

캡슐형 내시경 로봇의 IPMC 액추에이터 모델링 및 퍼지 제어 알고리즘 개발에 대한 연구

오신종[#], 김훈모^{*}, 최혁렬^{*}, 전재욱^{**}, 남재도^{***}

Development of Fuzzy control and Modeling of IPMC Actuator for the Endoscopic Microcapsule

Sin-Jong Oh[#], Hunmo Kim^{*}, Hyoukryeol Choi^{*}, Jae Wook Jeon^{**} and Jae-Do Nam^{***}

ABSTRACT

The Ionic Polymer Metal Composite (IPMC) is one of the electroactive polymer (EAP) have potential application as micro actuators. In this study, IPMC is used as actuator to control of the direction for the endoscopic microcapsule. Because it bends in water and wet conditions by applying a low voltage (1~3 V) to its surfaces. The basic characteristics and the static modeling of IPMC are discussed. Also the dynamic modeling is performed using the Lagrange' equation. Computer simulation results show that the performed modeling guarantee similarity of actual system.

Key Words : IPMC, EAP, Endoscopic Microcapsule(캡슐형 내시경)

1. 서론

폴리머를 이용하여 액추에이터를 제작할 경우 무게의 가벼움, 적은 비용, 폴리머가 가지고 있는 연한 재질을 이용하여 다양한 형태의 액추에이터 제작 등의 특성을 가지고 있어서 기존의 모터, 공압 등을 이용한 액추에이터에서는 볼 수 없는 많은 장점을 가지고 있다. 이러한 이유로 수년 전부터 기능성 고분자 폴리머(electroactive polymer, EAP)의 응용에 대한 연구가 활발히 진행되어지고 있다.¹⁻³ 이러한 기능성 고분자 폴리머를 이용한 액추에이터의 몇 가지 특징을 살펴보면 첫째로 인체 친화적인 특성을 지니고 있어서 '인공근육', 또는 생물체의

움직임을 모방한 생체 모방형 액추에이터(biomimetic actuator) 및 Fig. 1에서 보는 것처럼 현재 개발중인 캡슐형 내시경 로봇과 같이 인체 내부를 이동하는 액추에이터에 사용되어질 수 있다.

둘째, 이러한 EAP의 또 다른 장점중의 하나로 는 현재 많은 분야에서 큰 관심을 갖고 연구되어지고 있는 MEMS분야에 이용할 수 있다는 점이다. 이는 EAP 물질들이 작은 형태의 가공이 용이하고 또한 비용면에서도 기존의 MEMS보다는 훨씬 경제력을 가지기 때문이다. 이외에도 자체의 연한 성질 때문에 기존 액추에이터에서 사용되기 어려운 유연성을 요구하는 곳에도 사용 가능하다.

일반적으로 EAP는 그들의 활동 메커니즘(activation

¹⁵⁻ 2002년 4월 26일 접수
[#] 교신저자, 성균관대학교 대학원 기계공학부
Email luck98@skku.edu Tel. (031) 290-7936
^{*} 성균관대학교 기계공학부
^{**} 성균관대학교 전기전자컴퓨터공학부
^{***} 성균관대학교 고분자공학부

mechanism)을 바탕으로 크게 전자적 폴리머(electronic polymer)와 이온적 폴리머(Ionic Polymer) 두 가지 형태로 구분할 수가 있다.

전자적 폴리머의 특징은 높은 구동 전압(> 150 v/μm)을 요구하나 직류 전압에서 변위를 만들어낼 수 있고 또한 높은 기계적 에너지 밀도를 가지고 있으며 큰 제약조건 없이 공기상에서도 작동이 가능하다는 장점을 가지고 있다. 따라서 로봇응용에 많이 사용되어질 수 있다. 이러한 폴리머에는 전기 수축형 폴리머(Electrostrictive Polymer, EP), 정전기형 폴리머(Electrostatic Polymer), 압전형 폴리머(Piezoelectric Polymer) 그리고 강유전형 폴리머(Ferroelectric Polymer) 등이 있다.

또 다른 형태인 이온적 폴리머에는 젤(Gels), IPMC(Ionic Polymer Metal Composite), 전도성 폴리머(Conductive Polymer) 그리고 카본 나노 튜브(Carbon nanotube) 등이 있다. 이러한 이온적 폴리머는 1-5 V의 낮은 구동전압과 큰 변형을 보이는 장점이 있으나 항상 수분 상태를 유지해야 하고(전도성 폴리머 제외) 직류 전압에서는 그 변형을 유지하기가 힘들다. 따라서 본 논문에서 다루게 될 IPMC는 직류 전압 하에서 액추에이터로 사용되어질 수 있기 위해서는 적절한 제어 알고리즘을 개발하여야 한다. 특히 현재 액추에이터로 사용 가능성이 높은 몇몇 기능성 고분자 폴리머들은 대부분 기본적인 실험을 통한 그 특성을 파악하여 몇 가지 기본적인 액추에이터로의 응용을 해본 정도이다.^{4,6} 따라서 IPMC의 제어에 앞서 우선 가장 적합한 동적 모델링을 수행 할 필요성이 있다.

