

초소형 내시경 작동기의 개발과 제어에 관한 연구

이장무*, 김종현**, 이상원**, 박준형***

A Study on Development and Control of Micro Active Catheter Actuator

Jang-Moo Lee*, Jong-Hyun Kim**, Sang Won Lee**, Jun-Hyung Park***

ABSTRACT

This paper demonstrates the feasibility of Shape Memory Alloy (SMA) actuators in controlling the motion of micro active catheter. The dynamic behavior of SMA is obtained by several experiments for the design of the controller. With the control parameters obtained in experiments, temperature feedback control algorithm is proposed and realized. The prototype of micro active catheter is fabricated, and its control performance which uses the designed controller is investigated. The results obtained show the potential of the SMA as viable means for actuating the micro active catheter.

Key Words: Shape Memory Alloy (형상기억합금), Shape Memory Effect (형상기억효과), Actuator (작동기), Temperature Feedback Control Algorithm (온도 되먹임 제어 알고리즘), Martensite Transformation (마르텐사이트 변환), Micro Active Catheter (초소형 작동형 내시경)

1. 서론

최근에 의료 기술과 마이크로 머신 기술의 발달에 따라 초소형 작동형 내시경에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 내시경은 의료분야 및 토목분야 등에서 인체내의 질병의 진단 및 치료, 또는 탐사의 수단으로 이용되고 있는 미소한 전자기계 장치로서 특히 의료분야에서 인체의 혈관 및 위장 등에서 이상 여부를 확인하고 이를 정밀하게 가시화하고, 요구 정밀도로 이동 및 치료 등의 성

능을 발휘하는 역할을 한다. 이 내시경이 효과적인 기능을 발휘하기 위해서는 내시경의 굽힘 작동부에 관한 연구가 수행되어야 한다. 이러한 굽힘 작동부의 굽힘 기능에 의해 내시경이 목적 부위 혈관으로 이동할 수 있다.

본 연구에서는 초소형 작동형 내시경의 굽힘 작동부의 굽힘 기능을 구현하기 위하여 형상기억합금 (Shape Memory Alloy: SMA)을 사용한다. 형상기억합금은 큰 동력 대 크기 비로 마이크로 머신의 작동기로 널리 사용되고 있다. 이 형상기억

* 서울대학교 기계설계학과

** 서울대학교 정밀기계설계공동연구소

*** 서울대학교 기계설계학과 대학원

합금은 형상 기억 효과 (Shape Memory Effect)와 초탄성 (Superelasticity) 성질을 가지고 있다.

형상기억합금은 1951년 Chang과 Read가 형상 기억효과를 소개한 서적을 출판하면서 많은 관심을 얻게 되었다^[1]. 이 물질은 매우 큰 (약 10%) 탄성변형을 일으키고 온도와 응력에 따라 그 성질의 변화를 보여서 여러 기술 분야에 적용되고 있다. 특히, 이 물질이 지닌 인체 적합성 때문에, 척추 만곡 교정용 이식 Harrington 보로 (Banks & Weres 1976), 작은 조정이 필요 없는 치열교정철사로 (Funakubo 1987), 1990년대에는 작동형 내시경의 작동기로 응용되고 있다.

다양한 분야에서 형상기억합금의 성질을 충분히 활용하기 위해서는 역학적인 현상에 대한 정확한 이해가 필요하다. 온도, 응력, 상변화의 관계를 나타내는 구성방정식 (Constitutive Equation)을 이용하면 형상기억합금이 포함된 복잡한 구조에서의 동특성과 작동현상을 이해할 수 있다. 1980년대에 들어서면서, Tanaka를 시작으로 Achenbach, Liang 등이 형상기억합금의 구성방정식에 관한 연구를 활발히 진행하였다. Tanaka는 Clausius식으로부터 기본적인 온도, 응력, 상변화에 관한 구성방정식을 세웠고^[2], Liang은 온도와 응력에 따른 물질의 상변화에 초점을 두고 응력-변형 곡선의 히스테리시스를 모델링하였다. Brinson은 Liang의 모델이 지닌 오스테나이트에서의 결점을 수정하였다^[3]. Gillet는 이러한 구성방정식을 이용하여 실제 작동기를 설계하였다. Hirose와 Ikuta는 응력-변형, 저항-변형의 실험 자료를 바탕으로 저항 되먹임 방식으로 제어하는 직경 10 mm의 내시경을 개발하였다^[5]. 그밖에, 일본의 Olympus와 Misubishi를 중심으로 형상기억합금을 이용한 혈관내시경이 개발되었고 제어 알고리즘으로는 변형률이나 저항값을 되먹임하는 방식을 채택하였다.

