2001년도 대한전기학회/대한전자공학회 시스템및제어분야 합동 추계학술대회 논문집 (2001.11.24)

지능형 내시경용 SMA 액츄에이터의 제어에 관한 연구

김민성*, 박두환*, 박현철*, 이준탁*
* 동아대학교 전기공학과

A Study on the Control of SMA Actuator for Smart Catheter

Min-Sung Kim*, Doo-Hwan Park*, Hyun-Chol Park*, Joon-Tark Lee*
* Dept.of Electrical Engineering, Dong-A University

Abstract - A SMA actuator fabricated in this paper generates the large force and it's structure is very simple. The SMA actuator was fabricated by small size with diameter of 4mm and length of 38mm and also it's actuations toward all the directions can be acquired because of three SMA springs which was fabricated with diameter of 1.2mm and 30 turns. We showed into applicability to smart catheter by analyzing accurately the dynamic characteristics such as heading angle, bending angle, force, displacement. For verifying control capacity of the fuzzy controller, we compared Fuzzy controller with PID controller by simulation.

1. 서 론

최근 전 세계적으로 초소형 정밀 기계 기술에 관한 연구 및 개발이 활발하게 이루어지면서 형상기억합금(Shape Memory Alloy: SMA)을 이용한 소형 액츄에이터에 관한 관심이 증대되고 있다.[1-3] 국내에서도 형상기억합금 액츄에이터를 이용한 내시경 개발에 관심을 보이고 있다. 그 이유는 형상기억합금을 이용한 구동 방식이 다른 구동 방식보다 높은 에너지(파워) 대 체적 비율을 가지고, 전기 저항에 의한 가열 방식으로 동작하므로 간단한 구조 및 소형의 액츄에이터에 적합한 재료이기 때문이다. 그리고, 형상기억합금의 온도의 변화에 따라 그 형상이 변하고 힘이 발생하는 원리를 이용해서 소형 로봇의 액츄에이터, 내시경의 액츄에이터 등 여러 분야에 응용될 수 있다.[4-7]

특히 내시경은 의료분야 및 토목분야 등에서 인체 내의 질병의 진단 및 치유, 탐사의 수단으로 이용되고 있는 미소한 전자기계 장치로서 의료분야에서 내시경이 인체의 혈관 및 위장 등에서 이상 여부를 확인하고 이를 정밀하게 가시화하고, 요구하는 정밀도로 이동 및 치료 등의 성능을 발휘하기 위해서는 굽힘 작동부에 관한 연구가 수행되어야 한다. 이러한 굽힘 작동부의 정확한 굽힘 기능을 구현하기 위해서 본 논문에서는 SMA 스프링을 이용하여 액츄에이터를 제작하였다. 이 SMA 액츄에이터가 정확한 각도로 제어되지 않을 경우에는 환자에게 통증 및 인체에 손상을 줄 수 있다. 그러고, 목표하는 부위를 정확하게 탐사를 할 수 없다. 그러므로, 본 논문에서 제작된 SMA액츄에이터는 모든 방향으로 동작이 가능하도록 설계·제작하였고, heading 각은 0 °,120 °, 360 °의 3개의 방향으로 하고, 정확한 benging 각 제어를 위해서 퍼지 제어기를 이용하여 제어하였다. 본 논문에서 제작된 SMA액츄에이터의 성능을 검증하기 위하여 실험을 통하여 동특성을 분석하였고, 설계된 제어기의 성능을 검증하기 위하여 시뮬레이션을 통하여 PID 제어기 및 퍼지제어기의 성능을 비교하였으며, 시뮬레이션을 바탕으로 실제 실험을 통해 PID제어기 및 퍼지제어기의 성능을 비교·분석하여 제어 성능을 검증하였다.

2. 형상기억합금의 특성

2.1 형상기억효과(Shape Memory Effect)

형상기억효과는 고온의 성형온도에서 원하는 형상을 기억시키면, 낮은 온도에서는 강성이 약해서 변형이 자유롭지만, 상변화 온도를 지나면서, 강성이 약한 구조인 마르텐사이트에서 강성이 강한 구조인 오스테나이트로 상변화 하여 큰 회복력과 함께 기억된 형상으로 복원되는 현상을 일컫는다.

