한국소음진동공학회 2005년도 추계학술대회논문집, pp. 723~726.

IPMCs(Ionic Polymer Metal Composites) 성능 개선 및 날갯짓 작동기로의 응용

Improved IPMCs and It's Application for Flapping Actuator

이순기* · 박훈철† · 유영태** · 허석*** ·
Soon Gie Lee*, Hoon Cheol Park†, Young Tai Yoo** and Seok Heo***

Key Words : Iionic Polymer-metal Composites(IPMCs, 이온성 고분자-금속 복합체), Artificial Muscle(인공근육), IPMCs Actuator(IPMCs 작동기), Nafion™(내피온), Biomimetic Application(생체 모방 응용)

ABSTRACT

The two major obstacles in the application of IPMC to flapping actuators operated in the air are solvent loss and actuation force. In this paper, solvent loss of various IPMCs made of Nafion™117(183μm thickness) has been experimentally investigated to find out the best combination of cation and solvent for minimal solvent loss in IPMCs and higher actuation force. For this purpose, experiments for the internal solvent loss measurement of IMPCs have been conducted for various combinations of cation and solvent. From the experiments, it was found that heavy water showed improvement in the operating time up to more than two minutes. In the tip force measurement of IPMCs, it was found that smaller and thicker IPMCs produced larger tip forces. However, the shorter IPMCs generated reduced actuation displacements and created flapping motion with decreased natural frequency. For the design of flapping device actuated by 5mm wide, 10mm long, 0.2mm thick IPMCs were used in the stacked form. Since the actuation force is a few gram-force, we stacked five IPMCs to improve actuation force. To amply the actuation force, rack-and-pinion type hinge was used for the flapping device and insect (Cicadidae) wing was attached to the stacked IPMC actuator. In the flapping test, the device could generate flapping angle of 15° at 6Hz excitation by 2.5 voltage square wave input.

1. 서 론

IPMCs(Ionic Polymer Metal Composites)는 EAP(Electro-Active Polymer)로 분류되는 복합재료로서[1] 인공 근육 그리고 transducer로 많은 잠재적인 활용 가능성을 가지고 있다. IPMC actuator가 가진 가장 큰 장점은 3V 이내의 저전압 하에서도 작동이 가능하다는 것과 또 polymer 내부의 이온의 이동에 의한 구동은 생물체의 근육과도 매우 유사하며 호환성을 가진다는 점이다. 따라서 바이오센서[2~4]나 산업용 혹은 의료분야에서의 활용에 대한 연구가 진행되어 왔으며 내부 이온 손실에 내성을 가진 용매나 혹은 이온 손실을 억제 할 수 있는 공정에 관한 연구들도 매우 활발히 진행되고 있다.[5] 이외에도 IPMC를 적용한 수중생물체[6][7], 곤충, 로봇에 관한 연구 등 다양한 분야에서 연구가 진행되고 있다.

IPMC 작동기를 인공근육형 구동기로 응용 하려면 IPMC를 공기 중에서 작동하여야 한다. 이 경우 작동기 내부이온의 증발 및 전기분해로 인한 내부의 용매손실이 문제가 된다. 이외에도 작동기의 길이가 길어지게 되면 자체 중량에 의한 처짐 현상이 나타난다.

본 연구에서는 서로 다른 종류의 내부용매를 갖는 IPMC의 용매손실과 내부이온이 IPMC의 작동력에 미치는 영향을 조사하였다. 또한, 개선된 IPMC를 이용하여 날갯짓 기구를 제작하여 구동시험을 수행하였다.

† 책임저자 건국대학교 항공우주공학과
E-mail : hcpark@konkuk.ac.kr
Tel : (02) 450-3531, Fax : (02) 444-6670
* 건국대학교 신기술융합학과
** 건국대학교 신소재공학과
*** 건국대학교 인공근육센터

2. IPMC 작동기의 특성

2.1 IPMC 표면 특성 및 문제점

IPMC 작동기는 주로 백금이나 금, 은 같은 전기전도도가 높은 물질을 내피온(Nafion™, perfluoro-sulfonic acid, DuPont) 이온교환막의 표면과 내부에 침투시켜서 작동기의 성능을 향상시키는 무 전해도금 및 환원 공정[4], [8~11]을 통해 제작하게 된다.

