

공압형 인공근육을 이용한 상극 구동의 모델 추정 및 정밀 위치제어

강 봉 수^{*†}

* 한남대학교 기계공학과

Model Estimation and Precise Position Control of an Antagonistic Actuation with Pneumatic Artificial Muscles

Bong-Soo Kang^{*†}

* Dept. of Mechanical Engineering, Hannam Univ.

(Received November 23, 2010 ; Revised March 3, 2011 ; Accepted March 3, 2011)

Key Words: Pneumatic Artificial Muscle(공압형 인공 근육), Antagonistic Actuation(상극 구동), Model-Base Control(모델에 기초한 제어), Frequency-Response Test(주파수 응답 특성)

초록: 본 연구에서는 공압형 인공근육으로 이루어진 회전관절의 동적 특성을 파악하기 위해서 두 개의 공압형 인공근육으로 이루어진 상극구동 시스템의 주파수 응답특성실험을 수행하였다. 인공근육의 작동범위에서 수행한 주파수 응답결과에 최적으로 근사할 수 있는 선형모델을 추정하고 이를 이용하여 회전관절의 움직임을 정밀하게 제어할 수 있는 모델에 기초한 제어법칙을 제시하였다. 사각파, 정현파 기준궤적에 대한 회전관절의 추종실험을 수행한 결과 선형 추정모델에 의한 보상효과와 피드백 이득에 의한 추종오차 제거효과를 통해서 우수한 궤적 추정성능을 보였다.

Abstract: This paper presents a frequency-response test performed on an antagonistic actuation system consisting of two Mckibben pneumatic artificial muscles and a pneumatic circuit with pressure valves. Varying switching frequency to pressure valves from 0.1 Hz to 5 Hz, parameters of a linear model were estimated optimally to predict dynamic characteristics of the antagonistic actuation. A model-base control scheme with estimated parameters was built for the precise trajectory tracking of the antagonistic structure and realized on a reconfigurable embedded control system, CompactRIO. Experimental results showed that the proposed model-based control scheme gave good performance in trajectory tracking comparing with a PD control scheme when square wave and sinusoidal wave were given as references to follow.

1. 서 론

로봇시스템은 센서, 구동기, 제어기 등 다양한 부품으로 구성되어 있으므로 인간과 같은 유연하고 지능적인 운동을 만들기 위해서는 각 부품에 연관된 기술의 첨단화가 요구된다. 인간과 격리된 한정된 공간에서 특정작업만을 반복 수행하던 산업용로봇에서, 인간과 생활공간을 공유하며 인간을 보조하는 서비스활동을 수행하는 지능형 서비스 로봇으로 진보해 나가면서 로봇에 요구되는 가

장 중요한 요소의 하나는 로봇의 과도한 움직임이나 예상치 못한 충돌로 인하여 인간에게 가해질 수 있는 위험성을 제거하거나 혹은 최소화할 수 있는 인간과 로봇과의 안전한 상호작용 기술을 들 수 있다.

현재까지 개발된 지능로봇 대부분은 그 움직임을 만들기 위한 구동부로 전기모터를 사용하고 있다. 전기모터는 제어의 용이성이 있지만 질량 대비 출력이 낮아 높은 기어비를 사용해야 하므로 외부물체와 충돌할 경우 위험성을 내포하게 된다. 이에 대한 대안으로 인간근육과 같이 외부환경에 맞게 강성을 조절할 수 있는 공압형 인공근육(Pneumatic Artificial Muscle, 이하 PAM)에 대한 연

† Corresponding Author, bskang@hnu.kr
© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

구가 이루어지고 있다.⁽¹⁾ PAM은 1950년대 의수를 구동하는 구동장치로 처음 도입된 이후⁽²⁾ 형태와 기능에 따라 다양한 종류가 개발되고 있다.⁽³⁾ 초창기 공압제어 기술수준이 낮아 그 응용이 적었으나 1980년대부터 로봇분야 특히 외부환경과의 안정한 접촉이 요구되는 응용분야에⁽⁴⁾ 적용하기 위해 인공근육의 정확한 모델링에서 근육의 운동제어에 이르기까지 활발한 연구가 이루어지고 있다.

인공근육의 모델링에 있어서 인공근육에 가해지는 공압과 근육이 당기는 장력과의 관계만을 고려한 모델링에서 재질의 형상,⁽⁵⁾ 재질의 비선형특성,⁽⁶⁾ 재질사이의 마찰,⁽⁷⁾ 공기의 유체특성⁽⁸⁾ 등을 고려한 정밀한 모델링까지 많은 연구가 수행되고 있다. 그러나 대부분의 연구가 인공근육의 상태변이가 천천히 변하는 운동을 예측하는 준정적(quasi-static) 모델로서 지능로봇과 같이 빠른 운동을 제어하는데 필요한 모델로는 불확실성이 커서 이용하기 어려웠다. 따라서 공압형 인공근육 시스템을 제어하는 제어기의 대부분은 모델의 불확실성을 제거하기 용이한 가변구조제어기,^(7,9) 강인제어기,⁽¹⁰⁾ 신경망제어기^(11,12) 등 다소 복잡한 계산이 요구되는 제어기법을 도입하였으나 인공근육 재질특성에 공기의 유체특성이 더해져 좋은 제어성능을 내는데 어려움을 가지고 있다.

