

체내이동형 마이크로 캡슐형 내시경 로봇을 위한 Electrostrictive Polymer의 모델링 및 Adaptive fuzzy 알고리즘 개발

황교일* · 김훈모* · 최혁렬** · 남재도*** · 전재욱****

The Modeling and Adaptive fuzzy control of Electrostrictive Polymer for endoscopic microcapsule

Kyoil Hwang, Hunmo Kim, Hyoukyeol Choi, Jae Do Nam, Jae Wook Jeon

Key Words: 전자기장 고분자(Electrostrictive polymer), 마이크로 캡슐형 내시경 로봇 (Endoscopic microcapsule), 적응 퍼지(Adaptive fuzzy)

Abstract

In this paper, the modeling and control of electrostrictive polymer is introduced for endoscopic microcapsule. The endoscopic microcapsule works in the body, so the material of robot must be no harmful to the body. The electrostrictive polymer satisfies this condition.

The modeling and control of endoscope microcapsule must be processed. So the modeling and control of electrostrictive was processed preferentially. The electrostrictive polymer is so flexible that we considered the electrostrictive polymer as flexible membrane. The dynamic equation of flexible membrane is time variant in electrostrictive polymer. It is the reason that the elastic modulus of electrostrictive polymer is very small and changes as deformation of electrostrictive polymer. The control algorithm must overcome these characteristics. So the algorithm of adaptive fuzzy control was used to control.

In this paper, we introduced the dynamic modeling and control of electrostrictive polymer. And its deformation is introduced.

1. 서론

최근 Electroactive polymer(EAP)를 이용하여 마이크로 센서 및 액추에이터 개발에 많은 연구가 진행되고 있다. Electroactive polymer (EAP)는 전기장이 polymer에 가해지게 되면 모양이 변하게 된다. 이러한 성질을 이용하여서 로봇을 위한 센서와 electromechanical 액추에이터의 개발,

음향 탐지기, 인공 장기 및 인공 근육의 개발에 많이 응용이 되고 있다.

이러한 Electroactive polymer(EAP)에는 많은 종류의 polymer가 있다. 현재 많은 연구가 진행되고 있는 polymer 종류에는 electrostrictive polymer(EP)[1-4], piezoelectric polymer[5-6], shape memory polymers[7], electrochemically actuated conduction polymers[8-12], polymer-based air-gap electrostatic devices[13] 등이 있다.

이러한 EAP중에서 Electrostrictive polymer(EP)는 다른 EAP에 비해서 많은 변형을 가지고 응답 속도도 비교적 빠르다. 그리고 일반

† 성균관대학교 기계공학부 대학원
E-mail : mad1004@hanmir.com
TEL : (031)290-7936

* 성균관대학교 기계공학부

** 성균관대학교 기계공학부

*** 성균관대학교 화학 고분자 및 섬유공학부

**** 성균관대학교 전기 전자 및 컴퓨터공학부

모터등과 같은 액츄에이터와는 비교가 되지 않을 만큼 높은 효율을 가지고 있다. 일반적으로 알려진 EP의 효율은 약 80~90%정도 된다고 밝혀져 있다. 그리고 EP의 종류 중 아크릴 계열인 3M사의 VHB계열의 polymer와 우레탄 계열은 인체에 아주 무해하므로 EP중에서 특히 인공 근육이나 인공 장기의 개발에 많이 사용되고 있다.

본 연구에서는 체내이동형 마이크로 캡슐형 로봇을 개발하기 위하여 EP를 이용하고자 한다. EP를 사용하는 이유는 앞에서 언급하였듯이 인체에 무해한 장점이 있기 때문이다. 또한 소형화가 되었을 경우 다른 액츄에이터와는 다르게 소형화가 매우 간단하며 소형화 하더라도 그 성능이 그대로 남아 있기 때문이다. 따라서 본 연구에서는 EP를 사용하였고 이를 이용하여 액츄에이터를 개발하기에 앞서 EP 모델링을 수행하였고 이를 이용하여 제어 알고리즘을 개발하였다.

