

형상기억합금을 이용한 능동내시경 작동기의 시뮬레이션

권대규*(전북대, 국책사업단), 윤여흥(전북대원), 유기호, 이성철(전북대, 공업기술연구소)

Simulation of an Active Catheter Actuator Using Shape Memory Alloy

Tae-Kyu Kwon(NATHEC, research assistant), Yeo-Hung Yun(Graduate School, Chonbuk Univ),
Kee-Ho Yu, and Seong-Cheol Lee(Chonbuk Univ, RIIT)

ABSTRACT

This paper presents a simulation study on the description of the motion and the control of an active catheter actuator with multi-link structure actuated by Shape Memory Alloy(SMA). The model of an active catheter adopted in this paper has 3 links, and the individual links are composed of 3 micro coils of SMA for the omni-directional motion. In order to analyze the motions of multi-link structure, 3-dimensional kinematics description is presented. Also, the motion control of the end point of an active catheter using simple Neural Network is shown based on GUI(Graphic User Interface) system.

Key Words : Active catheter(능동 내시경) Shape memory alloy(SMA; 형상기억합금), Description of motion (운동의 기술), Motion control(운동제어).

1. 서 론

최근에 의료 기술과 MEMS(micro-electro- mechanical system) 기술의 발달에 따라 초소형 능동 내시경에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다⁽¹⁾. 특히, 의료분야에서 내시경 선단부의 자세를 자유롭게 제어하고 혈관 등의 목적 부분에 정확하게 도달하는 작동기 개발 및 내시경의 소형화가 요구되어지고 있다. 이러한 내시경이 효과적인 기능을 발휘하기 위해서는 내시경의 급힘 작동부에 관한 연구가 수행되어야 한다. 최근 형상기억합금은 작은 전류 입력으로 큰 출력을 얻을 수 있기 때문에, 이러한 마이크로 머신의 작동기로 널리 사용되고 있다^(2,3). 한편, 내시경의 조작뿐만 아니라 작동기의 메커니즘에 대한 연구도 이루어지고 있다^(4,5).

본 연구에서는 Lim⁽⁶⁾의 논문의 형상기억합금을 이용하여 제작된 능동내시경을 모델로 하여 3 링크 내시경의 운동을 기술하는 한편, 신경회로망을 이용한 제어기를 구동하여 계단입력에 대한 내시경의 응답특성과 3 링크 능동내시경의 경로 계획을 시뮬레이션을 통하여 확인하였다.

2. 형상기억 합금의 효과

형상기억합금은 형상기억 효과와 초탄성 효과로 대표될 수 있다. 형상기억 효과는 온도와 응력에 의해 잔류변형이 존재하기 이전의 상태로 되돌아 가려는 성질을 말한다. 이러한 점을 이용하여, 본 논문에서는 코일형 형상기억합금을 의료용 카테테의 액츄에이터로 모델링에 적용하였다. 이 형상기억효과는 마르텐사이트에서 오스테나이트로의 상변화 과정에서 일어나는데, 상 변화에 영향을 미치는 인자로는 온도, 응력, 변형률 등이 있다. Fig. 1은 형상기억 효과가 발생할 때, 형상기억합금 코일에 전류를 인가해서 온도-발생력-변위의 특성을 구하는 개략도로서, 형상기억합금 스프링에 전류를 인가하여 상변화 시에 그 힘과 변위를 측정하는 개략도이다.

이러한 형상기억합금의 신축을 액츄에이터로서 이용하면 비교적 가볍고 소형화된 액츄에이터가 되고, 발생력 대 중량비, 발생력 대 체적비가 크게되며, 그에 따른 변위량도 크다. 그리고, 통전가열로부터 구동 가능한 부분까지 종래의 액츄에이터에 없는 우수한 성질을 발휘할 수 있다⁽⁶⁾.

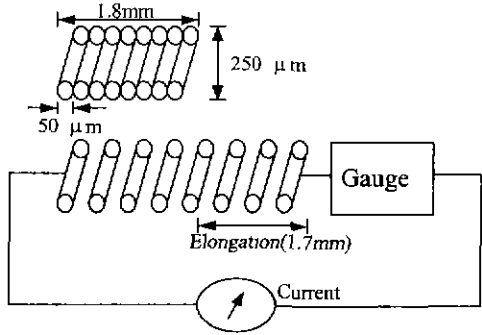


Fig. 1 Configuration of characteristics analysis of SMA coils

또한, 형상기억효과가 발생할 때, 응력과 온도가 변형률에 대하여 각각 히스테리시스를 가지게 된다. 즉, 형상기억효과를 사용하여 구동할 경우, 이 히스테리시스의 영향을 받게 되므로 작동기 제작이나 제어기 설계 시 이를 고려해야 한다.