이에 본 논문에서는 Fig. 1과 같은 캡슐형 내시경 로봇에 사용된 IPMC액추에이터의 기본 특성 실험과 이론을 통한 동적 모델링수행을 하고자 한다.

2. IPMC의 일반적 특성

2.1 동작원리

일반적인 IPMC(Ionic Polymer Metal Composite)는 Nafion, Flemion과 같은 퍼플로리네이트(Perfluorinated)된 이온 교환 고분자 막에 금, 또는 백금 금속을 화학적으로 코팅한 형태를 이루고 있다. IPMC의 전형적인 화학구조는

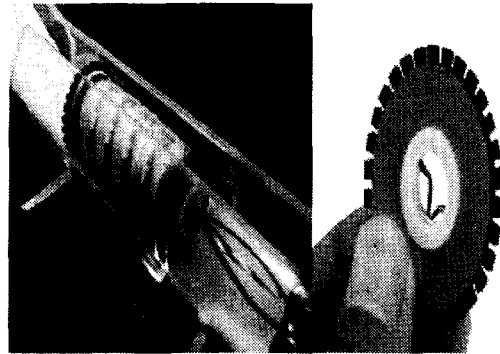
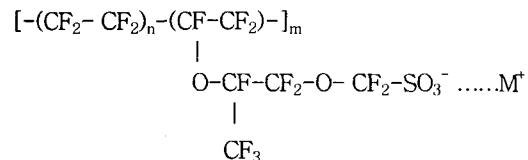


Fig. 1 Endoscopic capsule on developing using IPMC actuator



와 같이 이루어져 있다. 여기에서 양이온 M⁺는 카운터 이온이라고 불리는 데 이는 H⁺, Li⁺, Na⁺ 등의 다른 양이온으로 바꿀 수가 있다.⁷

스트립 타입의 IPMC의 전체적인 외형을 살펴보면 Nafion 양 표면에 백금 코팅이 되어있어서 끝단에 전극을 설치하여 전압을 가해주면 굽힘운동을 하는 것을 알 수가 있다. 이러한 운동의 원인은 Nafion에 전압을 가해줄 때 SO₃⁻ 분자그룹들은 고정되어지고 양이온, 즉 카운터 이온인 M⁺만 떨어져 나와 양극쪽으로 이동을 하게 된다. 이때 물분자도 양이온을 따라서 양극쪽으로 이동을 하게 된다. 이때 양극쪽으로 물분자와 양이온이 몰려서 IPMC가 팽창하면서 휘는 것을 관찰할 수 있다. 만약 반대 전압이 가해지면 다시 양이온과 물분자가 반대쪽으로 이동하여 기존의 휘었던 부분이 이번에는 수축을 하여서 반대로 휘는 것을 Fig. 2와 같이 볼 수 있다. 이때 인가 전압을 달리하면 그 변형 정도의 차이를 얻을 수 있다. 따라서 IPMC는 이러한 변형을 이용하여 액추에이터 구동체로서 사용되어질 수 있다.⁸

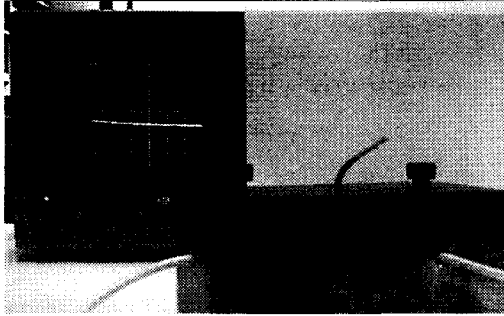


Fig. 2 The bending motion experiment of IPMC

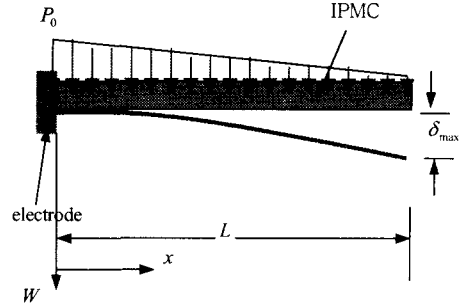


Fig. 3. Simplified model of IPMC as applying an input voltage

2.2 기본특성

IPMC는 다음과 같은 특성을 가지고 있다.⁹

- 구동 전압이 1~3 volt 정도로 다른 기능성 고분자 폴리머보다 낮다.
- 100Hz 이상의 주파수 입력에도 반응을 할 정도로 응답속도가 빠르다.
- 탄성계수가 약 $2.2 \cdot 10^8$ Pa 정도로 꽤 유연한 물질이다.
- 1mm 이하로도 가공이 가능하다. 따라서 소형 액추에이터 개발에도 사용이 가능하다.
- 106 정도의 반복굽힘에도 견딜 정도로 내구성이 좋다.
- 굽힘에 의해서 발생하는 힘은 매우 작다(크기가 5mm20mm0.2mm인 외팔보 형태의 액추에이터 끝단에서 발생하는 힘은 약 0.8gf정도임).
- 이것은 물 속 또는 젖은 상태에서 원활한 작동을 할 수 있다.