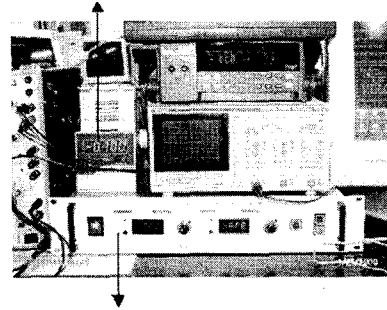
먼저 EP를 모델링하기 위해서 EP를 얇은 막으로 가정을 하였다. 그 이유는 EP의 탄성계수가 매우 작기 때문에 얇은 막으로의 가정이 타당하다. 하지만 EP가 변화가 되면서 EP가 가지는 탄성계수가 시간에 대해서 변화하므로 이는 EP가 가지는 장력의 변화를 초래한다. 따라서 EP의 모델링은 시간에 대해서 변화하는 변수를 가지는 얇은 막으로 모델링이 수행이 되었다.

2. EP의 모델링

우리는 본 모델링에 앞서서 기본적인 전압에 대한 변위에 대한 실험을 수행을 하였다. 이를 통하여 기본적인 전압 과 변위와의 관계를 찾을 수 있었다. 이러한 실험을 수행하기 위해서 사용한 장비에 대한 소개를 하면 EP가 높은 전압을 요구하는 물질이므로 고전압 발생기를 사용하였고 정확한 변위 측정을 위해서 레이저 변위 측정기를 사용하였다. 이는 Fig. 1에 나타나 있다. 이러한 기본적인 실험을 바탕으로 기초적인 마이크로 마이크로 캡슐형 내시경 로봇을 개발하였다. 먼저 Fig.2 실제 실험을 통해서 EP가 구동되는 모습을 나타내었다. Fig 2(a)는 EP에 전압을 인가하기 전의 모습이고 Fig. 2(b)는 EP에 전압을 인가하였을 경우의 모습이다. Fig. 3은 로봇의 액츄에이터를 위한 한 모듈의 모습이고 Fig. 4는 개발

된 액츄에이터의 크기를 나타내고 있다. 또한 Fig. 5는 실제 테스트 베드에서 구동되는 캡슐형 내시경 로봇의 모습이다.

레이저 변위 측정기



고전압 발생기

Fig. 1 실험 장비

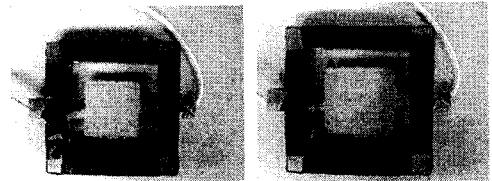


Fig. 2(a) 전압인가 전 Fig. 2(b) 전압인가 후

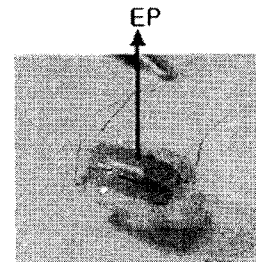


Fig. 3 액츄에이터의 한 모듈

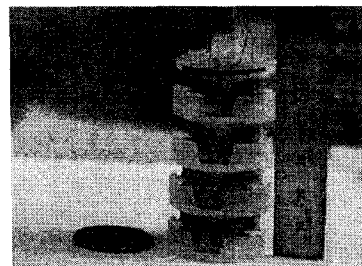


Fig. 4 액츄에이터의 크기

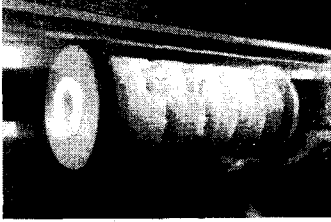


Fig. 5 캡슐형 로봇의 구동 모습

2.1 EP 장력에 대한 모델링

EP는 시간에 따라서 탄성계수가 변한다. 이는 장력의 변화를 초래한다. 따라서 먼저 EP가 가지는 장력에 대한 모델링을 먼저 수행하였다. 이를 위하여 EP가 가지는 등방성과 비 압축성을 이용하였다.

Fig. 6과 같이 EP양면에 전극을 가하고 전압을 인가하게 되면 전극이 입혀진 부분에서 압력이 상하에서 발생을 하게 된다. 따라서 EP에 구속조건이 없으면 넓이 방향으로 늘어나게 된다. 여기서 초기 길이를 $a*b*c$ 라고 하고 압력이 인가되어서 늘어난 길이를 $a' * b' * c'$ 라고 한다.

$$abc = a'b'd' = a'b'd(1 - \frac{d-d'}{d}) = a'b'd(1 - \delta_T) \quad (1)$$

δ_T : 두께 방향의 변형율

식 (1)은 비압축성 물질이라는 성질을 이용하였다. 따라서 전압을 인가하기 전의 부피와 전압을 인가한 후의 부피는 같다 라는 관계를 이용하였다. 이제 등방성을 이용한다면 변형이 진행되면서 넓이 방향의 변형률이 같다. 이는 식(2)에 표현되어 있다.

