

논문 2009-46SC-6-8

뜸의 열적효과를 구현하기 위한 심부 열 자극 시스템 개발

(Development of Deep-Heating Stimulation System for Substituting the Heat Effect of Moxibustion)

차지영*, 명현석*, 조성필*, 이경중**

(Ji Young Cha, Hyoun Seok Myoung, Sung Pil Cho, and Kyoung Joung Lee)

요약

본 논문에서는 뜸의 열적 효과를 구현할 수 있는 심부 열 자극 시스템을 제작하고 뜸 자극에 의한 온도변화와 유사한 자극 프로토콜을 설계하고 평가하였다. 뜸은 질병에 대한 면역력을 높이고 질병을 치유하는데 사용하지만, 체표면에 화상을 입히는 부작용 및 열 자극의 세기를 조절하기 힘든 한계점이 있다. 이런 한계점을 극복하기 위해 자극의 세기 조절이 용이한 고주파 심부 열 자극 시스템을 개발하고, 심부에 뜸과 동일한 열 자극을 전달할 수 있는 프로토콜을 제안하여 뜸의 심부온도와 비교하였다. 심부의 온도측정은 고주파의 영향을 받지 않는 적외선 열 센서를 사용해 측정하였고, 적외선 열 카메라 및 thermometer를 이용해 온도를 측정하고 비교하였다. 뜸과 심부 열 자극 시스템을 이용하여 심부에 자극을 인가한 후 측정된 온도변화를 비교한 결과, 표피에 가까울수록 유사한 온도 변화 패턴을 보여준 반면 심부로 내려갈수록 심부 열 자극 시스템의 열적효과가 뜸에 비해 더 효과적인 것을 알 수 있었다. 이를 통해 제작한 심부 열 자극 시스템과 열 자극 프로토콜의 유용성을 확인 할 수 있었다.

Abstract

In this paper, a deep-heating stimulation system and protocol were designed to substitute the heat effect of moxibustion. Moxibustion is used to increase immunity and cure disease. But, it is difficult to control power of heat stimulation. A designed deep-heating stimulation system using Radio-Frequency(RF) is easy to control power of heat stimulation. Also, the stimulation protocol for substitution of the heat effect of moxibustion is proposed. Core temperature was applied to infrared camera, thermometer, and infrared sensor, and then was compared with that of moxibustion. The proposed system showed that it is more effective than moxibustion in transferring heat effect in such a deep part. Also, it shows the possibility of usefulness of deep-heating stimulation system and heat stimulation protocol.

Keywords : Moxibustion, Deep-Heating Stimulation System

I. 서론

뜸 요법은 쑥과 같은 재료를 사용하여 체표의 경혈과 같은 부위에 올려놓고 뜸을 태워서 발생하는 온열적 자극과 화학적 자극을 통해 질병을 치료 및 예방을 위한 특수온열자극 요법이다^[1]. 뜸 요법이 중요한 이유는 뜸

의 온열효과로 인해 혈관을 확장시켜 순환을 촉진시키고 질병에 대한 저항력을 증진시킴으로 질병을 치료함에 있어 직접적인 효과가 있기 때문이다. 뜸을 이용해 질병을 치료하기 위한 기존의 연구들을 살펴보면, 경혈과 같은 심부를 자극하여 만성 두드러기, 호흡과 관련된 만성 기침, 냉증으로 인한 고통 등을 감소시키는 치료 효과가 있다^[2~4]. 그러나 뜸 요법은 심부를 자극해야 하기 때문에 열 자극이 강할 경우 심한 통증을 유발하고 피부에 화상을 입혀 화농 자국을 남긴다^[5~6]. 또한 뜸 요법으로 인한 열 자극의 강도는 뜸의 재료와 양에 따라 달라지기 때문에 자극의 세기를 조절하기 어렵다

* 학생회원, ** 정회원-교신저자,

연세대학교 보건과학대학 의공학과

(Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University.)

※ 본 연구는 지식경제부 차세대신기술개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(10028424)

접수일자: 2009년9월25일, 수정완료일: 2009년10월26일

는 한계를 갖고 있다.

따라서 땀의 열 자극을 구현할 수 있는 시스템 개발에 관한 연구의 필요성이 대두되고 있다. 현재까지 땀의 열 효과를 갖는 시스템에 대한 연구는 이루어지고 있지 않지만, 피부 미용분야에서 고주파를 이용하여 피부에 열 자극을 주기 위한 장비들이 개발되고 있다^[7]. 고주파 열 자극 방법은 고주파 전류 에너지를 발생시켜 세포 조직내 이온의 떨림으로 발생한 마찰에 의한 고온의 열 에너지를 발생시켜 악성 종양을 제거하는 방식이다^[8-9].

이에 본 논문은 기존의 땀 요법의 단점인 화상과 자극 세기의 조절이 어려운 한계를 보완하여 한방 치료시 널리 사용되는 경혈과 같은 심부를 가열할 수 있는 심부 열 자극 시스템을 개발하고, 땀 효과를 갖는 최적화된 열 자극 프로토콜을 제안하였다.

