

공압 인공근육 구동장치의 선형화 모델 기반 궤적추적제어 Trajectory Tracking Control of Pneumatic Artificial Muscle Driving Apparatus based on the Linearized Model

장지성·유원상

J. S. Jang and W. S. Yoo

Key Words : Compressible Fluid(압축성 유체), Pneumatic Artificial Muscle(공압 인공근육), Trajectory Tracking (궤적추적)

Abstract : In this study, a position trajectory tracking control algorithm is proposed for a pneumatic artificial muscle driving apparatus composed of an actuator which imitates the muscle of human, a position sensor and a control valve. The controller applied to the driving apparatus is composed of a state feedback controller and disturbance observer. The feedback controller which feeds back position, velocity and acceleration is derived from the linear model of pneumatic artificial muscle driving apparatus. The disturbance observer is designed to improve trajectory tracking performance and to reduce the effect of model discrepancy. The effectiveness of the designed controller is proved by experiments and the experimental results show that the pneumatic artificial muscle driving apparatus with the proposed control algorithm tracks given position reference inputs accurately.

1. 서 론

공압 인공 근육 구동 장치는 기존 액추에이터와 비교하여 액추에이터내부에 별도의 구동 요소가 없으므로 마찰력이 없고, 또한 동일한 크기의 실린더보다 출력이 크고, 구동부의 관성이 작은 특징이 있다.¹⁾ 그러나, 공압 인공 근육 구동 장치는 인공 근육 특유의 비선형특성이 존재하므로²⁾ 이러한 비선형특성을 극복하여 소정의 위치 제어 성능을 얻기 위한 목적으로 다양한 제어 기법^{3~5)}이 도입되었다. 상기한 연구 결과 중에서 (3)은 공압 인공 근육 구동 장치의 동특성 변화를 보상할 수 있는 방법을 제시하고 있지만, 정상 상태 제어 성능이 만족스럽지 못하고, (4)와 (5)는 스텝 입력에 대하여 우수한 위치 제어 성능이 얻어졌지만, 제어기가 비교적 복잡한 형태로 구성되는 단점이 있다.

본 논문에서는 공압 인공 근육 구동 장치의 선형화 모델을 기반으로 인공 근육의 위치, 이동 속도, 가속도를 이용한 피드백 제어기와 피드백 제어기를 포함한 제어계를 공칭 모델로 이용하는 외란보상기

로 구성되는 제어기를 설계하였다.

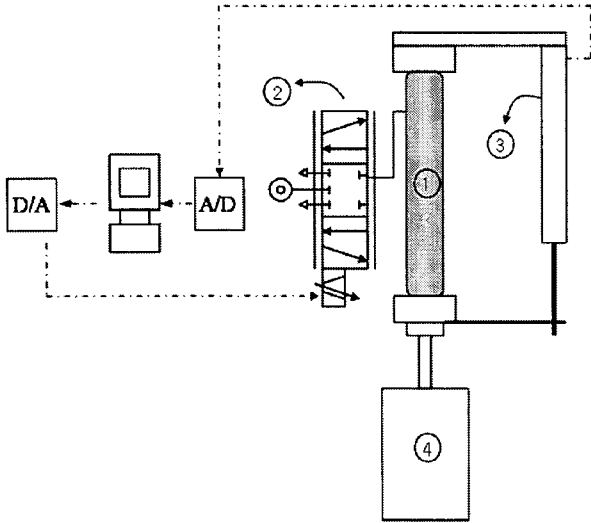
본 논문에서 설계한 제어기는 인공 근육 구동 장치의 선형화 모델을 기반으로 설계하였으므로 기존의 제어 기법과 비교하여 용이하게 설계할 수 있고, 또한 제어기의 구조가 간단하므로 비교적 간단한 연산에 의하여 제어 입력을 얻을 수 있는 특징이 있다. 설계한 제어기의 성능은 실험에 의하여 검증하였고, 다양한 위치 입력에 대하여 양호한 제어 성능이 얻어짐을 확인하였다.

2. 실험 장치의 구성

Fig. 1은 본 연구에서 사용한 공압 인공 근육 구동 장치의 구성을 나타낸다.

