

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-A.2009.33.10.1081

공압형 인공근육을 이용한 상극구동의 동적 특성

강 봉 수[†] · 송 승^{*}

(2009년 6월 30일 접수, 2009년 8월 7일 수정, 2009년 8월 7일 심사완료)

Dynamic Characteristics of an Antagonistic Actuation with Pneumatic Artificial Muscles

Bong-Soo Kang and Seung Song

Key Words : Artificial Muscle(인공근육), Pneumatic System(공압 시스템), Antagonistic Actuation(상극 구동), Frequency Response(주파수 응답)

Abstract

This paper presents dynamic characteristics of pneumatic artificial muscles. Since the actuating performance of a pneumatic muscle is closely related to the input pressure of a pneumatic muscle, the air flow model on a valve orifice and an elastic bladder of the muscle is formulated to estimate precisely the pressure variance of pneumatic muscles during deflating and inflating process. Frequency response experiments are performed with an antagonistic system consisting of two pneumatic muscles and fast pneumatic control valves. Comparing with experimental results, the proposed model yielded good performance in estimating dynamic motions of the antagonistic system as well as the pressure variance of the pneumatic artificial muscles

1. 서론

로봇은 높은 강성을 가지는 링크구조와 큰 제어 이득을 이용하여 산업현장에서 반복적인 조립작업을 성공적으로 수행하였다. 로봇의 응용분야가 인간과 동일한 환경을 공유하며 서비스업무로 확장한다면 로봇관절의 높은 강성은 오히려 인간에 위협적인 요소가 될 수 있다. 인간은 여러 근육의 부드러운 움직임을 통해서 회전관절의 변위뿐만 아니라 관절의 강성을 제어하여 외부환경과의 안정적인 힘접촉이 가능하다.

공압형 인공근육(Pneumatic Artificial Muscle, 이하

PAM)은 인간의 근육을 모사하기 위한 연구로 시작되어 로봇의 구동부로 많이 사용되는 전기모터에 비하여 다음과 같은 장점이 있다. (1) PAM은 가볍고 질량 대비 출력이 매우 높다. (2) 작동원리가 인간의 근육의 운동원리와 동일하다. 즉 수축시 힘을 발생하며 수축률이 커질수록 힘이 작아진다. (3) 화재나 감전과 같은 위험요소가 적은 공기를 에너지원으로 사용한다. (4) 공기의 압력을 제어함으로써 PAM의 강성을 제어할 수 있다. 또한 외부의 급격한 충격(shock)을 흡수할 수 있다.⁽¹⁾

PAM의 한 형태인 Mckibben 근육이 1950년대 의수를 구동하는 구동장치로 고안되어⁽²⁾ 인공근육에 대한 다양한 연구를 촉발하였으나 당시에는 공기를 조절하는 밸브의 제어성능이 우수하지 않아 점차 연구의 관심이 줄어들었다. 1980년대 일본의 Bridgestone사에서 개량된 Mckibben 근육을 이용한 로봇팔을 출시하면서⁽³⁾ 인간과 상호 안정적인 힘전달이 가능한 인공근육에 대한 연구가 로봇, 의공학분야를 중심으로 다시 활발해지고 있다.

[이 논문은 대한기계학회 2009년도 충청지부 춘계학술대회(2009.5.15., 대전컨벤션센터) 발표논문임]

† 책임저자, 회원, 한남대학교 기계공학과

E-mail : bskang@hnu.kr

TEL : (042)629-7983 FAX : (042)629-8293

* 한남대학교 기계공학과

인공근육의 운동특성을 예측하기 위해서 많은 모델들이 근육의 수축률과 근육의 장력과의 관계식을 제안하였다. 초기에는 근육의 형태를 원통형으로 가정하여 운동특성이 제안되었으며,⁽²⁾ 원통형에서 벗어난 기하학적 오차를 보정하는 식을 제시하거나 근육 재질의 탄성운동과 마찰로 인한 히스테리시스를 고려하기도 하였다.^(4,5) 그러나 현재까지 연구된 대부분의 모델은 일정한 압력하에서 인공근육을 낮은 속도에서 천천히 인장과 수축을 수행한 준정적(quasi-static) 모델로서 로봇분야에서 요구하는 빠른 운동을 예측하는데 필요한 동적모델에 대한 연구는 미비하다.