II. 땀의 열적 효과

1. 땀

여러 가지 땀의 종류 중 본 연구에서는 땀의 온도분포를 측정하기 위해 일반적으로 사용되는 축땀의 일종인 구관땀과 애권땀을 사용하였다^[10]. 그림 1은 연구에서 사용된 구관땀과 애권땀이다. 구관땀은 구관을 잘라 간접구 형태로 만든 땀이며 애권땀은 애권을 잘라 간접구 형태로 만든 땀이다^[10]. 구관땀과 애권땀은 임상에서 경혈부위에 올려놓고 직접 불을 붙여 뜸 수 있으며 강한 열 자극을 발생시킨다^[10].

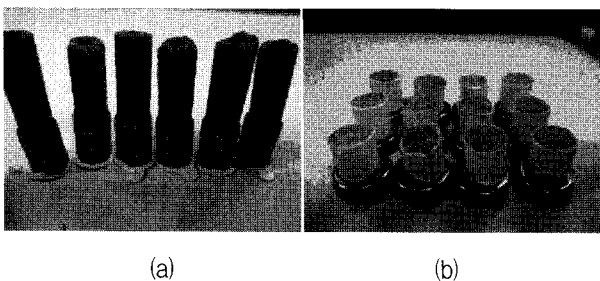


그림 1. 실험에 사용한 (a) 구관땀 및 (b) 애권땀
Fig. 1. (a) Gu-gwan moxibustion and (b) Ae-gwon moxibustion.

2. 땀에 의한 열 분포

(1) 시편제작

땀에 의한 온도 분포를 알아보기 위해 시편을 제작하

였다. 시편은 약 80mm×80mm×5mm 크기의 돼지고기 동일 부위를 사용하였다. 시편의 온도는 24.2±0.1℃를 유지하였다. 또한 다른 열원으로부터 인가될 수 있는 열에너지의 영향을 제외하기 위해 상온 23℃, 습도 55-65%를 유지하였다.

(2) 열 분포 측정을 위한 프로토콜

실험 진행 방법은 적층된 5mm 두께의 시편의 수를 1~4개로 증가시키며 각각 약 20분 동안 시간에 따른 온도분포의 차이를 측정하였다.

적외선 열 센서를 이용하여 온도를 측정하기 위해서는 측정하고자 하는 대상의 표면이 노출되어 있어야 하는 한계점이 있다. 이런 한계점을 극복하기 위해 시편의 두께를 5mm로 제작하였다. 이는 시편의 수를 늘려 적층할 경우 한 개의 두께가 5mm이므로 적층한 수에 따라 시편 심부의 온도가 측정 가능하였다.

시편에서 발생하는 온도변화를 측정하기 위해서 적외선 온도 센서(MLX90614, Melexis, USA) 모듈을 제작하여 이용하였다. 이 센서는 -20~120℃ 범위에서 샘플링 15Hz, 0.14℃의 해상도를 갖는다. 적외선 온도 센서의 온도 값 검증을 위해 상용화된 적외선 열 카메라(Thermovision A40, FLIR, Sweden) 및 thermometer(Center 309, Data Logger, Taiwan)를 사용하였다. 적외선 열 카메라는 샘플링 15Hz, 0~500℃ 범위에서 측정가능하며, thermometer는 K type의 열전대를 사용하여 샘플링 1Hz, 해상도 0.1℃의 온도 데이터를 PC로 전

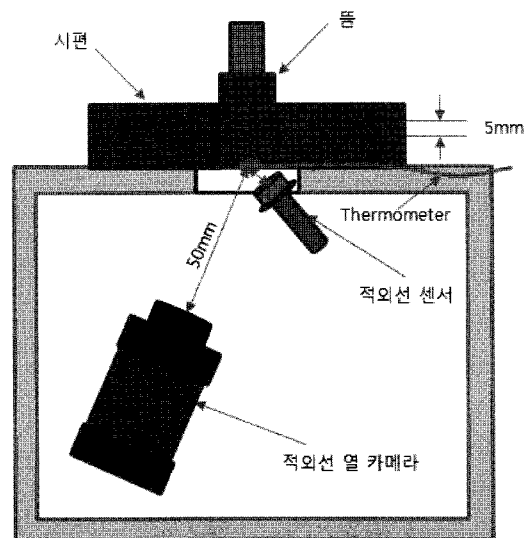


그림 2. 땀의 온도 측정 시스템 구조
Fig. 2. Temperature measurement system by moxibustion.

송한다. 뜸의 열 데이터를 획득하기 위해 약 20분 간 시편에서 발생하는 온도변화를 적외선 온도 센서, 적외선 열 카메라 및 thermometer를 이용하여 측정하였다.

