

Cantilever 형 내시경 작동기의 진동과 제어의 해석

Analysis and Control of Cantilever-Type Catheter Actuator

박 준 형(서울대 대학원), 김 종 현, 이 상 원(정밀기계설계공동연구소), 이 장 무(서울대 공대)
 J. H. Park(Grad. School, Seoul Nat'l Univ), J. H. Kim, S. W. Lee(IAMD), J. M. Lee(Seoul Nat'l Univ)

ABSTRACT

This paper demonstrates the feasibility of utilizing 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. Two different types of structures which realize the micro active catheter are proposed. Each 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 : SMA, Shape Memory Alloy(형상기억합금), actuator(작동기), micro active catheter(초소형 작동형 내시경), controller(제어기)

1. 서 론

최근에 의료 기술과 마이크로 머신 기술의 발달에 따라 초소형 작동형 내시경에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 내시경이 인체의 혈관 및 위장 등에서 이상 여부를 확인하고 이를 정밀하게 가시화 하고, 요구 정밀도로 이동 및 치료 등의 성능을 발휘하기 위해서는 내시경의 굽힘 작동부에 관한 연구가 수행되어야 한다.

초소형 작동형 내시경의 굽힘 작동부의 굽힘 기능을 구현하기 위하여 형상기억합금(Shape Memory Alloy)을 사용한다. 형상기억합금은 큰 동력 대 크기 비로 마이크로 머신의 액츄에이터로 널리 사용되고 있다. 이 형상기억합금은 형상기억효과(Shape Memory Effect)와 초탄성(Superelasticity) 성질을 가지고 있는데 본 연구에서는 형상기억효과를 이용하는 액츄에이터 와 제어기를 설계하고자 한다. 형상 기억 효과는 형상기억합금에 변형을 주면, 다시 가열되어 원래의 기억된 모양으로 되돌아 가기 전까지 그 변형된 모양을 유지하는 현상을 지칭한다.

본 연구에서는 형상기억합금의 구성 방정식에 대한 이론적 고찰과 수치 모의 실험을 수행하였으며, 다양한 환경을 갖는 형상기억합금의 물성치 실험을 수행하여 형상기억합금의 동적 거동을 규명하였으며 이를 바탕으로 하여 형상기억합금을 이용한 초소형 작동형 내시경의 굽힘 작동기를 구동하고 제어하는 제어기를 설계하였다. 또한, 초소형 작동형 내시경의 시제품을 제작하여 설계된 제어기의 제어 성능을 검증하였다.

2. 형상기억합금의 물성치 추출

2.1 형상기억합금의 구성방정식

형상기억합금의 응력-변형률 구성방정식과 상변화 방정식은 다음과 같다.

$$\sigma - \sigma_0 = E(\varepsilon - \varepsilon_0) + \Theta(T - T_0) + \Omega(\xi - \xi_0) \quad (1)$$

$$\begin{aligned} E(\xi) &= \xi E_M + (1 - \xi) E_A \\ \Omega(\xi) &= -\varepsilon_L E(\xi) \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \xi &= 1 - (1 - \xi_0) \exp(a_M(T_0 - T) + b_M(\sigma - \sigma_0)) \\ \xi &= \xi_0 \exp(a_A(T_0 - T) + b_A(\sigma - \sigma_0)) \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 E 는 형상기억합금의 영률, Θ 는 열팽창 계수를, Ω 는 상변화에 따른 변형텐서를 의미한다. 형상기억합금은 온도에 따라 마르텐사이트의 함유율과 오스테나이트의 함유율이 변화하므로 E 와 Ω 는 식 (2)와 같이 표현되어지며 구성방정식도 식 (1)과 같은 비선형을 지니게 된다. 이러한 상변화는 온도와 응력의 변화에 의해 나타나고 이를 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.

2.2 물성치 추출 실험

형상기억합금의 물성치 추출을 위하여 Fig.1과 같은 실험 장치를 구성하였다.

