

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-B.2010.34.3.301

# 형상기억합금(SMA) 스티어링 카테터의 반응속도 향상을 위한 펠티어 열전소자의 열전기적 특성 평가

오동준\* · 김철웅\*\*† · 김태영\*\*\* · 이호상\*\*\* · 김재정\*\*\*\*

\* 안동대학교 기계교육과, \*\* 고려대학교/트리플씨메디칼, \*\*\* 트리플씨메디칼 부설연구소, \*\*\*\* 한양대학교 기계공학과

## Evaluation of Thermoelectric Characteristics of Peltier Thermoelectric Module for Increasing Response Velocity in Shape Memory Alloy (SMA) Steering Catheter

Dong-Joon Oh\*, Cheol-Woong Kim\*\*†, Tae-Young Kim\*\*\*, Ho-Sang Lee\*\*\* and Jay-Jung Kim\*\*\*\*

\* Dept. of Mechanical Education, Andong National Univ.

\*\* Korea University / Triple-C Medical Corporation

\*\*\* R&D Center, Triple-C Medical Corporation

\*\*\*\* Dept. of Mechanical Engineering, Hanyang Univ.

(Received October 28, 2009 ; Revised January 8, 2010 ; Accepted January 8, 2010)

**Key Words:** Shape Memory Alloy(형상기억합금, SMA), Steering Catheter(방향조종 카테터), Peltier Thermoelectric Module(펠티어 열전소자 모듈), Response Velocity(반응속도)

**초록:** 형상기억합금(SMA)을 이용한 액추에이션 방식은 차세대 의료기기 시장을 선도할 중요한 핵심기술이다. 그 이유는 인간의 손동작과 같은 유연성과 섬세한 움직임을 구현할 수 있어서 시술자의 정교한 최소침습술(MIS) 테크닉을 그대로 인체내 병변치료에 적용할 수 있는 장점이 있기 때문이다. 그러나 아직까지 SMA 액추에이터가 상용화에 크게 성공을 거두지 못한 이유는 SMA 고유의 히스테리시스(hysteresis)와 같은 비선형적 동특성이 아직 해결되지 못하고 있기 때문이다. 이러한 한계성을 극복해줄 수 있는 방안으로 본 저자는 펠티에 효과(Peltier effect)를 이용한 열전소자를 SMA 카테터에 결합하여 능동적이고 신속하게 급열·급랭할 수 있는 SMA 액추에이터를 특허등록하였고, 본 연구를 통해 열전소자의 연속전류의 단계적 전류증가에 따른 온도변화, 불연속 정전류 역전류에 따른 온도변화를 평가하고 고찰하였다.

**Abstract:** Actuation using a shape memory alloy (SMA) is considered to be an important technology that will play a leading role in market for next-generation medical devices because an SMA actuator can accurately imitate skillful and delicate hand movements. However, SMA actuators have not been successfully used because of problems in control design caused by the nonlinear hysteresis effect of SMA, which leads to inaccuracies in control systems. In order to overcome the effect, the authors invented a SMA actuator, which could actively and rapidly cool down and heat up, by combining a SMA catheter and a TE module using the Peltier effect. In order to evaluate the TE characteristics of our TE module system, the changes in the temperature with 1) incremental increases in a continuous electric current and 2) the appearance of a discontinuous constant or reverse current are discussed in this paper.

- 기호설명 -

1. 서론

- $I_{max}$  : 최대허용전류
- $K$  : 열전도계수
- $Q_c$  : 열전소자 모듈의 냉각능력 (흡열량)
- $P_{in}$  : 인가전력
- $COP$  : 성능계수

최근 차세대 액추에이터로 각광받는 압전세라믹 (PZT), 전기작동형 폴리머(electroactive polymer), 공기 근육 액추에이터(air muscle actuator), 형상기억합금 (Shape Memory Alloy, 이하 SMA) 등은 기존 모터방식의 전기기계적 액추에이터(electro-mechanical actuator)에 비해 높은 에너지 집적도, 경량화, 간단한 구조 등의 장점으로 인해 차세대 의료기기 시장을 크