본 연구에서는 위의 연구들을 기초로하여, 형상기억합금의 구성 방정식에 대한 이론적 고찰과 다양한 환경을 갖는 형상기억합금의 물성치 실험을 수행하여 형상기억합금의 동적 거동을 규명하였다. 이를 바탕으로 하여 형상기억합금을 이용한 초소형 작동형 내시경의 급힘 작동기를 구동하고 제어하는 제어기를 설계하였다. 제어알고리즘은 기존의 변형률, 저항 되먹임 방식과 다르게 온도

를 되먹임하는 방식으로 하였다. 또한, 초소형 작동형 내시경의 시작용품을 제작하여 설계된 제어기의 제어 성능을 검증하였다.

2. 형상기억합금의 동특성

2.1 형상기억효과

형상기억효과는 고온의 성형온도 (NiTi: 약 500°C)에서 원하는 형상을 기억시키면, 낮은 온도

(NiTi: 약 50°C 이하)에서는 강성이 약해서 변형이 자유롭지만, 상변화온도 (NiTi: 약 50~60°C)를 지나면서, 강성이 약한 구조인 마르텐사이트 (Martensite)에서 강성이 강한 구조인 오스테나이트 (Austenite)로 상변화하여 큰 회복력과 함께 기억된 형상으로 복원되는 현상을 일컫는다. 이 형상 기억효과는 마르텐사이트에서 오스테나이트로의 상변화 과정에서 일어나는데, 이 상변화에 영향을 미치는 인자로는 온도, 응력, 변형률 등이 있다. Fig. 1과 Fig. 2는 형상기억효과가 발생할 때, 응력-변형률, 온도-변위(변형률)의 특성을 나타내는 선도이다.

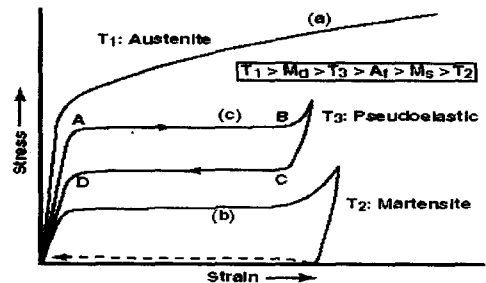


Fig. 1 Characteristic curve of SMA (Stress vs. Strain)

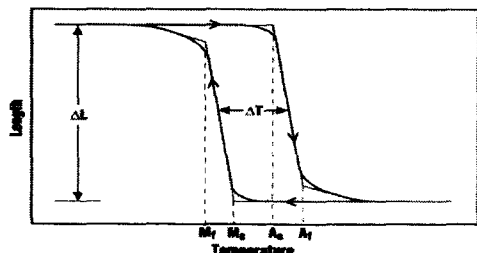


Fig. 2 Characteristic curve of SMA (Temp. vs. Length)

Fig. 1 과 Fig. 2에서 형상기억효과가 발생할 때, 응력과 온도가 변형률에 대해 각각 히스테리시스를 보이고 있다. 즉, 형상기억효과를 사용한 양방향 작동시 이 히스테리시스의 영향을 받게 되므로 작동기 제작이나 제어기 설계시 이를 고려해야 한다.