본 연구에서는 인공근육의 정확한 동적모델을 제시하기 위해 공기를 공급하는 공압 시스템의 유체 거동특성을 인공 근육 모델링에 포함하여 공기가 유입되어 근육이 수축될 때, 공기가 배기되어 근육이 이완될 때 발생하는 압력변화와 에너지 변환을 고려하여 동적 모델링을 수행한다. 그리고 두 개 인공근육으로 이루어진 상극구동 시스템을 제작하고 주파수 응답특성 실험을 수행하여 상극 구동의 운동특성과 제안된 인공근육의 동특성 모델의 운동예측성능을 검증한다.

2. 인공근육 모델링

2.1 인공근육의 준정적 모델

본 연구에서 고려하는 인공근육의 대표적 형태인 Mckibben 인공근육은 안쪽의 탄성막과 이를 감싸고 있는 나선형 섬유망으로 구성된다. 근육 양 끝단에 탄성막과 섬유망을 고정하는 틀이 위치하고 틀의 한쪽 혹은 양쪽에 위치한 구멍으로 공기를 주입하면 탄성막의 부피가 증가한다. Fig. 1 과 같이 탄성막을 감싸는 섬유는 늘어나지 않기 때문에 나선각을 증가하여 탄성막이 팽창하는 부피를 수용하고 이로 인하여 길이방향으로 수축하여 인장력을 발생한다. 인공근육이 당기는 힘은 Fig. 2 와 같이 압력이 증가할수록 커지며 일정한 압력하에서는 수축이 커질수록 당기는 힘이 작아지게 되어 최대수축률에 도달하면 힘이 0 이 된다.

수축이완 시 근육의 탄성막 및 섬유망의 탄성 변형이나 마찰 등에 의한 에너지 손실이 없다고 가정하면 공기의 게이지압력, p ,에 의한 일과 근육의 인장력, F , 에 의한 일이 평형을 이루므로 가상 힘 원리에 의해서 다음의 식이 유도된다.

$$pdV = FdL \tag{1}$$

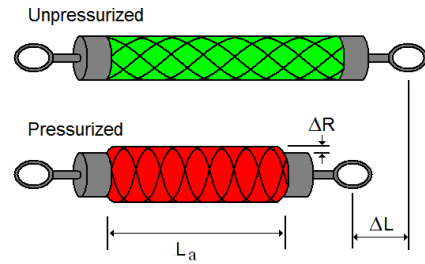


Fig. 1 Operating principle of PAM

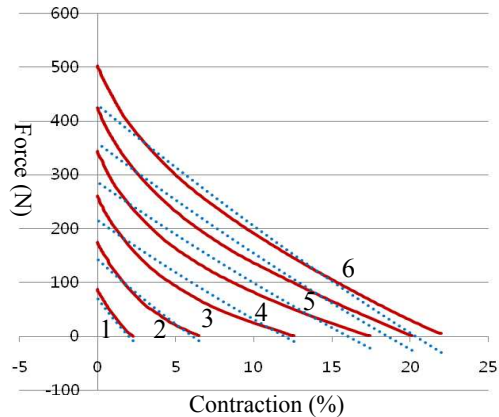


Fig. 2 Quasi-static characteristics of a pneumatic muscle (1~6 bar) ; Solid: actual value⁶ (FESTO, DMSP10-100), Dotted: estimated value with optimal parameters