† Corresponding Author, woong25@korea.ac.kr

게 변화시킬 것으로 기대된다.<sup>(1)</sup> 특히 SMA를 이용한 액추에이션 방식이 차세대 의료기기 시장을 선도할 중요한 핵심기술이라고 판단하는 이유는 인간의 손동작과 같은 유연성과 섬세한 움직임 구현할 수 있어서 시술자의 정교한 최소침습술(Minimally Invasive Surgery, MIS) 테크닉을 그대로 인체내 병변치료에 적용할 수 있는 장점이 있기 때문이다. 그러나 현재까지도 SMA 액추에이터가 상용화에 크게 성공을 거두지 못한 이유는 SMA 고유의 히스테리시스(hysteresis)와 같은 비선형적 동특성이 아직 해결되지 못하고 있기 때문이다. 이러한 SMA의 히스테리시스에 대한 한계성을 극복해줄 수 있는 방안으로 본 저자는 펠티어 효과(Peltier effect)를 이용한 열전소자를 SMA 카테터에 결합하여 능동적이고 신속하게 급열·급랭할 수 있는 SMA 액추에이터를 개발하였고, Fig. 1과 같이 사체를 이용한 수핵성형술에 적용해 보았다. 이후 저자는 상기 기술을 특허출원하였고 최근 특허등록된 바 있다.<sup>(2,3)</sup> 1834년 Peltier에 의해 처음 소개된 본 기술은 Herring<sup>(4)</sup>에 의해 반도체 재료의 특성 및 반도체의 열기전력에 대한 연구로 급격히 발전하였고, Fig. 2와 같은 열전소자의 기본구조가 완성되었다. 이후 Mathiprakasam 등<sup>(5)</sup>은 열전 냉동기에 반도체 열전체를 적용한 냉난방 제어에 대해 연구하였고, Shewen 등<sup>(6)</sup>은 펠티어 효과를 이용한 열플럭스 측정 시스템의 연구를 수행하였다. 국내에서 수행된 관련연구는 Park<sup>(7)</sup>의 열전 반도체를 이용한 소형 열펌프의 개념설계, Yoon 등<sup>(8)</sup>의 열전소자를 이용한 무수 컨테이너 개발, Woo 등<sup>(9)</sup>의 열전소자를 이용한 발전기 등이 있다. 열전소자 시스템은 소형 경량 구조가 가능하고 소음이 없으며 냉매를 필요치 않으므로 수술용 의료기기 적용에 매우 탁월하다. SMA 액추에이션 기술을 이용하여 카테터를 제어하는 방식은 액추에이터의 구동부에 해당하는 SMA와 펠티어 열전소자가 융합된 니들팁 파트의 무게당 힘발생 비율, 에너지 집적도, 방향제어 기술 등에 의해 그 완성도가 결정된다. 따라서 본 연구는 첫 번째 기초연구로서, 자체 개발한 열전소자의 열전기적 특성을 평가하기 위해 1) 연속전류의 단계적 전류증가에 따른 온도변화, 2) 불연속 정전류 역전류에 따른 온도변화를 평가하고 고찰하였다.

2. 펠티어 열전소자의 재설계 및 실험방법

현재 상용화 되어 있는 열전소자는 열전재료인 Bi<sub>2</sub>Te<sub>3</sub>에 소량의 불순물을 첨가하여 전자가 정상

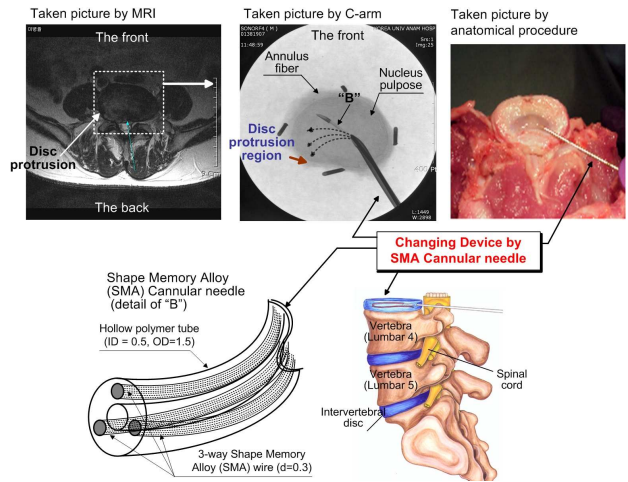


Fig. 1 3-dimensional direction controllable cannular catheter for optimal positioning under Minimally Invasive Surgery (MIS) in nucleoplasty

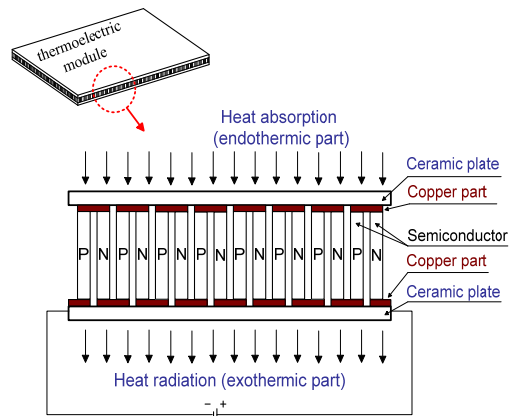


Fig. 2 Principle of thermoelectric module

보다 많은 Negative type(이하, N형) 반도체와 전자가 정상보다 적은 Positive type(이하, P형) 반도체를 배열한 것으로 Fig. 2와 같다. 전압이 가해지면 전자는 에너지 레벨이 낮은 P형 반도체에서 에너지 레벨이 높은 N형 반도체로 이동하고, Fig. 2의 외측 세라믹 평판에 각각 흡열과 발열이 발생한다. 세라믹 평판에서 흡·발열되는 열은 펠티어 계수와 N형 P형 반도체 사이에 반도체에 흐르는 전류에 의해서 결정된다. 전류의 세기가 증가하면 펠티어 효과도 증가하여 세라믹 소자의 온도차( $\Delta T$ )와 전도열이 증가한다. 전류값이 지속적으로 증가하여 주열열이 우세해지면 전류의 증가는 더 이상 흡열량을 증가시키지 못하여 냉방효과를 저하시키므로 최대허용전류( $I_{max}$ )를 정확히 파악해야 한다.<sup>(10)</sup> 본 연구에서는 이상의 고전적 열전소자의