3. 모델링

3.1 기본실험

우선 IPMC를 Fig. 3처럼 단순 지지된 외팔보(Cantilever)로 가정을 한다.

즉, 전압이 인가되었을 때 IPMC가 굽어지는 모습을 외부에서 힘 $P(x)$ 가 작용을 한 것처럼 가정을 하였다. 이때 힘의 분포가 전극 쪽에서 멀어질수록 작아지는 것은 IPMC의 표면 저항에 의해서 전극에서 멀어질수록 전압의 분포가 작아지기 때문이다. 전압과 변위를 관계를 알기 위해 실험을 수행하였다. 실험을 위한 장치는 Fig. 4와 Fig. 5에서 보여주고 있다.

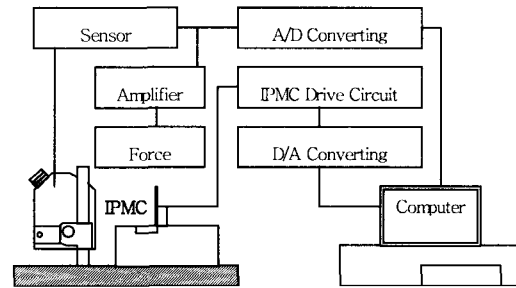


Fig.4. Experimental setup

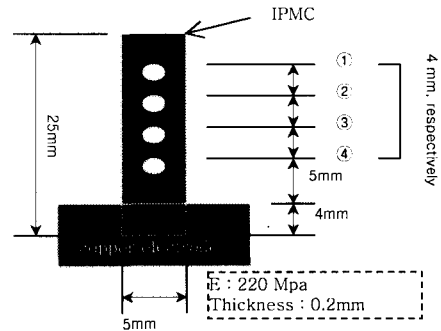


Fig. 5 The measurement device set for displacement and force of IPMC

Fig. 6은 백금으로 2회 코팅한 IPMC시편에 일정한 간격으로 점을 표시하고 구리 전극사이에 끼운 후 레이저 변위 센서를 이용하여 전압을 가하였을 때 각 지점의 변위값을 측정하였다.

그 결과로써 Fig. 7은 전압을 증가시키면서 각 지점에서의 변위값을 측정한 것과 각 지점에서의

전압 증가에 따른 변위값을 보여주고 있다(여기서는 2V, 1.5Hz의 전압 인가).

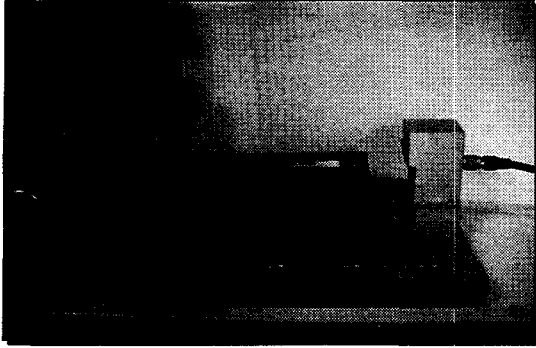


Fig. 6 The measurement device set for displacement and force of IPMC

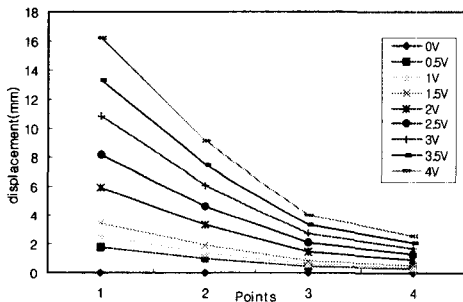
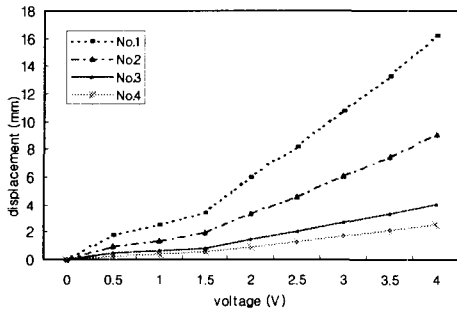


Fig. 7 Displacement of each point of IPMC with respect to input voltage

이렇게 인가 전압을 바꾸면서 각 지점에서의 변위값을 여러 번의 실험을 통해서 측정 한 후에 수치 해석적으로 전압과 변위의 관계식을 유도해 낼 수 있고, 여기서는 IPMC 끝단의 변위, 즉 최대 변위값을 알기 위한 관계식을 다음과 같이 나타내었다.

$$\delta_{\max} = \frac{9.4}{125} \times L \times (-0.0016V(t)^5 + 0.691V(t)^3 + 0.611V(t)) \quad (1)$$

3.2 동적 모델링

Fig. 3에서 외팔보로 가정한 IPMC의 힘과 변형량과의 관계식을 식(2)와 같이 유도해 낼 수 있다.

$$EI \cdot W(x) = -\frac{P_0}{120L}(L-x)^5 - \frac{P_0}{24}L^3(L-x) + \frac{P_0}{30}L^4 \quad (2)$$