수직 방향으로 설치된 공압 인공 근육 액추에이터(Festo Co., MAS-20-N-200-AA-MCHK)는 내경 및 자유 길이가 각각 20[mm], 200 [mm]이고, 인공 근육의 위치는 인공 근육 측면에 선형 포텐쇼미터(GEFRAN Co., LT M300S)를 연결하여 검출하였다. 각 센서에서 검출된 신호는 A/D변환기(Adventech Co., PCL-818L)를 이용하여 PC로 입력하였다. 제어 밸브(FESTO Co., MPYE-5-1/8-HF010B)로는 최대 유효단면적이 9.3 [mm²]인 5포트형 유량 비례 제어 밸브를 이용하였고 제어 밸브

접수일 : 2006년 7월 22일, 채택확정 : 2006년 8월 23일
장지성(책임저자) : 부경대학교 기계공학부
E-mail : jangjs@pknu.ac.kr Tel. 051-620-583
유원상: 부경대학교 대학원 제어기계공학과



① Artificial muscle actuator ② Control valve
③ Potentiometer ④ Pneumatic cylinder
Fig. 1 Schematic diagram of experimental apparatus

로의 입력 신호는 D/A변환기(Adventech Co., PCL-818L)를 이용하여 PC로부터 출력하였다. 인공 근육의 하부에는 부하 발생용 실린더(ISTC Co, ISM B80-S150)를 설치하였다.

3. 제어계의 구성 방정식 및 모델링

3.1 제어계의 구성 방정식

공압 인공 근육을 이용한 구동계의 개략도를 Fig. 2에 나타낸다. 그림에 사용된 기호는 다음과 같다.

G : 제어 밸브를 경유하는 공기의 질량 유량 [kg/s], L : 인공 근육 자유 길이 [m], M : 부하 질량 [kg], P_1 : 인공 근육 내부 압력 [Pa], P_s : 공급 압력 [Pa], P_a : 대기 압력 [Pa], S_e : 제어 밸브 유효 단면적 [mm²], T_1 : 인공 근육 내부 온도 [K], T_a : 대기 온도 [K], V_1 : 인공 근육 내부 체적 [m³], x : 부하 위치 [m]

인공 근육 내부 압력 변화는 인공 근육 내부 온도 변화를 단일 변화로 가정하면 식 (1)과 같이 기술할 수 있다.

$$\frac{dP_1}{dt} = \frac{k}{V_1} \left\{ -P_1 \frac{dV_1}{dt} + GRT_a \right\} \quad (1)$$

식 (1) 에서 k 는 비열비, R [J/(kgK)]은 기체상수를 나타낸다.

운동 방정식은 식 (2)로 기술할 수 있다.

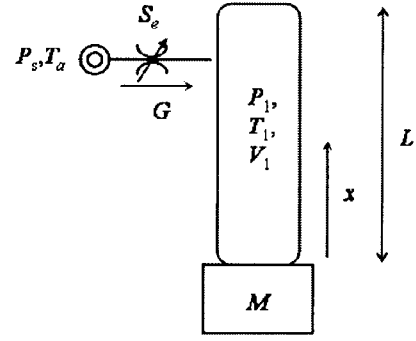


Fig. 2 Schematic diagram of pneumatic artificial muscle driving apparatus

$$F = ML \frac{d^2 \alpha}{dt^2} + Lb \frac{d\alpha}{dt} + Mg \quad (2)$$

식 (2)에서 b [N/(m/s)]는 부하용 실린더 점성 마찰 계수, F [N]는 인공 근육의 구동력, g [m/s²]는 중력가속도, $\alpha(=x/L)$ 는 인공 근육의 수축율을 나타낸다. 식 (2)에서 기술한 인공 근육의 구동력 F 는 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.²⁾

$$F = \beta(1 - \alpha)^2(P_1 - P_a) + \gamma(P_1 - P_a) \quad (3)$$

식 (3)에서 β 와 γ 는 인공 근육 내부의 압력과 인공 근육의 구동력간의 관계를 보정하는 계수이고, P_a [Pa]는 대기압을 나타낸다. 보정 계수 β , γ 는 Fig. 3에 나타낸 압력과 힘 및 수축률과의 관계를 이용하여 구하였다.

식 (4)는 고무 인공 근육의 체적과 수축율의 관계를 나타내고, A_1 , A_2 , A_3 는 Fig. 4에 나타낸 체적과 수축율의 관계를 이용하여 도출하였다.

$$V_1 = A_1 \alpha^2 + A_2 \alpha + A_3 \quad (4)$$

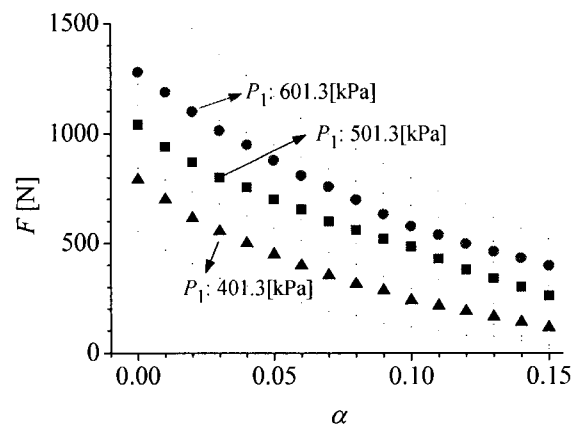


Fig. 3 Relation between contraction ratio, force and pressure of artificial muscle