3. 능동 내시경의 모델 및 운동의 기술

시뮬레이션 연구에 사용된 능동 내시경은 3개의 링크로 구성되며, 각 부분을 움직이기 위해서 관절로 연결되어 있다. 각 관절에는 SMA 액츄에이터가 사용되고, 필요한 관절을 자유로운 방향으로 움직일 수 있다. 마이크로 매니플레이터(manipulator)의 3차원 공간상의 운동은 컴퓨터를 이용해서 인간이 직접 눈으로 보면서 다수의 조인트를 움직일 수 있어야 한다. 한편, 본 논문에서는 능동 내시경의 3차원 컴퓨터 그래픽을 이용해서 기본적인 다 링크 마이크로 매니플레이터의 운동학을 고찰하였다.

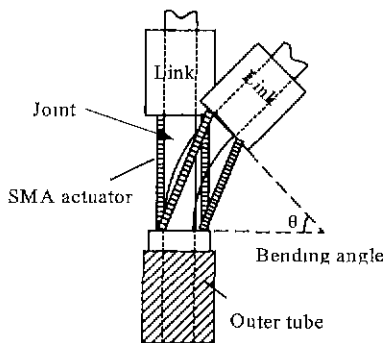


Fig. 2 Bending shape of a unit link applied by a current to the SMA coil

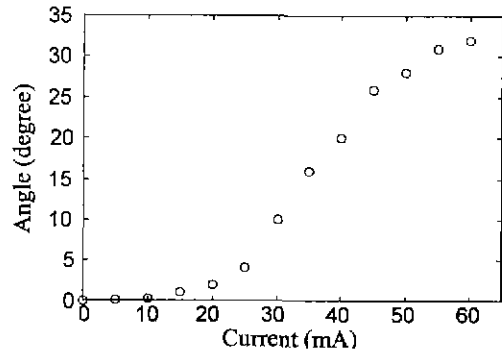


Fig. 3 Experimental result of a bending angle applied by a current to SMA coils^[3]

Fig 2는 3개의 형상기억합금으로 구성된 단위 링크에 전류를 인가했을 경우 굽힘 모습을 보여주고 있다. 능동 내시경 한 개의 관절 부분의 회전을 측정하기 위해서 전류를 인가하면서 굽힘 각도를 측정하였으며, 결과는 Fig 3과 같다^[3]. 이 결과 값의 근사식을 얻어 시뮬레이션의 기본 데이터로 활용하였다.

3 차원 운동을 해석하기 위해서 좌표 변환을 수행했으며 능동 내시경의 관절의 좌표계는 Fig. 4와 같다.

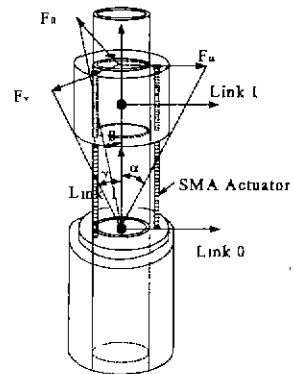


Fig. 4 Active catheter model and a coordinate system of a link(definition of angle α, β, γ)

Fig. 4에서 보여지는 것과 같이 3개의 액츄에이터 각각에 전류를 인가하여 중심으로부터 각각의 액츄에이터에 의한 굽힘 접선력의 변화를 $F_\alpha, F_\beta, F_\gamma$, 굽힘 각도 변화를 α, β, γ 로 정의하였다. 매니플레이터의 경우처럼 어떤 계 Link 1에 관하여 벡터 값을 알고 있는 경우, 다른 계 Link 0에 관한 벡터의 값을 알고자 하는 경우의 맵핑의 일반적인 경우가 된다.

이를 바탕으로 하여 다음의 운동좌표표를 고찰하였

다. y 축을 기준(0)에 관하여 α_1 회전(회전변환 행렬 0_1R)하고, 회전각도 β_1 을 직교좌표 변환량 β_{11} 만큼 y 축으로 회전(${}^0_{11}R$), β_{12} 만큼 x 축으로 회전(${}^0_{12}R$), γ_1 을 직교좌표 변환한 γ_{11} 만큼 y 축으로 회전(${}^0_{13}R$), γ_{12} 만큼 x 축으로 회전(${}^0_{14}R$)하면, 각 액츄에이터에 인가된 전류에 의하여 회전변환 좌표가 얻어진다. 따라서, 관절 1의 관절 0에 기준한 회전변환에 따른 전달함수는 다음과 같이 표현되어진다.

$${}^0_1R = {}^0_1R \cdot {}^0_{11}R \cdot {}^0_{12}R \cdot {}^0_{13}R \cdot {}^0_{14}R \cdot {}^0_{15}R \quad (1)$$