2.2 형상기억합금의 구성방정식

형상기억합금의 응력-변형률 구성방정식은 다음과 같다.

$$\sigma - \sigma_0 = E(\epsilon - \epsilon_0) + \Theta(\theta - \theta_0) + \Omega(\xi - \xi_0) \quad (1)$$

여기서, σ 와 ϵ 은 응력과 변형률을 나타내며, θ 와 ξ 는 각기 온도와 SMA중 마르텐사이트 함유율을 나타낸다. E 는 형상기억합금의 영률을, Θ 는 열팽창 계수를, Ω 는 변형텐서를 의미한다. E 와 Ω 는 상변화에 따른 변화를 고려하여 다음과 같이 정의된다.

$$E(\xi) = \xi E_M + (1 - \xi) E_A \quad (2)$$

$$\Omega(\xi) = -\epsilon_L E(\xi)$$

여기서, E_M 은 마르텐사이트의 영률, E_A 는 오스테나이트의 영률, ϵ_L 은 최대잔류변형이다.

형상기억합금은 온도에 따라 마르텐사이트의 함유율과 오스테나이트의 함유율이 달라지는 일종의 복합재의 성질을 갖기 때문에 일반적인 선형성을 갖는 등방성 재료로 가정할 수 없고 식(1)과 같은 비선형성을 갖는 구성 방정식으로 표현할 수 있다.

2.3 형상기억합금의 물성치 추출 실험

형상기억합금의 물성치 추출을 위하여 다음과 같은 실험 장치를 구성하였다.

Fig. 3에서 보는 바와 같이 형상기억합금으로 제작된 스프링을 기름(실리콘 오일)이 담긴 수조 내에 설치한 후 가열기에 의해 기름의 온도를 상승시켜 주변 온도 변화에 따른 형상기억합금의 물성치의 변화를 조사하였다. 또한, 수조에 기름이

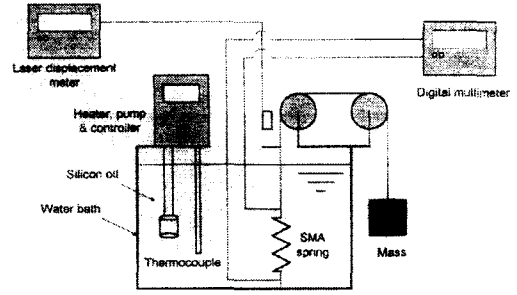


Fig. 3 Schematic diagram of experimental setup

담긴 경우와 공기 중에서 전류를 흘렸을 때의 형상기억합금의 동적 거동에 대해서도 조사하였다.

이 실험에서 사용된 시편은 선 직경이 250 μm 인 NiTi 합금을 스프링 직경이 5 mm가 되도록 15회 감은 뒤, 80 $^{\circ}\text{C}$ 의 물에서 22회의 Training을 거친 것이다.