그림 2는 뜸의 열 데이터를 획득하기 위한 실험 시스템의 구성도이다. 적외선 열 카메라로 측정 시 뜸의 연소에 의해 발생하는 빛 에너지로부터의 영향을 받지 않도록 나무재질로 제작된 직사각형의 상자를 제작하였다. 그리고 상자에 30mm x 10mm 크기의 구멍을 뚫어 적외선 온도 센서를 고정시킨 후 그 위에 시편 및 뜸을 위치하도록 설정하고, 적외선 온도 센서와 적외선 열 카메라가 동시에 같은 위치의 열 데이터를 측정할 수 있도록 시편으로부터 사선으로 50mm 거리에 배치하였다. 또한 thermometer도 적외선 온도 센서 및 열 카메라와 동일한 위치를 측정할 수 있도록 시편 하단부에 위치하도록 고정하였다.

(3) 열 분포 결과

그림 3은 구관뜸을 사용했을 때에 측정한 적외선 온도 센서, 적외선 열 카메라 및 thermometer 데이터를

시편의 두께별로 나타낸 것이다.

적외선 온도 센서와 적외선 열 카메라의 데이터는 15Hz로 샘플링 하였으나, thermometer의 샘플링 최대 주파수가 1Hz이므로 동일한 주파수 조건하에서 분석비교하기 위해 적외선 온도 센서와 적외선 카메라의 데이터를 1Hz로 리샘플링하였다. 적외선 열 카메라는 제조사에서 제공된 프로그램(ThermaCAM Researcher 2.8, FLIR, Sweden)을 이용하였고, 저장된 데이터에서 임의로 정한 5점의 평균값을 이용하였다.

그림 3에서 구관뜸을 이용할 경우 심부 5mm의 최고 온도는 27.37°C를 나타내었고, 10mm에서는 26.03°C, 15mm에서는 25.17°C, 20mm에서는 24.95°C를 나타내었다. 실험 결과로 시편의 두께가 두꺼워 질수록 온도의 침투치가 낮아지는 것을 알 수 있다.

그림 4는 애권뜸을 사용했을 때에 측정한 적외선 온도 센서 및 적외선 열 카메라, thermometer 데이터를 시편의 두께별로 나타낸 것이다. 애권뜸을 이용할 경우 심부 5mm의 최고 온도는 31.85°C를 나타내었고, 10mm에서는 27.03°C, 15mm에서는 25.43°C, 20mm에서는

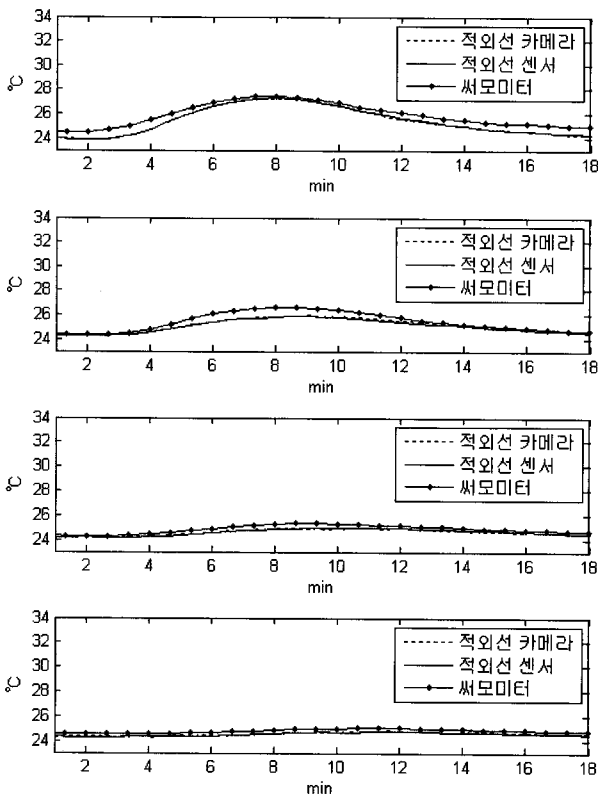


그림 3. 구관뜸 인가 시 깊이에 따른 온도 변화
Fig. 3. Temperature distribution in various depths by Gu-gwan moxibustion.
(a) 5mm (b) 10mm (c) 15mm (d) 20mm

