한국소음진동공학회 2005년도 추계학술대회논문집, pp. 213~216.

ER 유체를 이용한 3 자유도 햅틱 장치의 힘 반향 제어

Force Feedback Control of 3 DOF Haptic Device Utilizing Electrorheological Fluid

한영민*·강필순*·최승복†

Y. M. Han, P. S. Kang and S. B. Choi

Key Words : Electrorheological Fluid(전기유동유체), Minimally Invasive Surgery(최소침습수술), Haptic Device(햅틱장치), Hysteresis(히스테리시스), Preisach Model(프라이작 모델)

ABSTRACT

This paper presents force feedback control performance of a 3DOF haptic device that can be used for minimally invasive surgery (MIS). As a first step, a 3DOF electrorheological (ER) joint is designed using a spherical mechanism. And it is optimized based on the mathematical torque modeling. Subsequently, the master haptic device is manufactured by the spherical joint. In order to achieve desired force trajectories, model based compensation strategy is adopted for the ER master. Therefore, Preisach model for the PMA-based ER fluid is identified using experimental first order descending (FOD) curves. A compensation strategy is then formulated through the model inversion to achieve desired force at the ER master. Tracking control performances for sinusoidal force trajectory are presented, and their tracking errors are evaluated.

1. 서 론

최근 로봇기술 분야에서는 촉감을 구현하기 위한 햅틱 기술이 활발히 연구되고 있으며, 다양한 분야에 응용되고 있다. 특히, 로봇이 적극적으로 활용되고 있는 의료 분야에서의 햅틱 구현은 매우 시급한 과제라 할 수 있다. 현대의 수술은 첨단의 수술 도구와 로봇을 이용하여 집도되는 추세이며, 최소침습수술(minimally invasive surgery, MIS)이 그 대표적인 예이다[1,2]. 이 수술법은 환부의 구멍에 수술도구와 카메라를 삽입하여 집도의가 모니터를 보면서 시술하는 것으로, 환자의 내부에서 손의 움직임과 시야의 제약을 받게 된다. 따라서 첨단의 의료용 로봇 마스터-슬레이브(master-slave) 시스템이 개발되어 왔으며, 대표적으로 Computer Motion 사의 ZEUS 시스템과 Intuitive Surgical 사의 Da Vinci 시스템 등이 있다[3,4]. 하지만, 시스템이 매우 복잡하고 고가인데다, 환자의 장기나 뼈를 만지고 상태를 확인할 수 없는 문제점을 여전히 안고 있다.

이러한 문제점을 극복하기 위해 최근 다양한 의료용 햅틱 장치들이 연구 개발되고 있으며[5,6], 주로 마스터 로봇에서 햅틱 장치를 이용한 근 감각적인 힘을 구현하는데 초점을 두고 있다. 하지만 전기서보모터 등의 작동 메커니즘은 구조가 복잡하여 다자유도를 구현하기 어렵고, 관절의 작동 메커니즘과 달라 그 움직임과 힘을 정확히 표현하기 힘들다. 특히 브레이크 시스템의 부재는 안정적인 작동을 어렵게 하고 있다. 더구나 기존의 마그네틱 브레이크와 같은 전기 전자식 브레이크는 토크를 결정하는 제어 장치가 복잡하며 상황에 따른 연속적인 제어가 곤란한 단점이 있다.

대표적인 지능유체인 ER(electrorheological) 유체는 전기장의 세기에 의해 전단저항력이 조절되는 특성을 갖는 재료이다. 또한, 원구형 로봇 관절 장치는 매우 단순한 구조로 3 자유도 회전운동이 가능하다. 따라서, 이의 조합을 이용한 햅틱 장치는 전기장의 크기만으로 토크를 변화시킴으로써 3 자유도 힘 반향을 연속적이며 효과적으로 제어할 수 있는 장점을 갖는다[5-7]. 그리고 백래쉬가 없고 작은 마찰과 중량으로 인해 장기와 비접촉하는 상황을 정확하게 표현함으로써 의료용 햅틱장치의 요구조건에 부합할 수 있다. 하지만, ER 유체는 히스테리시스 거동을 하므로 이에 대한 정확한 모델 구축은 제어성능 향상에 필연적인 요소이다. 최근 Preisach 모델[8,9]을 이용하여 ER 유체의 히스테리시스 모델을 구축하고자 하는 연구가 이루어 지고 있으며, 효과적인 방법으로 입증되어 왔다.