본 연구에서는 인간의 관절운동과 같이 유연한 회전운동을 만들기 위해 공압형 인공근육과 인공근육에 공기를 공급하는 공압장치들로 이루어진 상극 구동 시스템을 제작한다. 그리고 인공근육을 포함한 공압제어시스템의 동적특성을 정밀하게 파악하기 위해 0.1 Hz 부터 5Hz 까지 주파수를 바꾸면서 인공근육에 공기를 주입하는 압력제어밸브의 작동상태를 스위칭하고 출력으로 상극 구동 회전각을 측정하는 주파수응답실험을 수행한다. 기존 준정적 이론모델에서 계산한 주파수 응답예상치와 실제 시스템의 주파수 응답특성을 비교분석하고 인공근육의 작동범위안에서 근사할 수 있는 선형모델을 실험적으로 추정(estimation)한다. 기존 실험적 모델링을 기초한 PAM 제어기법은 시간영역에서의 입출력 데이터를 이용한 모델매개변수 추정이거나⁽¹³⁾ 혹은 1.5Hz 주파수 범위안에서 모델링이 수행되어 PAM의 빠른 동적특성을 모델에 기초한 제어기의 피드포워드항에 충분히 반영하지 못하였다.⁽¹⁴⁾

그리고 추정한 선형모델의 예측성능을 이용하여 상극구동 회전관절의 움직임을 정밀하게 제어할 수 있는 모델에 기초한 제어기법을 제시한다. 제안된

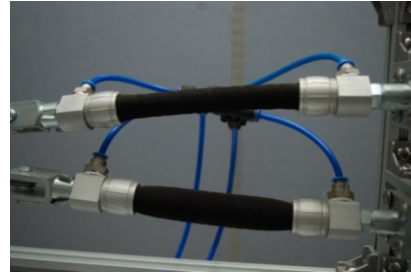


Fig. 1 Photograph of PAMs (Fluidic Muscle, FESTO) upper: deflated, lower: inflated

모델에 기초한 제어기법과 일반 PD (Proportional-plus-Derivative) 피드백 제어기 각각에 대해서 사각파, 정현파 기준입력에 대한 추종(tracking)실험을 수행하여 상극 구동의 운동특성과 제안된 동특성 모델의 운동예측성능을 검증한다.

본 논문의 2 장에서는 상극구동 시스템의 모델링에 대해서 서술한다. 3 장에서 실험을 통해서 모델매개변수를 추정하는 방법이 서술되며 4 장에서는 추정된 모델에 근거한 제어기법과 실험장치 구성에 대해서 상술한다. 5 장에서는 제어실험 결과에 대한 분석이 제시되고 6 장에서 결론을 제시한다.

2. 시스템 모델링

2.1 공압형 인공근육의 모델링

현재까지 개발된 공압형 인공근육은 형태와 기능에 따라 크게 Braided 형, Pleated 형, Netted 형, Embedded 형으로 나눌 수 있다.⁽³⁾ Braided 형에 속하는 McKibben 인공근육은 가장 많이 사용되는 종류로 Fig. 1 과 같이 안쪽의 탄성막과 이를 감싸고 있는 나선형 섬유망을 구성된다. 근육 양 끝단에 탄성막과 섬유망을 고정하는 틀이 위치하고 틀의 양쪽 혹은 한쪽에 위치한 구멍을 통해서 공기를 주입하면 탄성막의 부피가 증가한다. 탄성막을 감싸는 섬유는 늘어나지 않기 때문에 탄성막이 팽창하는 부피를 수용하고 길이방향으로는 수축하여 인장력을 발생한다.

Fig. 2 는 일정한 압력에서 매우 느린속도로 인공근육의 수축률을 변화시키면서 근육의 당기는 힘을 표시한 그림이다. 압력은 1bar 에서 6bar 까지 바꾸어 가면서 실험한 결과로서 압력이 높아질수록 당기는 힘이 커짐을 알 수 있다. 동일한 압력에서는 인간의 근육과 같이 수축률이 커질수록 당기는 힘이 점점 작아져서 최대수축률에 도달하면

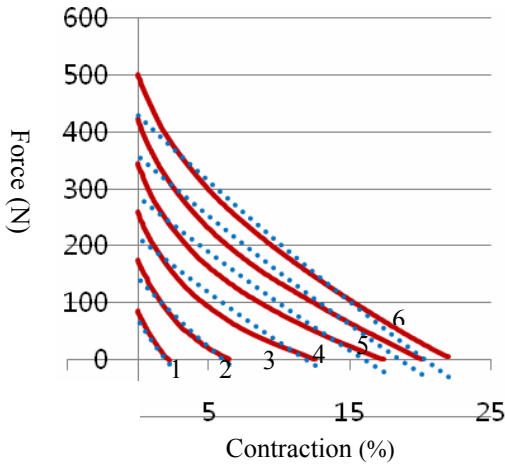


Fig. 2 Quasi-static characteristics of a PAM [solid: actual (FESTO⁽¹⁵⁾), dotted: estimated⁽⁸⁾ (1: 1bar, ..., 6: 6bar)]

당기는 힘은 0 이 된다. 또한 수축률-장력의 기울기, 즉 근육의 강성,도 수축률에 따라 달라져 수축률이 커질수록 강성이 작아진다. 최대수축률은 압력이 작아질수록 작아져 인공근육을 사용할 수 있는 작동범위가 작아지게 된다.