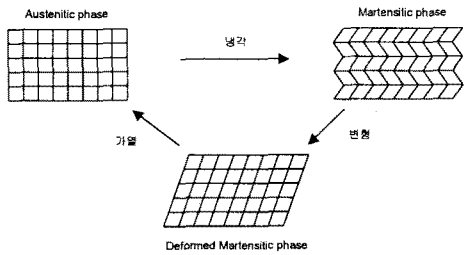

그림 1. 형상기억효과의 메카니즘

2.2 SMA의 구조모델

다차원 구조 관계에 근거하여 일차원 응력과 변형률 관계는 다음과 같이 표현 될 수 있다.

$$\tau - \tau_0 = G(\gamma - \gamma_0) + \frac{\Omega}{\sqrt{3}}(\zeta - \zeta_0) + \frac{\theta}{\sqrt{3}}(T - T_0) \quad (1)$$

여기서 G는 전단변형계수이고, Ω는 상전달 텐서($-D_{\varepsilon_L}$로부터 계산되어 진다. 여기서, D는 탄성계수이다.), ε_L은 최대 회복변형률이고, Θ는 SMA의 열팽창계수이다. T는 온도이고, ζ는 마르텐사이트 상변환 비율이다. 이 파라미터들은 마르텐사이트 전체 부피 대 SMA의 전체 부피의 비로 정의되어진다.

Liang(1990)은 상전달 과정을 묘사하기 위해 두가지 경험적 관계를 제안했다. 여기에 코사인 모델이 사용되어 졌다. 마르텐사이트 변환에서 마르텐사이트 함유율은 다음과 같이 주어진다.

$$\zeta = \frac{1}{2}[\cos(a_M(T - M_f) + b_M\overline{\sigma_{eq}}) + 1] \quad (2)$$

역변환(마르텐사이에서 오스테나이트로)에 대해서 코

사인 모델에 따라 마르텐사이트 함유율은 다음과 같다.

$$\zeta = \frac{1}{2}[\cos(a_A(T - A_s) + b_A\overline{\sigma_{eq}}) + 1] \qquad (3)$$

여기서 a_M과 a_A는 온도와 관련된 물질상수로 변화 온도로 유도 되어지고 b_M과 b_A는 온도와 응력변화가 선형이라고 가정함으로써 계산되어진다.

3. SMA 액츄에이터의 설계 및 제작

3.1 SMA 스프링의 설계 및 제작

선형 탄성 나선형 스프링의 편향은 길이의 그림 2에 보여진 반경 r의 와이어 변위 dx를 고려함으로써 유도되어질 수 있다. 와이어의 스프링 축에 평형인 표면 선 ab를 고려하면, 변형 후에 각 γ에 따라 회전되고, 새로운 위치 ac를 발생시킨다.

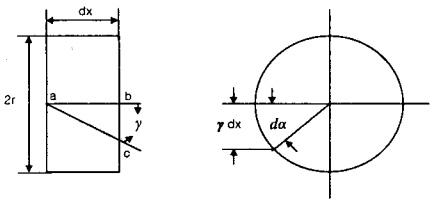

그림 2. SMA 스프링의 설계

전체 변위는 다음과 같다.

$$y = aR = \frac{4FR^3N}{r^4G} \qquad (4)$$

여기서, F는 외력, R은 스프링 반경, r은 스프링 와이어의 반경이고, N은 코일의 총수을 의미한다. 형상기억합금의 탄성계수는 온도에 따라 달라진다. 계수와 온도는 일반적으로 다음과 같은 관계를 가진다.

$$D = D_A + (D_M - D_A)\zeta \qquad (5)$$

여기서, D, D_A과 D_M은 각각오스테나이트상과 마르텐사이트상의 Young의 계수이다.여기서 전단 변형 계수는 다음과 같이 주어진다.

$$G = \frac{D}{2(1+\mu)} \qquad (6)$$

여기서 μ는 Poisson의 비이고 대부분의 SMA는 탄성비가 약 0.3이다.