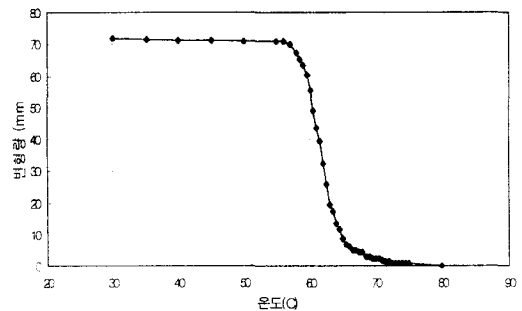


Fig. 4 Response of SMA (Temp. vs Displacement)
Case1: Silicon Oil heated

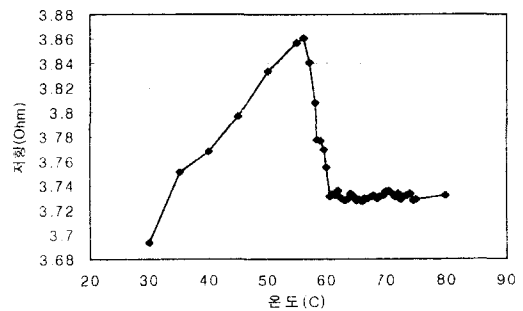


Fig. 5 Response of SMA (Temp. vs Resistance)
Case1: Silicon Oil heated

Fig. 4 와 Fig. 5는 수조 내에 담긴 실리콘 오일을 가열기로 가열하여 주변 온도를 상승시키면서 형상기억합금의 변위와 저항의 변화를 보여주고 있다. 실리콘 오일의 온도가 55°C~65°C에서 형상기억합금의 변위와 저항이 급격하게 변화하고 있음을 확인할 수 있다. 온도에 대해서 변위와 저항은 급격하게 감소한다.

Fig. 4 를 이미 알려진 특성곡선인 Fig. 2와 비교할 때 상변화 온도에서 변위가 급격하게 변화하여 일치함을 확인할 수 있었다.

여기서, 온도와 저항 그리고 변위의 관계를 이용함으로써 형상기억합금을 이용한 작동부의 운동을 제어할 수 있게 된다.

실제로 초소형 작동형 내시경이 작동하는 환경은 인체의 혈관 내부이다. 따라서, 인체의 혈액과 같은 환경에서 형상기억합금의 동적 거동을 관측하는 것이 요구된다. Fig. 6과 Fig. 7은 형상기억합금이 체온과 같은 온도로 가열된 실리콘 오일 속에 담겨 있을 때, 형상기억합금의 동적 거동을 보여주고 있다.

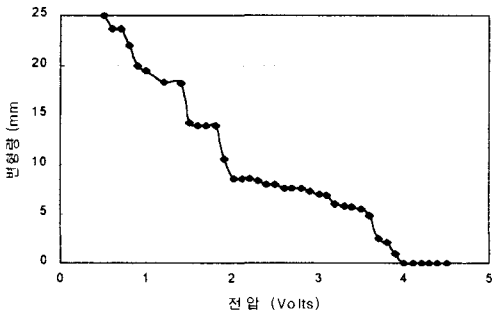


Fig. 6 Response of SMA (Power vs Displacement)
Case2: Electrical input in the heated silicon oil

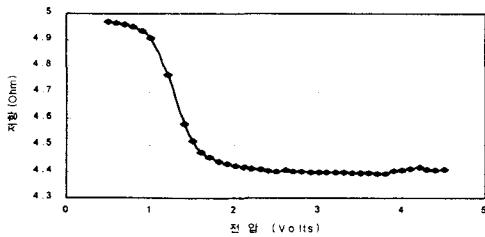


Fig. 7 Response of SMA (Power vs Resistance)
Case2: Electrical input in the heated silicon oil

Fig. 7은 인가된 전압에 따른 형상기억합금의 변형량을 나타내고 있다. 각 전압에 따라 적절한 온도에서 인가된 전기 에너지와 주변의 실리콘 오일로 발산되는 에너지가 평형을 이루고 있는 것을 보여준다. 이에 의하면 인체와 같은 환경에서 5V 미만의 전압을 형상기억합금에 가해줌으로써 굽힘 작동기의 기능을 충분히 구현할 수 있음을 알 수 있다.

3. 초소형 작동형 내시경의 제어

3.1 제어기 설계 및 구성

2.3절에서 수행한 형상기억합금의 물성치 추출 실험을 바탕으로 제어기 설계시 필요한 설계 인자를 결정할 수 있다.

형상기억합금 구동부의 운동을 제어하기 위하여 형상기억합금의 온도를 되먹임하는 제어 알고리즘을 도입한다. 2.3절의 Fig. 4의 온도와 변위의 관계를 이용하여 온도를 되먹임함으로써 형상기억합금 구동부의 운동을 제어할 수 있게 된다. 기준 입력은 전기 입력으로 하고 되먹임 열전대를 사용한다. 열전대는 온도에 선형적으로 비례하는 전압을 출력한다.