여기서 L , V 은 각각 인공근육 탄성막의 길이와 부피이다. 인공근육의 수축, 이완 시 Fig. 1 과 같이 완벽한 원통형을 유지한다고 가정하면 인공근육 모델식이 다음과 같이 유도된다.⁽²⁾

$$F = p \frac{dV}{dL} = p[a(l - q\varepsilon)^2 - b] \tag{2}$$

where $\varepsilon \equiv (L_o - L) / L_o$

$$a \equiv \frac{3D_o^2 \pi}{4 \tan^2 \alpha_o}, \quad b \equiv \frac{D_o^2 \pi}{4 \sin^2 \alpha_o}$$

여기서 ε , α , D 는 각각 수축률, 나선각, 근육의 직경이며, 아래첨자 'o'는 공기가 없을 때의 치수이다. 식 (2)에서 q 는 Tondu⁴에 의해서 제안된 보정 상수로 최대수축률이 가해진 압력에 따라 달라지는 것을 보상하기 위해 제안되었으며 상수 혹은 다음과 같이 압력에 대한 실험식으로 적용된다.

$$q(p) = 1 + c_1 \exp(c_2 p) \tag{3}$$

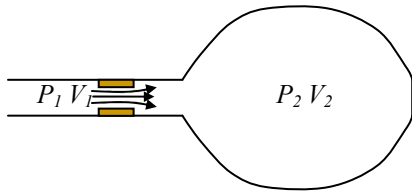


Fig. 3 Air flow to pneumatic muscle

6bar 까지 수행한 인공근육의 수축률과 인장력을 나타내는 실제 실험결과⁽⁶⁾를 식 (2)와 식 (3)에 적용하여 계산된 최적의 모델 인자(parameter)값을 Table 1 에 나타내었다. Fig. 2 는 실제 인공근육의 특성(solid line)과 준정적 모델의 특성(dotted line)을 비교하여 나타내고 있다. 압력값이 작아질수록 최대수축률이 점점 작아져서 1bar 에 도달하면 2.5% 정도도로만 수축하게 되며 인공근육의 준정적모델이 넓은 압력범위에서 실제 운동 특성을 유사하게 근사하고 있다. 인공근육의 준정적 운동특성을 보다 정확하게 예측하기 위해서 근육 재질의 비선형 탄성특성,^(7,8) 기하학적 형태보정,^(4,9) 망과 망의 마찰 에너지^(4,10,11) 등에 대한 연구들이 활발하게 이루어지고 있다.

2.2 인공근육의 동적 모델

식 (2)에서 인공근육이 당기는 힘은 가해진 공기압에 비례하므로 탄성막에 작용하는 공기압을 정확하게 예측하기 위해서 공기의 유입과 배기 시 나타나는 유체특성을 모델링해야 한다. 먼저 공압 튜브(tube)와 인공근육의 연결부에 있는 Fig. 3 과 같은 오리피스(orifice)의 유체 운동식을 유도하면 다음과 같다.⁽¹²⁾

if $P_2 \leq 0.528P_1$ (sonic)

$$\dot{m} = 0.0404cA_o \frac{P_1}{\sqrt{T_1}} \tag{4}$$

if $P_2 > 0.528P_1$ (subsonic)

$$\dot{m} = 0.1562cA_o \frac{P_1}{\sqrt{T_1}} \left(\frac{P_2}{P_1}\right)^{1/k} \sqrt{1 - \left(\frac{P_2}{P_1}\right)^{k-1/k}} \tag{5}$$

P, T, V 는 각각 절대압력, 절대온도, 부피이다. 아래첨자 1 은 공기의 유입흐름(upstream)에서 측정된 물리량, 아래첨자 2 는 배기흐름(downstream)에서 측정된 물리량이다. 인공근육으로 공기가 공급될

Table 1 Coefficients of the dynamic model

a	178.6 (N/bar)	c_2	-0.88 [1/bar]
b	106.9 (N/bar)	c	0.05 (inflation)
c_1	18.35		0.1 (deflation)

