

◆특집◆ 생체역학 시스템 모델링

IPMC의 열등가 모델링을 이용한 능동형 카테터 성능 해석

박흥석*, 이장열**, 조재영**, 이계한***

Analysis of an Active Catheter Using Thermal Equivalent Modeling of IPMC

Heung Seok Park*, Jang Yeol Lee**, Jae Young Jho** and Kyeihan Rhee***

Key Words : IPMC (이온고분자 금속 복합체), Actuator (작동기), FEM (유한요소법), Thermal Equivalent Model (열등가 모델)

1. 서론

심혈관 질환은 현대 서구 사망원인에 가장 큰 비중을 차지하고 있으며, 뇌혈관 질환은 수술이 어렵고 수술 후유증의 가능성이 크므로 치료가 어려운 질환으로 알려져 있다. 뇌혈관 질환은 혈전에 의해 혈관이 막혀 뇌조직이 괴사하는 허혈성 뇌졸중과 뇌혈관 벽이 파리처럼 부풀어난 뇌동맥류의 파열에 의한 출혈성 뇌졸중이 있다. 허혈성 뇌졸중의 치료 방법으로 혈전을 물리적 방법으로 제거하거나 약물을 주입하여 용해하는 방법이 사용된다. 출혈성 동맥류의 치료를 위해 동맥류의 목부분을 수술적으로 폐색하는 방법이 사용되었으나, 최근에는 미세 코일을 이용하여 동맥류의 내부를 채워서 동맥류를 폐색하는 방법이 사용된다. 수술을 하지 않고 도관(카테터)을 혈관에 삽입한 후 도관을 통해 약물이나 기구를 주입하는 최소 침습적 혈관 내 치료법은 수술의 부작용을 최소화하며, 환자의 회

복 기간을 단축시킬 수 있는 장점을 갖고 있다.

혈관 내 치료를 위해서는 병변부의 정확한 위치에 카테터를 위치 시켜야 하는데, 카테터가 굴곡이 심한 혈관이나 분지부를 통과할 때 원하는 방향으로 방향을 조정하기가 어려운 문제점이 있다. 따라서 카테터의 끝 부분을 원하는 방향으로 변형할 수 있어 방향 조절이 가능한 카테터는 혈관내 치료 성공률을 증가시킬 수 있다. 뇌혈관에 사용되는 도관은 직경이 1.5 mm 이하로 기존의 기계적 구동방법으로 방향조정이 가능하도록 제작하기 어렵다.

전기활성 고분자는 전기적 자극을 가하면 고분자 내부의 화학적 반응을 통해 작동력과 변위가 발생하는 특성이 있으므로 생체모사형 작동기 및 마이크로 로봇 등의 개발에 응용되고 있다.^{1,2} Nafion, Flemion, Aciplex 등의 이온성 고분자 막에 백금 등의 전도성 금속을 도금한 이온고분자 금속 복합체(Ionic Polymer Metal Composite, IPMC)는 금속 전극에 인가한 전압에 의해 막 내부 이온의 이동에 따른 수축과 팽창이 발생하며 이에 따라 작동력과 변위가 발생한다. IPMC는 비교적 낮은 전압에서 큰 작동 변위를 발생시킬 수 있으므로 다양한 분야에 응용이 가능한 소형 경량의 작동기로서 개발되고 있으며, 성능의 향상을 위하여 미세 구조의 최적화 및 제작 방법의 개선에 관한 다양한 연구가 수행되고 있다.^{3,4,5}

* 한국과학기술연구원 의학연구소

** 서울대학교 화학생명공학부

*** 명지대학교 기계공학과

Tel. 031-330-6426, Fax. 031-321-4959

Email: khanrhee@mju.ac.kr

생체역학 및 인공장기, 특히 심혈관 시스템 모델링에 관심을 두고 연구 활동을 하고 있다.