$$\begin{aligned} a &= a(1 + \delta_{ab}) \\ b &= b(1 + \delta_{ab}) \end{aligned} \quad (2)$$

따라서 식(2)를 식(1)에 대입시키면 식(3)과 같이 된다.

$$abc = a(1 + \delta_{ab})b(1 + \delta_{ab})d(1 - \delta_T) \quad (3)$$

식 (3)의 결과를 이용하여 두께 방향의 변형율에 대한 넓이 방향의 변형율은 식(4)에 나타나 있다.

$$\delta_{ab} = \sqrt{\frac{1}{1 - \delta_T} - 1} \quad (4)$$

식 (4)를 이용하여 마지막으로 탄성계수와 압력으로 나타난 장력의 식을 유도할 수 있다. 이는 식 (5)에 나타나 있다.

$$(E(t) - \sqrt{E(t)(E(t) - P(t))}) = \tau(t) \quad (5)$$

여기서 $E(t)$ 는 시간에 따른 탄성계수이고 $P(t)$ 는 시간에 따른 압력이고 $\tau(t)$ 는 시간에 대한 EP가 가지는 장력이다.

여기서 압력 $P(t)$ 는 EP에 인가되는 전압에 따른 함수가 되는데 이는 EP가 컨덴스 역할을 하기 때문에 유도되었다[14]. 이는 식 (6)과 같다.

$$P = \epsilon_0 \epsilon \left(\frac{V}{d}\right)^2 = E\delta \quad (6)$$

여기서, ϵ : 유전율, ϵ_0 : 대기 중 유전율, V : 전압, d : 두께, E : 탄성계수, δ : 변형율 이다.

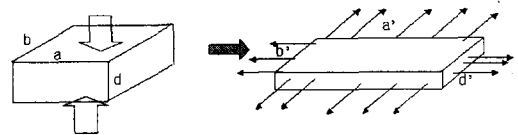


Fig. 6 EP의 운동의 기하학적 형상

2.2 EP의 동역학적 모델링

동역학적 모델링을 수행하기 위하여 EP를 얇은 막으로 생각을 하였다. 얇은 막은 굽힘에 대한 저항력이 거의 없고, 변형 시 작용하는 복원력은 장력으로만 존재하는 물질이다.

먼저 EP에 대한 동역학적인 상태도는 Fig. 7과 같다. 모델링에서 사용된 시편은 직사각형이라고 가정하였다. 이때 직사각형의 가로길이 즉 x축으로 EP의 길이를 a 라고 하고 직사각형의 세로길이 즉 y축에 대한 길이를 b 라고 하였다. 그리고 EP의 모든 모서리에서 constraint가 작용되고 있다고 하였다. 막에서 w 는 EP의 dimension, 즉 x, y 축과 시간(t)에 대한 함수이다. 이를 $w(x, y, t)$ 라고 표현을 하였다.

Fig. 7에서 θ_1, θ_2 는 EP의 미소요소에 대해서 변형되는 각도를 의미한다. 그리고 τ_1, τ_2 는 미소요소에 작용하는 장력을 의미한다. Fig. 12에 나타난 동적인 상태도를 이용하여 유도된 방정식은 식(7)과 같다.

$$-\tau_1 \sin \theta_1 + \tau_2 \sin \theta_2 = \gamma \Delta x \frac{\partial^2 w(x, y, t)}{\partial x^2} \quad (7)$$

식 (7)에서는 \sin 항이 들어가 있으므로 비 선형 방정식이 된다. 하지만 변형되는 각도 θ_1 과

θ_2 가 작다고 가정하면 선형 방정식으로 바뀌게 된다. x_2 에 대해서 Taylor Series를 사용하여 전개하면 식 (8)과 같은 결과 식이 유도된다.

$$\frac{\partial w^2(x, y, t)}{\partial x^2} + \frac{\partial w^2(x, y, t)}{\partial y^2} = \frac{\gamma}{\tau(t)} \frac{\partial^2 w(x, y, t)}{\partial t^2} \quad (8)$$

식 (8)을 고찰하면 장력 $\tau(t)$ 이 시간에 대한 함수 이므로 time variant 인 시스템 모델링이 된다.