본 논문에서 제작된 SMA 스프링은 소선경 0.15mm, Ni-Ti alloy 50.22%, A_f 70 °C인 wire형태의 합금을 550 °C에서 스프링 형태로 10분간 열처리하였다. 제작된 SMA 스프링은 내경 0.9mm, 외경 1.2mm, 턴수 30회로 제작되었고, 이 SMA 스프링에 대한 성능평가는 변위 및 발생력을 측정하여 알아 보았다. 그림 3은 단일 SMA 스프링에 대하여 입력전압 DC 10V, 입력전류 DC 20mA, 40mA, 60mA, 80mA, 100mA, 200mA, 300mA, 400mA를 각각 10초간 인가하였다가 20초간 냉각시킨 후 측정된 발생력의 파형이다.

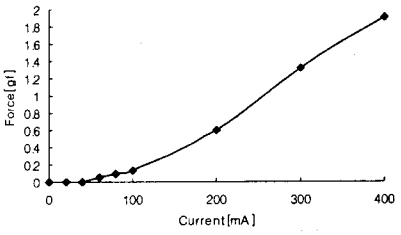

그림 3. SMA 스프링의 발생력 측정

전류가 60mA일 때 힘이 발생하기 시작하고, 100mA부터 선형에 가깝게 증가하여 400mA이상의 전류에서는 스프링이 과열되기 시작하여 열화되기 시작했다. 그러므로, 400mA이하 부근이 최적의 구동전류 영역임을 알 수 있다.

3.2 SMA 스프링의 설계 및 제작

그림 4는 SMA 액츄에이터의 구조를 보여준다.

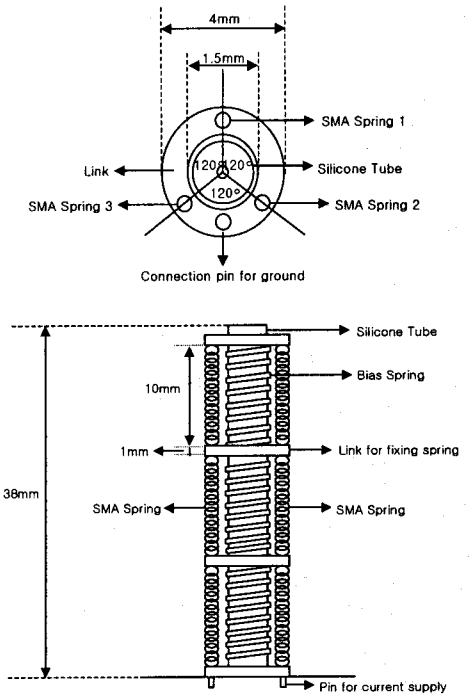

그림 4. 액츄에이터의 구조

이 SMA 액츄에이터는 4개의 링크와 3개의 SMA 스프링, 1개의 실리콘 튜브, 1개의 bias 스프링으로 구성된다. SMA 스프링은 소선경 0.1mm의 Ni-Ti합금을 550 ° C 에서 10분간 열처리하여 외경 1mm로 제작되었다. 이 SMA 스프링을 120 °간격으로 배치하여 링크에 고정시킨다. 가운데의 2개의 링크는 액츄에이터 동작시 스프링의 치우침을 방지하기 위하여 삽입하였다. 이 링크는 PBT 재질로 만들어 졌다. 그리고, 액츄에이터의 내부채널 확보와 동시에 지지대 역할을 하는 내부 튜브는 내경 1.0mm, 외경 1.5mm의 실리콘 튜브를 사용하였다. 실리콘 튜브는 인체 적합성과 탄성이 좋아 액츄에이터의 지지대 역할을 수행할 수 있다. 그러나 굽힘 각도가 커지면 좌굴이 발생하여 내부채널이 무너질 우려가 있다. 그래서 실리콘 튜브 위에 bias 스프링을 씌웠다. 이 스프링은 액츄에이터 동작 후에 전류를 제거 하였을

때 원래의 위치로 다시 엑츄에이터를 복원시키는 역할을 한다. 본 논문에서 실험용으로 제작한 SMA 엑츄에이터는 전체 외경 4mm, 길이 38mm로 제작되었다.