식(1)에서 구한 δ_{\max} 값을 식(2)의 값에 대입하면 식(3)의 P_0 라는 값을 얻을 수가 있다.

$$P_0 = \frac{30EI}{L^4} \cdot \delta_{\max} \quad (3)$$

이 값을 이용하면 다음과 같이 IPMC에 가해졌다고 가정한 힘 $P(x)$ 를 구할 수가 있다.

$$P(x) = -\frac{P_0}{L}(x-L) = -\frac{30EI}{L^5} \cdot \delta_{\max}(x-L) \quad (4)$$

3.2.1 운동 방정식

이제 IPMC를 액추에이터로서 사용하기 위한 제어기 설계를 하기에 앞서 이것의 동적 모델링을 수행하고자 한다. Fig. 3으로부터 Lagrangian 방정식(Lagrange's equation)을 이용하여 운동방정식을 유도해보자.¹⁰

위치에너지(Potential energy) V 는

$$V = \frac{1}{2} \int_0^L EI(W'')^2 dx \quad (5)$$

여기서 E : 탄성계수, I : 면적2차 모멘트

운동에너지(Kinetic energy) T 는

$$T = \frac{1}{2} \int_0^L \rho A \dot{W}^2 dx \quad (6)$$

여기서 ρ : 밀도, A : 단면적

외팔보로 가정한 IPMC의 경계조건은 식(7)과 같다.

$$\begin{aligned} W(0,t) = 0, \quad W'(0,t) = 0, \\ W''(L,t) = 0, \quad W'''(L,t) = 0 \end{aligned} \quad (7)$$

부분 적분을 사용하여 식(5)를 전개하면

$$\begin{aligned} V &= \frac{1}{2} \int_0^L EI \left[\frac{\partial^2 W(x,t)}{\partial x^2} \right]^2 dx \\ &= \left[\left. \frac{\partial W(x,t)}{\partial x} \cdot \frac{\partial^2 W(x,t)}{\partial x^2} \right|_0^L - \left. W(x,t) \cdot \frac{\partial^3 W(x,t)}{\partial x^3} \right|_0^L \right. \\ &\quad \left. + \int_0^L W(x,t) \cdot \frac{\partial^4 W(x,t)}{\partial x^4} dx \right] \cdot \frac{1}{2} EI \end{aligned} \quad (8)$$

여기서 식(7)의 경계조건을 대입하면 위식은 다음과 같이 정리된다.

$$V = \int_0^L W(x,t) \cdot \frac{\partial^4 W(x,t)}{\partial x^4} dx \quad (9)$$

식(6)과 (9)로부터

$$\begin{aligned} L &= T - V \\ &= \frac{1}{2} \int_0^L \rho A \dot{W}^2 dx - \frac{1}{2} EI \int_0^L W(x,t) \cdot \frac{\partial^4 W(x,t)}{\partial x^4} dx \end{aligned} \quad (10)$$

여기서 L 은 Lagrangian 함수이다. 위 식으로부터 운동방정식을 유도하기 위해서 식(11)의 Lagrangian 방정식을 이용한다.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{W}} \right) - \frac{\partial L}{\partial W} = P(x) \quad (11)$$

식(10)을 식(11)에 대입하면 외팔보로 가정한

IPMC의 운동방정식은

$$\rho A \ddot{W} + EI \cdot \frac{\partial^4 W(x,t)}{\partial x^4} = P(x) \quad (12)$$

으로 표현할 수 있다.

3.2.2 방정식 해석 (Model analysis)

일반해(Homogeneous solution)를 구하기 위해서

식(12)의 $P(x)$ 는 0으로 놓고 정리하면

$$c^2 \cdot \frac{\partial^4 W(x,t)}{\partial x^4} + \frac{\partial^2 W(x,t)}{\partial t^2} = 0 \quad (13)$$

$$\text{여기서, } c = \sqrt{\frac{EI}{\rho A}}$$

식(13)의 편미분방정식을 풀기 위해서 변수분리 기법(separation of variables)을 이용한다. 즉, 변위 $W(x,t)$ 는 x 만의 함수와 t 만의 함수의 곱으로 표현될 수 있다고 가정하면

$$W(x,t) = X(x) \cdot T(t) \quad (14)$$

식(14)를 식(13)에 넣고 정리하면,

$$\frac{c^2}{X(x)} \cdot \frac{d^4 X(x)}{dx^4} = -\frac{1}{T(t)} \cdot \frac{d^2 T(t)}{dt^2} = \omega^2 \quad (15)$$

식(15)는 다음의 두 항으로 분리할 수가 있다

$$\frac{d^4 X(x)}{dx^4} - \beta^4 X(x) = 0, \quad \beta^4 = \frac{\omega^2}{c^2} \quad (16)$$

$$\frac{d^2 T(t)}{dt^2} + \omega^2 \cdot T(t) = 0 \quad (17)$$

여기서 식(16)은 모드모양(mode shape)을 결정해주고 식(17)은 모델폭(model amplitude)을 결정해준다.

