J.* 18:109-18, 1985.
2. Atrizadeh F, Kennedy J, Zander H:Ankylosis of teeth following thermal injury. *J. Perio-dont. Res.* 6:159-67, 1971.
3. Bnchanan LS.:The Continuous Wave of obturation technique. Dentistry to day. 1996.
4. Buchanan LS.:3D obturation. 1996; *The art of endodontics.*
5. Castelli WA, Caffesse RG, Pameijer CH, Diaz-Perez R, Farquhar J:Periodontium response to a root canal condensing device (Endotce) *Oral.Surg.* 71(3):333-7, 1991.
6. Craig RG, Peyton FA:Thermal conductivity of tooth structure, dental cements, and amalgam *J.Dent.Res.* 40(3):411-8, 1961.
7. Donley DL, Weller RN, Kulild JC, Jurcak JJ:In vitro intracanal temperatures produced by low- and high- temperature thermoplasticized injectable gutta-percha *J.Endodon* 17(7):307, 9, 1991.
8. Dow PR, Ingle JI:Isotope determination of root canal failure. *Oral.Surg.* 8:1100-4, 1995.
9. Eguchi DS, Holinger JO, Lorton L:A comparison of the area of canal space occupied by gutta-percha following four gutta-percha obturation tech niques using procosol sealer *J.Endodon.* 11:166-75, 1985.
10. ElDeeb ME:The sealing ability of injection-molded thermoplasticized gutta-percha. *J.Endodon.* 11:84-6, 1985.
11. Eriksson AR, Albrektsson T:Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury:a vital microscopic study in the rabbit. *J.Prosth.Dent.* 50:101-7, 1983.
12. Figdor D., Beech D.R. and Waterson J.G.:Heat generation in McSpadden compaction techinique. *J.Dent.Res,* 62(4)405, 1983.
13. Fors U, Jonasson E, Bergquist A, Bergquist JO: Measurement of the root surface temperature during thermo-mechanical root canal filling. in vitro *Int.endodn.J.* 18:199-202, 1985.
14. Goodman A, Aldrich W:The thermomechanical properties of gutta-percha. Part4. A thermal profile of the warm gutta-percha packing procedure *Oral. Surg.* 51(5):544-51, 1981.
15. Gutmann JL, Creel DC, Bowles WH:Evaluation of heat transfer during root canal obturation with thermoplasticized gutta-percha, Part I. In vitro heat levels during extrusion *J.Endodon.* 13(8):378-83, 1987.
16. Gutmann JL, Rakusin H:Perspectives on root