SMA 엑츄에이터의 동작원리는 3개의 SMA 스프링에 전류가 인가되면, SMA 스프링은 고온의 기억된 모양으로 수축된다. SMA 스프링에 각각 다른 전류를 인가함으로써 각기 다른 수축이 발생한다. 그러므로, 원하는 각도로 SMA 엑츄에이터를 동작시킬 수 있게 된다. 그리고, 전류를 끊으면, Bias 스프링에 의해 저온의 길이로 복원된다. 원하는 각도로 동작하기 위해서는 실제로는 두 개의 스프링에만 전류를 인가하면, 360 °의 모든 방향으로 동작이 가능하다.

3.3 SMA 엑츄에이터의 수학적 모델링

SMA 엑츄에이터는 3차원 구조를 가지고 비선형적인 특성으로 형태는 간단하지만, 수학적으로 해석하기가 매우 까다롭다. 그래서 본 논문에서는 여러 가지 방법을 모색하여 실험에 의한 식과 가정된 식을 이용하여 수학적으로 모델링하였다.

먼저 실험을 통하여 공급 스프링 하나에 대한 공급전류와 발생력에 관한 관계를 도출하였다.

전류 공급시 엑츄에이터의 동적 거동은 다음과 같은 1차 선형 모델로 근사화 할 수 있다.

$$\tau_h \frac{dF(t)}{dt} + F(t) = KI(t) \qquad (7)$$

여기서, τ_h는 엑츄에이터 동작시 시상수를 나타내고, K는 입력 전류 $I(t)$의 영향계수이다. τ_h와 K는 응답곡선의 접점에서의 접선의 기울기를 구하면, $R=\frac{K}{\tau}$로 구해낼 수 있다. SMA 엑츄에이터가 동작하여 중심이 A점으로 이동하였을 경우, 다음 그림 5와 같이 생각할 수 있다.

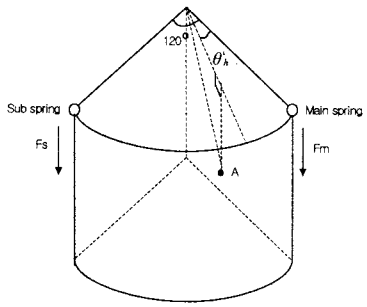

그림 5. SMA 엑츄에이터의 heading 모멘트

엑츄에이터가 원하는 각도로 동작하는데는 두 개의 스프링의 동작에 의해서 가능해 진다. 여기서, 하나는 주 스프링이라 하고, 다른 하나는 보조스프링이라 한다. SMA 스프링 1의 위치를 0 °라 하면, 시계방향으로 이동한 각도를 heading 각, θ_h 라 한다. 여기서 주 스프링에서 이동한 각도를 θ_h'라 한다. 그리고, 주 스프링의 발생력을 F_m이라 하고, 보조 스프링에 발생하는 힘은 F_s라 하면, 다음과 같은 식이 성립한다.

$$\frac{\theta_h'}{\frac{2}{3}\pi - \theta_h'} = \frac{F_s}{F_m} \qquad (8)$$

그림 6과 같이 엑츄에이터의 중심점을 기준으로 A까지 이동한 각을 bending 각 θ_b라 한다. 그리고, 이동한 거리를 x, 중심점에서 기준점까지의 거리를 l이라 하면, 다음의 식을 만족한다.

$$\theta_b l = \frac{2R^3N}{r^4G}(F_m + F_s) \qquad (9)$$

그러므로, SMA 엑츄에이터의 관계식은 다음과 같이 정의 될 수 있다.