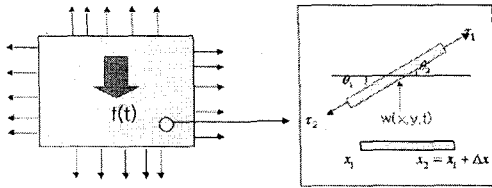


Fig. 7 EP의 동역학적 상태도

2.2.1 Mode shape에 대한 결과

식 (8)을 풀기 위해서 Separation 방법을 사용하였다. 그리고 EP의 구속 조건은 식(9)와 같이 작용을 시켰다.

$$\begin{aligned} w(0, y, t) &= w(a, y, t) = 0 \\ w(x, 0, t) &= w(x, b, t) = 0 \end{aligned} \quad (9)$$

이를 이용하여 먼저 mode shape를 풀면 식 (10)과 같다.

$$X(x)Y(y) = \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=1}^{\infty} \left(\sin \frac{n\pi x}{L} \sin \frac{m\pi y}{L} \right) \quad (10)$$

2.2.2 시간에 대한 진폭의 변화 결과

시간에 대한 변위 진폭에 대한 방정식은 식 (16)을 통해서 풀 수가 있다. 장력 $\tau(t)$ 가 시간에 대해서 변하게 되므로 일반적인 미분방정식으로는 풀 수가 없다. 따라서 serious solution 방법인 맥클레리 방법을 사용하여서 문제를 풀었다. 결과는 식 (11)에 나타나 있다.

$$\begin{aligned} T(t) &= T(0) \sum_{q=1}^{\infty} t^{2q-1} (-1)^{q-1} \left(\frac{W_{mm}^2}{\gamma} \tau(t) \right)^{q-1} \frac{1}{(2q-1)!} \\ &+ T(0) \left(1 + \sum_{q=1}^{\infty} t^{2q} (-1)^q \left(\frac{W_{mm}^2}{\gamma} \tau(t) \right)^q \frac{1}{(2q)!} \right) \end{aligned} \quad (11)$$

식 (11)을 Euler 급수를 사용하여 간단히 하면 식 (12)와 같다.

$$T(t) = \dot{T}(0) \left(\sin \left(t \sqrt{\frac{W_{mm}^2}{\gamma} \tau(t)} \right) \frac{\gamma}{W_{mm}^2 \tau(t)} \right) + T(0) \left(\cos \left(t \sqrt{\frac{W_{mm}^2}{\gamma} \tau(t)} \right) \right) \quad (12)$$

여기서 $\dot{T}(0)$ 와 $T(0)$ 는 Mode shape의 직교성을 이용하여 답을 찾을 수 있다. 이제 위에서 구한 mode shape와 시간에 따른 진폭의 식을 접목하면 전체 결과식이 유도된다. 이것은 식 (13)에 나타나 있다.

$$\begin{aligned} w(x, y, t) &= \\ &\sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=1}^{\infty} \sin \frac{n\pi x}{a} \sin \frac{m\pi y}{b} * \\ &\left(\dot{T}(0) \left(\sin \left(t \sqrt{\frac{W_{mm}^2}{\gamma} \tau(t)} \right) \frac{\gamma}{W_{mm}^2 \tau(t)} \right) + T(0) \left(\cos \left(t \sqrt{\frac{W_{mm}^2}{\gamma} \tau(t)} \right) \right) \right) \end{aligned} \quad (13)$$

3. Adaptive Fuzzy 알고리즘

EP의 탄성계수가 가지는 time variant한 성질로 인하여 일반 퍼지 이론으로는 제어하기가 쉽지가 않다. 따라서 본 논문에서는 적응식 퍼지 제어 알고리즘을 개발하였다. 적응식 퍼지 알고리즘은 시간에 따라 변화하는 탄성계수의 영향으로 인하여 발생하는 변위 및 속도제어에 매우 우수한 성능을 발휘할 수 있다. 또한 적응식 퍼지 알고리즘을 사용하면 대장 내부의 환경으로 인하여 발생할 수 있는 여러 외란등에 매우 강인하게 시스템을 제어할 수 있다.

Fig. 8은 본 논문에서 적용한 퍼지모델 기준 학습제어 알고리즘의 블록선도를 보여준다.