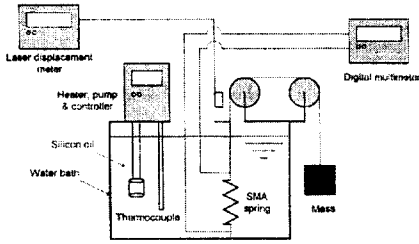


Fig.1 Schematic diagram of experimental setup

Fig.1에서 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 담긴 경우와 공기 중에서 전류를 흘렸을 때의 형상기억합금의 동적 거동에 대해서도 조사하였다.

Fig.2 와 Fig.3은 수조 내에 담긴 실리콘 오일을 가열기로 가열하여 주변 온도를 상승시키면서 형상기억합금의 변위와 저항의 변화를 보여주고 있다. 실리콘 오일의 온도가 55℃~65℃에서 형상기억합금의 변위와 저항이 급격하게 변화하고 있음을 확인할 수 있다. 변위는 급격하게 증가하고 저항은 급격하게 감소한다.

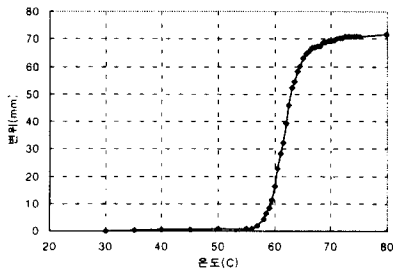


Fig.2 Response of SMA (Temp. vs Displacement)
Case1: Silicon Oil heated

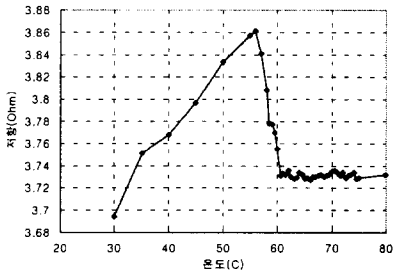


Fig.3 Response of SMA (Temp. vs Resistance)
Case1: Silicon Oil heated

실제로 초소형 작동형 내시경에서 형상기억합금을 사용한 굽힘 작동기는 전력 입력에 의해 구동되기 때문에 전력 입력에 대한 형상기억합금의 동적 거동은 굽힘 작동기 설계 시 중요한 설계인자가 된다. 또한, 초소형 작동형 내

시경이 작동하는 환경은 인체의 혈관 내부이다. 따라서, 인체의 혈액과 같은 온도-체온(36.5℃)와 비슷한 특성을 들면, 점도-을 갖는 환경에서 형상기억합금의 동적 거동을 관측하는 것이 요구된다.

Fig.4 와 Fig.5는 체온과 같은 온도로 가열된 실리콘 오일 속에서 형상기억합금에 전력을 가한 후 형상기억합금의 동적 거동을 보여주고 있다. 이 결과로부터 특정한 전력의 범위에서 변위는 갑자기 증가하고 저항은 감소하고 있음을 확인할 수 있다. 그러나, 변위와 저항이 주로 변화하는 전력의 범위가 다른 것을 확인할 수 있는데, 이는 전력과 저항과의 상호 관계를 통해 온도의 상승을 발생시키기 때문에 발생하는 현상으로 예측된다.

Fig.4를 Fig.2와 비교하면 변위의 변화량이 완만한 것으로 작용력이 줄어든 것을 알 수 있다. 실제로 실험을 수행할 때 형상기억합금에 가해지는 전력의 양이 많아질수록 형상기억합금의 온도는 상승하게 된다. Case1은 형상기억합금의 온도 상승이 형상기억합금의 변위의 증가에만 기여하게 되는데 이 경우는 형상기억합금의 온도 상승이 형상기억합금의 변위의 증가뿐만 아니라 실리콘 오일의 온도 상승에도 기여하기 때문에 급격한 변위의 증가가 발생하지 못하고 변위가 완만하게 늘어나게 된다. 따라서, 실제로 초소형 작동형 내시경을 제작할 때에는 형상기억합금의 구동부를 실링하는 것이 요구된다.