Fig. 8은 제안된 제어 알고리즘의 블록선도를 보여준다.

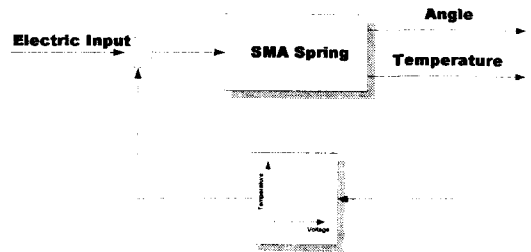


Fig. 8 Block diagram of control algorithm

제안된 제어 알고리즘을 바탕으로 하여 제어기를 제작한다. Fig. 9는 제작된 제어기의 회로도이다.

Fig. 9에서 형상기억합금의 온도를 감지한 센서인 열전대로 들어온 전류는 콤팩트레이터에서 기

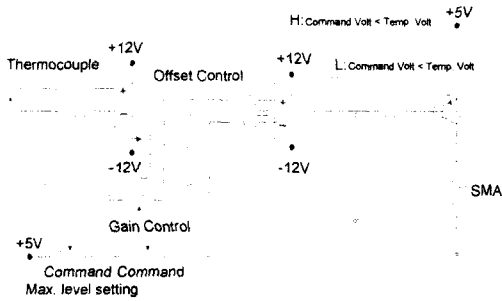


Fig. 9 Circuit diagram of controller

준입력과 비교되어 이 열전대의 전류가 기준입력보다 작은 경우는 트랜지스터의 게이트를 열어 형상기억합금에 전기 입력을 가하고 반대의 경우에는 게이트를 닫아서 전기 입력을 차단한다. 이 때, 외란에 의해 형상기억합금이 과열되거나 또는 냉각되는 경우에 대해서 콤퍼레이터의 기능에 의해 외란에 강인한 능동제어가 가능하게 된다.

Fig. 10은 아날로그 회로로 구현한 제어기의 사진이다.

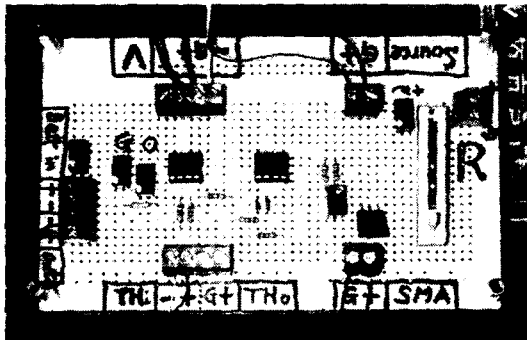


Fig. 10 Photo of implemented controller

3.2 초소형 작동형 내시경의 제작

인체 내에서 초소형 작동형 내시경이 작동하는 부분은 뇌의 경동맥으로 그 직경이 약 6 mm이다. 따라서, 내시경이 이 구간에서 작동하기 위해서는 그 외경이 적어도 6 mm보다 작아야 한다. 더 나아가서는 직경이 더 작은 혈관에서 작동하도록 외경 2 mm이하의 내시경 제작을 목표로 하고

있다. 본 연구에서는 4 mm의 직경을 갖는 고무 튜브와 5 mm의 내경을 갖는 형상기억합금 스프링을 사용하여 최대 외경 6 mm의 초소형 작동형 내시경의 시작품을 제작하였다.

초소형 작동형 내시경은 굽힘 작동부와 형상기억합금 구동부의 2부분으로 나뉘어진다. Fig. 11은 초소형 작동형 내시경의 굽힘 작동부의 원리도이다.

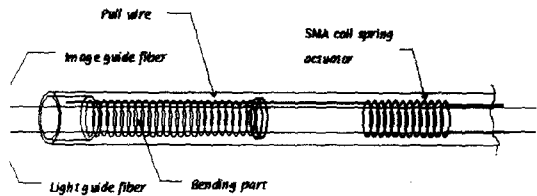


Fig. 11 Schematic diagram of bending actuator

Fig. 12는 제작된 내시경 시작품의 사진을 보여주고 있다.