수축이완 시 근육의 탄성막 및 섬유망의 탄성 변형이나 마찰 등에 의한 에너지 손실이 없으며, 근육이 원통형 모양을 유지한다고 가정하면 공기의 게이지압력, P_g 에 의한 일과 근육의 인장력, F 에 의한 일이 평형을 이루므로 가상힘 원리에 의해서 압력과 장력은 다음의 식으로 표현된다.^(5,7)

$$F = P_g [a_1(1 - q\varepsilon)^2 - a_2] \quad (1)$$

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

$$a_1 \equiv \frac{3D_o^2 \pi}{4 \tan^2 \alpha_o}, \quad a_2 \equiv \frac{D_o^2 \pi}{4 \sin^2 \alpha_o}$$

여기서 L, D 는 각각 인공근육 탄성막의 길이와 직경이며 ε, α 는 각각 수축률, 나선각이다. 아래첨자 ‘o’는 공기가 없을 때의 치수이다. 식 (1)에서 q 는 보정상수⁽⁷⁾로 원통형상과 실제 형상사이의 차이를 보상하기 위해 제안되었으며 실험적으로 선정한다.

1bar 에서 6bar 까지 1bar 간격으로 실험한 인공 근육의 장력과 수축률의 모든 실험결과를 최소자승법(least square method)에 의해서 최적으로 구한 모델인자값, a_1, a_2 는 Table 1 과 같다. Fig. 2 에 실제 결과값(실선)과 모델에 의한 예측값(점선)을 나타내었다. 식 (1)은 인공근육의 근육막과 섬유망의 재료특성, 비원통형 형상 등을 고려하지 않음으로 인하여 실험값과의 차이가 발생하고 있다. 특히

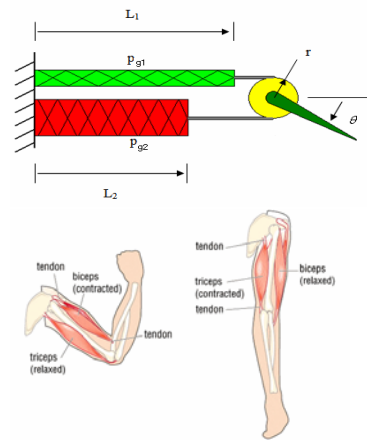


Fig. 3 Antagonistic actuation (upper : PAM, lower : human muscle)

인공근육의 한계 위치인 최소 수축률 및 최대 수축률에서는 고려하지 않은 불확실성 요인이 더 크게 작용하여 차이가 커진 것으로 분석된다.

2.2 상극구동 모델링

공압형 인공근육은 인간의 근육과 같이 수축할 경우에만 인장력을 발휘할 수 있으므로 양방향 회전운동을 만들기 위해서는 Fig. 3 과 같이 두 개의 인공근육을 힘줄(tendon)을 통해 회전관절에 연결하고 한쪽이 수축하면 다른쪽은 이완이 되도록 상극 구동(antagonistic actuation) 방식으로 양방향 회전운동을 제어해야 한다. 즉 시계 방향 구동을 만들기 위해서는 Fig. 3 의 아래 근육이 위쪽 근육보다 더 수축해야 하며 반대로 반시계 방향 구동을 위해서는 위쪽 근육이 더 수축해야 한다.

회전조인트의 회전각과 회전반경을 각각 θ, r 이며 회전조인트의 관성모멘트와 점성마찰계수를 각각 I, b 라고 한다면 상극 구동 모델에 대한 운동방정식은 다음과 같다.

$$I\ddot{\theta} + b\dot{\theta} = (F_1 - F_2)r \quad (2)$$

상극 구동의 운동은 두 근육의 당기는 힘, F_i 에 의해서 결정되므로 원하는 상극 회전운동을 만들기 위해서는 각 근육에 가해지는 압력, Fig. 3 에서 P_{g_i} 을 제어해야 한다. 상극 구동의 동일한 두 근육에 동일한 평형압력, P_e 을 초기에 가했을 시 각 근육의 초기수축률을 ε_e 라고 하자. 평형압력에서 편이된 압력, ΔP 만큼 압력을 변화시키면 즉 한 쪽 근육에 가해지는 압력은 증가시키고 다른 쪽 근육에 가해지는 압력은 동일한 양만큼 감소시키면 식 (1)에 의해 운동방정식은 다음과 같이 표현된다.