본 연구의 목적은 ER 유체를 이용한 햅틱 마스터 장치를 구축하고, Preisach 역모델 보상기법을 이용하여 힘 반향 제어 성능을 향상시키고자 하는데 한다. 이러한 목적을 위해, 단순한 구조로 3 자유도 회전 운동을 구현할 수 있는 원구형 조인트 메커니즘을 고안하고, 발생 토크의 수학적 모델링으로부터 최적 설계를 수행하였다. 제안된 원구형 ER 조인트를 이용하여 햅틱 마스터 장치를 구축하였으며, 발생 토크를 실험적으로 측정하여 평가하였다. 또한, 실험적으로 구축된 FOD(first order descending) 데이터로부터 히스테리시스 모델을 구축하고, 이를 수치적으로 적용하여 요구 힘 궤적에 대한 추적제어 성능을 고찰하였다.

* 인하대학교 대학원 기계공학과

† 정회원, 인하대학교 기계공학과
E-mail : seungbok@inha.ac.kr
Tel : (032) 860-7319, Fax : (032) 868-1716

2. 원구형 ER 마스터의 설계

Fig. 1(a)는 제안된 원구형 ER 마스터 장치를 나타낸 것이다. 도시된 바와 같이 제안된 시스템은 3 축 회전운동이 가능한 원구형 조인트로서, 고정되어 있는 외측구 내에 자유로이 운동할 수 있는 내측구가 있고, 내외측구 사이에는 ER 유체가 채워져 있다. 도입된 원구형 내측 회전자는 3 자유도 회전운동이 가능하므로 전기장 인가 시 3 자유도의 반력을 생성시킬 수 있다.

지능유체를 이용한 조인트에서 발생하는 반력은 간극사이의 쿨롬(Coulomb) 마찰을 무시하면 크게 두 가지 성분으로 나누어 생각할 수 있다. 즉, 전기장에 따라 변화하는 ER 유체의 항복응력에 기인한 성분(T_c)과 유체의 점성에 기인하는 점성 마찰력(T_η)으로 구성되며, 이를 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$$T_t = T_c + T_\eta \tag{1}$$

본 연구에서는 전극의 형상이 원구형이므로 조인트에서 발생시킬 수 있는 토크를 모델링하기 위해서 구면좌표계가 도입되었다. 먼저, 구면상의 미소면적 dA에 대해 ER 유체의 항복전단응력을 고려하면 T_c는 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$T_c = \iint_S \tau_y r_c dA \tag{2}$$

여기서, τ_y는 항복전단응력이며 전압에 비례하는 전기장 E의 함수이다. 그리고 토크를 발생시키는 축의 회전반경 $r_c = r_e \cos v$ 이며, 이때 r_e는 전극의 반경이다. 전극의 형상을 고려하면 식 (2)는 각 회전방향에 대해 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} {}^{\theta_{1,2}}T_c &= \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \int_0^{2\pi} \tau_y \frac{2}{\pi} \sin^{-1}\left(\frac{k_0}{r_e \cos v}\right) r_e^3 \cos^2 v \, du dv \\ {}^{\theta_3}T_c &= \int_{-v_0}^{v_0} \int_0^{2\pi} \tau_y r_e^3 \cos^2 v \, du dv \end{aligned} \tag{3}$$

여기서, k_o는 ER 조인트 외측 원구에서 전극의 높이이며, v_o는 그에 상응하는 각이다.