3.1 퍼지 모델 학습 알고리즘

시스템의 성능을 향상을 시키기 위하여 퍼지 모델 학습 알고리즘을 사용하여서 adaptive fuzzy 알고리즘을 개발하였다. 알고리즘은 퍼지 제어부분과 학습 메카니즘의 두 가지의 부분으로 나누어져 있다

3.1.1 퍼지 제어부

퍼지 제어를 위하여 삼각 퍼지 함수를 사용하

었고 Min-MAX방법을 사용하여서 추론 과정을 거쳤으며 무게 중심법으로 비퍼지화를 수행하였다.

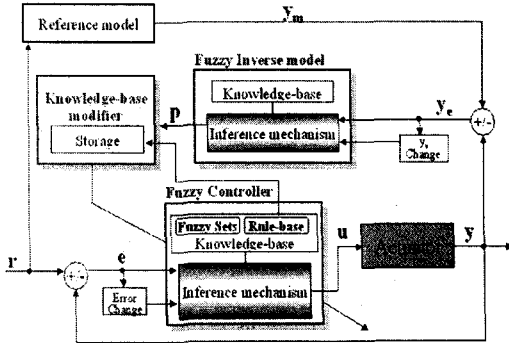


Fig. 8 Adaptive fuzzy 블록선도

입력 변수로는 EP의 변형율의 에러(e)와 변형율의 에러 변화율(c)가 사용되었으며 각각은 0에서 10까지 언어적 변수로 나타내었다. 그리고 제어 규칙은 일반적인 "IF-THEN"형식으로 표현을 하였다. 따라서 입력으로 에러와 에러 변화율이 인가되면 전압(u)가 출력이 되어서 변형율을 보정하게 된다.

3.1.2 학습 메카니즘

학습 메카니즘은 fuzzy inverse model과 제어 규칙 수정부의 두 부분으로 나누어져 있다. 이를 위한 입력부는 reference 모델의 변형율과 실제 plant에서의 변형율의 차이인 에러(ye)와 에러 변화율(y_m)으로 나누어져 있다. 이들은 0에서 10까지 언어적인 변수로 나누어져 있다. fuzzy inverse model의 제어 규칙은 "IF-THEN"의 형식으로 나타나 있다. 그래서 에러와 에러 변화율이 입력되면 퍼지 제어부의 제어 규칙을 수정하는 전압(P)가 제어가 된다. 따라서 퍼지 제어부의 제어 규칙을 수정하게 되는 것이다.

4. 결과

4.1 모델링 결과

모델링 결과를 고찰하기 위하여 먼저 mode shape에 대한 결과를 살펴보았다. Fig. 9~Fig. 11에 그 결과를 나타내었다.

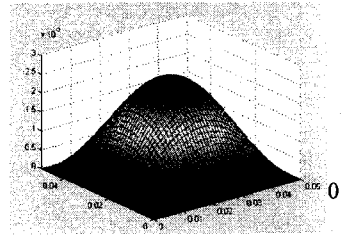


Fig. 9 n=m=1인 경우

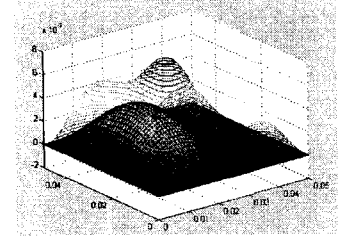


Fig. 10 n=2, m=1인 경우

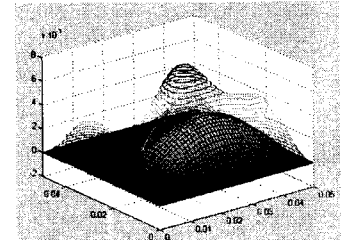


Fig. 11 n=1, m=2인 경우

본 결과를 고찰하여 우리는 mode shape가 Fig 9와 같다고 가정하였다.

VHB4910의 경우 일정한 전압에 대한 변위의 추이에 대한 그래프는 Fig. 12에 나타나 있고 VHB4905의 경우는 Fig. 13에 나타나 있다.

Fig 12과 Fig 13에서 변형율은 VHB4905가 VHB4910보다 우수함을 알 수가 있다. 또한 변화되는 속도 또한 VHB4905가 우수함을 알 수가 있다. 이것은 두께에 의한 영향이라고 판단할 수가 있다. VHB4905의 경우 두께가 얇기 때문에 장력의 변화가 더욱 크기 때문이다. 이것을 나타내기 위해서 Fig 14과 Fig. 15에 장력에 대한 그래프를 나타내었다. 초기 장력은 VHB4910이 더욱 커지만 시간에 대한 장력의 변화는 VHB4905가 더욱 커다는 것을 알 수가 있다. 이러한 결과를 고찰하면 마이크로 캡슐형 내시경 로봇을 개발하기 위해서는 두께가 얇은 VHB4905를 사용하는 것이 더욱 우수함을 알 수가 있었다.