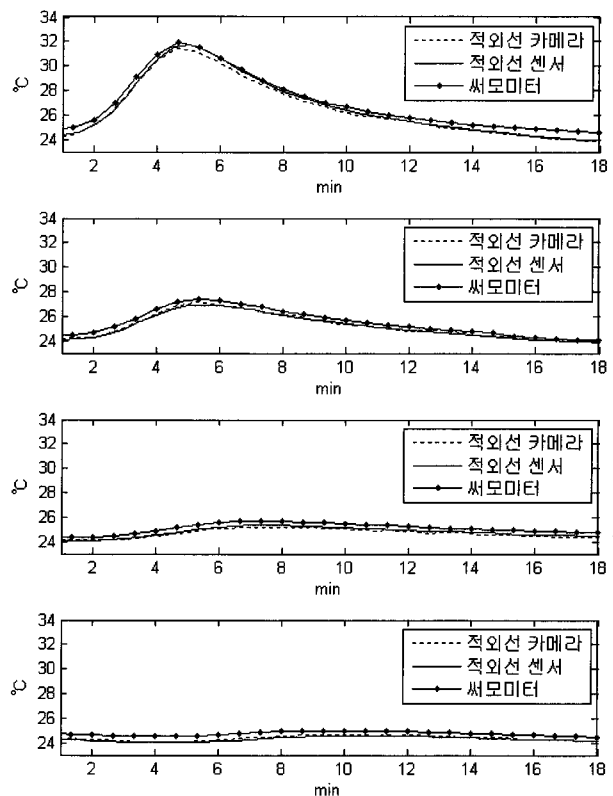


그림 4. 애권뜸 인가 시 깊이에 따른 온도 변화
Fig. 4. Temperature distribution in various depths by Ae-gwon moxibustion.
(a) 5mm (b) 10mm (c) 15mm (d) 20mm

24.68°C를 나타내었다.

구관땀과 비교해 보았을 때 최고온도는 5mm 두께에서 4.5°C가 차이가 발생하였지만 20mm 두께에서는 차이가 거의 발생하지 않았다.

그림 3과 4를 관찰한 결과 땀이라는 열원으로부터 에너지가 돼지고기 표피를 통해 심부로 전달되면서 점점 그 에너지가 감소하여 20mm 깊이에서는 거의 그 변화가 없다는 것을 관찰할 수 있다. 이는 땀을 이용하였을 경우 표피와 5mm 정도의 심부까지는 열에너지가 충분히 전달되지만 그 깊이가 깊어질수록 열에너지의 전달이 감소하여 심부 20mm에는 그 영향이 미비함을 확인할 수 있다.

III. 심부 열 자극 시스템

땀의 열적 효과를 구현하기 위해 본 연구에서 제안된 심부 열 자극 시스템은 크게 고주파 발생부 및 고주파 전달 팁, 적외선 온도측정부, 제어부로 구성된다. 고주파 발생부에서 생성된 고주파가 전달 팁을 통하여 원하는 부위에 열 자극을 가한다. 적외선 온도측정부에서는 고주파 에너지가 전달되어 가열되는 부위의 온도를 고주파의 영향을 받지 않고 측정하며, 제어부에서는 고주파 발생부의 출력 및 고주파의 세기를 RS-232통신을 이용하여 제어한다.

1. 고주파 발생부

그림 5(a)는 원하는 부위에 열을 가하기 위해 제작한 고주파 발생부이다. 그림 5(b)는 전달 팁을 통해 출력된 고주파를 수신하는 접지판이다. 고주파 발생부((주)하드빌, 대한민국)는 고주파 발진부, 고주파 증폭부, 제어부로 구성되어 있다. 고주파 발진부는 6 MHz의 고주파로

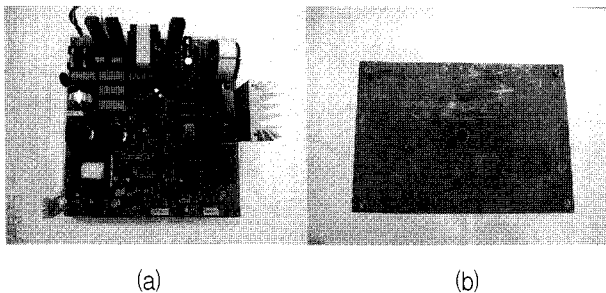


그림 5. (a) 제작한 고주파 발생부 및 (b) 접지판
Fig. 5. (a) Designed radio-frequency generator and (b) ground plate.

설계되었다. 생성된 고주파 전압은 고주파 증폭부로 전달되어 최대출력 340W까지 증폭한다. 고주파 증폭부의 전원은 교류전압 220V를 입력으로 하며 DC 0에서 70V까지 가변 할 수 있다. 제어부에서는 외부로부터 명령어를 받아 발진부 및 증폭부를 제어하여 최종적으로 출력되는 전력의 크기 및 시간을 제어한다. 제어용 마이크로프로세서는 ATmega128 (ATMEL, USA)을 이용하였다.

2. 고주파 전달 팁

그림 6은 생성된 고주파 에너지를 대상에게 전달하기 위한 팁이다. 고주파 전달 팁은 철로 제작되었으며 팁 표면은 우레탄 코팅을 하여 절연시켰다. 본 연구에서는 전달 팁의 크기는 경험적으로 구관땀과 애권땀과 열적 효과가 비슷한 직경 20mm의 팁을 제작하여 사용하였다.

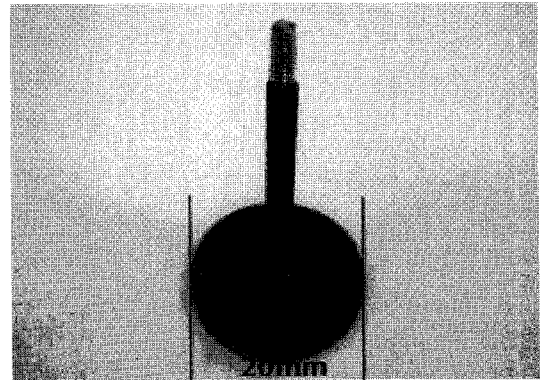


그림 6. 고주파 열에너지를 전달하기 위한 전달팁
Fig. 6. Electrode for transferring radio-frequency energy.