canal obturation with thermoplastized injectable gutta-percha *Int.EndodnJ.* 20:261-70, 1987.
17. Hammarstrom L, Lindskog S:General morphological aspects of resorption of teeth and alveolar bone *Int.EndodnJ.* 18:93-108, 1985.
18. Hand RE, Huget EF, Tsakinis PJ:Effects of a warm gutta-percha techniqus on the lateral periodontium *Oral.Surg.* 42(3)395-401, 1976.
19. Hardie EM:Heat transmission to the outer surface of the tooth during the thermo-mechanical compaction technique of root canal obturation. *Int.EndoodonJ.* 19:73-7, 1986.
20. Hardie EM:Further studies on heat generation during obturation techniques inveolving thermally softened gutta-percha. *Int.EndodnJ.* 20:122-7. 1987.
21. Heithersay GS, Brannstrom M:Observations on heat-transmission experiments with dentin. 1. Laboratory study. *J.Dent.Res* 42(5):1140-5, 1963.
22. Jerome CE:Warm vertical gutta-percha obturation:A technique update *J. Endodon.* 20(2):97-9, 1994.
23. Jucak JJ, Weller RN, Kulild JC, Donley DL:In vitro intracanal temperatures produced during warm lateral condensation of Gutta-percha *J.Endodon.* 18(1):1-3, 1992.
24. Kerekes K, Rowe AHR:Thermomechanical compaction of gutta-percharoot filling. *Int.EndodnJ.* 15:27-35, 1982.
25. Lieweher FR, Kulild JC, Primack PD: Obturation of a C-shaped canal using an improved method of warm lateral condensation. *J.Endodon.* 19(9):474-7, 1993.
26. Line SE, Polson AM, Zander HA:Relationship between periodontal injury, selective cell repopulation and ankylosis. *J.Periodontol.* 45(10:725-30, 1974.
27. Marlin J, Schilder H:Physical properties of gutta-percha when subjected to heat and vertical condensation. *Oral.Surg* 36:872-9, 1973.
28. Matthews LS, Hirsch C:Temperature measured in human cortical bone when drilling. *J.Bone.Joint.Surg.* 54:297-308, 1972.
29. Michanowicz A, Czonstkowsky M:Sealing properties of an injection-thermoplasticized low-temperature(70C) gutta-percha:a preliminary study,. *J.Endodon.* 10:563-6, 1984.
30. Molyvdas I, Zervas P, Lambrianidis T, Veis A: Periodontal tissue reactions following root canal obturation with an injection-thermoplasticized guttapercha technique *Endodon. Dent. Traumatol.* 5(1):32-7, 1989.
31. Perters DD:Two-year in vitro solubility evaluation of four gutta-percha sealer obturation technique. *J.Endodon.* 12:139-45, 1986.
32. Saunders EM:In vivo findings associated with heat generation during thermomechanical compaction of gutta-percha. 1. Temperature levels at the external surface of the root *Int.EndodnJ.* 23(5):263-7, 1990.
33. Saunders EM:In vivo findings associated with heat generation during the rmomechanical compaction of gutta-percha. 2. Histological response to temperature elevation on the external surface of the root *Int.EndodnJ.* 23:(5):268-74, 1990.
34. Saunders EM, Saunders WP:The heat generated on the external root surface during post space preparation. *Int.EndodnJ.* 22:169-73, 1989.
35. Schilder H:Filling root canals in three dimensions *Dent. Clin.North.Am.* 11:723-44, 1967.
36. Soyenkoff BC, Okun JH:Thermal conductivity measurements of dental tissues with the aid of thermistors. *J.Am.Dent.Asso.* 57:23-30,1958.
37. Weller RN, Koch KA:In vitro radicular temperatures produced by injectable thermoplasticized gutta-percha *Int.Endond.J.* 28(2):6-90,1995.
38. Yee FS, Marlin J, Krakow AA, Gron P: Three-dimensional obturation of the root canal using injection-molded thermoplasticized dental gutta-percha. *J.Endodon.* 3:168-74, 1977.

사진 부도 설명

Fig. 5. 치근단 열가압충전군. 치근흡수(arrow)가 인접면에서 관찰되며 근심부(M)의 치근의 두께는 200 ㎛이고 원심부(D)의 치근두께는 250㎛이다.(H&E×40, bar의 길이:200㎛)

Fig. 6. Fig. 5의 사각형안의 확대상, 치근흡수가 보다 명확히 관찰된다. 상아질(D), 치주인대(P), 근관(C) (H&E x200)

Fig. 7. 치경부 충전군의 치경부 1/3 부위, 치근 흡수가 관찰되며 섬유세포의 주행이 불규칙하고 흡수부위로 혈관이 증식된 양상이 보이며 골유착(A)이 관찰된다. 상아질(D), 근간(C) (H&E×100, bar의 길이:200㎛)

Fig. 8. Fig. 7의 사각형안의 확대. 치근 흡수가 일어난 부위에 혈관이 증식된 양상이 보이며 골유착(A)이 되기위해 세포질의 크기가 큰 조골세포들의 골양기질을 생성하는 모습이 관찰된다. (H&E×200)

Fig. 9. 치경부 충전군의 치근단 1/3 부위. 치근의 제일 얇은 부위에서만 치근흡수가 관찰되고 골유착(A)이 관찰된다. (H&E×40, bar의 길이:200㎛)

Fig. 10. Fig. 9의 사각형안의 확대. 치근흡수와 골유착(A)된 모습이 관찰되며 흡수부위에 파치세포(화살표)가 관찰된다. (H&E×200)

Fig. 11. 치근흡수내의 거대 다핵 파치세포(화살표)가 관찰된다. 상아질(D), 치주인대(P). (H&E×400)

Fig. 12. 측방가압 조절군. 규칙적인 세포배열과 치근표면의 정상적인 소견이 관찰된다. 상아질(D), 치주인대(P). (H&E×40)