그리고 유체의 점성에 기인하는 점성 마찰력(T_η)은 유체의 기본점성 η와 전단비 $\dot{\gamma}$으로부터 다음과 같이 표현된다.

$$T_\eta = \iint_S \eta \dot{\gamma} r_c dA \tag{4}$$

이 때, 전단비 $\dot{\gamma} = r_c \dot{\theta} / h$ 이며, 이때 h는 전극 간극을 나타낸다. 전극 형상을 고려하여 다시 표현하면 다음과 같다.

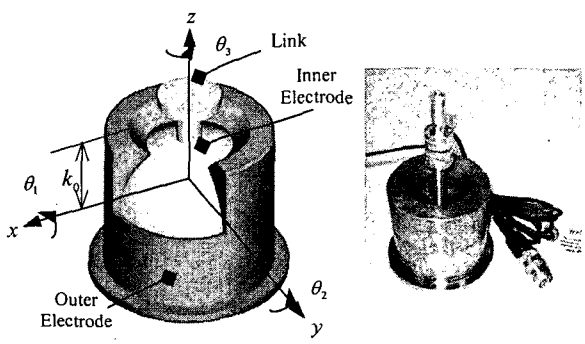
$$\begin{aligned} {}^{\theta_{1,2}}T_\eta &= \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \int_0^{2\pi} \eta \frac{\dot{\theta}_{1,2}}{h} \frac{2}{\pi} \sin^{-1}\left(\frac{k_0}{r_e \cos v}\right) r_e^3 \cos^2 v \, du dv \\ {}^{\theta_3}T_\eta &= \int_{-v_0}^{v_0} \int_0^{2\pi} \eta \frac{\dot{\theta}_3}{h} r_e^4 \cos^3 v \, du dv \end{aligned} \tag{5}$$

토크 모델링으로부터 제안된 조인트의 설계를 수행 하고자 한다. 전기장에 의해 조절이 가능한 T_c의 절대크기와 함께 $T_\eta + T_f$에 대한 T_c의 상대크기는 조인트의 제어능력을 판단하는 주요한 요소가 된다. 먼저, θ_3 회전에 대해 ER 조인트에서 발생하는 토크는 식 (1), (4), (5)로부터 다음과 같이 계산된다.

$$\begin{aligned} {}^{\theta_3}T_t &= \tau_y r_e^3 \pi (2v_0 + \sin(2v_0)) \\ &+ \eta \frac{\dot{\theta}_3}{3h} r_e^4 \pi (9 \sin v_0 + \sin(3v_0)) \end{aligned} \tag{6}$$

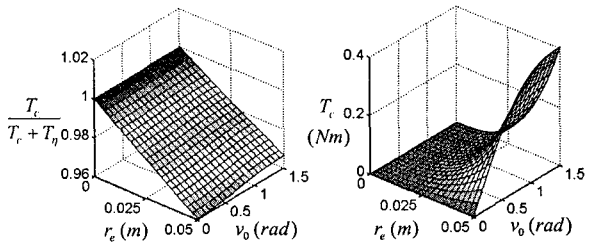
식에 나타난 바와 같이 ER 조인트는 전극의 유효반경 r_e, 외측 원구의 높이를 나타내는 각도 v_o, 전극 간극 h 등의 설계변수를 갖는다.

Fig. 2 는 식 (6)에서 전극 간극 h 를 $1mm$ 로 가정한 상태에서 설계 변수인 r_e와 v_0의 값을 변화시켜 가면서 T_c와 $T_c/(T_c+T_\eta)$의 변화를 고찰한 결과이다. 이 때 전극의 유효반경 r_e는 실제 제작을 감안하여 $0cm$ 에서 $5cm$ 까지, v_0 는 $0rad$ 에서 $1.5rad$ 까지 변화시켰다. 결과에 나타난 바와 같이 전체 발생토크에 미치는 T_η의 영향이 매우 작게 나타나고 있으며, 외측 원구의 높이 각도가 $0.8rad$ 에 이르기까지 토크가 급격히 증가하다가 이후 증가폭이 감소하는 경향을 보여준다. 특히, $1rad$ 이후에는 현저히 감소하고 있다. 또한, 유효반경의 크기가 증가할수록 그 크기 변화에 따른 토크의 증가가 크게 나타남을 알 수 있다. 따라서, 링크의 회전반경을 고려하여 ER 조인트의 설계변수 v_0와 r_e는 각각 $0.72rad$ 과 $3cm$ 로 설정하였다. 도출된 설계 값들에 따라 ER 조인트를 실제 제작하였으며, 이를 이용하여 마스터 시스템을 구축하였다. Fig. 1(b)는 제작된 ER 마스터를 나타낸 것이다. 그리고 Fig. 3 은 θ_3 방향에 대해 발생하는 힘을 실제 측정한 결과이며, 모델로부터 도출한 결과와 잘 일치하고 있다.