또한, ${}^{11}P$ 는 0P 과 ${}^{11}P_0$ 만큼의 전위된 벡터만큼의 차이가 있으므로 최종적으로 ${}^{11}P$ 은 식 (2)와 같이 된다.

$${}^{11}P = {}^0_1R {}^0P + {}^{11}P_0 \quad (2)$$

여기서, 0P 는 원점(관절 0)의 위치벡터, ${}^{11}P$ 는 관절 1 하단의 위치벡터, ${}^{11}P_0$ 는 첫 번째 링크의 길이(=5.5mm)에 따른 전위 변환행렬, 0_1R 는 원점을 기준으로 한 링크의 뒤틀림 각 α_1 , β_1 , γ_1 각 만큼의 회전변환 행렬이다.

능동 내시경의 관절에서의 변환을 살펴보면 Fig. 4에 보여진 것처럼 관절의 회전변환과 관절의 길이 3 mm만큼의 전위 행렬로 변환되며 식 (3)과 같이 관절 1의 끝단에서의 위치벡터 ${}^{12}P$ 가 얻어진다.

$${}^{12}P = {}^0_1R {}^{11}P + {}^{12}P_{11} \quad (3)$$

여기서, ${}^{12}P$ 는 관절 1 상단의 위치벡터, ${}^{12}P_{11}$ 는 관절의 길이(=3.0mm)에 따른 전위변환 행렬, 0_1R 는 링크 1의 뒤틀림 각 α_1 , β_1 , γ_1 각 만큼의 회전변환행렬이다.

관절 2의 좌변변환은 앞에 설명한 위치벡터 변환을 적용하여 얻어진다. y 축을 α_2 회전하고, 회전각도 β_2 를 직교좌표 변환한 β_{21} , β_{22} 를 각각 y 축과 x 축으로 회전하고, γ_2 를 직교좌표 변환한 γ_{21} , γ_{22} 를 각각 y 축과 x 축으로 회전하면, 각 액츄에이터에 인가된 전류에 의하여 회전변환 좌표가 얻어진다.

$${}^2_1R = {}^2_1R \cdot {}^2_{21}R \cdot {}^2_{22}R \cdot {}^2_{23}R \cdot {}^2_{24}R \cdot {}^2_{25}R \quad (4)$$

$${}^{21}P = {}^2_1R \cdot {}^{12}P + {}^{21}P_{12} \quad (5)$$

$${}^{22}P = {}^2_1R \cdot {}^{21}P + {}^{22}P_{21} \quad (6)$$

관절 3도 위 식의 좌표변환과 같은 변환으로 구하면 다음과 같다.

$${}^3_2R = {}^3_2R \cdot {}^3_{31}R \cdot {}^3_{32}R \cdot {}^3_{33}R \cdot {}^3_{34}R \cdot {}^3_{35}R \quad (7)$$

$${}^{31}P = {}^3_2R \cdot {}^{22}P + {}^{31}P_{22} \quad (8)$$

$${}^{32}P = {}^3_2R \cdot {}^{31}P + {}^{32}P_{31} \quad (9)$$

이것으로부터, 관절 1에서 관절 3까지의 좌표 변환행렬은 \sum_1 로부터 \sum_3 까지의 동차 좌표변환 행렬을 ${}^i_{i-1}T$ 로써 표현되어지고, 3_0T 는 다음과 같이 표현되어진다.

$${}^3_0T = {}^1_0T \cdot {}^2_1T \cdot {}^3_2T \quad (10)$$

위 변환 공식에 의해서 형상기억합금 액츄에이터를 이용한 소형 매니플레이터의 끝단 위치 벡터를 얻을 수 있다.

4. 능동내시경의 경로추적

4.1 경로 설계 및 구성

Fig. 5는 각 링크의 위치 벡터의 목표치를 신경회로망 제어기에 의해 귀환하는 블록 선도이다. 각 링크는 각도와 각속도를 피드백하여 적용한 한 개의 은닉층을 가지는 feedforward 신경회로망 제어를 설계하였고, 각각의 가중 함수는 학습을 통하여 얻어졌다.