IPMC의 전기-화학-기계적 특성에 관한 다양한 이론 및 실험적 연구가 수행되고 있으며, IPMC 작동기의 모델링은 IPMC의 개발 및 성능 예측에 중요하다. Nemat-Nasser는 IPMC에서 발생하는 다양한 물리화학적 변화를 마이크로역학을 기반으로 비교적 상세하게 물리적으로 모델링하였다.^{6,7} 이 방법은 물리화학적 이론의 제시가 명확하나, 방법이 복잡하고 물리화학적 모델링에 요구되는 다양한 물리량, 파라미터, 경계조건의 결정이 어려우므로, 단순한 일차원 모델에 제한적으로 응용이 가능하다. Toi 등은 인가전압에 의한 이온의 분포를 모델링하여 이에 따른 아이젠 응력 및 변위의 발생을 두 쌍의 전극을 갖는 보 모델에서 유한요소법을 이용하여 계산하였다.⁸ 이 방법에서는 고분자 내부에서 발생하는 다양한 전기-화학-기계적 반응 중 전기화학적 반응의 초점을 두고 모델링 연구를 수행하였다.

IPMC 작동기 내부의 복잡한 물리화학적 반응의 정확한 모델링이 어렵고 많은 가정 및 모델 파라미터의 결정이 요구되므로, 작동기의 내부의 복잡한 현상을 고려하지 않고 블랙박스화 하여, 작동기에 가해진 전압과 발생 변위의 관계만을 고려하여 모델링하는 방법이 제시되었다.^{9,10} 이 방법은 실험을 통하여 전압과 변위의 관계를 구하고, 이를 이용하여 특정 형상이나 경계조건을 만족하는 작동기에 응용하는 방법이다. 이 모델링 방법은 이온의 이동 및 응력 발생의 물리적 현상을 모델링하지 않고, 주어진 입력(전압) 및 출력(변위)의 관계만을 모델링하므로, 모델링의 물리적 근거의 제시가 부족하나, 유사한 형상 및 경계조건의 모델에 대하여 다양한 전압 및 변위의 관계를 비교적 용이하고 정확하게 예측할 수 있다.

본 연구에서는 IPMC를 이용한 능동형 카테터를 개발하기 위하여, IPMC로 제작한 카테터의 성능을 결정하는 변형 및 응력 특성을 컴퓨터 시뮬레이션에 이용하여 예측하고자 한다. IPMC 작동기의 정적 구동 특성을 예측하기 위하여 열 등가 모델을 이용하여 유한요소해석을 수행하였다. 전도성 고분자에 전압을 인가하면 이온의 이동이 발생하며, 이에 따른 팽창 및 수축에 의해 변형이 발생하고 이는 온도의 변화에 의한 열팽창 및 수축과 유사성을 갖는다. 열 등가 모델에서는 인가 전압과 온도, 전압에 의한 변형의 발생과 열팽창에 의한 변형의 발생의 유사성을 이용하여 모델링을 수행한다. 이 방법은 다양한 전기활성 고분자 보의 굽힘

각, 모멘트 및 변형의 해석에 응용되고 있다.^{11,12} 본 연구에서는 열등가 모델링 파라미터를 실험적 결과를 이용하여 결정하고, 이를 이용한 유한 요소 해석을 통하여 제시한 모델의 유효성을 검증하고자 한다. 또한, 약물이나 기구 삽입을 위하여 내강이 확보된 카테터를 모델링하여 내경의 크기에 따른 IPMC 카테터의 구동 특성을 고찰하고자 한다.

2. 방법

2.1 바이모프 보의 열등가 모델링

IPMC 동작기의 전기, 화학, 기계적 특성을 고려한 물리화학적 반응의 모델링은 복잡한 형상과 다양한 물리화학적 변수를 포함하는 카테터 구동부의 설계에 응용하기 어렵다. 본 연구에서는 IPMC 내부의 물리화학적 반응을 고려하지 않고, 입력(전압)과 출력(힘, 변형)의 관계만을 고려한 블랙박스 모델을 사용하였다. 모델의 유효성을 검증하기 위해 보 형태의 IPMC를 제작하여 실험적으로 힘과 변형의 관계를 측정하고, 이를 제안한 모델의 유한요소 해석결과와 비교하였다.