(a) schematic diagram (b) photograph

Fig. 1 Spherical ER master system



(a) $T_c/(T_c+T_\eta)$ (b) T_c

Fig. 2 Effect of design parameters

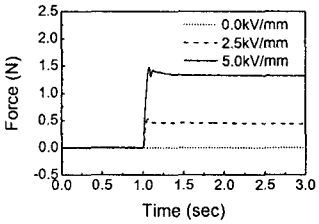


Fig. 3 Measured response of the ER master

3. 힘 반향 제어 알고리즘 및 결과

본 연구에서 ER 유체의 히스테리시스 거동을 기술하기 위해 채택된 Preisach 모델을 수학적으로 표현하면 다음과 같다[8].

$$\tau_y(t) = \iint_P \mu(\alpha,\beta)\gamma_{\alpha\beta}[E(t)]\,d\alpha\,d\beta \tag{7}$$

여기서, $\gamma_{\alpha\beta}$ 는 히스테리시스 릴레이, P 는 Preisach 평면이며, $E(t)$와 $\tau_y(t)$는 각각 전기장과 항복응력을 나타낸다. 그리고 $\mu(\alpha,\beta)$ 는 가중함수로서 전체 히스테리시스에서 개별 릴레이가 차지하는 가중치이며, α 와 β는 각각 릴레이를 상하로 전환시키는 입력값이다. 전기장 입력이 시간에 따라 변하면 개별 릴레이들은 입력값의 크기에 따라 상하로 전환되어 출력값을 결정하고, 가중치를 고려하여 모든 릴레이들의 출력을 더하면 전체 시스템의 출력이 된다. ER 유체에 적용될 수 있는 가장 간단한 히스테리시스 릴레이는 0 과 1 의 출력값을 갖도록 설정할 수 있다.

본 연구에서는 다음과 같이 실험 데이터로부터 계산된 수치적 Preisach 함수를 적용하여 ER 유체의 모델을 구축한다.

$$\begin{aligned} T(\alpha_k,\beta_k) &= \int_{\beta_k}^{\alpha_k}\int_{\beta}^{\alpha_k}\mu(\alpha,\beta)\,d\alpha\,d\beta \\ &= \tau_y^{\alpha_k} - \tau_y^{\alpha_k\beta_k} \end{aligned} \tag{8}$$

여기서, $\tau_y^{\alpha_k}$ 와 $\tau_y^{\alpha_k\beta_k}$ 는 실험적으로 구축된 FOD 데이터로부터 구할 수 있다. 식 (7)과 (8)로부터 히스테리시스 출력 $\tau_y(t)$는 다음과 같이 수치적으로 표현된다[6,9].

$$\begin{aligned} \tau_y(t) &= \sum_{k=1}^{n(t)-1}\left[T(\alpha_k,\beta_{k-1}) - T(\alpha_k,\beta_k)\right] \\ &\quad + T(E(t),\beta_{n(t)-1}) \qquad \text{, for increase} \\ \tau_y(t) &= \sum_{k=1}^{n(t)-1}\left[T(\alpha_k,\beta_{k-1}) - T(\alpha_k,\beta_k)\right] \\ &\quad + \left[T(\alpha_{n(t)},\beta_{n(t)-1}) - T(\alpha_{n(t)},E(t))\right] \qquad \text{, for decrease} \end{aligned} \tag{9}$$

또한, 식 (3)에서 유체점성에 의한 영향이 미소하므로 반향력은 다음과 같이 결정된다.

$$\begin{aligned} {}^{\theta_{1,2}}F(t) &= 0.0001228\,\tau_y(t)/L \\ {}^{\theta_3}F(t) &= 0.0002056\,\tau_y(t)/L \end{aligned} \tag{10}$$

여기서, L 은 링크의 길이를 나타낸다.