식(4.11)을 풀면

$$X_n(x) = [(\cosh \beta_n x - \cos \beta_n x) - \sigma_n (\sinh \beta_n x - \sin \beta_n x)] \quad (18)$$

$$\text{여기서, } \sigma_n = \frac{\sinh \beta L - \sin \beta L}{\cosh \beta L + \cos \beta L}$$

모델 방정식(17)에 모델 감쇠식 $2\xi\omega \cdot \dot{T}(t)$ 를 추가시키면

$$\frac{d^2 T(t)}{dt^2} + 2\xi\omega \cdot \frac{dT(t)}{dt} + \omega^2 \cdot T(t) = 0 \quad (19)$$

와 같이 표현할 수 있다. 여기서 식(19)를 풀면,

$$T_n(t) = e^{-\xi\omega_n t} \left\{ c_0 \cos(\omega_n \sqrt{1-\xi^2} \cdot t) + c_1 \sin(\omega_n \sqrt{1-\xi^2} \cdot t) \right\} \quad (20)$$

과 같이 나타낼 수 있다.

식(18)와 식(20)을 식(14)에 넣고 정리하면 일반 해 $W_h(x, t)$ 는 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$\begin{aligned} W_h(x, t) &= \sum_{n=1}^{\infty} X_n(x) \cdot T_n(t) \\ &= \sum_{n=1}^{\infty} [(\cosh \beta_n x - \cos \beta_n x) - \sigma_n (\sinh \beta_n x - \sin \beta_n x)] \\ &\times e^{-\xi\omega_n t} \left\{ c_0 \cos(\omega_n \sqrt{1-\xi^2} \cdot t) + c_1 \sin(\omega_n \sqrt{1-\xi^2} \cdot t) \right\} \end{aligned} \quad (21)$$

식(12)에서 $P(x)$ 항이 들어간 식은 변수분리법으로 풀수가 없다. 따라서 여기서는 변위 $W(x, t)$ 를 아래와 같이 가정한다.

$$W(x, t) = M(x, t) + \phi(x) \quad (22)$$

식(22)를 식(12)에 대입하여 정리하면

$$\rho A \ddot{M} + EI \cdot \frac{\partial^4 M(x, t)}{\partial x^4} + \frac{\partial^4 \phi(x)}{\partial x^4} = P(x) \quad (23)$$

$$\frac{\partial^4 \phi(x)}{\partial x^4} - P(x) = 0 \quad (24)$$

식(24)를 만족하도록 $\phi(x)$ 를 선택하면, 경계 조건식(7)은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} W(0, t) &= M(0, t) + \phi(0) = 0 \\ W'(0, t) &= M'(0, t) + \phi'(0) = 0 \\ W''(L, t) &= M''(L, t) + \phi''(L) = 0 \\ W'''(L, t) &= M'''(L, t) + \phi'''(L) = 0 \end{aligned} \quad (25)$$

여기서 $\phi(0) = \phi'(0) = \phi''(L) = \phi'''(L) = 0$ 가 되는 $\phi(x)$ 를 선택했다고 가정하면 식(25)는 다음과 같이 간단히 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} W(0, t) = M(0, t) = 0 \quad W'(0, t) = M'(0, t) = 0 \\ W''(L, t) = M''(L, t) = 0 \quad W'''(L, t) = M'''(L, t) = 0 \end{aligned} \quad (26)$$

식(4)를 식(24)에 대입하면,

$$\frac{\partial^4 \phi(x)}{\partial x^4} = -\frac{30EI}{L^5} \cdot \delta_{\max}(x-L) \quad (27)$$

이 미분방정식을 풀면,

$$\phi(x) = EI \cdot \delta_{\max} \left(-\frac{x^5}{4L^5} + \frac{5x^4}{4L^4} - \frac{5x^3}{2L^3} + \frac{5x^2}{2L^2} \right) \quad (28)$$

이다. IPMC의 초기속도와 초기변위가 0이라고 놓으면 $W(x, 0) = \dot{W}(x, 0) = 0$ 이고 이식을 식(22)에 넣으면 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} M(x, 0) &= W(x, 0) - \phi(x) = -\phi(x) \\ \dot{M}(x, 0) &= \dot{W}(x, 0) = 0 \end{aligned} \quad (29)$$

식(21)에서 $W(x, t)$ 를 $M(x, t)$ 로 바꾸어서 쓰면,

$$M(x,t) = \sum_{n=1}^{\infty} [(\cosh \beta_n x - \cos \beta_n x) - \sigma_n (\sinh \beta_n x - \sin \beta_n x)] \times e^{-\xi \omega_n t} \left\{ c_0 \cos(\omega_n \sqrt{1-\xi^2} \cdot t) + c_1 \sin(\omega_n \sqrt{1-\xi^2} \cdot t) \right\} \quad (30)$$

위 식(30)에 $t = 0$ 을 대입하면,

$$M(x,0) = \sum_{n=1}^{\infty} [(\cosh \beta_n x - \cos \beta_n x) - \sigma_n (\sinh \beta_n x - \sin \beta_n x)] \times c_0 = -EI \cdot \delta_{\max} \left(-\frac{x^5}{4L^5} + \frac{5x^4}{4L^4} - \frac{5x^3}{2L^3} + \frac{5x^2}{2L^2} \right) \quad (31)$$