IPMC 보는 가상의 두 층으로 이루어진 등가 바이모프 보 모델로 간략화 하였다. 전도성 고분자에 전압을 인가하면 이온의 이동하며, 이에 따른 팽창 및 수축에 의해 변형이 발생하므로 이는 온도의 변화에 의한 열팽창 및 수축과 유사성을 갖는다. 전압과 온도, 이온의 이동에 의한 부피 변화와 열팽창의 유사성을 이용하여, 바이모프 보의 각 층은 크기는 같고 부호가 반대인 열팽창 계수를 갖고 서로 다른 부피 변형을 일으킴에 따라 동작기의 휨 변형이 발생한다고 가정하였다.

$$d_{31} = \frac{2sH^2}{3VL^2} \quad (1)$$

$$\alpha_1 = \frac{d_{31}}{t} \quad (t = \frac{H}{2}) \quad (2)$$

$$E = \frac{8LF_u}{3WH^2d_{31}E_3} \quad (3)$$

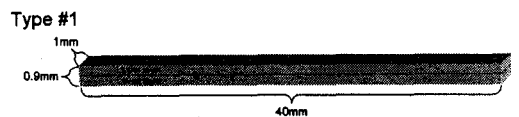


Fig. 1 The 3D bimorph beam model

Table 1 Calculated material properties for different applied voltages of a bimorph beam model

Model type	bimorph beam model	
Applied voltage	3V	4V
Elastic modulus (MPa)	241	421
Thermal expansion	1.25e-3	1.69e-3

상용 유한요소 코드인 ANSYS(ver 10.0)를 이용하여 실험에 사용된 것과 동일한 3차원 형상 모델을 생성하고 (Fig. 1) 실험을 통해 측정한 하중-변위 관계 실험값을 이론식에 적용하여 보의 거동을 예측하는데 필요한 모델링 파라미터를 결정하였다 (Table 1). 등가 바이모프 보 모델의 인가 전압(V)과 끝단 변위(s) 관계를 이용하여 IPMC의 전기-기계 연성계수(electro-mechanical coupling coefficient, d_{31})를 계산하고, 이는 다시 열 등가 기법(thermal analogy)을 이용하여 등가의 열팽창 계수(α_1)로 치환하였다. 식에서 H는 보의 두께, L은 보의 길이, W는 보의 폭을 나타내며, E_3 는 전압을 보의 두께로 나눈 값이다. 또한 IPMC의 등가 영계수는 바이모프 보의 막힘 하중(blocking force, F_{bl}) 계산식에 실험을 통해 측정한 보의 막힘 하중과 보 모델의 형상을 적용하여 IPMC의 실제 굽힘 강성에 따른 영계수(E)를 계산하였다. 구현된 3차원 보 모델은 ANSYS multiphysics에서 제공하는 coupled-field SOLID5 타입의 6면체 요소망으로 유한요소 모델링 하였으며 이를 통해 전기, 기계, 열 간 상관관계에 의한 정적 비선형 해석의 수행이 가능하다. 실험을 통해 측정된 최대 막힘 하중과 끝단 변위 값은 해석 모델의 물성 조건 결정에 변수로 작용하는 동시에 동작기의 거동을 대표하는 수치적 지표가 되므로 이들의 실험값과 해석 결과를 서로 비교함으로써 모델링된 등가 바이모프 보 모델을 검증하였다.

2.2 카테터 모델링

카테터는 기구나 약물을 주입할 수 있는 통로(내강)가 확보되어야 하므로, 카테터 구동부는 원통이나 보에 구멍이 뚫린 형태로 제작되어야 한다. 직경이 1.5 mm의 튜브형 카테터와 한번의 길이가 1mm인 정사각형 단면을 갖는 블록형 카테터가 차지하는 혈관 단면적이 유사하므로, 본 연구에서는 한 번의 길이가 1 mm인 정사각형 단면을 갖고, 길

Geometry (Block type)

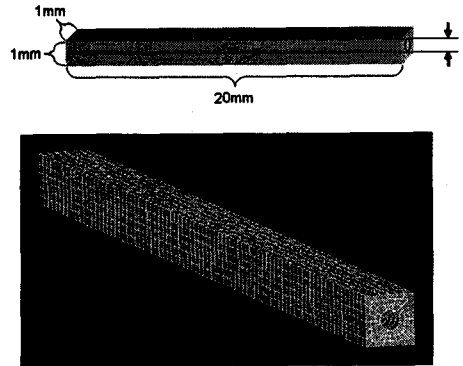


Fig. 2 Geometry and finite element model of a block type active catheter

Geometry (Tubing type)