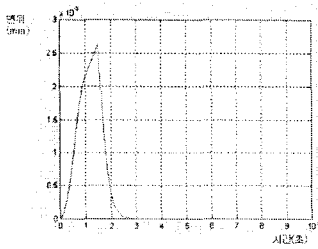


Fig. 12 VHB4910의 일정한 전압에서 변위 추이

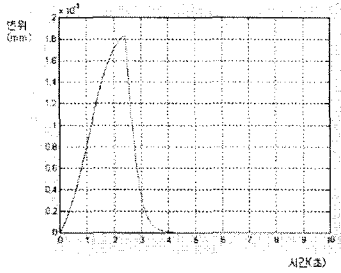


Fig. 13 VHB4905의 일정한 전압에서 변위 추이

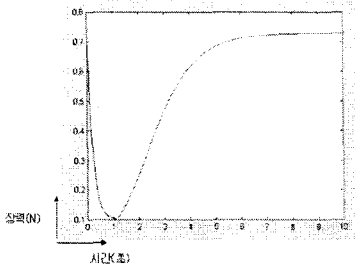


Fig. 14 VHB4905의 장력의 변화

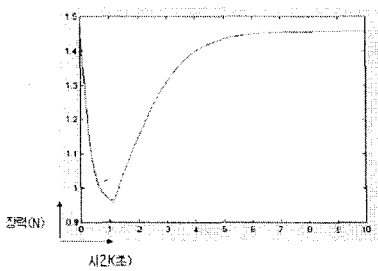


Fig. 15 VHB4910의 장력의 변화

4.2 Adaptive fuzzy 제어 결과

제어 결과를 시뮬레이션 하기 위하여 10KV와 15KV의 두가지 경우를 입력 전압으로 두었다. 그래서 변위 및 변위 속도에 대한 시뮬레이션을 수행을 하였다.

Fig 16은 10KV 인 경우 변위가 제어되는 모습

을 나타낸 것이고 Fig. 17은 속도가 제어되는 모습을 나타낸 것이다. 그리고 Fig. 18에서는 입력 전압이 15KV인 경우 변위가 제어되는 모습을 나타낸 것이고 Fig. 19에서는 변위 속도가 제어되는 모습을 나타낸 것이다. 각각의 그래프의 x축은 시간(초)를 나타내었고 변위의 경우 미터 단위를 사용하였다. 제어되는 결과를 고찰하면 초기에 과도기적인 상태에 있다가 시간이 지나면서 점차 reference model에 수렴하여 변화되는 것을 확인할 수 있었다. 이는 학습이 되면서 제어 규칙이 변화하여 reference를 추종하는 것을 확인할 수가 있었다.

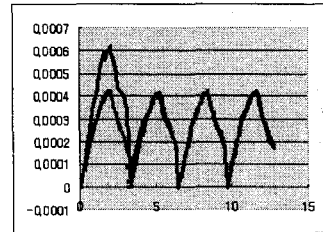


Fig. 16 10KV에서 변위의 제어 모습

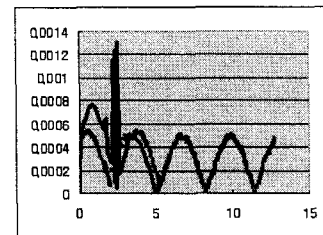


Fig. 17 10KV에서 변위 속도의 제어 모습

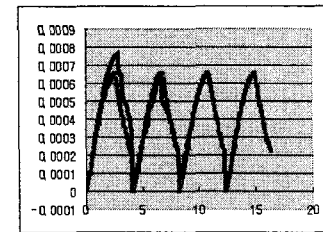


Fig. 18 15KV에서 변위의 제어 모습

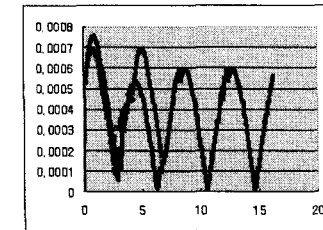


Fig. 19 15KV에서 변위 속도의 제어 모습

5. 결론

본 논문에서는 캡슐형 마이크로 내시경 로봇을 개발하기 위하여 EP의 모델링 및 제어 알고리즘에 대해서 소개를 하였다. 본 마이크로 캡슐형 로봇은 인체 내부에서 여러 가지 작업을 수행하므로 구동체가 신체에 무해해야 한다. 따라서 EP는 아주 합당한 재료라고 볼 수 있다.