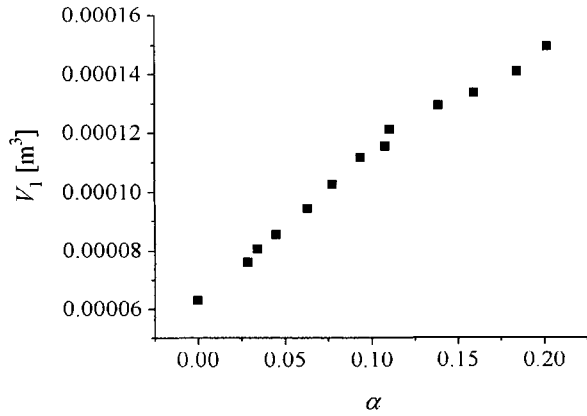


Fig. 4 Relation between contraction ratio and volume of artificial muscle

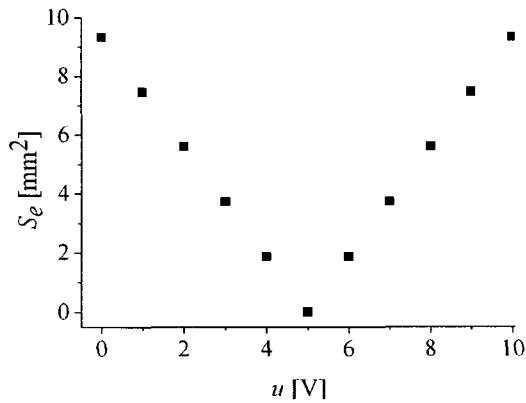


Fig. 5 Relation between control input and effective area of the control valve

Fig. 5는 실험에 사용한 제어 밸브로의 제어 입력 u 와 제어 밸브 유효단면적 S_e 의 관계를 나타낸다.

3.2 선형화 모델

구동 장치의 평형 상태를 $P_1=P_0$, $V_1=V_0$, $\alpha=a_0$ 로 정의하고, 식 (1)을 선형화하면 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$\Delta P_1 s = \frac{k}{V_0} \{-P_0 \Delta V_1 s + k_q \Delta u R T_a\},$$

$$k_q = \frac{\partial G}{\partial S_e} \frac{\partial S_e}{\partial u}, G = k_q u \quad (5)$$

식 (5)에서 s 는 라플라스 연산자, k_q 는 제어밸브의 제어입력·유량계수 [(kg/s)/V]를 나타낸다.

식 (2)와 (3)에 기술한 인공근육의 운동방정식과 구동력을 선형화하면 각각 식 (6)과 (7)로 나타낼 수 있다.

$$\Delta F = ML \Delta \alpha s^2 + Lb \Delta \alpha s \quad (6)$$

$$\Delta F = \{-2\beta(1-\alpha_0)(P_0 - P_a)\} \Delta \alpha + \beta(1-\alpha_0)^2 \Delta P_1 = -k_\alpha \Delta \alpha + k_p \Delta P_1 \quad (7)$$

식 (4)를 선형화하면 식 (8)로 나타낼 수 있다.

$$\Delta V_1 = (2A_1 \alpha_0 + A_2) \Delta \alpha = k_v \Delta \alpha \quad (8)$$

식 (5)~(8)을 연립하여 인공 근육 구동 장치를 이용한 위치 제어계의 개루프 전달 함수를 구하면 식 (9)로 나타낼 수 있다.

$$\frac{L\alpha}{u} = \frac{x}{u} = \frac{k_n \omega_n^2}{s(s^2 + 2\zeta \omega_n s + \omega_n^2)} = H(s)$$

$$k_n = \frac{Lk_p k R T_a k_q}{k P_0 k_v k_p + k_\alpha V_0}, \omega_n^2 = \frac{k P_0 k_v k_p}{ML V_0} + \frac{k_\alpha}{ML},$$

$$2\zeta \omega_n = \frac{b}{M} \quad (9)$$

실험에 이용한 인공 근육 구동 장치의 물리 파라미터를 Table 1에 나타낸다.