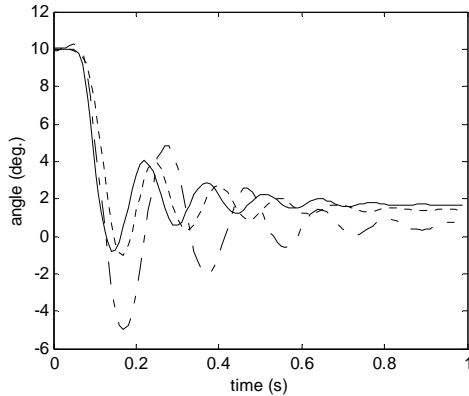


Fig. 4 Restoring oscillation of an antagonistic actuation (dash-dot: 1.2 bar, dotted: 2.4 bar, solid: 3.6 bar)

$$\begin{aligned} F_1 &= (P_e - \Delta P)[a_1(1 - q(\varepsilon_e - \Delta\varepsilon))^2 - a_2] \\ F_2 &= (P_e + \Delta P)[a_1(1 - q(\varepsilon_e + \Delta\varepsilon))^2 - a_2] \end{aligned} \quad (3)$$

식 (3)을 식 (1)에 대입하면 회전관절의 토크, τ 는 다음과 같이 표현된다.

$$\tau = (F_2 - F_1)r = K_1(\Delta P) - K_2\theta \quad (4)$$

where

$$\begin{aligned} K_1 &= 2[a_1(1 - q\varepsilon_e)^2 - a_2 + a_1q^2(\Delta\varepsilon)^2]r \\ K_2 &= 4P_e a_1(1 - q\varepsilon_e)qr^2 / L_o \end{aligned}$$

식 (4)의 K_1 에서 세번째 항은 나머지 두 항들에 비해 매우 작아 -Table 1 값 적용 시 0.1% 크기- 무시한다면 초기상태에로만 결정되는 상수가 된다. 편이압력, ΔP 을 제어입력으로 하고 출력을 상극 구동 회전각, θ 으로 하면 두 개의 압력변수, P_{g1} , P_{g2} 가 아닌 하나의 입력변수, ΔP 로 상극 구동의 회전운동을 제어할 수 있으며, 식 (2)와 식 (4)에 의해서 상극구동 시스템의 입력에서 출력 사이의 전달함수는 다음과 같다.

$$\frac{\theta(s)}{\Delta P(s)} = \frac{K_1}{Is^2 + bs + K_2} \quad (5)$$

여기서 K_2 는 회전관절의 강성(stiffness)에 해당되며 평형압력, P_e 을 크게 하거나 근육의 초기 수축률을 작게할수록 큰 값으로 설정할 수 있다.

3. 모델 매개변수 추정

3.1 회전강성에 의한 복원실험

상극구동 회전관절의 두 인공근육에 동일한 평형압력, P_e 을 가할 경우의 위치를 기준으로 강제적으로 한쪽 방향으로 관절을 회전시키면 식 (4)

Table 1 Parameters of an antagonistic actuation system

a_1	178.6 N/bar	$\Delta P/u$	0.59 bar/V
a_2	106.9 N/bar	k_{mp}	0.007 m
q	1.35	k_{mv}	16
ε_e	0.04	\hat{b}_1	0.0053
P_e	3 bar	\hat{b}_2	0.27
L_o	0.1 m	\hat{b}_3	3.3
r	0.007 m		

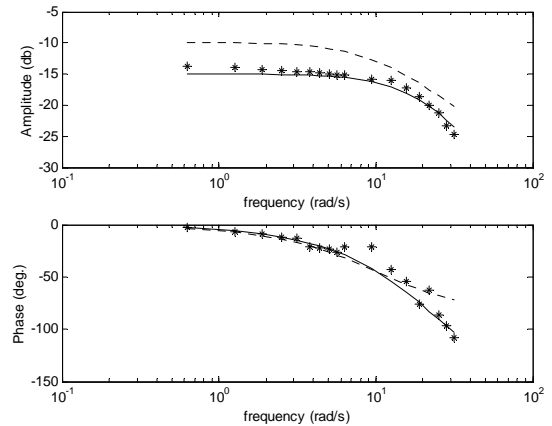


Fig. 5 Frequency-response test of an antagonistic actuation (solid : estimated, dotted: theoretical, "*" : experimental)

에서 주어진 회전강성, K_2 에 의해서 반대 방향으로의 복원력이 생기며, 이때 편이된 위치에서 구속조건을 풀면 외부힘이 없어도 Fig. 5와 같이 진동운동을 하게 된다. 진동운동의 주파수는 관절의 회전관성모멘트, I 와 회전강성, K_2 에 의해 결정되며, 회전강성은 2장에서 서술한 바와 같이 평형압력에 비례하므로 감쇠비가 동일하다면 압력이 증가할수록 압력의 제곱근에 비례하여 감쇠진동수(damped natural frequency)가 증가해야 한다. 편이 위치를 10° 로 하고 실험을 하였을 때 1.2bar, 2.4bar, 3.6bar에서의 감쇠진동수는 Fig. 5와 같이 각각 5Hz, 6.5Hz, 7.1Hz로서 강성의 제곱근에 근사적으로 비례하여 증가하고 있다.