식(31)를 풀기 위해 직교성(orthogonality)을 이용하면,

$$\int_0^L [(\cosh \beta_n x - \cos \beta_n x) - \sigma_n (\sinh \beta_n x - \sin \beta_n x)] \cdot M(x,0) \cdot dx = c_0 \times \int_0^L [(\cosh \beta_n x - \cos \beta_n x) - \sigma_n (\sinh \beta_n x - \sin \beta_n x)]^2 dx \quad (32)$$

같은 방법으로 $\dot{M}(x,0)$ 를 구하면,

$$c_0 = \frac{1}{Q_n(x)} \int_0^L X_n(x) \cdot M(x,0) \cdot dx \quad (33)$$

$$c_1 = \frac{1}{Q_n(x)} \int_0^L X_n(x) \cdot \dot{M}(x,0) \cdot dx \quad (34)$$

여기서,

$$Q(x) = \int_0^L [(\cosh \beta_n x - \cos \beta_n x) - \sigma_n (\sinh \beta_n x - \sin \beta_n x)]^2 dx \quad (35)$$

식(29)로부터 $c_1 = 0$ 이고 c_0 는 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$c_0 = \frac{1}{Q_n(x)} \times \int_0^L -EI \cdot \delta_{\max} \left(-\frac{x^5}{4L^5} + \frac{5x^4}{4L^4} - \frac{5x^3}{2L^3} + \frac{5x^2}{2L^2} \right) X_n(x) \cdot dx = \frac{S_n(x)}{Q_n(x)} \quad (36)$$

여기서,

$$S_n(x) = \int_0^L -EI \cdot \delta_{\max} \left(-\frac{x^5}{4L^5} + \frac{5x^4}{4L^4} - \frac{5x^3}{2L^3} + \frac{5x^2}{2L^2} \right) X_n(x) \cdot dx \quad (37)$$

식(30)과 (36)에서 $M(x,t)$ 는 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$M(x,t) = \sum_{n=1}^{\infty} [(\cosh \beta_n x - \cos \beta_n x) - \sigma_n (\sinh \beta_n x - \sin \beta_n x)] \times \left[c_0 \cdot e^{-\xi \omega_n t} \cos(\omega_n \sqrt{1-\xi^2} \cdot t) \right] \quad (38)$$

최종적으로 변위 $W(x,t)$ 는 식(22),(28),(38)로부터 다음과 같이 나타낼 수가 있다.

$$W(x,t) = \sum_{n=1}^{\infty} [(\cosh \beta_n x - \cos \beta_n x) - \sigma_n (\sinh \beta_n x - \sin \beta_n x)] \times \left[c_0 \cdot e^{-\xi \omega_n t} \cos(\omega_n \sqrt{1-\xi^2} \cdot t) \right] + EI \cdot \delta_{\max} \left(-\frac{x^5}{4L^5} + \frac{5x^4}{4L^4} - \frac{5x^3}{2L^3} + \frac{5x^2}{2L^2} \right) \quad (39)$$

4. 퍼지 제어기 설계

퍼지 제어기를 구성하기 위해서는 첫째, 제어기의 입력과 출력을 만들어야 한다. 본 논문에서는 퍼지 제어기의 입력은 식(40)과 같이 레이저 변위센서에서 측정된 IPMC 끝단의 위치

값과 기 정한 기준입력과의 차 즉, 오차(e : error)와 그 오차의 변화량(c : change in error)으로 정한다.

$$e(kT) = r(kT) - y(kT)$$

$$c(kT) = \frac{e(kT) - e(kT - T)}{T}, \quad T = \text{sampling time} \quad (40)$$

그리고 출력 값으로는 IPMC를 구동하기 위한 액추에이터 입력 전압, $u(kT)$ 가 된다. 이러한 입, 출력 값들을 퍼지 제어기에 사용하기 위해서는 언어적인 변수로 나타내야 한다. 본 연구에서는 NB (Negative Big), NM(Negative Middle), NS (Negative Small), ZO(Zero), PS(Positive Small), PM (Positive Middle), PB(Positive Big)와 같이 7개의 언어적 변수를 사용하였다. 그리고 알고리즘의 수행속도와 계산의 용이성을 위해서 삼각형 형태의 소속함수 (Membership function)를 사용하여 퍼지화를 수행하였다. 또한 플랜트의 시뮬레이션을 통해 오차와 오차변화율을 0~1사이에서 정규화 시켰으며 위의 입, 출력 값을 Table 1에서 보는 것처럼-5 ~ 5까지 11단계로 양자화를 수행하였다.

둘째, 제어규칙(Rule base)를 만들어야 한다. 규칙은 식(41)에서처럼 'IF-THEN' 형식으로 이루어져 있으며 IPMC 액추에이터의 특성실험을 통해 구하였다.

$$IF \tilde{e} \text{ is } \tilde{E} \text{ and } \tilde{c} \text{ is } \tilde{C} \text{ THEN } \tilde{u} \text{ is } \tilde{U} \quad (41)$$

여기서 \tilde{e} , \tilde{c} , \tilde{u} 는 양자화된 입, 출력 값이고 \tilde{E} , \tilde{C} , \tilde{U} 는 언어적인값(Linguistic value)을 나타낸다.