4. 제어기설계

4.1 상태피드백 제어기 설계

Fig. 6은 상태피드백 제어기를 포함한 제어계의 블록전도를 나타낸다. Fig. 6에서 K_p 는 비례 이득 [V/m], K_v 는 속도 이득 [V/(m/s)], K_a 는 가속도 이득 [V/(m/s²)]을 나타내고, Fig. 6에 나타낸 제어기를 이용하여 x_r 부터 x 까지의 폐루프 전달 함수를 구하면 식 (10)과 같이 나타낼 수 있다.

Table 1 Physical parameters of the pneumatic artificial muscle driving apparatus

A_1	$-8.71 \cdot 10^{-4}$ [m ³]	M	1.0 [kg]
A_2	$6.06 \cdot 10^{-4}$ [m ³]	P_a	101.3 [kPa]
b	0	P_0	501.3 [kPa]
k	1.4	R	287 [J/(kg·K)]
k_n	$4.53 \cdot 10^{-2}$ [m/(s·V)]	T_a	293 [K]
k_p	$9.484 \cdot 10^{-4}$ [m ²]	V_0	$1.128 \cdot 10^{-4}$ [m ³]
k_q	$1.84 \cdot 10^{-3}$ [kg/(s·V)]	a_0	0.1
k_v	$4.318 \cdot 10^{-4}$ [m ³]	β	0.00764 [m ²]
k_a	5500.8 [N]	γ	-0.00524 [m ²]
L	0.2 [m]	ω_n	200.6 [rad/s]

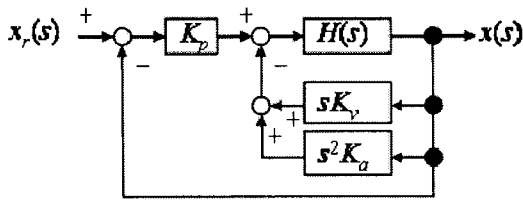


Fig. 6 Block diagram of the control system with a state feedback controller

$$\frac{x(s)}{x_r(s)} = H_n(s) = \frac{H_{nn}(s)}{H_{nd}(s)},$$

$$H_{nn}(s) = k_n \omega_n^2 K_p$$

$$H_{nd}(s) = s^3 + (2\zeta \omega_n + k_n \omega_n^2 K_a) s^2 + (\omega_n^2 + k_n \omega_n^2 K_v) s + k_n \omega_n^2 K_p \quad (10)$$

위치 제어기의 이득은 $H_n(s) \in RH_\infty$ 의 조건을 만족하면서 제어계의 이득 여유가 16 [dB], 위상 여유가 77 [deg]가 되도록 다음 식⁶⁾을 이용하여 결정하였다.

$$K_p = \frac{\{3^3 \sqrt{(k_n \omega_n^2 K_p)^2 - \omega_n^2}\}}{k_n \omega_n^2}$$

$$K_a = \frac{\{2^3 \sqrt{k_n \omega_n^2 K_p - 2\zeta \omega_n}\}}{k_n \omega_n^2} \quad (11)$$

4.2 외란보상기 설계

4.1절에서 설계된 제어기는 제어밸브의 불감대, 인공 근육 내부 공기의 상태변화 등을 무시하여 설계하였으므로 위치 제어 오차가 발생 할 수 있다. 본 절에서는 인공 근육이 제어계의 모델링 오차에 관계없이 지정한 궤적을 추종할 수 있도록 하기 위하여 식 (10)에 나타난 $H_n(s)$ 를 내부 모델로 이용하는 외란 관측기를 설계한다. 외란 관측기를 이용한 제어계를 Fig. 7에 나타낸다. Fig. 7에서 $d(s)$ 는 제어밸브의 불감대, 인공 근육 내부 공기의 상태변화 등을 포함한 모델링 오차, $d_0(s)$ 는 모델링 오차

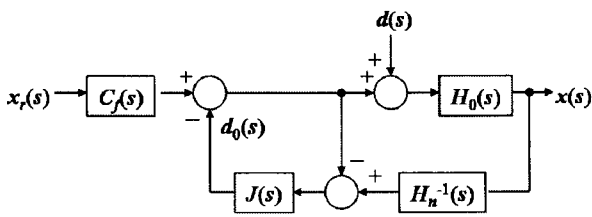


Fig. 7 Block diagram of the control system with a disturbance observer

추정 결과, $J(s)$ 는 안정화 필터, $H_0(s)$ 는 4.1절에서 설계한 제어기를 포함한 실제 제어장치, $C_f(s)$ 는 인공 근육 구동장치의 위치 제어 결과가 목표 궤적의 가속도 변화까지 추종할 수 있도록 하기 위한 목표치 추종필터를 나타낸다.