3.2 주파수응답실험

인공근육, 회전관절, 그리고 공압시스템을 하나의 시스템으로 하여 입력인 압력변위(단위: bar), 혹은 이에 해당하는 압력제어밸브에 가해지는 전압변위(단위: voltage), 그리고 출력인 상극 구동의 회전변위(단위: radian) 사이에 동적특성을 정밀하

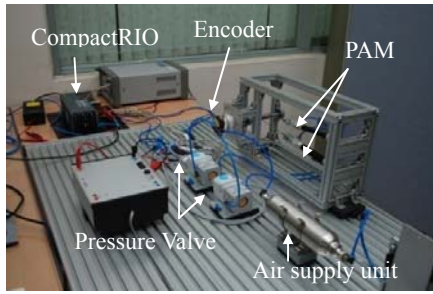


Fig. 6 Experimental set-up for an antagonistic actuation

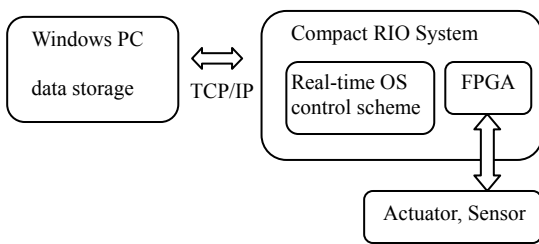


Fig. 7 Block-diagram of CompactRIO control system

계 분석하기 위해서 0.1 Hz 부터 5Hz 까지 주파수 응답실험을 수행하였다.

Fig. 5 는 상극 구동시스템 응답특성의 크기와 위상을 보여주는 실험결과이다. Fig. 5 의 점선은 Table 1 에서 제시한 상극구동 시스템 인자를 식 (5)에 적용하여 구한 이론적 모델의 예측값이다. Fig. 5 에서 ‘*’로 표현된 실제 실험결과와 이론적모델 예측값을 비교하면 위상(phase)에서는 유사한 값을 가지나 크기(amplitude)에서는 차이가 크게 존재한다. 이는 인공근육 재질의 모델 불확실성에 덧붙여 고려하지 못한 공기의 유체특성으로 인한 것으로 분석된다.

따라서 상극 구동의 제어에 필요한 모델식은 이론적 매개변수를 사용하지 않고 Fig. 5 의 실험결과를 최소자승법으로 최적으로 근사하는 2 차 선형모델의 매개변수를 추정하여 다음과 같이 사용하였다.

$$\frac{\theta(s)}{\Delta P} = \frac{1}{0.009s^2 + 0.46s + 5.6} \quad (6)$$

Fig. 5에서 실선은 식 (6)으로 표현되는 선형 추정 모델의 주파수 응답특성으로 점선으로 표현된 이론적 모델값보다는 인공근육의 작동주파수 범위에서 상극구동 시스템의 동적특성을 보다 정확하게 근사하고 있다. 또한 주파수 응답특성으로 구한 모델식을 이용해서 회전관절의 강성복원력에 의한 진동 운동시의 진동수를 구하면 4Hz로서 3.1에서

구한 진동수와 비교적 유사한 결과를 나타냄을 알 수 있다.

4. 상극구동 제어실험

4.1 모델에 기초한 제어기법

압력제어밸브는 가해진 전압에 비례해서 밸브의 출구압력 즉 인공근육에 가해지는 압력을 조절할 수 있으므로, 제어기에서 나오는 전압입력을 u 라 하면 $\Delta P/u$ 는 일정하다. 따라서 식 (6)과 같은 선형 2차 시스템이 다음과 같이 표현되면;

$$\frac{\theta(s)}{U(s)} = \frac{1}{b_1s^2 + b_2s + b_3} \quad (7)$$

실험으로 추정된 매개변수를 이용해서 출력변수인 회전운동을 원하는 궤적으로 추종하도록 하는 제어입력, u 는 다음과 같이 구현할 수 있다.⁽¹⁶⁾

$$u(t) = \hat{b}_1 \left[\ddot{\theta}_d + k_{mv} (\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) + k_{mp} (\theta_d - \theta) \right] + \hat{b}_2 \dot{\theta} + \hat{b}_3 \theta \quad (8)$$

‘ $\hat{\cdot}$ ’은 식 (7)의 매개변수 추정치로서 모델에 기초한피드포워드(feedforward) 보상부로 운동특성을 미리 예측하여 제어입력을 계산하고 k_{mp} , k_{mv} 는 피드백 서보부의 비례이득, 미분이득으로 모델 불확실성(uncertainty)과 외부 외란(disturbance)으로 인한 궤적오차를 감소시킨다. 모델불확실성 및 외부외란이 유한한 한계(bound)안에서 존재하면 출력오차도 유한한 한계안에서 수렴하게 된다.⁽¹⁶⁾ 궤적추정성능을 비교하기 위해서 적용되는 일반적인 PD 제어기의 제어입력은 다음과 같이 계산된다.

$$u(t) = k_v (\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) + k_p (\theta_d - \theta) \quad (9)$$

4.2 실험장치 구성

상극 구동 시스템은 Fig. 6 과 같이 PAM, 공압장치, 센서, 제어장치 등으로 구성된다. 상극 구동 회전각은 2000 pulse/rev. 을 가진 엔코더(encoder)로 측정되며, 제어시스템의 전압입력이 압력제어밸브(VPPE-3, FESTO)로 가해진다. 압력제어밸브의 전압입력과 출구압력과의 비례상수는 미리 보정(calibration)실험을 통해서 계산되어 Table 1 에 나타내었다.