셋째, 제어기 입력과 제어규칙에서 추론의 합성 규칙을 이용하여 정확한 제어기 출력 값을 구해야 한다. 추론법에는 Max-Min법과 Max-Product법이 많이 사용되고 있고 본 연구에서는 Mamdani가 제시한 Max-Min방법을 사용하였다. 이에 대한 추론방법은 식(42)와 같다.

$$\mu_r(e, c, u) = \text{Min}(\mu_E(e), \mu_C(c), \mu_U(u))$$

$$\mu_{U'}(u) = \text{Max} - \text{Min}(\mu_E(e'), \mu_C(c'), \mu_U(u')) \quad (42)$$

여기서 e' , c' , u' 은 각각 제어기 입력의 실수 값이며, μ 는 소속함수값이다.

넷째, 퍼지 규칙들로부터 추론된 최종적인 결론 값은 결정적이 값이 아니므로 플랜트의 입력으로 사용하기 위해서는 결정론적인 하나의 실수값으로 만들어야 한다. 이 과정을 비퍼지화(Defuzzifier) 과정이라 한다. 본 논문에서는 식(43)의 무게 중심법 (Center of gravity)을 사용하였다.

$$y_{crisp} = \frac{\sum u_i \cdot \mu_A(u_i)}{\sum \mu_A(u_i)} \quad (43)$$

다섯째, 앞에서 논술한 일련의 과정 즉, 어떤 입력이 주어졌을 때 제어규칙에서 비퍼지화 과정까지는 매우 복잡한 단계들을 거쳐야 원하는 출력 값을 구할 수가 있기 때문에 모든 입력의 경우를 가상하여 이들을 미리 추론해서 비퍼지화 값을 나타내었다.

5. 시뮬레이션 결과

5.1 동작 시뮬레이션

Fig. 8에서는 크기가 20mm5mm0.2mm인 IPMC시편에 각각 0.5V, 1.0V, 1.5V, 2.0V, 2.5V, 3.0V의 계단 입력 전압을 가했을 때 시간에 따른 끝단에서의 변위를 나타내었다. 끝단에서의 변위는 입력의 인가와 동시에 변형이 발생하지만 변형의 transient 상태가 발생을 하게 된다. 이는 IPMC의 두께가 가로 및 세로의 크기에 비해서 두께가 0.2mm이므로 매우 flexible 하기 때문이다. 하지만 모든 전압에서 약 3초 후에 stead-state로 수렴하는 것을 확인할 수가 있다. 따라서 비교적 긴 transient 상태를 줄이는 것이 필요하다.

Fig. 9와 Fig. 10은 1V와 2V의 전압을 인가하였을 때 시간(0.5초, 1초, 2초, 3초)변화에 따른 IPMC 전체 길이에 대한 변위 값을 나타낸 것이다. 이 그래프에서 보게 되면 초반(0.5초)에 변위가 급격히 커지다가 몇 번의 진동을 거쳐 일정 변위에 도달하는 것을 볼 수가 있다. 이는 Fig. 8과 같이 해석될 수 있다. Fig. 9와 Fig. 10에서 IPMC의 전체적인 변형을 보여준다. IPMC의 변형이 없는 부분은 동적

모델링 상에서 수행한 바와 같이 경계조건으로 구속되어 있다. 따라서 끝단으로 갈수록 발생 변위가 더욱 커지는 것을 알 수가 있다.

5.2 퍼지 제어 시뮬레이션

Fig. 11은 기준입력(reference input)을 2.0mm로 설정하였을 경우 시뮬레이션 상에서 퍼지 제어를 실행하였을 경우의 값을 보여주고 있다. 이때 시뮬레이션 상에서 IPMC의 크기는 20mm5mm0.2mm이다. 인가한 전압은 1V이다. 응답 특성을 고찰하면 제어를 쓰지 않은 경우의 결과값과 비교하였을 경우 보다 작은Overshoot값과 빠른 응답특성을 보여주고 있다.

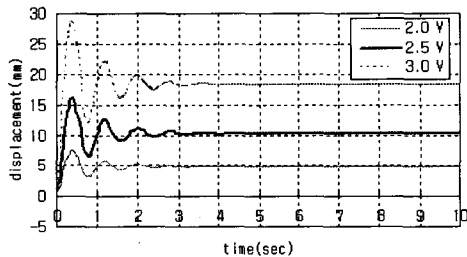


Fig. 8 Simulation result of IPMC(Displacements of the end point of IPMC at different step input)

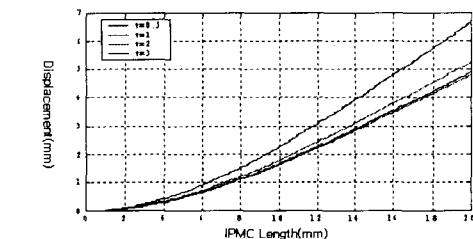


Fig. 9 Simulation result of IPMC (Displacements of IPMC with respect to constant time @ 2.0V)