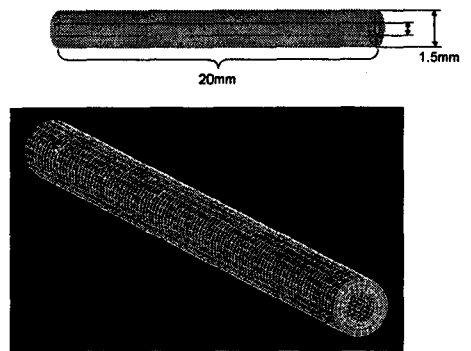


Fig. 3 Geometry and finite element model of a tube type active catheter

이가 20mm인 보에 직경 0.2, 0.3, 0.4 mm의 내경이 확보된 블록형 구동체 (Fig.2)와 직경이 1.5 mm이고 길이가 20 mm인 원통에 0.5, 0.8, 1 mm의 내경인 확보된 튜브형 구동체(Fig.3)를 모델링하였다. 모델링 된 각각의 구동체는 바이모프 보와 마찬가지로 ANSYS multiphysics에서 제공하는 coupled-field SOLID5 타입의 6면체 요소망으로 유한요소 모델링 하였다. 구동체를 상하의 두층으로 나누고 각 층은 크기는 같지만 부호가 반대인 열팽창계수를 가지며 바이모프 보와 동일한 방식으로 휨 변형이 발생하도록 모델링하였다.

3. 결과

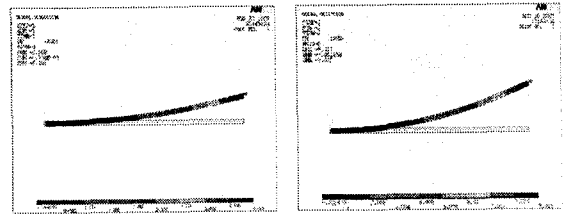
형상이 다른 두 가지 타입의 IPMC 작동기에 대하여 인가전압에 따른 변위와 힘을 실험적으로 측정된 결과를 본 연구에서 제시한 모델을 이용하여 유한요소 해석을 수행한 결과와 비교하였다. Fig. 4는 막힘 하중 변화에 따른 변위를 실험적 측정값과 유한요소해석(실선) 결과를 나타낸 그래프이다. 본 논문에서 제시한 등가 바이모프 보 모델의 막힘 하중(blocking force)은 작동기의 최대 끝단 변위(s)를 통해 계산된 전기-기계 연성계수(d_{31})와 등가 영계수(E), 인가 전기장(electric field, E_3) 등을 통해 계산할 수 있으며 (Eq. 4), 인가 전기장은 인가 전압을 작동기의 두께로 나누어 계산된다.

$$F_{bl} = \frac{3WH^2E}{8L}d_{31}E_3 \quad (4)$$

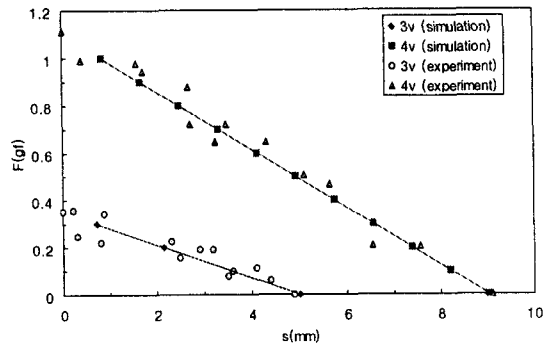
바이모프 보의 경우 인가 전압에 따른 하중-변위 관계는 유한 요소 해석 값과 실험적 측정값이 잘 일치하였다. 3V 전압 인가 시 최대 막힘 하중과 끝단 변위가 각각 0.35gf, 5.00mm로 실험상의 계측 결과인 0.36gf, 4.90mm와 거의 일치하는 결과를 보였다. 또한 4V 인가 경우 역시 시뮬레이션 결과는 각각 1.10gf, 9.02mm로 실험 계측 결과인 1.11gf, 9.10mm와 유사한 것을 확인할 수 있었다.

한변의 길이가 1 mm인 정사각형 단면을 갖고, 길이가 20mm인 보에 직경 0.2, 0.3, 0.4 mm의 내경이 확보된 블록형 구동체에 6V의 전압을 인가하였을 경우 카테터의 변형 해석결과 Fig.5에 나타나있다. 내강의 직경이 증가할수록 최대 변위 값은 감소하였으나, 그 변화는 크지 않았다.