사진부도

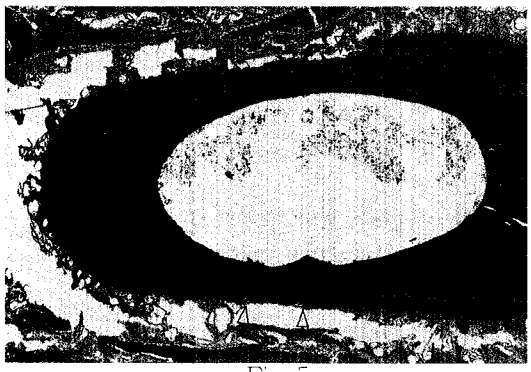

Fig. 5

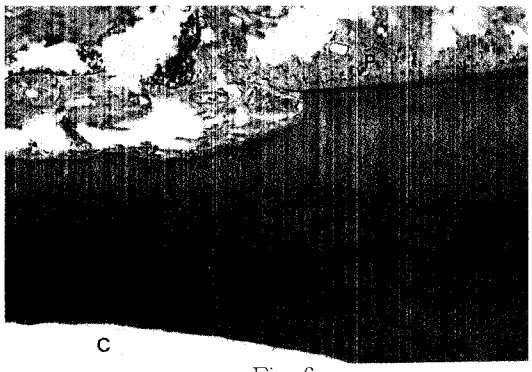

Fig. 6

Fig. 7

Fig. 8

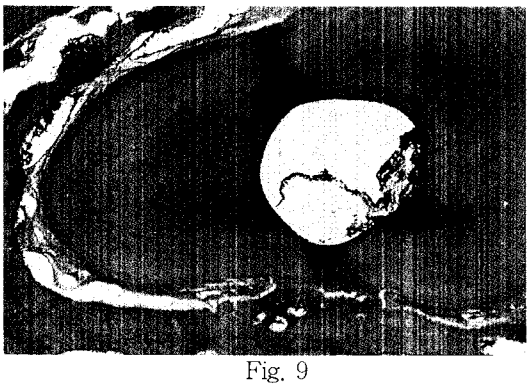

Fig. 9

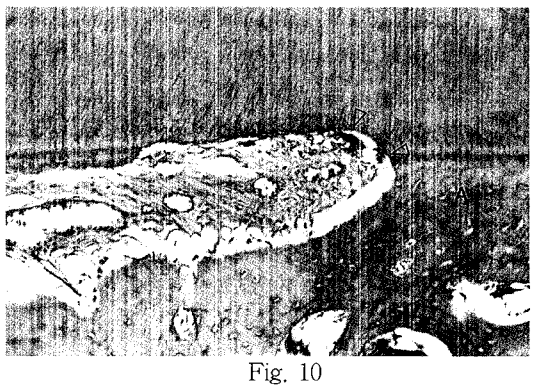

Fig. 10

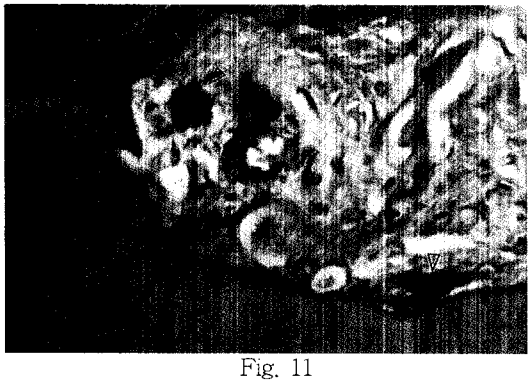

Fig. 11

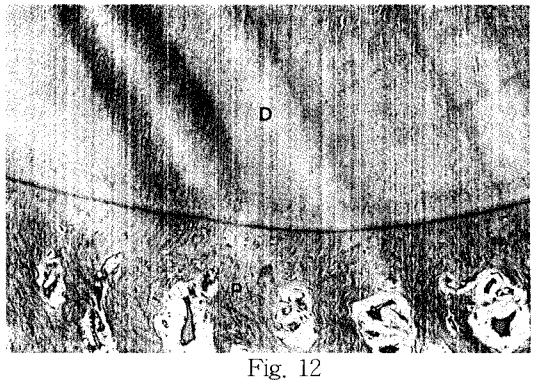

Fig. 12