Fig. 7로부터 $d(s)$ 를 입력으로 설정할 때의 출력 $d_0(s)$ 와 $x(s)$ 를 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$d_0(s)d^{-1}(s) = [1 - J(s) + J(s)H_n^{-1}(s)H_0(s)]^{-1} [J(s)H_n^{-1}(s)H_0(s)]$$

$$x(s)d^{-1}(s) = [1 - J(s) + J(s)H_n^{-1}(s)H_0(s)]^{-1} [H_0(s)(1 - J(s))] \quad (12)$$

식 (12)로부터 $\|J(s)\|$ 가 1인 주파수 대역에서는 외란보상기가 모델링 오차를 정확하게 추정하여 모델링 오차가 제어계의 출력에 미치는 영향을 억제 할 수 있음을 알 수 있다.

Fig. 7에 나타낸 제어계는 Fig. 8과 같이 등가 변환 할 수 있고, Fig. 8에 나타낸 $C_1(s)$, $C_2(s)$ 는 Youla parametrization⁷⁾을 이용하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$C_1(s) = C_f(s)(\widetilde{Z}_H(s) - N_H(s)Q(s))^{-1}$$

$$C_2(s) = \Omega(H_0(s)) = (\widetilde{W}_H(s) + D_H(s)Q(s))(\widetilde{Z}_H(s) - N_H(s)Q(s))^{-1} \quad (13)$$

식 (13)에서 $D_H(s)$ 와 $N_H(s)$ 는 $H_n(s)$ 의 우기약 분해형 분모와 분자항을 각각 나타내고, $\widetilde{W}_H(s)$ 와 $\widetilde{Z}_H(s)$ 는 식 (14)에 기술한 Bezout Identity를 만족 하는 계수항을 나타낸다.

$$\widetilde{N}_H(s)\widetilde{W}_H(s) + \widetilde{D}_H(s)\widetilde{Z}_H(s) = 1 \quad (14)$$

식 (14)에서 $\widetilde{D}_H(s)$ 와 $\widetilde{N}_H(s)$ 는 $H_n(s)$ 의 좌기약 분해형 분모와 분자항을 각각 나타낸다.

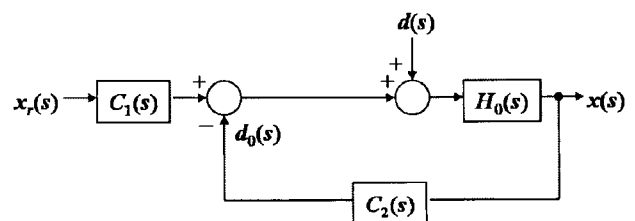


Fig. 8 Equivalent Block diagram of the control

system described in Fig. 7

$H_n(s)$ 의 우기약 분해형 분모와 분자항 및 식 (14)를 만족하는 계수항은 다음과 같이 선정할 수 있다.

$$\begin{aligned} H_n(s) &\in RH_\infty, N_H(s) = \widetilde{N}_H(s) = H_n(s) \\ D_H(s) &= \widetilde{D}_H(s) = 1, \widetilde{W}_H(s) = 0, \widetilde{Z}_H(s) = 1 \end{aligned} \quad (15)$$

식 (13)에 기술한 $Q(s)$ 와 $C_f(s)$ 는 다음과 같이 선정할 수 있다.

$$\begin{aligned} Q(s) &= H_n^{-1}(s)J(s) \in RH_\infty \\ C_f(s) &= H_n^{-1}(s)H_m(s) \in RH_\infty \end{aligned} \quad (16)$$

식 (16)에서 $H_m(s)$ 는 Fig. 7과 8에 나타낸 제어 계의 전달함수 $x(s)/x_r(s)$ 를 나타낸다.

식 (15)와 (16)을 이용하여 식 (13)을 정리하면 다음 식으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} C_1(s) &= C_f(s)(1 - J(s))^{-1}, \\ C_2(s) &= H_n^{-1}(s)J(s)(1 - J(s))^{-1} \end{aligned} \quad (17)$$

식 (17)에 나타낸 $J(s)$ 는 식 (10)과 (16)을 이용하여 다음과 같이 설계하였다.

$$J(s) = 3k_n\omega_n^2 K_p / (s + \sqrt{3k_n\omega_n^2 K_p})^3 \quad (18)$$

위치 제어 결과가 목표 궤적의 가속도 변화까지 추종할 수 있도록 하기 위해서는 식 (16)의 $H_m(s)$ 가 다음의 조건을 만족해야 한다⁸⁾.