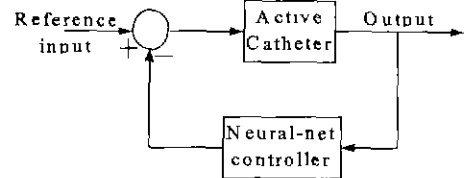


Fig. 5 Block diagram with neural-net controller

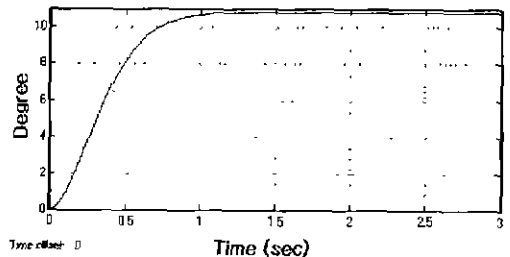


Fig. 6 Step response of a unit link

Fig. 6은 신경회로망 제어기를 적용하여 얻은 링크 1의 각도 변화 값이다. 링크의 각도는 rising time 1초 동안에 출력의 95%에 수렴하는 것을 알 수 있다.

4.2 운동제어 시뮬레이션

Fig. 7-8은 각 링크에 120도 간격으로 설치된 세 개의 형상기억합금 액츄에이터를 이용하여 링크 각도, α , β , γ 로 구동할 때 3차원 궤적과 그에 따른 끝단 위치 벡터의 경로를 표시하고 있다.

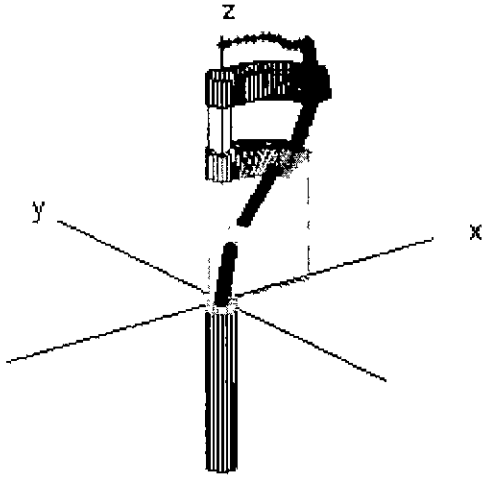


Fig. 7 Trace response of an active catheter

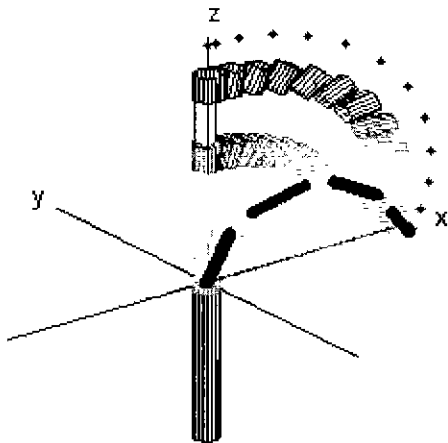


Fig. 8 Trace response of an active catheter

Fig. 7-8은 각 링크에 형상기억합금에 전류를 인가해 굽힘력에 의한 각각의 링크에 굽힘각 α , β , γ 가 주었을 때의 3차원 운동경로를 표시하고 있다. 3개의 관절로 이루어진 소형 매니플레이터 끝단의 위치 경로는 Fig. 8과 같이 중간에는 빠르게 움직이고 경로 목표치의 말기에는 정확한 위치에 수렴하는 것을 확인 할 수 있다. 한편, 각각의 관절 및 매니플레이터의 끝단이 목표치에 안정하게 수렴하고 있는 것을 알 수 있다.

5. 결론

형상기억합금을 사용한 초소형 작동 내시경의 운동을 기술하고, 매니플레이터 끝단의 운동 경로 제어 시뮬레이션을 통하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1 각각의 링크가 3개의 형상기억합금으로 구성되어 있고, 이와같이 구성된 3개의 링크가 연결되어 있는 능동내시경의 운동을 좌표변환에 기초하여 기술하였다.

2 능동내시경의 형상 및 끝단의 운동을 제어하기 위하여 간단한 신경회로망 제어를 구성하였고, 시뮬레이션을 통하여 그 유효성을 확인하였다.

참고문헌

- 이태수, "전자내시경(Electronic endoscope)", 전자공학회, 제23권, 3호, pp.305-312, 1996.
- 김병욱, 김광수, 조동일, "형상기억합금을 이용한 초소형 액츄에이터", 한국정밀공학회 제 13권, 9호, pp. 54-61, 1996.
- G. Lim, K. Minami, and M. Esashi "Active Catheter for Medical Intracoronary Intervention", Proceedings of the International Symposium on Microsystems, Intelligent Materials and Robots, September Sendai, Japan, pp. 91-94, 1995.
- 김명순, 이승기, 이상훈, "형상기억합금 스프링을 이용한 2방향 Bending 액츄에이터의 제작," 한국정밀공학회, 97년도 추계학술대회 논문집, pp. 1071-1074, 1997.
- 이장무, 김종현, 이상원, 박준형, "초소형 내시경 작기의 개발과 제어에 관한 연구," 한국정밀공학회, 제16권, 2호, pp.15-21. 1999.