구조를 Fig. 3 및 Fig. 4와 같이 SMA 카테터에 적용 가능하도록 개발하였다. 상용화된 열전모듈의 패턴은 127쌍의 열전 P-N 반도체 쌍이 직렬로 연결되어 하나의 소자를 구성하므로 하나의 P-N 반도체 구성만 손상되어도 전체모듈이 구동할 수 없다. 따라서 본 실험에서는 Fig. 3(a),(b),(c)에 제시한 열전소자 패턴을 실험에 용이하게 단순화하고, 흡열부와 발열부를 한 지점에서 측정 가능하도록 재설계하여 T1과 T2를 각각 발열 흡열 접점으로 정의하였다. 본 실험에 사용된 장비는 다음과 같다. 프로그래머블 직류전원공급기(Programmable DC power supply)는 ODA사의 OPE-505S를 사용하였고, 온도데이터저장기(Thermometer datalogger)는 EXTECH Instrument사의 EasyView™15를 사용하였다. 또한, 오실로스코프(oscilloscope)는 Tektronix사의 TDS-2022B를 사용하였다. 온도변화는 전기에 비해 반응속도가 매우 느리므로 데이터 습득률(data sampling rate)은 1/sec로 적용하였다. 이상의 실험장비를 이용하여 직류전압 12V 조건에서 0.1A부터 4.0A로 전류를 60초 단위로 0.1A씩 연속

증가시킬 때의 열전소자 발열부(T1) 및 흡열부(T2)에서의 온도변화를 관찰하였다. 또한, SMA 카테터 시술시 실제 적용가능한 12V, 1.0A 조건과 12V, 2.0A 조건에서 120초 단위로 정전류와 역전류를 통할 경우, 열전소자 T1과 T2의 온도변화 거동을 관찰하였다.

### 3. 펠티어 열전소자의 냉각이론

열전소자 모듈의 냉각능력(흡열량,  $Q_c$ )은 카테터 니들팁 부위를 원하는 온도까지 급속하게 냉각시키는 능력을 결정짓는 요소로서 식 (1)과 같이 표현된다.

$$Q_c = \alpha T_c I - \frac{1}{2} I^2 R - K \Delta T \quad (1)$$

식 (1)에서 우변 1항은 펠티어 효과에 의한 흡열량, 2항은 주울(Joule) 효과(전류흐름)에 의한 열량, 3항은 열전도계수( $K$ )와 온도차( $\Delta T$ )의 곱으로 고온부( $T_h$ )에서 저온부( $T_c$ )로 전도되는 열전달량, 즉 흡열