$$H_m(0) = 1, \dot{H}_m(0) = 0, \ddot{H}_m(0) = 0 \quad (19)$$

식 (16)과 (19)의 조건을 만족하기 위한 $H_m(s)$ 는 저주파 필터 $C(s)$ 를 이용하여 다음과 같이 선정할 수 있다.

$$\begin{aligned} C(s) &= w^2 / (s + w)^2 = C_n(s) / C_d(s) \in RH_\infty, \\ H_{nd}(s)C_d(s) &= H_{nd}(s) \\ &= s^5 + h_4s^4 + h_3s^3 + h_2s^2 + h_1s + h_0, \\ H_{mn}(s) &= h_2s^2 + h_1s + h_0 \end{aligned} \quad (20)$$

식 (20)에서 $H_{nd}(s)$ 와 $H_{mn}(s)$ 은 각각 $H_m(s)$ 의 분모항과 분자항을 나타낸다.

$C_f(s)$ 는 식 (10), (16) 및 (20)을 이용하여 다음과 같이 설계하였다.

Table 2 Parameters of designed controller

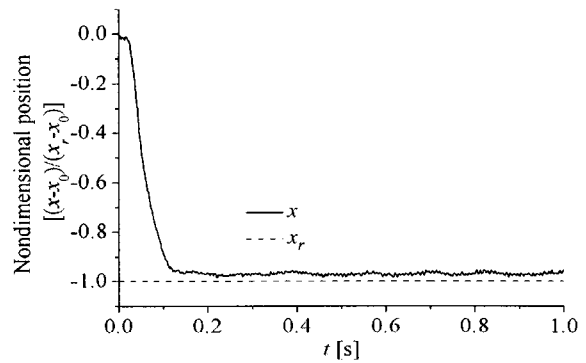
K_p	1000 [V/m]	K_a	0.134 [V/(m/s ²)]
K_v	2.491 [V/(m/s)]	w	40 [rad/s]

$$\begin{aligned} C_f(s) &= \frac{H_{mn}(s)}{C_d(s)H_{nn}(s)} \\ &= \frac{h_2s^2 + h_1s + h_0}{(s + w)^2 k_n \omega_n^2 K_p} \in RH_\infty \end{aligned} \quad (21)$$

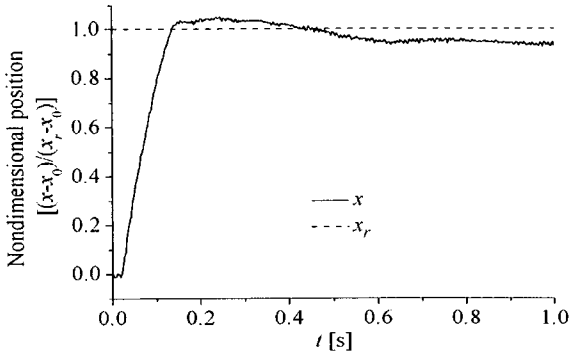
Table 1과 식 (10) ~ (21)을 이용하여 설계한 제어 기의 파라미터를 Table 2에 나타낸다.

5. 실험 결과 및 고찰

Fig. 9는 상태피드백 제어기만을 이용한 실험 결과를 나타내고, 종축은 시간, 횡축은 무차원화한 위치 응답을 나타내고, 점선은 목표 위치, 실선은 실험 결과를 각각 나타낸다. Fig. 9(a)와 (b)는 초기 위치를 0.03 [m]로 설정하고 최종 위치가 각각 0.02 [m], 0.04 [m]인 목표 스텝을 추종하도록 위치 제어를 수행한 결과이다.



(a) Step width: -0.01 [m]



(b) Step width: 0.01 [m]

Fig. 9 Position control results with a state feedback controller

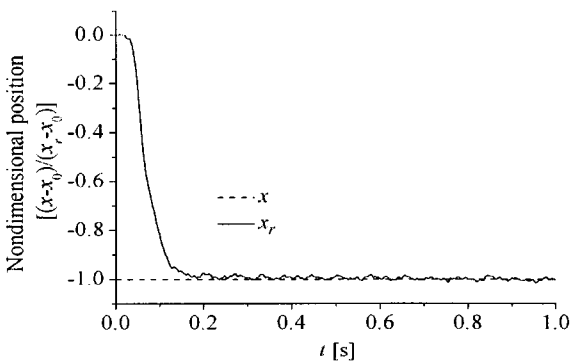
이 결과로부터 상태 피드백 제어기만을 이용하면 정상 상태 위치 오차가 존재하고, 또한 이동 방향에 따라서 위치 오차가 변화함을 알 수 있다.