주파수 응답실험과 궤적추종실험을 신뢰도 있게 구현하기 위해 NI 사의 CompactRIO 를 이용하여 제어기를 구현하였다. Fig. 7 과 같이 CompactRIO 시스템은 외부기기와 고속 인터페이스를 담당하는

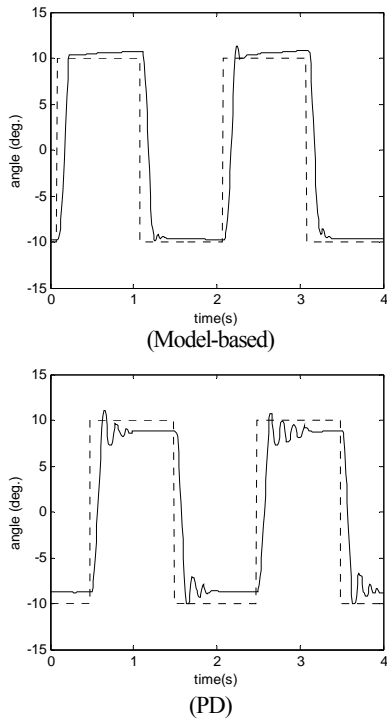


Fig. 8 Tracking output with a square reference (0.5Hz) (solid: measured trajectory, dotted: reference trajectory)

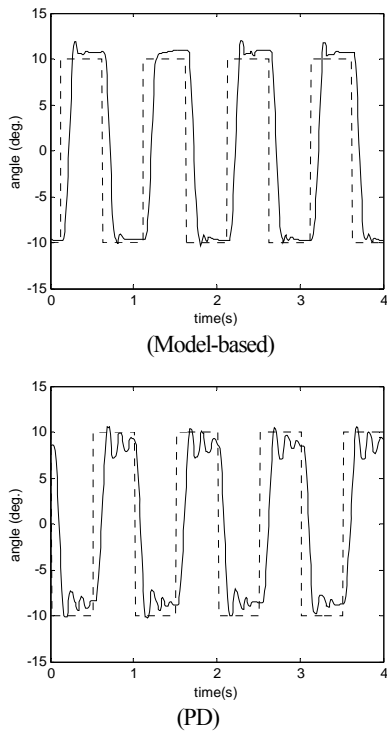


Fig. 9 Tracking output with a square reference (1Hz) (solid: measured trajectory, dotted: reference trajectory)

Table 2 Trajectory tracking performance of control systems

		Model-based	PD
square	*error	0.6° (rise), 0.3° (fall)	1.2°
0.5 Hz	settle time	0.3 s	0.5 s
square	*error	0.8° (rise), 0.4° (fall)	1.4°
1 Hz	settle time	0.3 s	0.5 s
sinusoidal	error		
0.5 Hz	(RMS)	0.9°	1.2°
sinusoidal	error		
1 Hz	(RMS)	1.4°	1.5°

*error : steady-state error

FPGA 와 Real-time OS 를 가진 RT 제어기로 구성된 독립된 시스템이다. FPGA 와 RT 제어기는 각각 주어진 기능을 수행하도록 LabVIEW™ 소프트웨어로 개별적으로 프로그램한다. 주파수 응답 실험과 식 (8),(9)로 표현된 제어기의 성능실험은 목적하는 알고리즘에 맞게 RT 제어기에서 프로그래밍하여 10ms 의 샘플주기로 제어를 수행하였다. 실험데이터는 RT 제어기로부터 TCP/IP 통신으로 실시간으로 PC 로 전달되어 관찰되고 저장된다.

5. 실험결과 및 토의

주파수 응답 실험결과를 통해서 구해진 전달함수의 매개변수(Table 1)를 가지고 모델에 기초한 제어기를 구현하였으며 회전속도는 엔코더에서 측정된 회전각을 수치미분하고 필터링하여 계산하였다. 모델에 기초한 제어기의 피드백 이득값은 추종오차가 빠른기간에 감소되도록 실험적으로 선정하여 Table 1에 나타내었다. 초기 압력과 수축률은 Fig. 3을 기초로 넓은 작동범위를 가지도록 각각 3 bar와 4%로 선정하였다. 모델에 기초한 제어기와외의 궤적추종성능을 비교하기 위해 적용되는 PD제어기⁹⁾는 실험적인 이득 조정(gain tuning) 과정을 통해서 비례 이득, k_p 은 0.5, 미분 이득, k_v 은 0.05로 선정하였다. 기준궤적으로 사각파, 정현파(sinusoidal wave) 각각에 대해서 진폭은 10°, 주파수는 0.5Hz, 1Hz의 기준함수를 추종하도록 하였다. 주파수 1Hz, 진폭은 10°일 때 회전링크의 길이가 사람 팔과 유사한 0.7m라고 가정하면 끝단의 속도가 0.24m/s로 산업용 로봇의 안전성을 고려한 운행조건(ISO-10218)의 상한제한값 0.25m/s 에 도달하는 궤적추종조건이다.