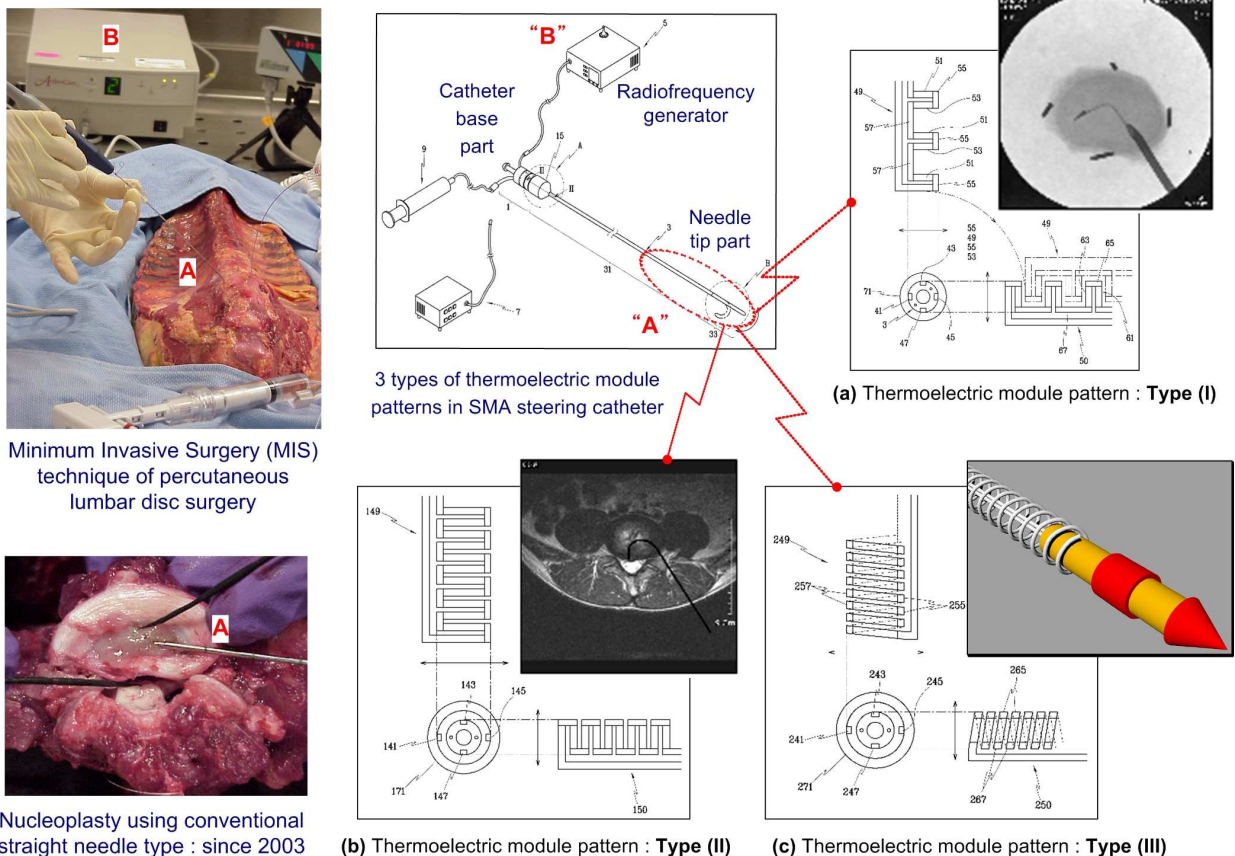


Fig. 3 The steerable SMA catheter combined three different patterns of thermoelectric module and their application

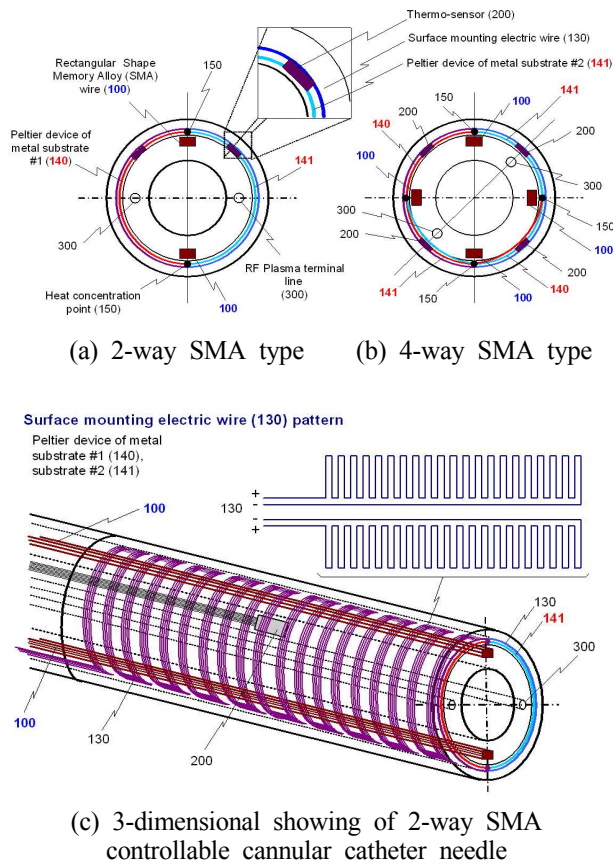


Fig. 4 Cross-section of catheter needle tip and arrangement of SMA, thermoelectric module and thermocouple

부에서 발열부로 이동하는 열중 일부가 다시 흡열부로 전도되는 열을 의미한다. 열전소자 모듈을 작동시키는데 필요한 인가전력( $P_m$ )은 식 (2)와 같다.

$$P_{in} = (\alpha \Delta T + IR) I \tag{2}$$

$$= \alpha I(T_h - T_c) + I^2 R = VI$$

식 (2)에서 우변 1항은 P-N 접합부의 온도차에 의해 발생된 기전력을 의미하는 제베크효과(Seebeck effect)에 의한 전력소모량, 2항은 전기저항에 의한 전력소모량이다. 1항과 2항의 합이 총소요전력량( $VI$ )이다. 식 (1)과 (2)로부터 식 (3)과 같은 성능계수(COP)를 구할 수 있다.

$$COP = \frac{Q_c}{P_{in}} = \frac{\alpha T_c I - \frac{1}{2} I^2 R - K \Delta T}{\alpha I(T_h - T_c) + I^2 R} \tag{3}$$

한편, SMA 카테터 니들팁을 형상기억온도 이하로 급냉하여 SMA의 유연성을 부여하기 위해서는 식 (4)와 같이 흡열량을 정의해야 한다.