3. 적외선 온도측정부

시편의 온도를 측정하기 위해서 땀의 열적 효과를 확인하기 위해 사용된 장비 중 적외선 온도 센서를 이용하여 온도 측정부를 설계하였다. 적외선 열 카메라의 경우 크기가 크며, thermometer의 경우 고주파의 영향으로 정확한 온도의 측정이 불가능하였다. 적외선 온도 센서는 측정대상과 직접적으로 접촉하지 않고 온도를 측정하며 온도 측정시 고주파 발생부로부터 방사되는 고주파에 의한 영향을 받지 않도록 설계하였다. 제어용 마이크로프로세서는 PIC18F452(Microchip, USA)를 이용하였다. 온도 샘플링은 15Hz로 하였으며, 제어부와 RS232 통신을 이용해 온도 데이터를 송신하였다.

4. 제어부

심부 열 자극 시스템의 제어부는 LabVIEW 8.5 (National Instrument, US)를 이용하여 설계하였다. 고주파 발생부는 RS232 통신을 통해 출력의 세기 및 출력 ON/OFF가 제어되며, 자극인가 프로토콜은 ON/OFF 시간, 자극인가 반복회수를 조절함으로 구성되었다. 실제 임상에서는 44℃ 이상에서 세포의 이온과 파괴가 일어나기 때문에^[12] 프로토콜 적용 시 약 44℃를 넘지 않게 하였으며 44℃를 넘게 되는 경우 제작된 시스템의 출력을 차단할 수 있도록 설계 하였다. 그리고 온도측정부로부터 측정된 온도 데이터를 수신하여 저장 하였다.

IV. 실험 방법

1. 실험환경

심부 열 자극 시스템의 뜸 구현 효과를 알아보기 위한 시편은 뜸에 의한 온도 분포 확인을 위해 사용한 시편과 동일하게 설정하였다. 실험환경 또한 동일하게 하였다.

2. 실험 프로토콜

심부 열 자극 시스템의 효과를 알아보기 위한 프로토콜은 뜸에 의한 온도 분포의 프로토콜과 동일하며, 뜸 대신 팁을 이용하였다.

3. 심부 열 자극 시스템의 온도분포 측정

뜸은 전부 연소되는 동안 온도가 일정시간동안 지속적으로 상승하고 연소가 끝난 후 온도가 완만하게 하강

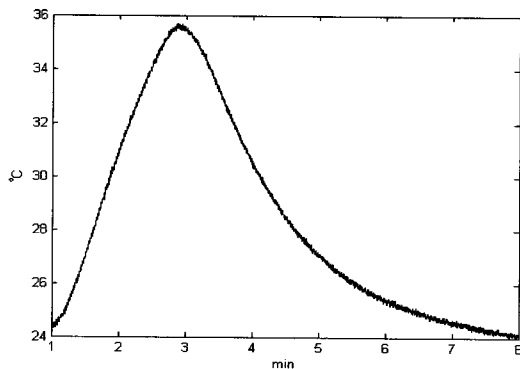


그림 7. 연속적으로 고주파 인가시 시편에서 발생하는 온도 변화

Fig. 7 Temperature variation of pig tissue by applying radio-frequency energy.

표 1. 설계한 구관뜸 프로토콜 (5 mm 깊이 온도)
Table 1. Designed protocol for Gu-gwon moxibustion. (5 mm)

Protocol	ON	OFF	REP
1	3ms	797ms	150
2	7ms	493ms	100
3	255ms	245ms	514
4	215ms	285ms	80
5	140ms	460ms	167
6	70ms	530ms	213
7	5ms	695ms	150
8	1ms	999ms	147
9	1ms	1399ms	85
10	1ms	1699ms	87

표 2. 설계한 애권뜸 프로토콜 (5 mm 깊이 온도)
Table 2. Designed protocol for Ae-gwon moxibustion. (5mm)

No.	ON	OFF	REP
1	5ms	795ms	50
2	70ms	430ms	100
3	460ms	40ms	386
4	250ms	400ms	150
5	150ms	460ms	123
6	80ms	780ms	213
7	20ms	980ms	150
8	1ms	1070ms	147
9	1ms	2000ms	73

한다(그림 3.(a), 그림 4.(a)). 그러나 심부 열 자극 시스템을 이용하여 연속적으로 고주파를 인가했을 경우 그림 7과 같이 시편에서 온도가 빠르게 상승하고 고주파를 차단했을 때에는 온도가 빠르게 하강한다. 따라서 본 연구에서는 뜸을 이용한 온도변화 곡선과 동일하도록 표 1과 표 2와 같이 고주파 발생부의 출력 ON/OFF 듀티비와 자극인가 반복회수를 제어하는 프로토콜을 설계하였다.