본 연구에서는 제안된 Preisach 모델의 역모델을 이용하여 비선형 히스테리시스에 대해 간단하면서도 효과적인 개루프 보상기법이 적용되었다. Fig. 4 는 제안된 제어 알고리즘의 순서도(flow chart)를 보여준다. 그림에 나타난 바와 같이 제안된 Preisach 모델을 이용하여 이산시간 알고리즘으로 구축하였다. 이 때 k 번째 제어입력 $u(k)$ 은 다음과 같이 수학적으로 표현할 수 있다.

$$u(k) = E_d(k) + \sum_{i=1}^{m}\left(\frac{\left[F_d(k) - F_r(k)\right]_i}{20.98}\right)^{\frac{1}{1.73}} \tag{11}$$

여기서, m 은 업데이트 횟수이며, 다음과 같은 조건을 만족할 때까지 업데이트 된다.

$$\left|F_d(k) - F_r(k)\right| < \varepsilon \tag{12}$$

여기서, ε 는 오차한계를 나타낸다.

Fig. 5는 힘 반향 제어를 위한 실험장치의 구성을 나타낸 것이다. 퍼스널 컴퓨터에서 계산된 제어입력은 고전압 증폭기(1000배)를 통해 조인트의 전극에 인가되도록 하였다. 그리고 조인트에서 발생하는 반력은 ATI사의 6축 힘 센서(Nano17)을 이용하여 측정하였다. 그리고 적용된 유체는 PMA계 ER 유체이다. Fig. 6은 본 연구에서 구한 FOD 곡선을 보여주며, 56개의 데이터와 10개의 곡선으로 구성되어 있다. 또한, 측정한 ER 유체의 빙햄 특성 $\tau_y(E)$는 $20.98E^{1.73}$이다.

전단응력 측정결과로부터 제안된 역모델 보상기법을 이용하여 사인파 형태의 요구 궤적에 대한 힘 반향 추적제어 시뮬레이션을 수행하였으며, Fig. 7에 결과를 도시하였다. 결과에서 보는 바와 같이 θ_1, θ_2, θ_3 의 회전 방향에 대해 요구궤적을 잘 추적하고 있다. 특히, θ_3 의 회전방향에 대해 Preisach 역모델은 $\pm 33.7mN$ 이내의 추적 오차로 매우 잘 추적하고 있지만 빙햄 역모델에 의한 오차는 시간이 지남에 따라 크게 증가하고 있다. 이러한 결과로부터 제안된 제어알고리즘이 ER 유체의 히스테리시스를 효과적으로 보상하면서 햅틱 마스터에서 우수한 힘 반향 제어성능을 발휘할 수 있음을 확인할 수 있다.