직경이 1.5 mm이고 길이가 20 mm인 원통에 0.5, 0.8, 1 mm의 내경인 확보된 튜브형 구동체의 경우도 내강의 증가에 따라 최대 변위 값이 감소하였다 (Fig. 6). 카테터의 휨 정도를 나타내기 위하여 전압을 가하기 전의 카테터 축과 최대 휨이 발생한 위치와 이루는 각도(DA: deflection angle)를 Table 2에 나타내었다. 블록형 카테터의 휨에 내강의 직경은 큰 영향을 미치지 않았고, 튜브형 카테터의 경우 내강의 증가에 따라 휨이 감소하였다. 유사한 크기의 혈관 단면을 차지하는 원형 및 정사각형 단면의 형상은 카테터의 휨에 영향을 미쳤으며, 블록형 카테터는 18도 이상의 DA를 발생할 수 있었다.



(a)



(b)

Fig. 4 (a) Simulated displacements using finite element analysis model for applied voltage of 3V and 4V (b) Force-displacement relationships for an IPMC actuator

본 연구에서는 IPMC를 이용한 능동형 카테터를 개발하기 위하여, IPMC로 제작한 카테터의 성능을 결정하는 변형 및 응력 특성을 컴퓨터 시뮬레이션을 이용하여 예측하였다. IPMC 카테터의 거동을 해석하기 위하여, 인가전압과 변형 및 응력의 관계를 블랙박스 모델 간주하고 열등가 모델을 제시하였다. 모델링의 중요 파라미터인 전기-기계 연성계수 및 복합체의 영계수는 보에 인가한 전압에 따른 변형과 힘을 실험적으로 측정된 결과를 이용하여 계산하였다. 제시된 보 모델은 전기-기계-열 상관관계를 이용한 정적 비선형 유한요소해석을 수행하였으며 그 결과를 실험의 계측결과와 비교함으로써 모델의 유효성을 검증하였다. 이를 통해 본 연구에서 제시한 열등가 모델의 해석 파라미터 및 경계 조건의 유효성을 증명하였으며, 블록형과 튜브형의 카테터 모델에 대하여 시뮬레이션을 수행함으로써 그 거동을 예측할 수 있었다. 본 연구에서

Table 2 Maximum displacements and deflection angles for different catheters

	block type				tube type	
	0.2	0.3	0.4	0.5	0.8	1.0
lumen diameter(mm)	0.2	0.3	0.4	0.5	0.8	1.0
max displacement(mm)	6.69	6.63	6.53	5.18	4.87	4.6
deflection angle(°)	18.5	18.3	18.1	14.5	13.4	12.9

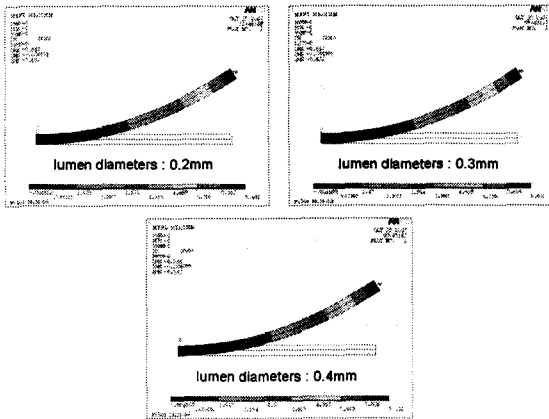


Fig. 5 Simulated displacement of block catheters with different size lumen diameters

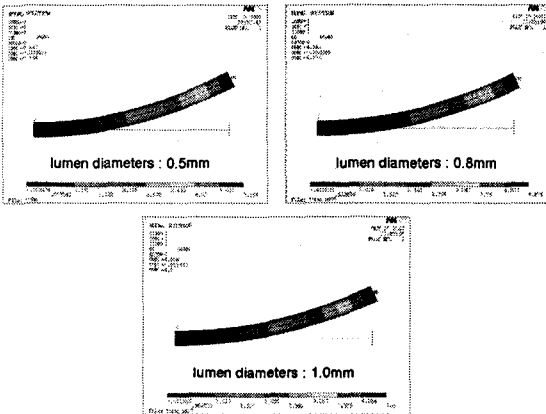


Fig. 6 Simulated displacement of tube catheters with different size lumen diameters

제시한 IPMC 작동기 모델은 다양한 형상 및 전극 패턴에 따른 catheter의 거동을 효과적으로 예측할 수 있는 방법으로 사용될 수 있으므로 IPMC를 이용한 catheter의 설계 및 개발에 효과적으로 활용될

수 있을 것으로 기대된다.