표 1과 2의 ON, OFF, REP는 각각 자극 인가 ON/OFF시간과 자극인가 반복횟수를 나타낸다. 프로토콜의 동작은 ON시간동안 고주파를 인가하고, OFF 시간동안 고주파를 차단하며, REP 횟수만큼 ON/OFF를 반복한다. 하나의 프로토콜이 종료되면 다음 프로토

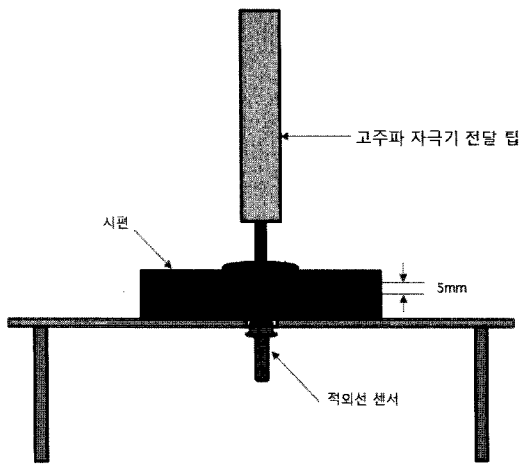


그림 8. 심부 열 자극 시스템 사용시 시편의 온도를 측정하는 구조
 Fig. 8. Temperature measurement structure of pig tissue using the designed deep heat stimulation system.

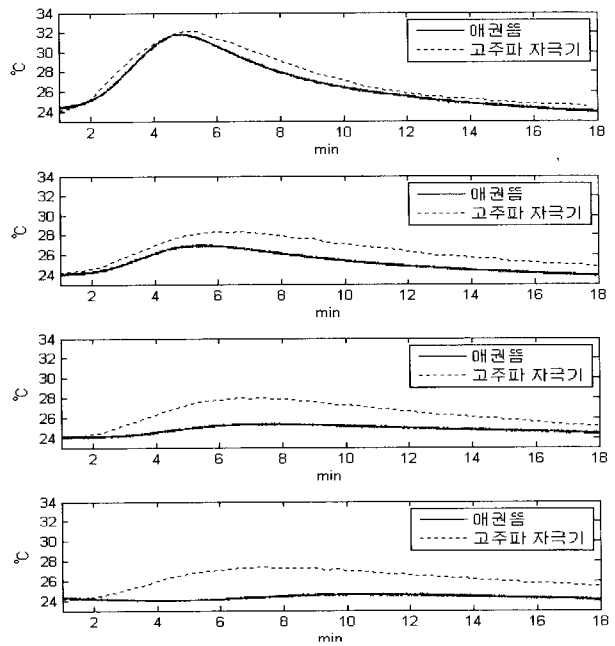


그림 10. 애권뜸 및 심부 열 자극 시스템의 온도 변화
 Fig. 10. Temperature variations by Ae-gwon moxibustion and deep heat stimulation system.
 (a) 5mm (b) 10mm (c) 15mm (d) 20mm

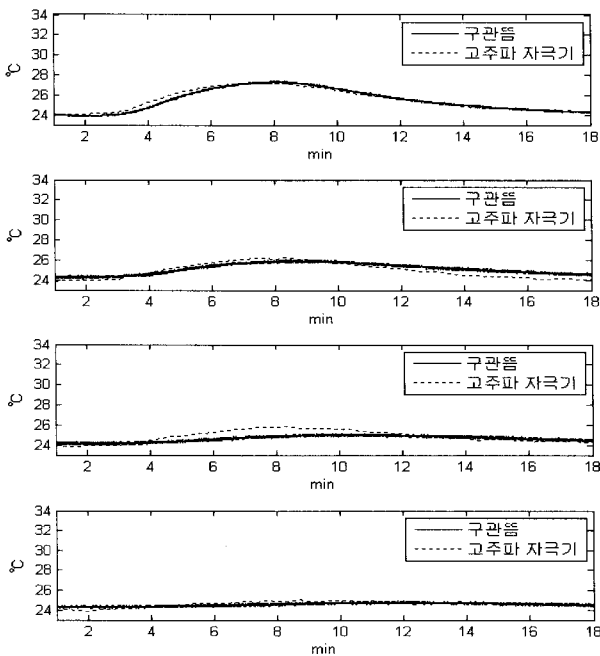


그림 9 구관뜸 및 심부 열 자극 시스템의 온도 변화
 Fig. 9. Temperature variations by Gu-gwon moxibustion and deep heat stimulation system.
 (a) 5mm (b) 10mm (c) 15mm (d) 20mm

쿨을 연속적으로 수행하여 구관뜸의 경우 1~10, 애권뜸의 경우 1~9의 프로토콜을 수행하였다. 총 수행 시간은 약 20분이다. 프로토콜 1~3의 경우 뜸의 온도 상승 부분에 해당하며 ON시간이 OFF시간에 비해 점점 증가한다.