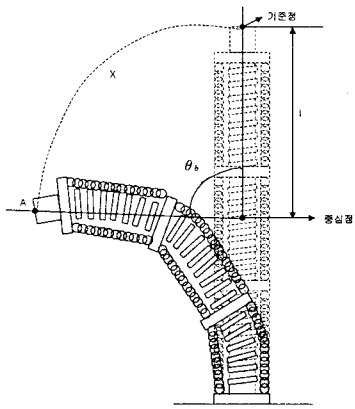

그림 6. SMA 엑츄에이터의 bending 모멘트

$$\frac{\tau_h k}{K}\left(\frac{2}{3}\pi - \theta_h'(t)\right)\frac{d\theta_b(t)}{dt} - \frac{\tau_h k}{K}\theta_b(t)\frac{d\theta_h'(t)}{dt} + \frac{k}{K}\frac{2}{3}\pi\theta_b(t) - \frac{k}{K}\theta_b(t)\theta_h'(t) = I_m(t) \qquad (10)$$

$$\frac{\tau_h k}{K}\frac{d\theta_b(t)}{dt}\theta_h'(t) + \frac{\tau_h k}{K}\theta_b(t)\frac{d\theta_h'(t)}{dt} + \frac{k}{K}\theta_b(t)\theta_h'(t) = I_s(t) \qquad (11)$$

여기서, I_m은 주 스프링에 인가되는 전류이고, I_s는 보조 스프링에 인가되는 전류이다.

4. 시뮬레이션 결과 및 고찰

그림 7은 엑츄에이터의 bending 각도를 제어하기 위한 퍼지 제어기의 구성도이다.

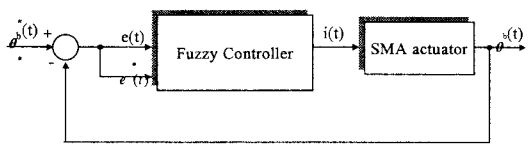

그림 7. 퍼지 제어 시스템

본 논문에서의 시뮬레이션은 PID 제어기를 부가한 응답, 퍼지 제어기의 응답, 이 두가지 경우에 대해 상호 비교하는 것으로 시뮬레이션 하였다.

시뮬레이션은 heading 각이 0 °일 때, PID 제어기와 Fuzzy 제어기를 사용하여 bening 각을 측정하여 비교 하였다.

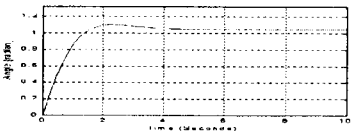

그림 8. PID제어기의 시뮬레이션 결과 ($\theta_b = 60$ °)

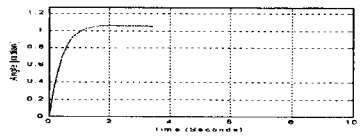

그림 9. Fuzzy제어기의 시뮬레이션 결과 ($\theta_b = 60$ °)

이상의 시뮬레이션에서 퍼지 제어기와 PID 제어기의 시뮬레이션을 비교한 결과 퍼지 제어기의 경우가 안정적인 제어 결과를 나타냈다.

5. 실험 결과 및 고찰

다음의 그림 10은 θ_b를 무시하고 측정하였다.

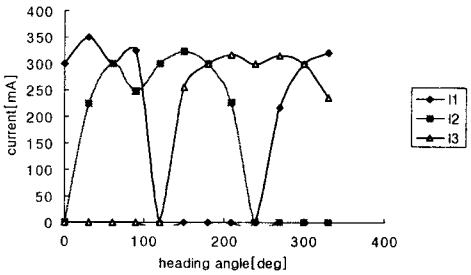

그림 10. heading 각에 따른 전류곡선

그림 10은 원하는 각도 θ_h에 도달하기 위한 I_1, I_2, I_3의 전류의 변화를 보인 그림이다. DC 10V의 전압에 각각의 입력전류를 10초간 주고 20초간 냉각시켰다. 전류를 인가한 후 약 5초후에 변위가 발생했다. 200mA이상에서야 heading각의 변화가 확연하게 드러남을 알 수 있다.

다음의 그림 11은 0 °위치에서의 I_1의 변화에 따른 θ_b의 변화에 대한 그림이다. I_2, I_3에는 전류를 인가하지 않고, I_1에 100mA, 200mA, 300mA, 350mA를 각각 10초간 인가하고, 20초간 냉각한 후 bending 각을 측정하였다. 본 논문에서 제작한 SMA 액츄에이터의 heading각의 제어를 위한 전류는 100mA에서 350mA까지 인가하였다.