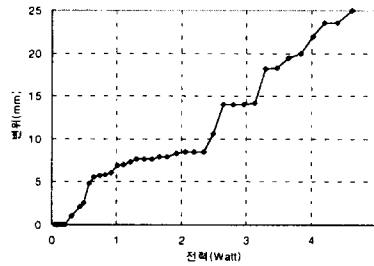


Fig.4 Response of SMA (Power vs Displacement)
Case2: Electrical input in the heated silicon oil

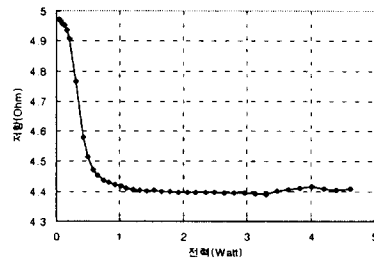


Fig.5 Response of SMA (Power vs Resistance)
Case2: Electrical input in the heated silicon oil

3. 초소형 작동형 내시경의 제어

3.1 초소형 작동형 내시경의 제작

인체 내에서 초소형 작동형 내시경이 작동하는 부분은 뇌의 경동맥으로 그 직경이 약 6mm 이다. 따라서, 내시경이 이 구간에서 작동하기 위해서는 그 외경이 적어도 6mm보다 작아야 한다. 더 나아가서는 직경이 더 작은 혈관에서 작동하도록 외경 2mm이하의 내시경 제작을 목표로 하고 있다. 본 연구에서는 4mm의 직경을 갖는 고무 튜브와 5mm의 내경을 갖는 형상기억합금 스프링을 사용하여 최대 외경 6mm의 초소형 작동형 내시경의 시작품을 제작하였다.

초소형 작동형 내시경은 굽힘 작동부와 형상기억합금 구동부의 2부분으로 나누어진다. 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.6 은 제작된 모의혈관계의 사진을 보여주고 있다.

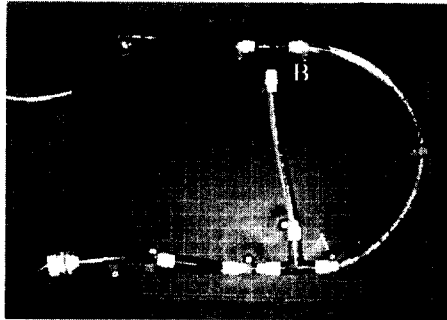


Fig.6 Photo of prototype of vascular system

모의혈관계는 내경이 12mm인 투명 튜브로 제작되었고, 소형 펌프로 순환시키고 Fig.6의 왼쪽 윗부분 아래에 유량을 조절하는 밸브와 유량계를 설치하여 구성하였다.

3.2 제어기 설계 및 구성

형상기억합금 구동부의 운동을 제어하기 위하여 형상기억합금의 온도를 되먹임하는 제어 알고리즘을 도입한다. 기준입력은 전기 입력으로 하고 되먹임 센서는 열전대를 사용한다.

Fig.7 는 제안된 제어 알고리즘의 블록선도를 보여준다. 제안된 제어 알고리즘을 바탕으로 하여 제어기를 제작한다. Fig.8은 제작된 제어기의 회로도이다.

Fig.8에서 형상기억합금의 온도를 센싱한 열전대로 들어온 전류는 콤퍼레이터에서 기준입력과 비교되어 이 열전대

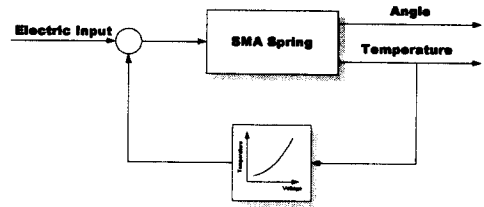


Fig.7 Block diagram of control algorithm

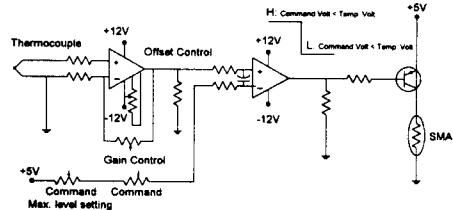


Fig.8 Circuit diagram of controller

의 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.