Fig. 10~12는 본 논문에서 제안한 제어기를 이용한 위치 제어 실험 결과를 나타내고, 중축은 시간, 횡축은 무차원화한 위치 응답, 점선과 실선은 각각 목표 위치와 실험 결과를 나타낸다.

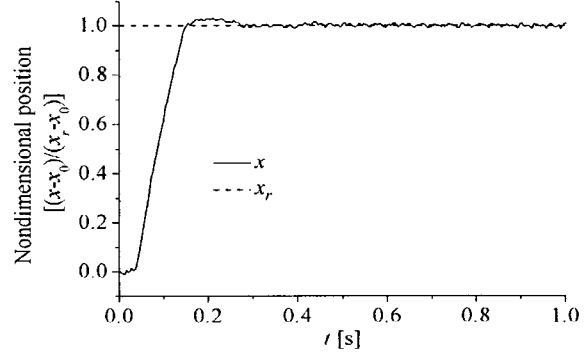
Fig. 10은 초기 위치를 0.03 [m]로 설정하고 최종 위치가 각각 0.02 [m], 0.04 [m]인 목표 스텝을 추종하도록 위치 제어를 수행한 결과이다.

이 결과로부터 제안한 제어기를 사용하면 목표 스텝의 방향이 변화하여도 정상 상태 위치 오차가 0으로 수렴함을 알 수 있다. 목표 스텝의 방향이 변화함에 따라서 위치 제어계의 동특성이 달라지는 이유로는 목표 스텝의 위치 변화에 따라 고무 인공 근육 내부 압력과 고무 인공 근육의 체적이 변화하므로 압력 시정수 $kGRT_a/V_1$ 가 변화하고 그 결과 압력 응답의 진동 주기가 변화하는 것을 원인으로 생각할 수 있다.

Fig. 11은 초기 위치를 0.03 [m]로 설정하고 목표 스텝의 크기를 0.01[m]에서 -0.02[m]로 연속적으로



(a) Step width: -0.01 [m]



(b) Step width: 0.01 [m]

Fig. 10 Position control results with the proposed controller

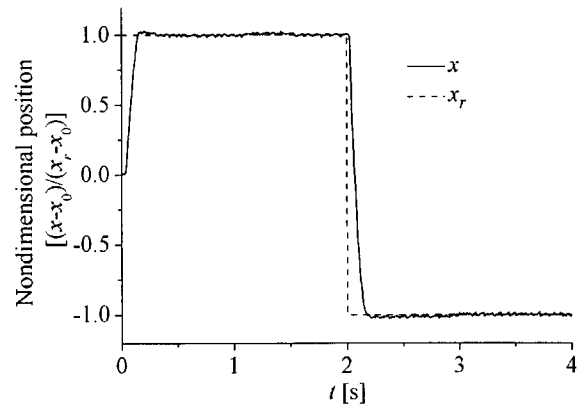
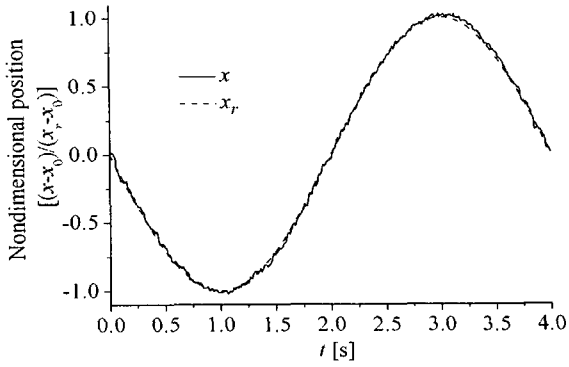


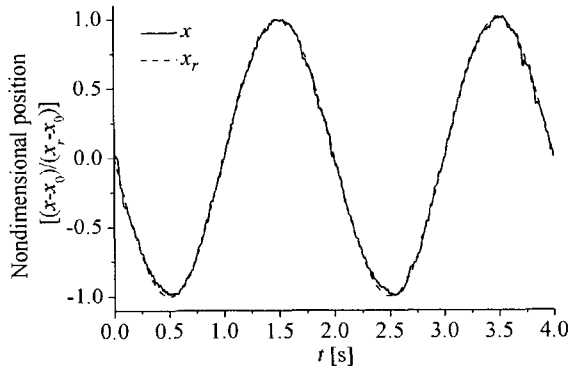
Fig. 11 Position control result with the proposed controller when the step width varies

변화시킨 경우이고 목표 스텝의 방향 및 크기가 변화하여도 제안한 제어기를 이용한 실험 결과가 목표 위치에 잘 수렴함을 알 수 있다.