Fig. 8과 Fig. 9는 사각파를 추종한 결과이며 각 제어기의 성능지수는 Table 2에 나타내었다. 모델에 기초한 제어기의 경우 정상상태오차가 0.5 Hz일 때는 상승

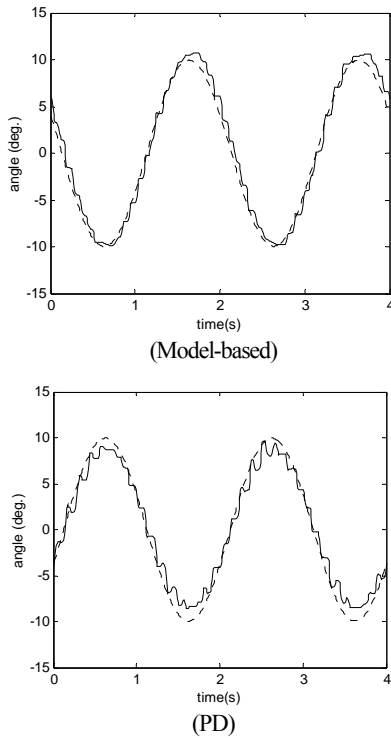


Fig. 10 Tracking output with sinusoidal reference (0.5 Hz) (solid: measured trajectory, dotted: reference trajectory)

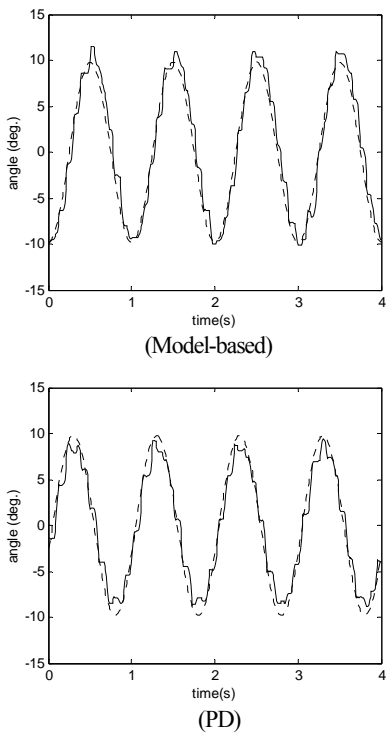


Fig. 11 Tracking output with sinusoidal reference (1 Hz) (solid: measured trajectory, dotted: reference trajectory)

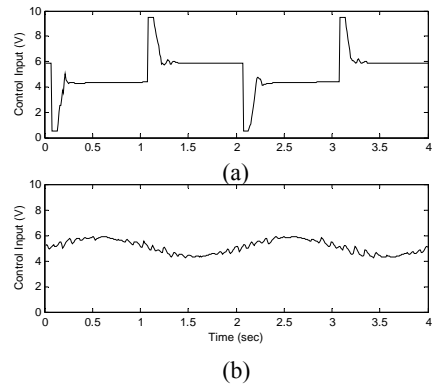


Fig. 12 Control input to pressure valve (0.5 Hz, Model-based) ; (a) square reference , (b) sinusoidal reference

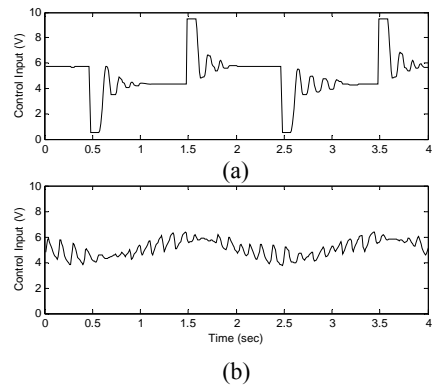


Fig. 13 Control input to the pressure valve (0.5 Hz, PD) ; (a) square reference , (b) sinusoidal reference

시에는 0.6° , 하강 시에는 0.3° 로 편이되어 나타났으며, PD제어기를 사용한 경우에는 상승과 하강 동일하게 1.2° 를 가지며 부족감쇠의 과도응답특성을 가진다. 기준체적의 주파수를 1 Hz로 높이면 모델에 기초한 제어기는 상승 시 0.8° , 하강시 0.4° , 그리고 PD 제어기는 1.4° 로 증가하며 두 제어기 모두 과도응답이 더 크게 나타났다. 정착시간의 경우 모델에 기초한 제어기는 0.3 초이며 PD제어기는 0.5 초로 나타나 모델에 기초한 제어기가 PD제어기에 비해 정상상태오차가 적으면서 정상상태구간으로 빨리 진입하도록 하였다.

Fig. 10과 Fig. 11은 정현파를 추종한 결과이며 정현파 궤적은 목표위치가 연속적으로 변하기 때문에 전 구간에서 오차의 제곱근(Root-Mean-Square)을 성능지표로 하여 Table 2에 나타내었다. 사각파에 비해 정현파에서는 모델식에 의한 제어기만 동일한 주파수로 비교하였을 때 추종오차가 증가하였으며, 주파수가 높아지면 모델에 기초한 제어기는 0.9° 에서 1.4° 로, PD제어기는 1.2° 에서 1.5° 로 증가하였다.

정현파에 비해서 사각파는 상승과 하강 시 운동상태

의 변이가 급격하게 나타나기 때문에 모델에 의한 피드포워드 보상효과로 사각파에서 두 제어기의 성능차이가 크게 나타난 것으로 해석된다. 특히 Fig. 8, Fig. 9의 PD 제어기에서 보여지는 과도응답의 감쇠진동수는 약 6.7Hz로서 3.1 절 복원실험을 통해서 구한 회전관절의 강성과 유사하게 나타나므로 모델에 기초한 제어기는 관절의 강성을 충분히 고려하여 제어입력을 계산하므로 PD 제어기와는 달리 부족감쇠특성을 제거할 수 있음을 알 수 있다.