Table 2 Coefficients of the antagonistic actuated system

L_o (nominal actuator length)	10 cm
r (radius of the revolute joint)	0.65 cm
I (moment of inertia of the joint)	0.2 kg·cm ²
b (viscous damping coefficient)	1 kg·cm ² /s

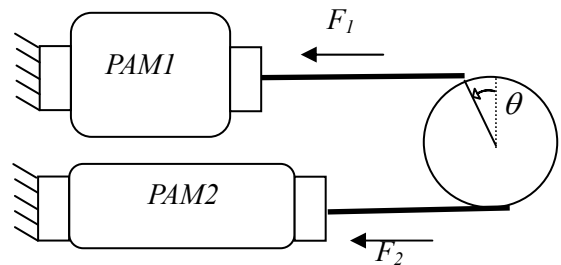


Fig. 4 Antagonistic actuation by two PAMs

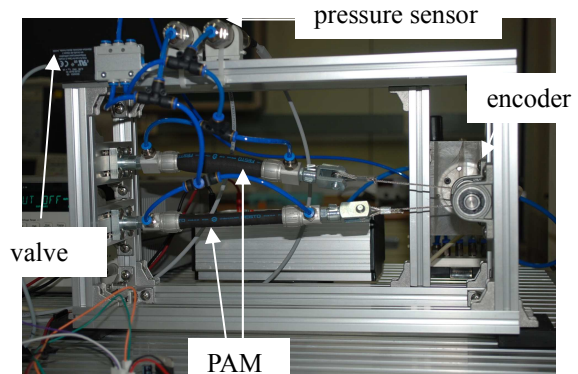


Fig. 5 Experimental setup for antagonistic actuation

경우 근육의 입구가 유입흐름, 근육 안쪽이 배기흐름이 되며, 반대로 인공근육으로부터 공기가 빠져나갈 때는 근육 안쪽이 유입흐름, 근육입구가 배기흐름이 된다. A_o 는 오리피스의 면적, c 는 방출상수(discharging constant), k 는 공기의 비열비(specific heat ratio)이다.