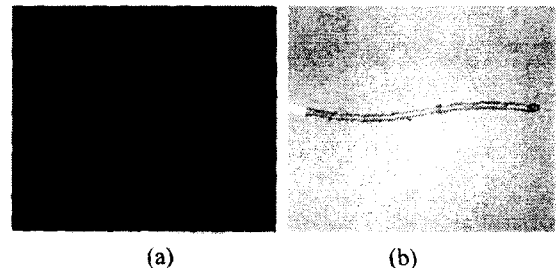


Fig. 12 Photo of prototype of micro catheter
(a) Full view, (b) Detailed view of tip

Fig. 12의 (b)에서 앞쪽 부분은 굽힘 작동부로서 탄성스프링을 장착하여 굽힘 작동 후 복원력을 갖도록 하였고, 뒤쪽 부분은 형상기억합금 구동부이다. 형상기억합금 구동부에서 굽힘 작동부에 연결된 가는 선을 당겨서 굽힘 작동을 하게 된다.

또한, 제작된 시작품의 작동 성능을 평가하기 위하여 모의혈관계를 제작하였다. Fig. 13은 제작된 모의혈관계의 사진을 보여주고 있다.

모의혈관계는 내경이 12 mm인 투명 튜브로 제작되었고, 소형 펌프로 순환시키고 Fig. 13의 왼쪽 윗부분 아래에 유량을 조절하는 밸브와 유량계를 설치하여 구성하였다.

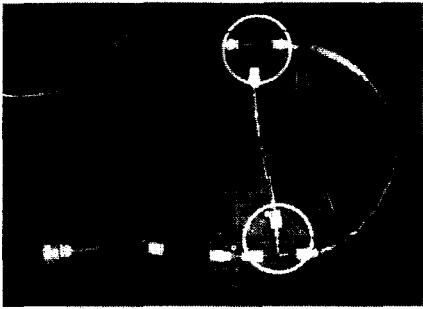


Fig. 13 Photo of prototype of vascular system

3.3 제어 성능 평가

3.2절에서 제작된 제어기를 이용하여 내시경 시작품의 제어 성능 평가를 수행하였다.

먼저 내시경 시작품의 굽힘 작동부와 형상기억합금 구동부가 포함된 선단부에 대한 제어 성능 평가를 수행하였다.

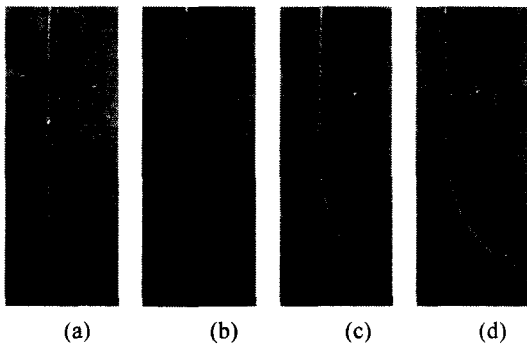


Fig. 14 Control performances (tip of micro catheter)
(a) 0A, (b) 0.26A, (c) 0.34A, (d) 0.58A

Fig. 14는 내시경 선단부의 제어 성능 평가를 수행한 결과를 나타내는 그림이다. 각각의 전류는 컴퓨터의 레버를 작동하여 인가한 초기 전류이다.

Table 1 Control performances (Tip of micro catheter)

굽힘각도(degree)	25	43.5	74	85
초기인가전류(A)	0.26	0.34	0.58	0.93
평형상태전류(A)	0.06-0.08	0.15-0.24	0.28-0.37	0.38-0.55

Table 1은 각각 초기 인가 전류에 대한 선단부의 굽힘각과 굽힘각을 유지하기 위한 전류 변화량이다.