심부 열 자극 시스템의 프로토콜을 설계하기 위한 뜸의 기준온도는 심부 5mm 깊이의 온도를 사용하였다.

연소하면서 열이 발생하는 뜸의 특성상 열 자극을 조절하기 어렵기 때문에 피부표면의 온도가 높게 올라가 화상이 발생하는 단점이 있다. 그러므로 피부 표면의 온도를 기준온도로 사용하는 경우에는 화상 등의 단점이 심부 열 자극 시스템에서도 발생할 가능성이 있기 때문에 심부 5mm의 온도를 기준온도로 사용하였다.

그림 8은 심부 열 자극 시스템을 이용한 시편의 온도 변화를 측정하기 위해 구성된 시스템이다.

고주파 발생부에 연결된 고주파 전달 팁은 발생한 고주파 에너지를 시편에 전달하고 시편을 통과한 고주파는 접지판을 통해 다시 고주파 발생부로 연결된다. 접지판 중앙부에는 뜸의 열 분포를 확인하기 위한 실험과 마찬가지로 구멍을 뚫고 적외선 온도 센서를 고정해 시편의 하단 온도변화를 측정하였다.

V. 실험결과 및 고찰

본 연구에서 심부 열 자극 시스템을 이용하여 설계한 프로토콜을 평가하기 위해 쑥뜸의 일종인 구관뜸과 애권뜸을 이용하여 발생한 온도변화를 시편의 두께별로 측정된 결과를 비교하였다. 또한 설계한 프로토콜을 사용해 심부 열 자극을 인가 시 측정된 온도변화와 뜸을 인가시 측정된 온도변화를 비교하였다.

그림 9는 구관뜸의 온도변화와 이를 기준으로 제작한 프로토콜을 적용한 심부 열 자극 시스템을 통해 측정된 온도 변화를 비교한 결과를 나타낸다. 이용한 프로토콜은 시편 5mm 두께에서의 구관뜸의 온도변화를 기준으로 제작한 것이기 때문에, 그림 9(a)에서는 구관뜸의 온도변화와 심부 열 자극 시스템의 온도변화가 일치하는 것을 관찰할 수 있다. 또한, 그림 9(b)~(d)에서도 구관뜸의 온도변화 곡선보다 심부 열 자극 시스템의 온도변화 곡선이 약간 높지만 큰 차이 없는 것을 관찰할 수 있다.

그림 10은 애권뜸의 온도변화와 이를 기준으로 제작한 프로토콜을 적용한 심부 열 자극 시스템을 통해 측정된 온도 변화를 비교한 결과를 나타낸다. 그림 10(a)에서는 애권뜸의 온도변화와 심부 열 자극 시스템의 온도변화가 거의 일치하지만 그림 10(b)~(d)에서는 심부 열 자극 시스템의 온도변화가 애권뜸에 비해 모두 높은 것을 관찰할 수 있다. 구관뜸에서는 심부로 갈수록 온도차이가 발생하는 현상이 미비하게 나타났지만, 애권뜸에서는 그 영향이 크게 나타났다. 이는 구관뜸의 심부 5mm의 온도 침투깊이 27.3°C이지만 애권뜸의 경우 31.8°C로 구관뜸에 비해 온도가 높기 때문에 심부까지 그 영향이 두드러지게 나타난 것을 알 수 있다.

구관뜸과 애권뜸을 이용한 온도변화 측정결과는 뜸을 이용할 경우 심부 5mm까지는 충분한 열이 전달되지만, 깊이가 깊어질수록 그 정도가 급격히 감소해 20mm에서는 온도변화량이 미비하지만 심부 열 자극 시스템을 이용할 경우 심부에서 발생하는 온도변화량이 더 높은 것을 알 수 있다. 이를 통해 심부 열 자극 시스템은 깊은 부위에 위치한 경혈부위도 자극할 수 있는 가능성을 보여주고 있다.

VI. 결 론

본 연구에서는 뜸의 열적 효과를 구현할 수 있는 심부 열 자극 시스템을 개발하였다. 특히 뜸과 같은 크기를 갖고 고주파를 전달할 수 있는 고주파 전달 텀을 설계, 제작하였으며, 또한 고주파에 영향을 받지 않는 실시간 온도 측정 모듈과 고주파 발생부 제어 및 온도 데이터 수신과 프로토콜을 입력 가능한 제어부를 개발하였다.

심부 열 자극 시스템을 이용해 실시간으로 뜸과 유사한 열적 효과를 발생시키는 프로토콜을 제안하였다. 기

존의 심부 자극 방식으로 뜸을 이용해서 시편 두께에 따른 온도 분포를 측정하고 제안한 프로토콜을 적용한 심부 열 자극 시스템을 이용해서 시편 두께에 따른 온도 분포를 측정 및 비교하여 그 성능을 평가하였다. 그 결과 설계 제작한 심부 열 자극 시스템이 뜸에 비해 심부의 가열에 더 효과적인 것을 증명하였다.