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.9는 내시경 선단부의 제어 성능 평가를 수행한 결과를 나타내는 그림이다. 각각의 전류는 콤퍼레이터의 레버를 작동하여 인가한 초기 전류이다. 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 کم을 알 수 있다. 이는 한번에 많은 굽힘각을 얻기 보다는 단계적인 굽힘이 유리함을 의미한다.

또한, 외부에서 약 16℃의 냉풍을 외란으로 가했을 때 제어기에서 더 많은 전류를 내보내어 굽힘각을 유지함으로써 외란에 대하여 상당한 강인성을 가지고 있음을 확인할 수 있었다.

두 번째 실험은 제작한 초소형 작동형 내시경 시작품을

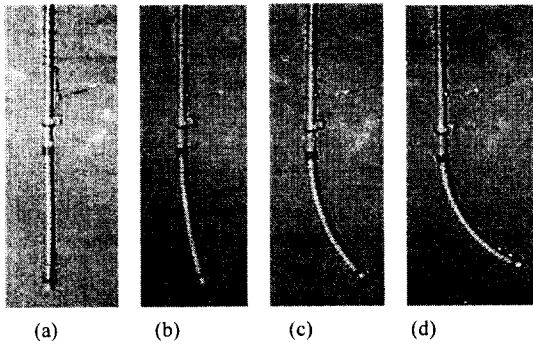


Fig.9 Control performances (tip of micro catheter)
 (a) 0.26A, (b) 0.34A, (c) 0.58A, (d) 0.93A

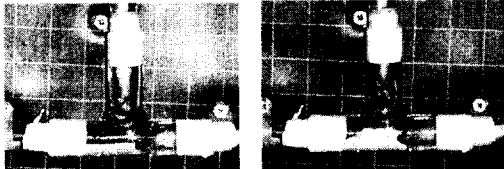
Table 1 Control performances (tip of micro catheter)

| 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 |

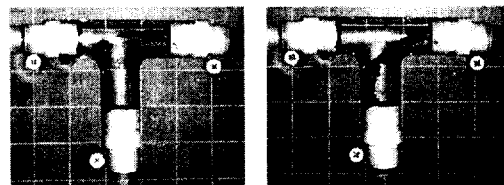
모의혈관계에 투입하여 분기점에서 내시경의 경로를 관찰함으로써 내시경의 구동 성능 평가를 수행하였다. 이 때, 모의혈관계에는 소형 펌프를 사용하여 실리콘 오일을 체온과 동일한 36.5℃로 가열한 후, 순환시킴으로써 인체의 혈관 내부 조건을 구현하였다. 대동맥의 유량이 약 6 l/min임을 착안하여 소형 펌프에서 나오는 유량을 역시 6 l/min으로 유지하였다.

Fig.6에서 표시된 분기점인 A부분과 B부분에서의 내시경의 성능을 평가한 사진이 Fig.10에 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 낮



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



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

Fig.10 Bending performance at branches

아서 형상기억합금 구동부의 기능이 공기증보다는 저하됨을 확인할 수 있었다.

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

4. 결 론

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. 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
2. L.C.Brinson, M.S.Huang, Simplification & Comparisons of SMA Constitutive Models, J. of Intelligent Material System & Structures, Vol.7 pp 108-114, 1996
3. 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
4. S.Maeka, K.Abe, K.Yamamoto, O.Tohyama, H.Ito, Active Endoscope with SMA Coil Springs, Proc. IEEE MEMS Workshop, 1996