제어기에 의해 제어된 내시경 선단부는 굽힘각을 그대로 유지하는 좋은 제어 성능을 가지고 작동하였다. 위의 Table 1의 결과로부터 특정한 굽힘각에 도달하기 위해서 초기에는 많은 전류의 양이 필요하지만 일단 그 굽힘각에 도달한 후 굽힘각을 유지하기 위한 전류는 초기 인가 전류보다 훨씬 작음을 알 수 있다. 또한, 초기 인가 전류가 크면 클수록 초기 인가 전류와 평형 상태 전류의 차이가 크음을 알 수 있다. 이는 한번에 많은 굽힘각을 얻기보다는 단계적인 굽힘이 유리함을 의미한다.

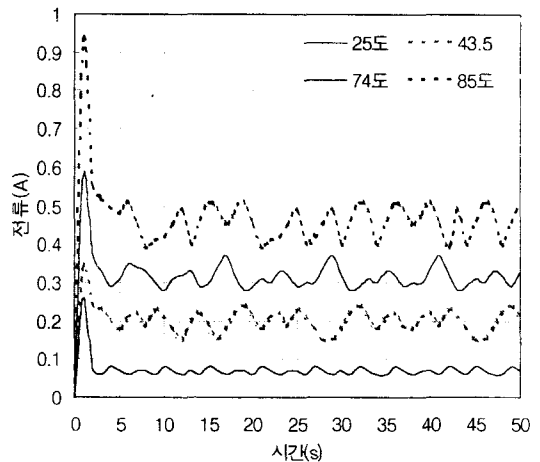


Fig. 15 Time response of SMA bending actuator

Fig. 15는 Table 1의 결과를 도식적으로 나타낸 그래프이다.

또한, 외부에서 약 16℃의 냉풍을 외란으로 가

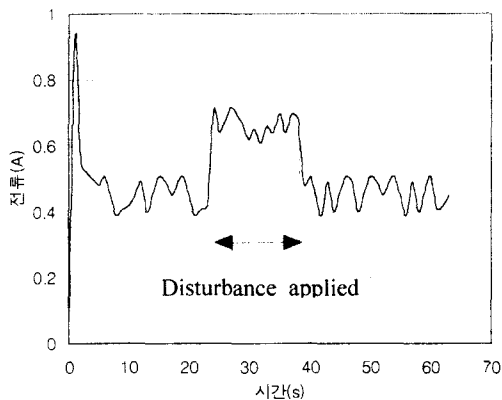


Fig. 16 Time response of SMA bending actuator
Disturbance applied(Disturbance-16°C cool air)

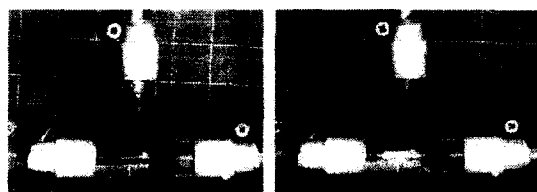
했을 때 제어기에서 더 많은 전류를 내보내어 굽힘각을 유지함으로써 외란에 대하여 상당한 강인성을 가지고 있음을 확인할 수 있었다. Fig. 16은 냉풍을 외란으로 가했을 때 굽힘각이 85° 인 경우의 형상기억합금의 굽힘 작동부에 가해지는 전류의 변화이다.

두 번째 실험은 제작한 초소형 작동형 내시경 시작품을 모의혈관계에 투입하여 분기점에서 내시경의 경로를 관찰함으로써 내시경의 구동 성능 평가를 수행하였다. 이 때, 모의혈관계에는 소형 펌프를 사용하여 실리콘 오일을 체온과 동일한 36.5°C로 가열한 후, 순환시킴으로써 인체의 혈관 내부 조건을 구현하였다. 대동맥의 유량이 약 6 l/min 임을 착안하여 소형 펌프에서 나오는 유량을 역시 6 l/min으로 유지하였다.