현재 개발된 시스템과 자극프로토콜은 시판되고 있는 대표적인 두개의 뜸에 대하여 적용한 예로서 모든 뜸에 적용되지 않는 한계점을 갖고 있다. 그러나 본 연구를 통해 기존 뜸이 갖고 있는 단점인 화상을 입을 수 있는 가능성을 없애고, 또한 원하는 대로 심부의 온도를 제어할 수 있는 가능성을 보였다는데 큰 의미를 가질 수 있다. 또한 현재 실험은 뜸과 유사한 열적효과와 가능성 진단을 위해 시편을 돼지고기로 제한하였으므로 실제 생체실험을 하지 못한 한계점도 있다. 향후 개발된 시스템을 실제 임상에 적용하기 위한 추가적인 보완 연구 및 임상적 평가가 필요하다.

참 고 문 헌

- [1] J. R. Peterson, "Acupuncture in the 1990s", *Arch Fam Med.*, Vol 5, no 4, pp. 237-240, April 1996.
- [2] C. J. Chen, H. S. Yu, "Acupuncture treatment of urticaria", *Arch Dermatol*, Vol. 34, no. 11, pp. 1397-1399, November 1998.
- [3] C. Xia, W. S. Mei, W. L. Qun, "Sixty-eight Cases of Child Chronic Cough Treated by Moxibustion", *Journal of Traditional Chinese Medicine*, Vol. 29, no. 1, pp. 9-10, March 2009.
- [4] K. R. Shin, S. A. Kwak, J. B. Lee, H. R. Yi, "The effectiveness of hand acupuncture and moxibustion in decreasing pain and "coldness" in Korea women who have had hysterectomy: a pilot study", *Appl Nurs Res.*, Vol. 19, no. 1, pp. 22-30, February 2006.
- [5] M. F. Marquardt, S. Pollak, U. Schmidt, "Cigarette burns in forensic medicine", *Forensic Science International*, Vol. 176, no. 2, pp. 200-208, April 2008.
- [6] A. Bensoussan, S. P. Myers, A. L. Carlton, "Risks Associated With the Practice of Traditional Chinese Medicine", *Arch Fam Med.*, Vol. 9, no. 10, pp. 1071-1078, November 2000.
- [7] T. S. Alster, E. Tanzi, "Improvement of Neck and Cheek Laxity With a Nonablative Radiofrequency Device: A Lifting Experience", *Dermatol Surg.*, Vol. 30, no. 4, pp. 503-507, April

2004.

[8] D. E. Dupuy, W. M. Smith, G. F. Abbott, T. DiPetrillo, "Clinical Applications of Radio-Frequency Tumor Ablation in the Thorax", RadioGraphics, Vol. 22, pp. s259-s269, October 2002.

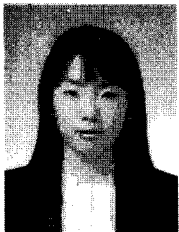
[9] H. Rhim, K. H. Yoon, J. M. Lee, Y. K. Cho, J. S. Cho, S. H. Kim, W. J. Lee, H. K. Lim, G. J. Nam, S. S. Han, Y. H. Kim, C. M. Park, P. N. Kim, J. Y. Byun, "Major Complications after Radio-Frequency Thermal Ablation of Hepatic Tumors: Spectrum of Imaging Findings", RadioGraphics,, Vol.23, pp. 123-134, January 2003.

[10] Carcinoma: Early Clinical Experience", Radiology, Vol. 217, no. 3, pp. 665-672, 2000.

[11] 이병국, "이것이 뎀이다", (주)침코리아, 2006.

[12] B. C. Giovanella, W. A. Lohman, C Heidelberg, "Effects of elevated temperatures and drugs on the viability of L1210 leukemia cells", Cancer Res., Vol. 30, pp. 1623-1631, 1970.

저 자 소 개



차 지 영(학생회원)
 2008년 연세대학교 의용전자
 공학과 학사 졸업.
 2008년~현재 연세대학교
 의공학과 석사과정.
 <주관심분야 : 의용계측, 생체신
 호처리>



조 성 필(학생회원)
 2001년 연세대학교 의공학과
 학사 졸업.
 2001년 연세대학교 의공학과
 석사 졸업.
 2004년~현재 연세대학교
 의공학과 박사과정.
 <주관심분야 : 의용계측, 생체신호처리>



명 현 석(학생회원)
 2006년 원광대학교 전기전자
 공학부 학사 졸업.
 2009년 연세대학교 의공학과
 석사 졸업.
 2004년~현재 연세대학교
 의공학과 박사과정.
 <주관심분야 : 의용계측, 생체신호처리>



이 경 중(정회원)
 1981년 연세대학교 전자공학과
 학사 졸업.
 1983년 연세대학교 전자공학과
 석사 졸업.
 1988년 연세대학교 전자공학과
 박사 졸업

1993년 미국 Case Western Reserve Univ.
 객원교수
 1989년~현재 연세대학교 의공학과 교수.
 <주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리, 생체 모
 델링>