인공근육 탄성막내의 압력변화는 공기가 완전기체(perfect gas)라고 가정하면 공기방정식으로 다음과 같이 유도된다.⁽¹³⁾

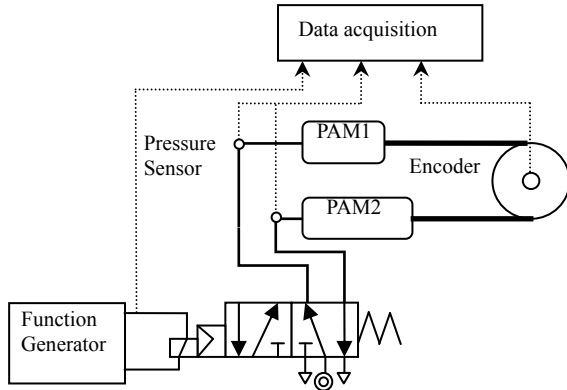


Fig. 6 Schematic diagram of the experimental setup

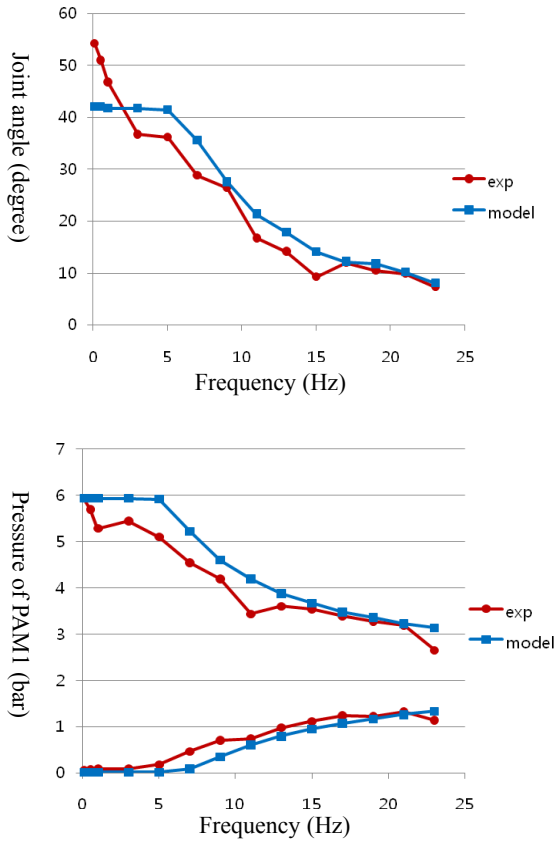


Fig. 7 Frequency response of the antagonistic actuation (round: experiment, square: model)

$$\dot{P}_2 = k \frac{RT_2}{V_2} \dot{m} - k \frac{\dot{V}_2}{V_2} P_2 \quad (6)$$

식 (6)은 단열(adiabatic)과정으로 가정한 것으로 만약 등온(isothermal)과정이면 k 대신 1로 대치한다. 제안된 모델식에서는 인공근육의 팽창 시 단열과정으로 응축시에는 등온과정으로 선정하였다.

2.3 상극 구동 모델

공압형 인공근육은 인간의 근육과 같이 수축할

경우에만 인장력을 발휘할 수 있으므로 양방향 회전운동을 만들기 위해서는 Fig. 4와 같이 두 개의 인공근육을 회전관절에 연결하고 한쪽이 수축하면 다른쪽은 이완이 되도록 하는 상극 구동(antagonistic actuation)으로 회전관절을 제어해야 한다. 회전조인트의 회전각과 회전반경을 각각 θ, r 이며 회전조인트의 관성모멘트와 점성마찰계수를 각각 I, b 라고 한다면 상극 구동 모델에 대한 운동방정식은 다음과 같다.

$$I\ddot{\theta} + b\dot{\theta} = (F_1 - F_2)r \quad (7)$$

여기서 F_1, F_2 는 두 인공근육의 인장력으로 각각 가해지는 공기압력에 의해 결정된다. 즉 두 인공근육에 가해지는 공기압력을 조절함으로써 회전각을 제어할 수 있을 뿐만 아니라 인간의 팔근육과 같이 회전강성을 조절할 수 있다.

3. 주파수 응답실험

Fig. 5는 실험을 위해 제작된 상극구동장치로서 사용된 인공근육은 FESTO사의 제품(DMSP-10-100N)을 이용하였으며 두 인공근육으로 공기의 빠른 배분을 위해서 솔레노이드형 5/2 way 밸브(FESTO, MHE2)를 사용하였다. 그리고 센서는 두 인공근육의 입력에서 압력을 측정하는 압력센서(FESTO, SDE1), 상극구동의 회전각도를 측정하는 엔코더(encoder)로 구성된다. Table 2는 상극구동 실험장치의 설계치수이며 Fig. 6은 실험장치의 개략적 구성도이다.

Fig. 6에서 보인 함수발생기(Function Generator)에서 나오는 사각신호(square wave)를 이용하여 솔레노이드형 5/2way 밸브의 공기방향을 전환하면서 상극구동을 만들었다. 즉 솔레노이드 off 시 PAM1에 공기가 공급되어 반시계방향, 그리고 솔레노이드 on 시 PAM2에 공기가 공급되어 시계방향의 움직임이 일어난다. 밸브의 전환(switcing) 주파수를 최대 23 Hz까지 가변하면서 두 인공근육의 압력과 상극구동의 회전각을 측정하였다. 또한 식(2)에서 식(7)까지 제시된 동역학모델식을 Simulink™를 이용하여 구현한 후 전산모의를 수행하였다.