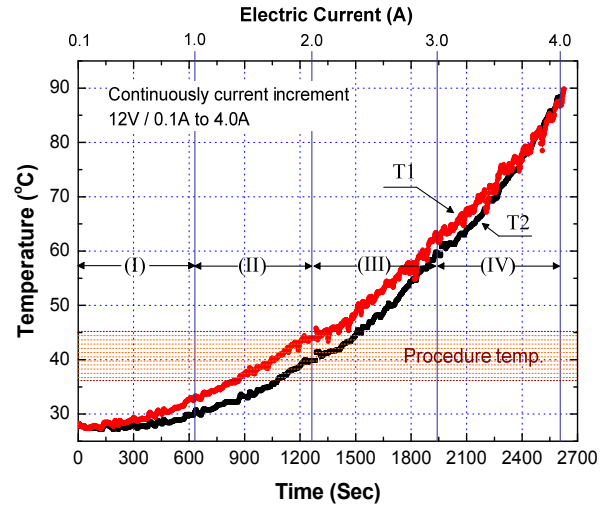


Fig. 5 Relationship between temperature and time on the consecutive current increment in the thermoelectric module

$$Q_c = Q_{active} + Q_{passive} \tag{4}$$

식 (4)에서  $Q_{active}$ 는 냉각장치에 의해 발생하는 열로 전력 입력량( $VI$ )과 같고,  $Q_{passive}$ 는 식 (5)와 같이 3가지 발생열로 구성된다.

$$Q_{passive} = Q_{conduction} + Q_{convection} + Q_{radiation} \tag{5}$$

식 (5)에서  $Q_{conduction}$ 은 전선 등에 의해 냉각측에서 외부로 열이 방출되는 것이고,  $Q_{convection}$ 은 외부와 냉각측(흡열측) 사이에서 온도차에 의해 발생하는 열량이고,  $Q_{radiation}$ 은  $Q_{active}$ 가 작거나 온도차( $\Delta T$ )가 클 때 또는 진공상태에서 고려해야 하는 인자이다. 이상은 각각 식 (6), (7), (8)과 같다.

$$Q_{conduction} = KA \frac{DT}{X} \tag{6}$$

$$Q_{convection} = hA(T_{amb} - T_c) \tag{7}$$

$$Q_{radiation} = \sigma A \epsilon (T_{amb}^4 - T_c^4) \tag{8}$$

#### 4. 펠티어 열전소자의 온도변화 특성

4.1 연속전류의 단계적 전류증가에 따른 온도변화 본 절에서는 직류전압 12V 조건에서 0.1A부터 4.0A로 전류를 60초 단위로 0.1A씩 연속증가시킬 때 열전소자의 발열부(T1) 및 흡열부(T2)에서의 온도변화를 관찰하였다. Fig. 5에 제시한 바와 같

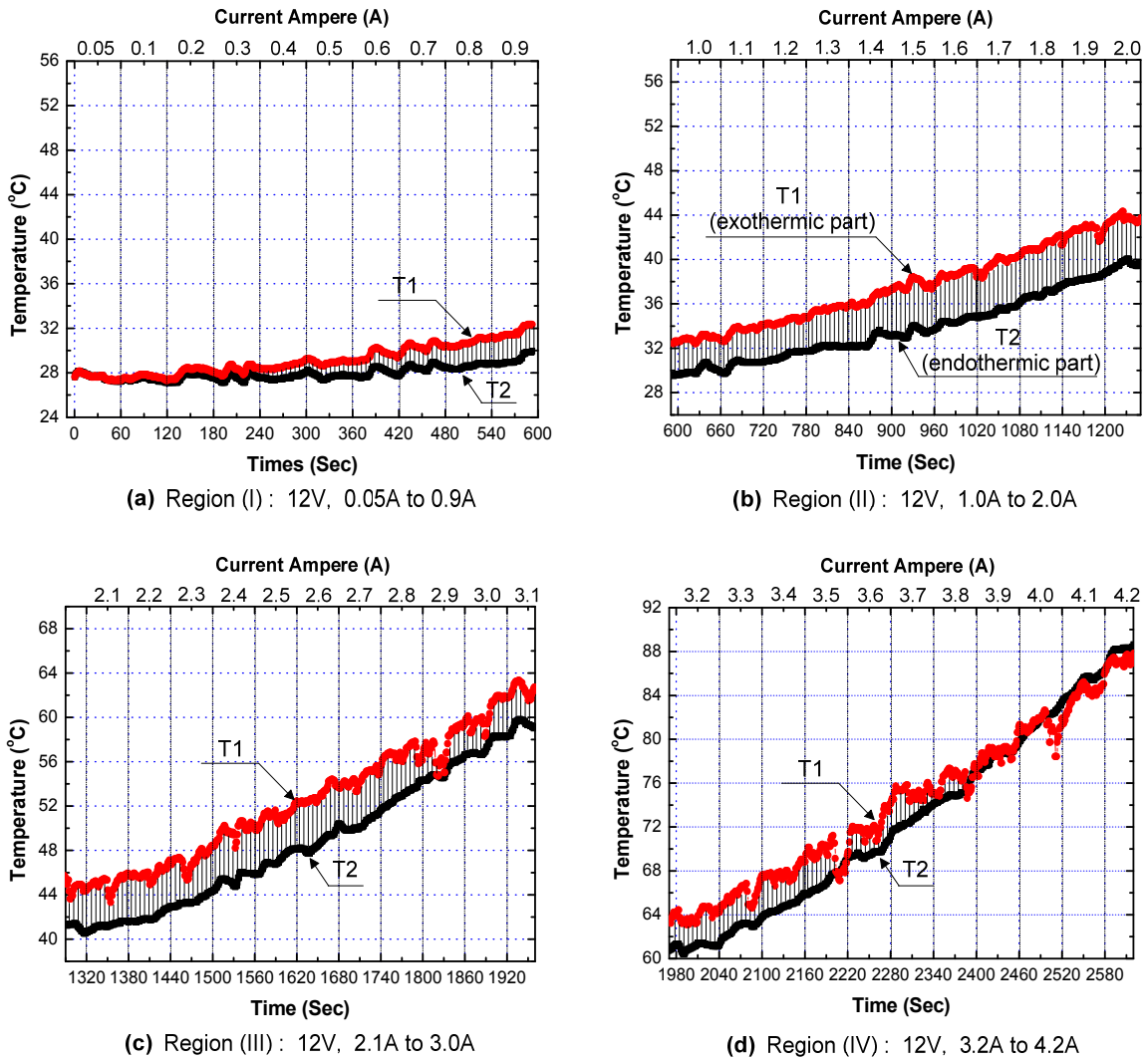
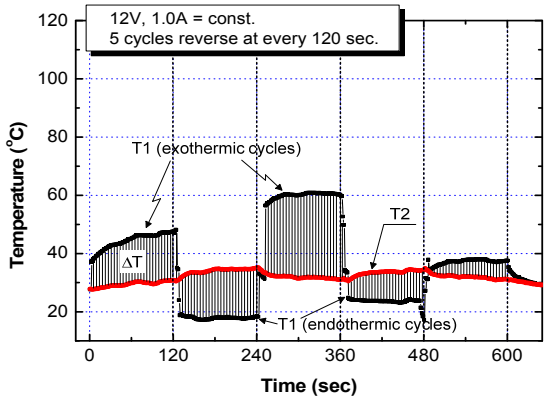