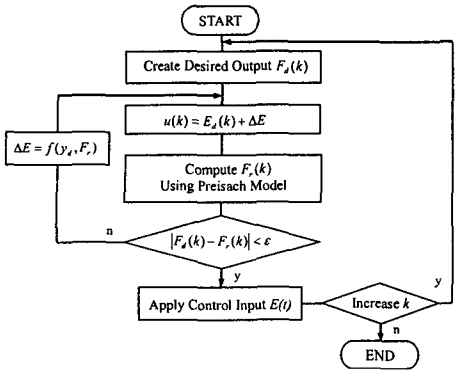


Fig. 4 The proposed compensation strategy

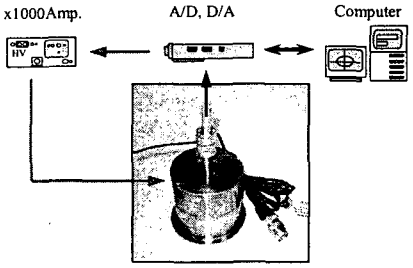
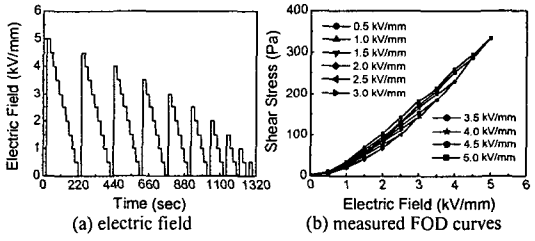
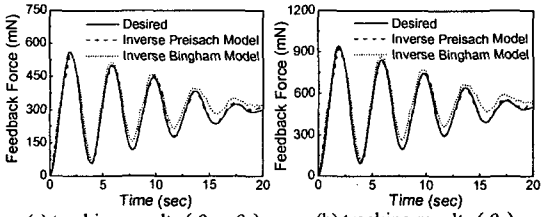


Fig. 5 Experimental apparatus of the haptic master

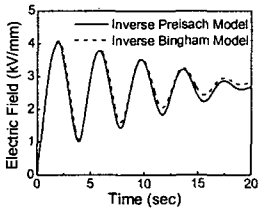


(a) electric field (b) measured FOD curves

Fig. 6 Experimental FOD curves of the ER fluid



(a) tracking results (θ_1, θ_2) (b) tracking results (θ_3)



(c) control input

Fig. 7 Tracking control results for sinusoidal trajectory

4. 결 론

본 연구에서는 의료용 로봇 시스템을 위한 새로운 햅틱 인터페이스로서 ER 마스터을 설계 및 제작하고, 힘 반향 제어 성능을 고찰하였다. 먼저, 원구형 조인트 메커니즘을 도입함으로써 의료분야에서 요구되는 고도의 안정성을 만족시키면서 관절형태의 매우 단순한 구조로 3 자유도 회전운동을 실현하였다. 또한, 우수한 힘 반향 제어성능을 도출하기 위해 전기장에 따른 ER 유체의 히스테리시스 거동을 모델링하였다. 이로부터 역모델 보상기를 구축하여 요구 힘에 대한 추적제어 성능을 시뮬레이션을 통해 고찰함으로써 제안된 3 DOF ER 마스터의 우수한 힘 반향 제어성능을 입증하였다. 나아가 제안된 Preisach 모델과 빙햄모델에 대한 비교연구가 수행되었다. 향후 제작된 ER 마스터를 이용하여 힘 반향 제어를 실험적으로 고찰할 예정이다.

후 기

본 연구는 한국학술진흥재단 선도연구자지원 사업의 지원에 의하여 이루어졌으며 이에 감사드립니다.

참 고 문 헌

(1) Abovitz, Rony., 2001, "Digital Surgery: the Future of Medicine and Human-Robot Symbiotic Interaction", *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 28 No. 5, pp. 401-405.

(2) Rovers, A.F., 2002, "Haptic Feedback: A Literature Study on the Present-Day Use of Haptic Feedback in Medical Robotics", DCT Report nr., University of Technology.

(3) Intuitive Surgical, http://www.intuitivesurgical.com.

(4) Computermotion, http://www.computermotion.com.

(5) Böse, H., Berkemeier, J. and Trendlerc A., 2000, "Haptic System Based on Electrorheological Fluid", *Proceedings of the ACTUATOR 2000 Conference*, pp. 19-21, Bremen GERMANY.

(6) Han, Y. M., 2005, Design and Control Haptic Interface Utilizing Smart Materials, Ph.D. Dissertation, Inha University.

(7) Stangroom, J. E., Carlson, J. D., and Duclos, T. G, 1992, "ER Fluid Clutches and Brakes–the Synopsis", ER Fluid Developments Ltd.

(8) Mayergoyz, I. D., 1991, "Mathematical Models of Hysteresis", Springer-Verlag, New York.

(9) Ge, P. and Jouaneh, M., 1996, "Tracking Control of a Piezoceramic Actuator", *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, Vol. 4, No. 3, pp. 209-216.