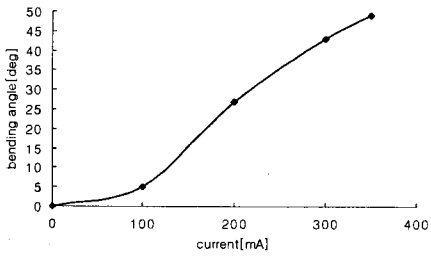

그림 11. I_1의 변화에 따른 θ_b의 변화곡선

단일 SMA 스프링에서의 최적 구동전류인 400 mA까지 인가하지 않은 이유는 제작된 액츄에이터의 동작특성상 350mA이후에서는 거의 변형이 완료되었기 때문이다. 실험 결과에서 본 액츄에이터의 동작은 100mA에서 300mA까지 거의 선형적으로 변위가 변함을 알 수 있다. 그러므로, 100mA에서 300m까지를 2개 구간으로 선형화 가능하므로 이 구간에서 제어 전류로 사용가능하다.

6. 결 론

본 논문에서는 체적당 큰 발생력을 가지고, 구조가 간단하며, 모든 방향으로 동작이 가능한 지능형 내시경용 액츄에이터를 제안하였고, 실제 제작하였다. 그리고, 제작된 SMA 액츄에이터의 동특성을 실험하여 실제 지능형 내시경용 초소형 액츄에이터로서의 가능성을 보였다. 그러나 실제 내시경용 액츄에이터로서의 사용을 위해서는 구동시간 및 냉각시에 저온의 형상으로 완전히 복귀하는 시간을 더 단축시킬 필요가 있으므로 이에 대한 연구가 요청된다. 본 논문에서 제작한 액츄에이터는 실제 내시경용 액츄에이터보다 크게 제작되었다. 이는 제안하는 구조 및 동작 특성의 타당성을 검증하기 위한 것으로서, 실제 내시경용으로 제작할 경우 2mm이하의 외경으로 제작되어야 하므로, 이에 대한 연구가 진행중이다.

본 논문에서 제작된 SMA 액츄에이터에 대해 수학적 모델링을 통해, heading 각은 0 °,120 °, 360 °의 3개의 방향으로 하고, 정확한 benging 각 제어를 위해서 퍼지 제어기 및 PID제어기를 이용하여 시뮬레이션을 행하였다. 시뮬레이션 결과는 퍼지 제어기가 더 우수한 성능을 보였다. 퍼지 제어기는 이러한 외부 외란이 인가되는 불확실한 환경 속에서도 강인성을 지니며 비선형성이 강하고 수학적 모델링이 복잡한 플랜트에 대해 우수한 성능을 발휘함을 검증할 수 있었다.

[참 고 문 헌]

[1] Katsutoshi Kuribayashi, "Micro SMA Actuator and Motion Control," IEEE Micromechatronics and Human Science, 2000, pp.35-42

[2] Ki-Tae Park and Masayoshi Esashi, "A Multilink Active Catheter with Polyimide-Based Integrated CMOS Interface Circuits" Journal of Microelectromechanical System, vol. 8 , NO.4, December, 1999, pp. 349 -357

[3] Y.Haga, Y.Tanahashi, M.Esashi, "Small Dimeter Active Catheter Using Shape Memory Alloy" IEEE , pp. 419-424, 1999.

[4] Mihalcz, I., E.I.Zudor, V.Csibi and P.Baranyi, "A Biomechanic Robot Hand Using SMA", Tenth World Con. on Theory of Mach. and Mechanisms, Oulu, Findland, June 1999, pp.1835-1840

[5] G-B Lim, K-T Park, M.Sugihara, K. Minami, and M.Esashi, "Future of active catheter",Sensors and Actuators, Vol. A 56, pp.113-121, 1996

[6] G-B Lim, K-T Park, M.Sugihara, K. Minami, and M.Esashi, "Future of active catheter",Sensors and Actuators, Vol. A 56, pp.113-121, 1996

[7] H-L Chau and K.D.Wise, "An ultraminiature solid state pressure sensor for a cardiovascular catheter", IEEE Trans. Electron DEVICES, ed-35, pp.2355-2361, 1988