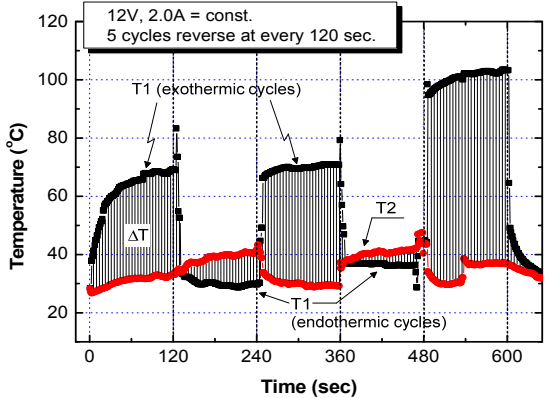
Fig. 6 Detail of four regions on the relationship between temperature and time in the case of DC=12V, consecutive current increment equal to 0.1A ~ 4.2A

이 전류가 증가할수록 서서히 온도가 증가하는 2차곡선을 나타내었다. 온도 범위는 실온 29°C부터 90°C까지 꾸준히 증가하였고, 1.0A 이상부터는 온도증가 속도가 빨라졌다. 60초단위로 일정 전류량을 유지하며 0.1A씩 증가시킬 경우 초기 예상되었던 계단식 증가곡선은 나타나지 않았다. Fig. 5를 영역 별로 자세히 살펴보면 Fig. 6과 같다. Fig. 6(a)는 Fig. 5의 영역(I)에 해당하는 구간으로 전류량 0.1A부터 1.0A까지를 자세히 도시한 그래프이고, Fig. 6(b),(c),(d)는 Fig. 5 영역(II),(III),(IV)를 각각 나타낸 그래프이다. 영역 간의 정확한 비교를 위해 그래프의 x-y-축 스케일을 동일하게 적용하였다. Fig. 6을 자세히 살펴보면, 1) 동일 전류량 내에서 온도는 불규칙적인 패턴으로 꾸준히 변화하며 지속적인 상승을 나타내었고, 전류(A)가 증가할수록 온도상

승 구배가 커졌다. 2) 0.4A 이상부터 온도차( $\Delta T$ ) 발생이 시작해서 영역(II),(III)인 1.0A~3.0A에서 최대온도차( $\Delta T_{max}$ )가 나타났다. 그러나 영역(III)부터는 발열부(T1)의 온도변화 구배가 매우 불규칙하여 2.1A 이상에서는 별도의 온도 컨트롤 장치가 필요함을 알 수 있었다. 3) SMA 카테터가 인체 내에서 실제 적용되는 온도대인 영역(II)에서는 비교적 안정한 곡선이 나타났으나, 인체에 적용하기 위해서는 더욱 정밀한 온도 제어를 위한 장치가 필요하다. 4) Fig. 6(a)~(d)는 각각 다른 기술기의 1차곡선으로 표현이 가능하다. 즉, 영역(I)에서 (IV)까지 구간별로 각각 다른 상수가 적용될 수 있다. 현재 식 (1)부터 식 (8)까지의 열전소자 이론과 Fig. 6의 실험결과를 비교분석하여 이론곡선과 본 실험결과 값을 상호보정하기 위한 파라미터가 개발 중이다.



(a) 12V, 1.0A = const. / 5 cycles reverse at every 120 sec.



(b) 12V, 2.0A = const. / 5 cycles reverse at every 120 sec.