Fig. 7에 인공근육의 압력, 상극구동의 회전각에 대한 실제실험과 제안된 모델에서 예측한 결과를 도시하였다. 인공근육의 동역학모델이 23 Hz의 빠른 운동영역까지 근육의 압력감소와 상극구동의

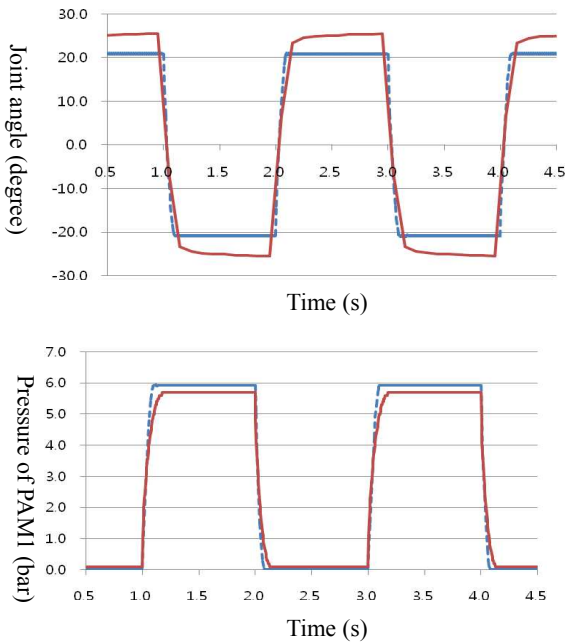


Fig. 8 Dynamic behaviors of the antagonistic actuation (0.5Hz, solid: experiment, dotted : model)

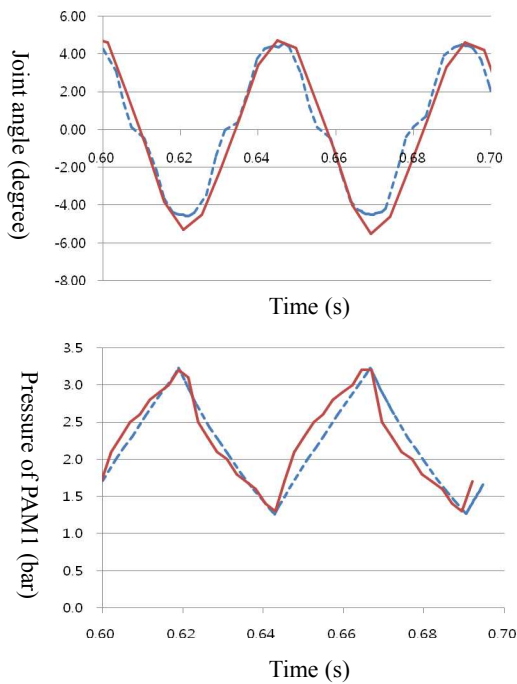


Fig. 9 Dynamic behaviors of the antagonistic actuation (21Hz, solid: experiment, dotted : model)

회전각감소를 근사적으로 예측하고 있다. Fig. 8 은 제어밸브의 스위칭 주파수가 0.5 Hz 일 때의 근육의 압력변화와 상극구동의 각변위를 시간축으로 도시한 그림이다. 공기를 공급되어 한쪽 근육을 팽창시키고 동시에 다른쪽 근육의 공기는 제어밸

브를 통해 대기중으로 빠져나오는데 충분한 시간이 있으므로 압력변화는 0 bar 에서 목표값인 6 bar 까지 사각형의 형태를 취하고 있으며 구동 회전각도 $\pm 20^\circ$ 정도 사각형의 형태를 가진다.