IPMC 구동에 가장 중요한 역할을 해주는 것이 내부의 용매와 강한 극성을 가진 이온들이기 때문에 공기 중에서 작동할 때에 가장 큰 장애요인이 바로 내부용매의 증발과 전기분해로 인한 손실이다. 작동기 작동 중에 발생되는 열은 내부 용매의 증발을 가속시키고 또 양단에 걸리는 전압은 전기분해를 발생시키게 되어 시편 내부의 작동력을 유발하는 이온의 움직임은 제한 받고 결국 그 작동력을 상실하게 된다.

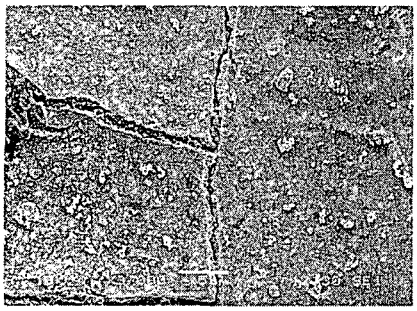

Fig .1 SEM image of IPMC surface

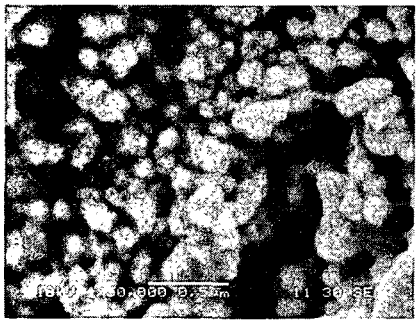

Fig. 2 SEM Image of IPMC Surface

Fig. 1은 내피온의 내부 술폰기($-SO_3H$)의 수소 이온 대신에 Li^+ 이온으로 교환되어있는 IPMC 표면을 3000배의 배율로 찍은 사진이고 Fig. 2에서는 Fig. 1에서 표면 전극이 갈라진 틈 부위를 5만 배의 배율로 찍은 사진인데 내부에 결합되어있는 표면 전극 층의 백금 입자들의 모습을 볼 수 있으며 특히 전극 내부의 틈 사이로 용매가 자유롭게 이동할 수 있는 백금 표면층의 다공성 구조를 관찰할 수 있다.

2.2 IPMC 내부 용매의 영향

IPMC 작동기의 내부용매는 주로 물을 사용하는데 작동기가 2V 이상의 전압으로 공기 중에서 작동하게 되면 수분 이내에 내부 물의 손실이 일어나기 문에 ionic liquid나 염을 이용한 대체 용매에 대한 관심이 높아지고 있다.

Table 1. Solvent uptake at 25℃(wt%)

Ion form	DI Water	D_2O	DMSO
H^+	24.50	24.70	108.20
Li^+	26.50	26.60	110.30
Cu^{++}	26.10	26.30	109.50

Table1은 IPMC를 술폰기에 치환된 이온과 내부 용매 즉 DI water, 중수 및 DMSO(Dimetyl sulfoxide) 등의 용매에 24시간 동안 저장한 후 IPMCs의 용매함유량(Solvent Uptake)을 측정하여 나타내었다.

IPMC 작동기의 구동시간은 내부용매의 손실되는 정도에 의존하게 되는데, 이를 조사하기 위하여 DI water, 중수 그리고 DMSO를 내부용매 하에서 술폰기에 대표적 이온(H^+, Li^+, Cu^{++})을 치환하였을 때 각각의 수분 손실을 측정하였다. 이 실험은 2.5V의 구동전압을 사각파형으로 인가하면서 1분 간격으로 수분 손실을 측정하였다.