Fig. 12는 0.5Hz의 기준궤적에 대해 모델에 기초한 제어기가 압력제어밸브에 가해진 전압입력으로서 5V - 평형압력 3bar에 해당 -의 평형전압을 기준으로 상극 구동을 만들기 위해 편이전압이 더해져서 제어입력으로 가해지게 된다. 사각파 기준입력의 경우 상승과 하강 시 편이전압입력이 기 설정한 포화(saturation) 제한 값인 4.5V까지 증가하여 전체전압이 9.5V(하강 시 0.5V)까지 증가하였다. 반면 정현파 기준궤적인 경우 편이전압의 최대값은 0.9V이며 제어입력의 형태는 기준궤적과 유사한 형태를 가진다. Fig. 13에서 보여진 PD 제어기의 제어입력의 경우 모델에 기초한 제어입력과 유사한 형태를 가지지만 운동상태의 변이구간에서 변동폭이 더 크음을 알 수 있다.

6. 결 론

본 연구에서는 공압형 인공근육으로 이루어진 회전관절의 동적특성을 파악하기 위해서 두 개의 공압형 인공근육으로 이루어진 상극 구동 회전시스템을 제작하고, 평형압력을 가변하면서 회전관절의 강성으로 인한 복원진동 시 감쇠진동수를 측정하였다. 또한 압력제어밸브의 출구압력을 입력으로 하고 상극 회전각을 출력으로 하는 주파수 응답특성실험을 0.1 Hz에서 5Hz까지 정밀하게 수행하였다. 인공근육의 작동범위에서 주어진 시스템의 주파수 응답특성은 2차 선형시스템으로 근사할 수 있으며 최적의 매개변수를 추정하였다. 그리고 복잡한 동적특성을 보이는 인공근육 상극회전운동을 효과적으로 제어하며, 실험을 통해서 추정된 모델식의 유효성을 검증하기 위해 모델에 기초한 제어기를 구현하였다. 사각파, 정현파 기준궤적에 대한 회전관절의 추종실험을 수행한 결과 PD 제어기에 비해서 모델에 기초한 제어기가 추정모델에 의한 보상효과를 통해서 우수한 궤적 추종성능을 보였다.

후 기

본 연구는 2010년 한남대학교 교비학술연구비 지원으로 이루어졌으며 이에 감사를 드립니다.

참고문헌

- (1) Bicchi, A. and Tonietti, G., 2004, "Fast and "Soft-Arm" Tactics," *IEEE Robotics and Automation Magazine*, Vol. 11, pp. 22~33.
- (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) 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.
- (4) Inoue, K., 1988, "Rubbertuators and Applications for Robots," *Proc. of 4th Int. Symp. on Robotics Research*, Cambridge USA, pp.57~63.
- (5) Chou, C.-P. and Hannaford, B., 1994, "Static and Dynamic Characteristics of Mckibben Pneumatic Artificial Muscles," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, Vol.1, pp. 281~286.
- (6) Kothera, C. S., Jangid, M., Sirohi J. and Wereley, N. M., 2006, "Experimental Characterization and Static Modeling of Mckibben Actuators," *Proc. IMECE 2006*, Chicago, U.S.A., pp.1~11.
- (7) 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.
- (8) Kang, B. S. and Song, S., 2009, "Dynamic Characteristics of an Antagonistic Actuation with Pneumatic Artificial Muscles," *Trans. Of the KSME (A)*, Vol. 33, No. 10, pp.1081~1086.
- (9) Shen, X., 2010, "Nonlinear Model-Based Control of Pneumatic Artificial Muscle Servo Systems," *Control Engineering Practice*, Vol. 18, No.3, pp. 311~317.
- (10) Jutras, D. and Bigras, P., 2006, "Control of an Actuator Made of Two Antagonist Mckibben Muscles via LMI Optimization," *Proc. of IEEE ISIE*, Montreal, Canada, pp. 3072~3077.
- (11) Ahn, K. K. and Thanh, T. U. Diep Cong, 2005, "Nonlinear PID Control to Improve the Control Performance of the Pneumatic Artificial Muscle Manipulator Using Neural Network," *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 19, No. 1, pp. 106~115.
- (12) Hesselroth, T., Sarkar, K., van der Smaght, P. P. and Schulten, K., 1994, "Neural Network Control of a Pneumatic Robot Arm," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 24, No. 1, pp. 28~38.
- (13) Sanchez, A., Mahout, V. and Tondu, B., 1988, "Nonlinear Parametric Identification of a McKibben Artificial Pneumatic Muscle Using Flatness Property of

- the System,” *Proc. of Int. Conf. on Control Applications*, pp. 1~4.
- (14) Thongchai, S., Goldfarb, M., Sarkar, N. and Kawamura, K., 2001, “A Frequency Modeling Method of Rubbertuators for Control Application in an IMA Framework,” *Proc. of American Control Conference*, pp. 1710~1714.
- (15) <http://www.festo.com>
- (16) Craig, J. J., 1986, *Adaptive Control of Mechanical Manipulator*, Ph. D. Dissertation, Stanford University.