Fig. 7 Relationship between temperature and time on the cyclic reverse current each 120 second

4.2 불연속 정전류 역전류에 따른 온도변화

본 절에서는 SMA 카테터 시술시 실제 적용가능한 12V, 1.0A 조건과 12V, 2.0A 조건에서 120초 단위로 정전류와 역전류를 인가할 경우, 열전소자 발열부(T1) 및 흡열부(T2)의 온도변화 거동을 관찰하였다. Fig. 7에 제시된 바와 같이 Fig. 5, Fig. 6의 연속 전류의 단계적 증가에 따른 온도변화 거동과는 확연히 다른 온도변화 거동을 나타냈다. Fig. 7에 제시된 그래프를 상세히 살펴보면 다음과 같은 결과를 관찰할 수 있다. 1) 12V, 1.0A에서 최대온도차( $\Delta T_{max}$ )는 대략 30°C 정도로 나타났고, 12V, 2.0A 조건에서 최대온도차( $\Delta T_{max}$ )는 무려 70°C 정도로 나타났다. 2) 동일한 전압(V), 전류(A) 조건에서 120초씩 정전류와 역전류를 통할 경우, 각 구간별 온도차( $\Delta T$ )는 일정해야하지만 본 실험에서의 구간 온도차( $\Delta T$ )는 다르게 나타났다. 특히, 2.0A 조건인 Fig. 7(b)에서는 정전류와 역전류의 온도차( $\Delta T$ )가 매우 크게 나타났다. 3) 발열부(T1)와 달리 1.0A 조건(Fig. 7(a))에서 흡열부(T2) 온도변화는 거의 나타나지 않았고, 2.0A 조건

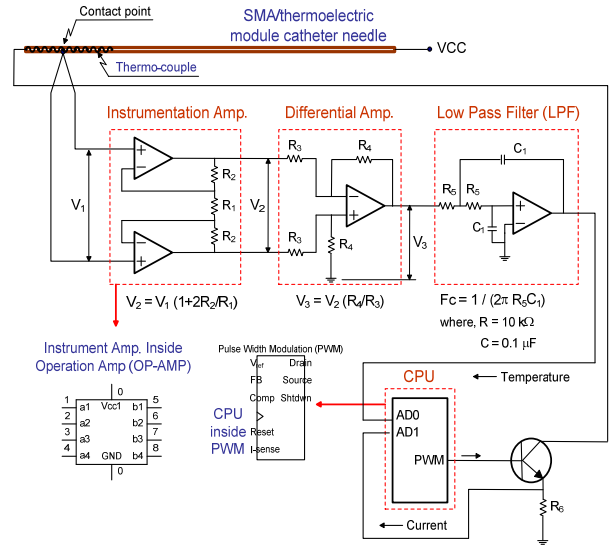


Fig. 8 Circuit diagram for automatic temperature control to site of T1 and T2

(Fig. 7(b))에서의 온도변화는  $\Delta T=10^{\circ}\text{C}$  내외로 미약하게 나타났다. 4) Fig. 7(a)(b)에서 공통으로 제시된 바와 같이 발열부(T1)는 전류(A)가 일정한 동일구간 내에서도 불규칙한 변화를 나타냈다. 발열부(T1)의 온도변화 폭 또한 1.0A보다 2.0A에서 더 크게 나타났다. 5) 2.0A(Fig. 7(b))에서 정전류와 역전류의 반복 횟수가 증가할수록 온도차( $\Delta T$ )는 증가하는 것으로 나타났다. 이상의 내용을 통해 유추해보면, 본 저자가 자체개발한 열전소자 단순모델의 성능개선을 위해서는 별도의 온도 컨트롤러가 필요함을 알 수 있었다. 따라서 본 저자는 Fig. 8에 제시한 바와 같이 발열부(T1)와 흡열부(T2)를 인위적으로 실시간 온도 보상하여 온도차( $\Delta T$ ) 영역까지도 시술자가 마음대로 컨트롤할 수 있는 전자회로를 설계하였다. 본 연구의 SMA와 펠티어 열전소자를 이용한 방향 조종 카테터는 인체 심부 병변에서 일근 정상조직 손상을 최소화하고 선택적으로 조직을 삭마하기 위한 수술용 의료기기로 개발되고 있다. 따라서 본 카테터는 Fig. 3과 같은 요추부 디스크 수핵 감압, 대퇴경골부의 연조직 삭마, 전후방십자인대의 파열 수술용 소작 등에 적용될 예정이므로 수술 도중 1-2분 동안의 카테터 적용으로 수술의 성패가 좌우되기 때문에 열전소자 흡발열부의 초기 온도보상은 매우 중요한 핵심기술이고, 의도하기 않은 온도차에 대한 보상용 컨트롤러는 필수적이다. 향후에는 더욱 개선된 기술을 바탕으로 병변 인근조직의 괴사를 방지할 수 있는 42°C 이하에서 SMA 카테터 니들팁을 자유롭게 방향조종

할 수 있는 열전소자를 개발하고 그 실험결과를 평가할 예정이다. 또한 상용화된 열전소자와의 비교를 통하여 본 기술의 우수성 및 개선점을 검토해 나갈 예정이다.