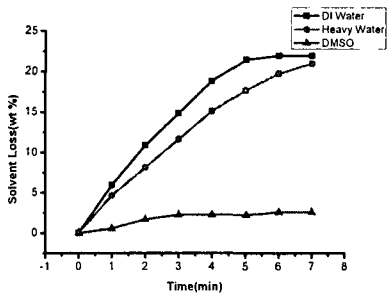

Fig. 3 Solvent loss vs. Time curves for Li^+ Form IPMC

Fig. 3은 Li^+로 치환된 IPMC가 서로 다른 용매를 갖는 경우의 용매손실을 측정한 그래프이다. 내부용매로는 DI water 보다는 중수를 사용했을 때 내부용매 손실량이 적었고 2분 이상 작동시간을 연장시키는 결과를 나타내었다. DMSO는 수분손실이 거의 나타나지 않았지만 강한 팽윤 현상을 유발시켜 IPMC 작동기가 처지는 현상이 발생하여 정상적인 구동이 불가능했다. 이 실험은 IPMC 작동기가 공기 중에서 작동할 때 구동시간의 한계성을 보여주는데 이는 증발과 전기분해로 인하여 내부용매가 감소하여 작동력을 상실하기 때문이다.

2.3 작동력 특성 실험

IPMC 작동기를 날갯짓 작동기로 응용하기 위해서는 고려되어야 할 중요한 요소는 작동기의 길이와 두께이다. 길이가 너무 길면 날갯짓 장치를 구현함에 있어서 자체중량에 의한 시편의 처짐 현상이 발생하게 되고 IPMC 작동기의 끝에 작용하는 힘인 tip force(generative force)는[12] 길이가 길어질수록 약해진다. 그리고 두께가 두꺼워질수록 시편의 tip force는 증가하지만 이온 운동이 저하되어 날갯짓 고유 진동수가 감소하게 된다.

IPMC 작동기의 길이 및 구동전압과 tip force의 관계를 알아보기 위하여 실험적으로 조사하여 Fig. 4의 결과를 얻었다.

Fig. 4는 길이와 전압을 각각 5mm와 0.5V 간격으로 변화를 주면서 계측하였으며, 입력 전압이 3.5V인 경우에 작동기의 유효 굽힘 길이가 10mm인 경우 tip force가 $2.4g_f$를 나타내었다. 또한 길이가 길어질수록 tip force는 감소함을 알 수 있다

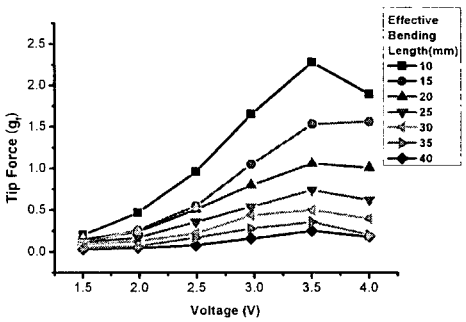

Fig. 4 Tip force vs. Input Voltage Curves for Effective Bending Length

2.4 인가전압 및 주파수

일반적으로 특정 구조물은 그 제원이 정해지면 고유진동수가 결정된다. 하지만 IPMC 의 경우에는 길이 무게 등의 제원이 결정된다 하더라도 인가되는 전압 즉 전류가 변하면 고유진동수도 변하게 된다. 최근 이러한 IPMC 의 전기적인 거동을 모델링 하기 위한 시도 중의 하나가 회로를 이용한 전류의 컨트롤을 이용한 방식이다.[13] 본 실험에서는 가장 큰 tip force를 나타내는 유효 굽힘 길이(Effective bending length)가 10mm인 IPMC 작동기에 대한 최적의 전압, 전류 및 고유진동수 특성을 측정하였다.

3. 날갯짓 기구의 제작 및 실험

본 연구에서는 위에서 얻은 실험결과를 바탕으로 플래핑 기구를 제작하여 실험하였다. 우선 앞서 조사한 IPMC 작동기의 길이특성, 전압, 전류, 고유진동수 등의 특성을 바탕으로 하여 가로 10mm (유효 굽힘 길이기준), 세로 5mm 두께 0.2mm의 IPMC 작동기를 이용하였고 작동력을 증폭시키기 위하여 다섯 겹의 시편을 쌓아서 stack type의 날갯짓 기구를 제작하였다.

3.1 전극제작

IPMC 시편의 각 양단에 전위차를 인가해 주기 위하여 별도의 전극이 필요한데 전극 표면에 산화와 환원반응이 일어나지 않는 백금 전극을 사용하였다. 또한 전극의 무게를 최소화 하기 위하여 두께가 25 μm인 얇은 구리 판에 백금을 CVD(Chemical Vapor Deposition, 화학 기상 성장법)로 0.1μm 깊이로 증착하였고 후면을 전선에 납땜하고 5mm×5mm 크기의 발사에 부착하여 각 층을 제작하였다.