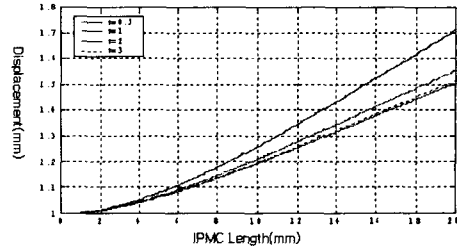


Fig. 10 Simulation result of IPMC (Displacements of IPMC with respect to constant time @ 1.0V)

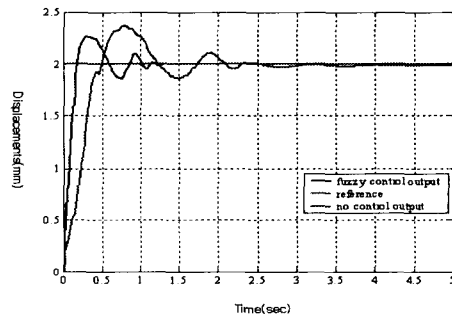


Fig. 11 Simulation control for fuzzy controller

6. 결론

본 연구에서는 캡슐형 내시경 로봇의 방향전환 액추에이터로 사용되는 IPMC의 힘(인가전압)과 변위와의 관계식을 실험을 통해서 유도하였으며 이를 바탕으로 Lagrangian 방정식을 이용하여 수학적 모델링을 수행하였으며 모델링 결과는 컴퓨터 시뮬레이션을 통해서 실제 움직임과의 차이를 확인하여 보았다.

본 논문에서는 IPMC 액추에이터 제어를 위하여 퍼지 알고리즘을 사용하였다. 그 이유는 IPMC의 동적 모델링이 IPMC 내부의 모든 변수를 고려하지 못하였고 또한 퍼지 알고리즘 자체가 강인한 제어를 수행할 수 있기 때문이다. 제어 결과는 제어를 수행하지 않은 IPMC에 비해서 우수한 동적 성능을 발휘하는 것을 알 수가 있었다.

후기

본 연구는 과학기술부 21세기 프론티어개발사업 중 “지능형마이크로시스템 개발사업단”의 연구

비지원을 받아 수행하였습니다.

참고문헌

1. Kornbluh, R., Ronald Pelrine, Qibing Pei, Seajin Oh and Jose Joseph, "Ultrahigh strain response of field-actuated elastomeric polymers," In: Smart Structures and Materials (Bar-Cohen, Y., Ed.), Proc. SPIE, Newport Beach, USA, Vol. 3987, pp. 51-64, 2000,
2. Zhenyl, M, J. I. Scheinbeim, J. W. Lee and B. A. Newman, "High Field Electrostrictive Response of Polymers," Journal of Polymer Sciences, Part B-Polymer Physics, Vol. 32, pp. 2721-2731, 1994,
3. Heydt, R., R. Kornbluh, R. Pelrine and V. Mason, "Design and Performance of an Electrostrictive-Polymer-Film Acoustic Actuator," J. Sound and Vibration, Vol. 215, No. 2, pp. 297-311, 1998,
4. R. Kanno, et al., "Linear approximate dynamic model of an ICPF (ionic conducting polymer gel film) actuator," Proc. IEEE ICRA, pp. 219-225, 1996.
5. Tadokoro, S., Shinji Yamagami, Toshi Takamori and Keisuke Oguro, "Modeling of Nafion-Pt composite actuators (ICPF) by ionic motion," In: Smart Structures and Materials (Y. Bar-Cohen, Ed.), Proc. SPIE, Newport Beach, USA, Vol. 3987, pp. 92-109, 2000a.
6. Tadokoro, S., Masahiko Fukuhara, Y. Bar-Cohen, Keisuke Oguro, Toshi Takamori, "A CAE Approach in Application of Nafion-Pt Composite (ICPF) Actuators Analysis for Surface Wipers of NASA MUSES-CN Nanorovers," In: Smart Structures and Materials (Y. Bar-Cohen, Ed.), Proc. SPIE, Newport Beach, USA, Vol. 3987, pp. 262-272, 2000b.
7. Yoshiko, A., A. Mochizuki, T. Kawashima, S. Tamashita, K. Asaka and K. Oguro, "Effect on Bending Behavior of Counter Cation Species in Perfluorinated Sulfonate Membrane-Platinum Composite," Polymer for Advanced Technologies, Vol. 9, pp. 520-526, 1998.
8. Okada T., G. Xie, O. Gorseth, et al., "Ion and Water Transport Characteristics of Nafion Membranes as Electrolytes," Electrochem. Acta, Vol. 43, No. 24, pp. 3741-3747, 1998.
9. R. Kanno, et al., "Characteristics and modeling of ICPF actuator," Proc. JUSFA, pp. 692-698, 1994.
10. Robert E. Skelton, "Dynamic systems control: Linear systems analysis and synthesis," John Wiley & Sons, Inc, New York, 1998.