4. 결론

본 연구에서는 IPMC를 이용한 능동형 catheter를 개발하기 위하여, IPMC로 제작한 catheter의 성능을 결정하는 변형 및 응력 특성을 컴퓨터 시뮬레이션을 이용하여 예측하였다. IPMC catheter의 거동을 해석하기 위하여, 인가전압과 변형의 관계를 블록박스 모델 간주하고 열등가 모델을 제시하였다. 모델링의 중요 파라미터인 전기-기계 연성계수 및 복합체의 영계수는 보에 인가한 전압에 따른 변형과 힘을 실험적으로 측정된 결과를 이용하여 계산하였다. 제시된 보 모델은 전기-기계-열 상관관계를 이용한 정적 비선형 유한요소해석을 수행하였으며 그 결과를 실험의 측정결과와 비교함으로써 모델의 유효성을 검증하였다. 바이모프 보의 경우 인가 전압에 따른 하중-변위 관계는 유한 요소 해석 값과 실험적 측정값이 잘 일치하였다. IPMC 작동기의 catheter로의 응용을 예측하기 위하여 블록형 및 실린더형 catheter 모델에 대하여 유한요소 해석을 수행하였다. 유사한 크기의 혈관 단면을 차지하는 블록형과 튜브형 catheter의 경우 블록형 catheter의 힘이 컸으며, 블록형 catheter는 18° 이상의 DA를 발생할 수 있었다.

후기

본 연구는 서울시 산학연 협력사업 (Seoul R&BD Program)의 지원에 의해 수행되었습니다.

참고문헌

1. Lim, S. M., Lee, S., Yoon, K. J. and Goo, N. S., "Design and demonstration of a mimimetic wing

- section using a light weight piezo-composite actuator (LIPCA)," *Smart Mater. Struct.*, Vol. 14, pp. 496-503, 2005.
2. Jager, E. W. H., Inghanas, O. and Lundstrom, I., "Microrobots for micrometer-size objects in aqueous media; Potential tools for single-cell manipulation," *Science*, Vol. 288, pp. 2335-2338, 2000.
 3. Shahinpoor, M. and Kim, K. J., "Ionic polymer-metal composite: I. Fundamentals," *Smart Mater. Struct.*, Vol. 10, pp. 819-833, 2001.
 4. Kim, K. J. and Shahinpoor, M., "Ionic polymer-metal composite: II. Manufacturing techniques," *Smart Mater. Struct.*, Vol. 12, pp. 65-69, 2003.
 5. Shahinpoor, M. and Kim, K. J., "Ionic polymer-metal composite: III. Modeling and simulation as biomimetic sensors, actuators, transducers and artificial muscles," *Smart Mater. Struct.*, Vol. 13, pp. 1362-1388, 2004.
 6. Nemat-Nasser, S. and Li, L. J., "Electromechanical response of ionic polymer metal composites," *J. Appl. Phys.*, Vol. 87, No. 7, pp. 3321-3331, 2000.
 7. Nemat-Nasser, S., "Micromechanics of actuation of ionic polymer-metal composites," *J. Appl. Phys.*, Vol. 92, No. 5, pp. 2899-2915, 2002.
 8. Toi, Y. and Kang, S. S., "Finite element analysis of two-dimensional electrochemical- mechanical response of ionic conducting polymer-metal composite beams," *Computers and Structures*, Vol. 83, pp. 2573-2585, 2005.
 9. Kanno, R., Kurata, A., Hattori, M., Tadokoro, S., Takamori, T. and Oguro, K., "Characteristics and modeling of ICPF actuators," *Proc. Japan-USA Symp. on Flex Automation*, Vol.2, pp. 691-8, 1994.
 10. Xiao, Y. and Bhattacharya, K., "Modeling electromechanical properties of ionic polymers," *Proc. SPIE*, Vol. 4329, pp.292-300, 2001.
 11. Lee, S., Park, H. C. and Kim, K. J., "Equivalent modeling for ionic-metal composite actuators based on beam theories," *Smart Mater. Struct.*, Vol. 14, pp. 1363-1368, 2005.
 12. Metz, P., Alici, G. and Spinks, G. M., "A finite element model for bending behavior of conducting polymer electromechanical actuators," *Sensors and Actuators A.*, Vols. 130-131, pp.1-11, 2006.