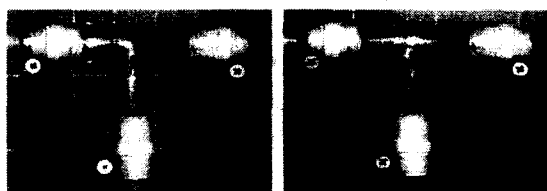
Fig. 13에서 표시된 분기점인 A부분과 B부분에서의 내시경의 성능을 평가한 사진이 Fig. 17에 나타나있다.

액체가 순환하는 모의혈관계 내의 내시경의 운동을 관찰한 결과 액체의 유동에 따라 내시경의 선단부가 상당한 저항을 받음을 확인할 수 있었다. 유속이 빠르면 빠를수록 분기점에서의 굽힘 성능이 좋지 않은 현상을 관찰할 수 있었다.

또한 액체의 온도가 형상기억합금의 온도보다 낮아서 형상기억합금 구동부의 기능이 공기 중보다는 저하됨을 확인할 수 있었다.



(a) Before actuation(partA) (b) After actuation(partA)



(c) Before actuation(partB) (d) After actuation(partB)

Fig. 17 Bending performance at branches

이러한 결과로 비추어볼 때 실제로 혈관 내부의 유량이나 환경 등을 외란 항으로 고려함으로써 수학적인 모델링을 수행하고 제어 알고리즘에 첨가하여 외란에 대해 강인성을 갖는 제어기 설계가 요구된다고 할 수 있다.

4. 결론

본 연구에서는 형상기억합금을 사용한 초소형 작동형 내시경의 제어 성능을 평가하기 위하여 먼저 형상기억합금의 물성치를 추출하기 위한 실험을 수행하여 제어기를 설계하기 위한 설계인자를 선정하고, 이를 바탕으로 형상기억합금의 온도를 되먹임하는 제어 알고리즘을 제안하였고 제안된 제어 알고리즘을 구현하는 제어기를 제작하였다.

또한, 초소형 작동형 내시경의 시작품과 모의혈관계를 설계, 제작하였고 제작된 제어기를 사용하여 내시경 시작품의 제어 성능을 평가하였다. 제어 성능 평가 실험에 있어서 내시경 선단부의 굽힘각을 85°까지 얻고 또한 외란에 대해서도 이 굽힘각을 유지함으로써 강인성을 갖는 제어 성능을 확인할 수 있었다.

모의혈관 내부에서의 내시경 시작품의 제어 성능 평가를 수행하여 인체 혈관계로의 적용성을 검토하였고, 실제적으로 발생하는 여러 가지 외란

조건에 대한 정보를 얻을 수 있었다.

참고문헌

1. L.C.Chang and T.A.Read: Trans AIME 189, p.47, 1951.
2. Y.Sato, K.Tanaka, S.Kobayashi, Pseudoelasticity and SME Associated with Stress-Induced Martensite Transformation: A Thermomechanical Approach, Trans. Japan Soc. Aero.Space Sci. Vol.28 No.81
3. L.C.Brinson, M.S.Huang, Simplification & Comparisons of SMA Constitutive Models. J. of intelligent Material System & Structures, Vol.7 pp 108-114, 1996.
4. D.Homma, Y.Miwa, N.Iguchi, Micro Robots and Micro Mechanisms Using SMA, Integrated Micro-Motion Systems-Micromachining Control & Application, 375-392, Elsevier Science Publisher B.V. 1990.
5. S.Hirose, K.Ikuta, M.Tsukamoto, 形象記憶合金 アクチュエータの開発(材料特性의 計測と 能動内示鏡の開発) JRSJ Vol.5 No.2
6. S.Maeka, K.Abe, K.Yamamoto, O.Tohyama, H.Ito, Active Endoscope with SMA Coil Springs, Proc. IEEE MEMS Workshop, 1996.
7. 박선호, 최신 전자회로 아이디어백과 2, 영진출판사, 1992.
8. R.A.Gayankawd, Op-Amps and Linear Integrated Circuits, 3rd Ed, Prentice-Hall International, 1993.