그리고 본 논문을 통해서 얇은 막으로서 모델링을 수행을 하였는데 본 결과를 이용하여 캡슐형 내시경 로봇 제작에 기초가 되었다고 할 수 있다. 하지만 본 모델링에서는 EP 내부의 점성계수를 고려를 하지 못하였으므로 향후 이를 고려한 모델링이 수행이 되어야 한다. 또한 시간에 대해서 장력이 변하므로 이를 보정해 줄 수 있는 제어 알고리즘으로 adaptive fuzzy 알고리즘을 개발하였으므로 이를 이용하여 실제 체내에서 구동되는 실험을 수행을 할 것이다.

참고문헌

- (1). R. Pelrine, R. Kornbluh, J. Joseph, and S. Chiba, "Electrostriction of polymer films for microactuators,"
- (2). Zhenyl, M., J.I. Scheinbeim, J.W. Lee, and B.A. Newman. 1994. "High Field Electrostrictive Response of Polymers," journal of Polymer Sciences, Part B-Polymer Physics, Vol. 32, pp.2721-2731.
- (3). R. Pelrine, R. Kornbluh, J. Joseph. 1998. "Electrostriction of Polymer Dielectrics with Compliant Electrodes as a Means of Actuation," Sensor and Actuators A: Physical 64, pp. 77-85.
- (4). Heydt, R., R. Kornbluh, R. Pelrine, and V. Mason. 1998. "Design and Performance of an Electrostrictive-Polymer-Film Acoustic Actuator," J. Sound and vibration, Vol.215, No.2, pp.297-311
- (5). X. Zhao, V. Bharti, q. M. Zhang, T. Romotowski, F. Toto, and R. Ting, "Electromechanical Properties of Electrostrictive Poly(vinylidene fluoride-trifluoroethylene) Copolymers",

Appl. Phys. Lett. 73, 2054, 1998

- (6). T. Furukawa, 1989, "Ferroelectric Properties of Vinylidene Fluoride copolymers", Phase Transition, 18, 143
- (7). H. Tobushi, S. Hayashi, and S. Kojima, "Mechanical properties of shape memory polymer of polyurethane series," in JSME International J., Series I, Vol.35, No.3, 1992.
- (8). R. Baughman, L. Shacklette, R. Elasenbaumer, E. Pichta, and C. Becht, "Conducting polymer electromechanical actuators," Conjugated Polymeric Materials: Opportunities in Electronics, Optoelectronics and Molecular Electronics, Eds. J.L. Bredas and R.R. Chance, Kluwer Academic Publishers, The Netherlands, pp. 559-582, 1990
- (9). D. De Rossi, and P. Chiarelli, "Biomimetic macromolecular actuators," Macro-Ion characterization, American Chemical Society Symposium Series, Vol.548, Ch.40, pp.517-530, 1994
- (10). K. Oguro, Y. Kawami, and H. Takenzka, "Bending of an ion-conduction polymer film-electrode composite by an electric stimulus at low voltage," J. Micromachine Society, Vol.5, pp.27-30, 1992
- (11). M. Shahinpoor, "Micro-electro-mechanics of Ionic polymer gels as electrically controllable artificial muscles," J. Intelligent Material Systems and Structures, Vol.6, pp.307-314, 1995
- (12). Q. Pei, O. Inganas, and I. Lundstrom, "Bending layerstrips built from polyaniline for artificial electrochemical muscles," Smart Materials and Structures, Vol.2, pp. 1-6, 1993
- (13). S. Bobbio, S., M. Kellam, B. Dudley, S. Goodwin Johansson., "Integrated force arrays," in Proc. IEEE Micro Electro Mechanical System Workshop, Fort Lauderdale, Florida, 1993.
- (14). R. Kornbluh, R. Pelrine, J. Joseph, Q. Pei and S. Chiba, "Ultra-high strain response of elastomeric polymer dielectrics," to appear in Proc. Materials Research Society Fall Meeting, Symposium FF: Electroactive Polymers, 2000