반면에 스위칭 주파수가 빨라지면 공기가 완전히 공급되거나 완전히 배기될 수 없기 때문에 Fig. 7 과 같이 압력변화폭이 작아지고 이로 인하여 상극구동 회전 진폭도 점점 줄어들며 이러한 감소특성을 제안된 모델이 유사하게 추정하고 있다. 가장 빠른 주파수인 21 Hz 에서는 Fig. 9 와 같이 압력은 약 1~3 bar 사이에서 삼각형의 형태를 가진다. 또한 구동 회전각의 진폭도 약 4° 로 줄어들고 삼각형 형태를 가지게 된다. 제안된 인공근육 동역학 모델이 시간영역에서도 실제 실험결과와 유사한 운동특성을 예측하고 있다.

4. 결론

본 연구에서는 공압형 인공근육의 동특성을 정확하게 예측하기 위해서 인공근육에 가해지는 압력변화를 공기역학과 열역학을 이용하여 모델링하였다. 두 개의 인공근육으로 이루어진 상극구조와 공압시스템을 제작하고 공압제어밸브의 스위칭주파수를 변화시켜면서 상극구동 주파수 응답실험을 수행하였다. 실험결과와 비교하였을 때 제안된 동적모델이 인공근육에 가해지는 압력변화를 계산하여 상극구동의 동특성 예측에 있어서 넓은 주파수 범위에서 우수한 성능을 보였다.

후 기

본 연구는 2009 년도 한남대학교 교비학술연구비지원으로 이루어졌으며, 이에 감사를 드립니다.

참고문헌

- (1) Daerden, F. and Lefeber, D., 2002, "Pneumatic Artificial Muscles: Actuators for Robotics and Automation," *European Journal of Mechanical and Environment Engineering*, Vol. 47, pp. 10~21.
- (2) Schulte, H. F., 1961, "The Characteristics of the Mckibben Artificial Muscle," *The Application of External Power in Prosthetics and Orthotics Appendix H*, Publication 87, Washington DC: National Academy of Sciences, pp. 94~115.

- (3) Inoue, K., 1988, "Rubbertuators and Applications for Robots," Proc. of 4th Int. Symp. on Robotics Research, pp. 57~63.
- (4) Tondu, B. and Lopez, P., 2000, "Modeling and Control of Mckibben Artificial Muscle Robot Actuators," *IEEE Control Systems Magazine*, Vol. 20, No. 2, pp. 15~38.
- (5) Tsagarakis, N. and Caldwell, D., 2000, "Improved Modelling and Assessment of Pneumatic Muscle Actuators," Proceedings of ICRA, Vol. 4, pp. 3641-3646.
- (6) <http://www.festo.com>
- (7) Kothera, C. S., Jangid, M., Sirohi, J., Wereley, M., 2006, "Experimental Characterization and Static Modeling of Mckibben Actuators," Proceedings of IMECE 2006.
- (8) Tondu, B., Ippolito, S., Guiochet, J. and Daidie, A., 2005, "A Seven- Degrees-of-Freedom Robot-Arm Driven by Pneumatic Artificial Muscles for Humanoid Robots," *Journal of Robotics Research*, Vol.24, No.4, pp.257~274.
- (9) Tsagarakis, N. and Caldwell, D., 2000, "Improved Modelling and Assessment of Pneumatic Muscle Actuators," Proceedings of ICRA, Vol. 4, pp. 3641~3646.
- (10) Chou, C.-P. and Hannaford, B., 1994, "Static and Dynamic Characteristics of Mckibben Pneumatic Artificial Muscles," Proceedings of ICRA, Vol.1, pp.281~286.
- (11) Caldwell, D. G., Medrano-Cerda, G. A. and Goodwin, M. J., 1995, "Control of Pneumatic Muscle Actuators," *IEEE Control Systems Magazine*, Vol. 15, No. 1, pp.40~48.
- (12) Ogata, K., 1978, *System Dynamics*, Prentice-Hall.
- (13) Richer, E. and Hurmuzlu, Y., 2000, "A High Performance Pneumatic Force Actuator System: Part I – Nonlinear Mathematical Model," *J. of Dyn. Syst., Meas. and Control*, Vol. 122, pp. 416~425.