3.2 Stack type 작동기 제작 및 실험 결과

Fig. 5는 stack type 제작된 작동기의 개념도이고 작동기의 구동특성을 시험하기 위하여 Fig. 6과 같이 작동기의 변위와 전압을 측정하는 실험장치를 구성하였으며 Fig. 7은 그 실험 결과를 보여준다. IPMC를 다섯 겹 쌓아서 제작한 stack type 작동기에 2V의 구동 전압을 7Hz의 사각파형으로 인가하여 측정한 변위는 최대 약 6mm였다.

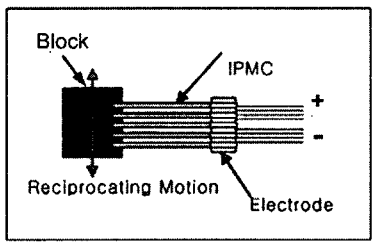

Fig. 5 Stack Type IPMC Actuator

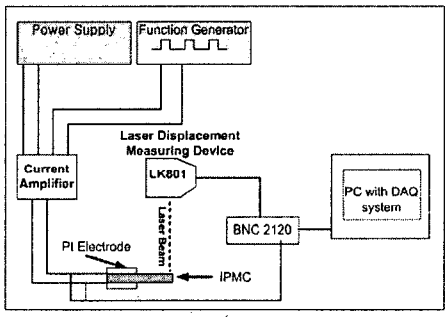

Fig. 6 Schematic diagram of IPMC flapping System

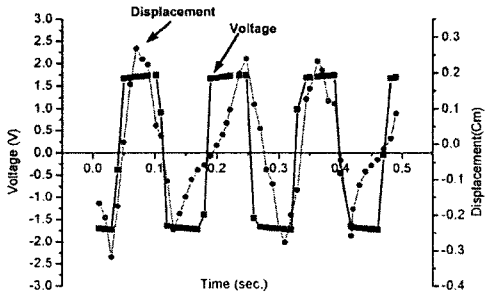

Fig. 7 Voltage and Displacement Resolution

3.3 날갯짓 기구 제작 및 실험

Stack type으로 제작된 IPMC 작동기를 곤충(메미)의 날개를 구동하기 위한 실험을 수행하였다. 날갯짓을 구현하기 위하여 rack과 pinion 구조를 이용하였다. Fig. 8은 날갯짓 기구의 개략도이고, Fig. 9는 제작된 기구를 보여준다. 5개의 IPMC 작동기는 병렬로 연결하여 회로를 구성하였으며,

작동기가 움직이면 rack을 상하로 움직이고 pinion을 통하여 날갯짓을 하게 된다. 이때 구동된 날갯짓은 약 6Hz 의 고유진동수에서 약 15°의 날갯짓 각도 및 14mm의 날개 끝단 변위를 발생하였다.