### 5. 결 론

본 연구는 인체내 병변에서 자유롭게 방향제어가 가능한 SMA 스티어링 카테터를 개발하기 위한 기초 연구로서, SMA의 흡열열을 신속하게 제어하기 위한 펠티어 열전소자의 열전기적 특성을 평가하고 다음과 같은 결론을 유도하였다.

(1) 본 연구에서 개발한 열전소자 모듈은 연속전류 단계적 상승 실험에서 12V 조건 경우, 0.4A 이상부터 온도차( $\Delta T$ )가 발생되기 시작해서 1.0A~3.0A 조건에서 최대온도차( $\Delta T_{max}$ )가 발생하였다. 그러나 2.0A 이상부터는 발열부(T1)의 온도변화 구배가 매우 불규칙하여 별도의 온도 컨트롤러가 필요함을 알 수 있었다.

(2) 12V, 0.1A~4.0A 조건에서 0.1A 단위로 단계적 상승 실험결과, 구간별로 각각 다른 일차곡선 기술기로 표현가능하며 온도대에 따른 구간별로 각기 다른 비례상수를 적용해야한다.

(3) 12V, 1.0A 및 12V, 2.0A 조건에서 120초씩 정전류 역전류 반복시험을 수행한 결과, 각 구간별 온도차( $\Delta T$ )는 다르게 나타났다. 또한, 12V, 1.0A에서 최대온도차( $\Delta T_{max}$ )는 30℃ 정도로 나타났고, 12V, 2.0A 조건에서 최대온도차( $\Delta T_{max}$ )는 무려 70℃ 정도로 나타났다.

(4) 12V, 1.0A 조건의 정전류 역전류 반복시험에서 흡열부(T2)의 온도변화는 거의 나타나지 않았고, 2.0A에서 흡열부(T2)는 온도차( $\Delta T$ )=10℃ 내외로 미약하게 나타났다. 또한, 발열부(T1)는 전류(A)가 일정한 동일구간 내에서도 불규칙한 변화를 나타냈고, 발열부(T1)의 온도변화 폭도 1.0A보다 2.0A에서 더 크게 나타났다.

이상의 내용을 종합한 결과, 본 저자가 자체개발한 열전소자 단순모델은 발열부(T1), 흡열부(T2)를 실시간 온도보상하여 온도차( $\Delta T$ )를 수술자가 인위적으로 컨트롤할 수 있는 전자회로가 필요하며 향후 전자회로를 통한 열전소자의 열전기적 거동을 평가할 예정이다.

### 후 기

이 논문은 2007년도 정부재원(교육인적자원부 학

술연구조성사업비)으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 연구되었음 (KRF-2007-314-D00003)

### 참고문헌

- (1) Safak, K. K. and Adams, G. G., 2002, "Modeling and Simulation of an Artificial Muscle and its Application to Biomimetic Robot Posture Control," *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 41, No. 3, pp. 225-243.
- (2) Cheol-Woong Kim, 2008, "Guide for Inserting Surgical Appliances into Living Body," *Korean Patent*, Regist. No. 10-0849228 (23th July, 2008).
- (3) Cheol-Woong Kim, 2009, "Surgical Appliance for Insertion into in-vivo," *Korean Patent*, Regist. No. 10-0896750 (30th April, 2009).
- (4) Herring, C., 1954, "Theory of the Thermoelectric Power of Semiconductors," *Phys. Rev.*, Vol. 96, No. 5, pp. 1163-1187.
- (5) Mathiprakasham, B. and Sutikno, T., 1984, "Analytical Model for Predicting the Performance of Cross-Flow Thermoelectrical Liquid Coolers," *Proceeding of 5th Int. Conf. on Thermoelectric Energy Conversion*, The Univ. of Texas, pp. 75-79.
- (6) Shewen, E. C., Hollands, K. G. T. and Raith, G. D., 1989, "The Measurement of Surface Heat Flux Using the Peltier Effect," *Trans. ASME J. Heat Transfer*, Vol. 111, pp. 798-803.
- (7) Park, Y. M., 1993, "Thermodynamic Performance Analysis of Heat Pump Using Thermoelectric Semiconductor," *Energy Eng. Journal*, Vol. 2, No. 1, pp. 95-103.
- (8) Yoon, T. B., Kim, N. J., Lee, J. Y. and Kim, C. B., 2000, "Development of a Waterless Container Utilizing Thermoelectric Modules for Live Fish Transportation," *International Journal of KSME*, Vol. 12, No. 5, pp. 519-524.
- (9) Woo, B. C., Lee, H. W. and Suh, C. M., 2002, "Characteristic of Electric Generation for the Water Flow Rate in Thermoelectric Generator Using Water," *Trans. of KSME(B)*, Vol. 26, No. 10, pp. 1333-1340.
- (10) Choi, H. S., Kim, Y. S., Jeon, C. H. and Yun, S. K., 2004, "Hot and Cool Temperature Control of the Car-Seat Utilizing the Thermoelectric Device," *Trans. of KSME(B)*, Vol. 28, No. 5, pp. 518-525.