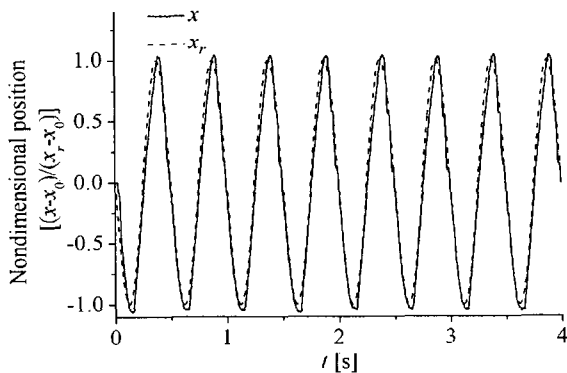
Fig. 12는 초기 위치를 0.03 [m], 목표 진폭의 크기를 0.005[m]로 설정한 후, 진동 주기를 각각 0.25, 0.5, 2.0 [Hz]로 설정한 정현파 목표 궤적을 추종하도록 위치 제어를 수행한 결과를 나타낸다. 실험 결과로부터 제안한 제어기를 이용한 위치 제어계가 목표 궤적을 잘 추종하고 있음을 알 수 있다.



(a) Frequency: 0.25 [Hz]



(b) Frequency: 0.5 [Hz]



(c) Frequency: 2.0 [Hz]

Fig. 12 Position control results with the proposed controller when sinusoidal input is used

6. 결 론

본 논문에서는 공압 인공 근육 구동 장치의 위치 궤적추적제어 성능 향상을 목적으로 공압 인공 근육 구동 장치의 선형 모델을 유도한 후 제어기를 설계하였다. 본 논문에서 설계한 제어기는 공압 인공 근육 구동 장치의 선형화 모델을 기반으로 인공 근육의 위치, 이동 속도, 가속도를 이용한 피드백 보

상기와 피드백 제어기를 포함한 페루프 위치 제어 계를 공칭 모델로 이용하는 외란보상기로 구성되므로 공압 인공 근육 구동 장치를 대상으로 한 기존의 제어 기법과 비교하여 비교적 용이하게 설계할 수 있고, 간단한 연산에 의하여 제어기 출력을 도출할 수 있는 특징이 있다.

제어기의 성능은 다양한 목표 위치를 이용한 실험을 통하여 검증하였고, 목표 위치의 방향, 스텝의 크기 및 궤적이 변화하여도 양호한 위치 제어 성능을 얻을 수 있었다.

후 기

이 논문은 2005학년도 부경대학교 기성회 학술연구비에 의하여 연구되었음.

참고 문헌

1. T. Fukuda, S. X. Guo, J. R. Wang, K. Kosuge and F. Arai, F, 1993, "A Study on Actuators of the Artificial Muscular Type", Transactions of JSME, C, Vol. 59, No. 563, pp. 2169-2177.
2. T. Kagawa, T. Fujita and T. Yamanaka, 1993, "Nonlinear Model of Artificial Muscle," Transactions of the SICE, Vol. 29, No. 10, pp. 1241-1243.
3. T. Kimura, S. Hara, T. Fujita and T. Kagawa, 1995, "Control for Pneumatic Actuator Systems Using Feedback Linearization with Disturbance Rejection," Proc., Conf., American Control, Vol. 1, pp. 825-829.
4. V. Balasubramanian and K. S. Rattan, 2003, "Feed-forward Control of a Nonlinear Pneumatic Muscle System Using Fuzzy Logic," IEEE Int. Conf., Fuzzy Systems, Vol. 1, pp. 272-277.
5. K. K. Ahn and T. D. C. Thanh, 2004, "Improvement of the Control Performance of Pneumatic Artificial Muscle Manipulators Using Intelligent Switching Control Method," KSME International Journal, Vol. 18, No. 8, pp. 1388-1400.
6. H. Hanafusa, 1982, "Design of Electrohydraulic Servo Control systems for Articulated Robot

- Arm Control," Journal of The Japan Hydraulics & Pneumatics Society, Vol. 20, No. 7, pp. 429-436.
7. C. A. Desoer et al., 1980, "Feedback system design; The fractional representation approach to analysis and synthesis", IEEE Trans. Automat. Control, AC-25, No. 3, pp. 399-412.
 8. C. T. Chen, 1999, "Linear system theory and design", Oxford university press, pp. 275-277.