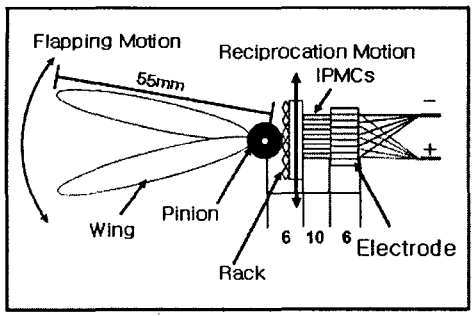

Fig. 8 Design of Wing Applied Flapping Device

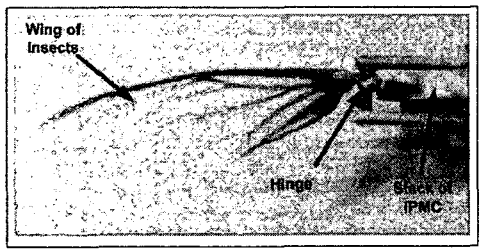

Fig. 9 Flapping Device of Insect's Wing

4. 결 론

본 연구에서는 IPMC 작동기의 용매손실과 작동력을 개선하기 위하여 다양한 이온들(H^+, Li^+, Cu^{++})과 내부 용매를 갖는 IPMC의 내부용매 손실량 및 tip force를 계측하였으며, 실험결과 Li^+이온에 증수를 사용하였을 경우가 가장 우수한 결과를 나타내었다. 또한 유효 굽힘 길이가 10mm 인 경우 인가전압이 3.5V일 때 가장 큰 tip force를 얻을 수 있었으며, 구동 특성을 최적화 하기 위한 전압과 전류의 실험 값은 2.5V, 65mA를 나타내었다. 곤충의 날개를 구동하기 위하여 제작한 stack type 작동기에 2.5V, 7Hz의 사각파를 인가하였을 때 최대 6mm 의 구동변위가 발생하였다. 제작된 stack type 작동기로 곤충(매미)의 날개를 구동하기 위한 기구를 제작하였으며, 구동결과 2.5V, 6Hz를 인가하였을 때 15°의 날갯짓 각과 14mm의 날개 끝단 변위 값을 얻었다.

이와 같은 개선에도 불구하고, IPMC로 구동되는 비행이 가능한 날개짓 기구를 개발하기 위해서는 내부용매의 손실문제를 완전히 극복하고 작동기의 고유진동수를 높이면서 작동력을 증가시킬 수 있는 IPMC 개발이 필요하다.

후 기

본 연구는 한국학술진흥재단의 중점연구소지원사업(2004) 및 한국과학재단의 국제공동연구(2003)의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

(1) Bar-Cohen Y., 2001, Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles - Reality, Potential, and Challenges, SPIE PRESS.

(2) Shahinpoor M., Bar-Cohen Y., Simpson J.O., Smith J., 1998, Ionic polymer-metal composites(IPMCs) as biomimetic sensors and artificial muscles-a review, Smart Mater. Struct. Vol. 7, pp 15~30

(3) Kim K.J., Shahinpoor M., 2002, A novel method of manufacturing three-dimensional ionic polymer-metal composites(IPMCs) biomimetic sensors, actuators and artificial muscle, Polymer J. Vol. 43, pp797~802

(4) Shahinpoor M., Kim K.J., 2001, Ionic polymer-metal composites: I . Fundamentals, Smart Mater. Struct. Int. J. Vol 10, pp 819~933

(5) Bennett, M.D. and Leo, D. J., 2004, Ionic liquids as stable solvents for ionic polymer transducers, Sensors and Actuators, part A, Vol.115, pp 79-90.

(6) 허석 등, 2004, "이온성 고분자-금속 복합체의 수중 응용", 제어자동화시스템공학회논문집 Vol .10, No.11, pp 1~10

(7) Shahinpoor M., Kim K.J., 2005, Ionic polymer-metal composites:IV. Industrial and medical applications, Smart Mater. Struct. Vol 14 , pp 197~214

(8) Kanno R., Tadokoro S., Takamori T. and Oguro K., 1996, "3-Dimensional dynamic model of ionic conducting polymer gel film (ICPF) actuator," Proceedings of IEEE International conference on systems, Man and Cybernetics, PP 2179~2184

(9) Takenaka H., Torikai E., Wakabayashi N., 1982, Int. J. Hydrogen Energy, Vol. 7, pp 397

(10)Asaka K, Oguro K, Nishimura Y, Mizuhata M, Takenaka H, 1995, Bending of polyelectrolyte membrane-platinum composites by electric stimuli, I. Response characteristics to various waveforms, Polymer J., Vol. 27(4), pp 436~440

(11) Shahinpoor M., 1994, Continuum electromechanics of ionic polymeric gels as artificial muscles for robotic applications, Smart Mater. Struct. Int. J. Vol 3, pp 367~372

(12) Wang Q.M., Du X.H., Xu B., 1999, Cross LE. Electromechanical coupling and output efficiency of piezoelectric bending actuators, IEEE Trans Ultrasonics, Ferroelectron, Freq. Contr., Vol. 46(3), pp 638-646

(13) Bonomo C., Pietro C., Granziani S. 2004, A Circuit to model the electrical behavior of an ionic polymer metal composite, Published in ISCAS2004, Vancouver-CAN ISCAS 2004, Vancouver-CAN.