슬라이딩 섭동 관측기를 이용한 수술용 로봇 인스트루먼트의 반력 추정 가능성 평가

Evaluation of a Possibility of Estimation of Reaction Force of Surgical Robot Instrument using Sliding Perturbation Observer

윤 성 민¹, 이 민 철[†], 김 지 언², 강 병 호¹

Sung-Min Yoon¹, Min-Cheol Lee[†], Chi-Yen Kim², Byeong-Ho Kang¹

Abstract In spite of the difficulties and uncertain characteristic of cable driven method, surgical robot instrument has adopted it as driving mechanism for various reasons. To overcome the problem of cable system, previous research applied SMCSPO (sliding mode control with sliding perturbation observer) algorithm as robust controller to control the instrument and found that the value of SPO (sliding perturbation observer) followed force disturbance, reaction force loaded on the tip very similarly. Thus, this paper confirms that the perturbation observer is sufficient estimator which finds out the mount of loaded force on the surgical robot instrument. To prove the proposition, simulation using the similar model with an actual instrument and experimental evaluation are performed. The results show that it is possible to substitute SPO for sensors to measure the reaction force. This estimated reaction force will be used to realize haptic function by sending the reaction force to a master device for a surgeon. The results will contribute to create surgical benefit such as shortening the practice time of a surgeon and giving haptic information to surgeon by using it as haptic signal to protect an organ by making force boundary.

Keywords: Sliding Perturbation Observer, Surgical Robot, Instrument, Force Measuring

1. 서 론

수술용 로봇 인스트루먼트는 사람의 체내에서 의사의 손을 대신하여 수술을 집도하는 장치이다. 따라서 사람의 손동작을 묘사하기 위해 높은 자유도를 요구하는 시스템이다. 하지만 감염 위험성과 안전성 및 최소침습수술(MIS)의 요구에 따라 10mm 이하의 소형 트로카 홀로 투입할 수 있도록 작은 크기로 제작되어야 하며 제한된 힘 사용 후 폐기해야 하는 소모품적인 문제점이 있다. 이

러한 문제점 때문에 현재 수술용 로봇 인스트루먼트는 케이블 구동 방식을 채택하고 있다^[1]. 하지만 케이블 구동 구조와 소형으로 제작되는 구조는 센서 부착을 어렵게 하여 수술시 체내 조직의 파괴력을 측정할 수 없어 장기 손상등의 문제점을 발생시키는 것으로 보고 된다^[2].

구동 메커니즘인 케이블 구동 방식은 여러 링크들의 직렬 연결로 인해 모델링이 힘들며, 특히 케이블 재료의 인장 특성에 크게 영향을 받기 때문에 제어가 까다롭다. 몇 가지 메커니즘적으로 나타나는 문제점이 slag과 slip 현상인데 전자는 pre-tension을 통해 해결하고 후자는 pull-pull 구조를 통해 보완하고 있지만, 특히 pre-tension 같은 경우에는 선행연구에서 마찰효과 증대라는 부가적인 문제점을 야기시키는 것으로 확인하였다^[3,4]. 이러한 시스템을 위해 선행 연구에서는 강인제어 기법으로 슬라

Received : Oct. 21. 2011; Reviewed : Nov. 11. 2011; Accepted : Jan. 12. 2012

※ 이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (2011-0014915) .

※ 본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임

† 교신저자 : 부산대학교 기계공학부 교수

¹ 부산대학교 기계공학부 석사과정

² 영남대학교 기계계열 전임강사

이딩 섭동 관측기를 가진 슬라이딩 모드 제어(SMCSPD)를 적용하여 제어 성능 개선을 확인하였다^[5]. 선행 연구에서는 시스템의 비선형성과 불확실성 및 외란 등을 섭동으로 묶어서 보상하는 기법을 사용하였는데 섭동은 제어 루프안에서 관측기를 통해 추정하는 방식이었다. 연구를 통해 확인해 본 결과 섭동항은 케이블 구동 구조에서는 시스템의 비선형성이나 모델 오차가 작다면 인스트루먼트의 반력을 유사하게 따라가는 결과를 확인하였다^[6]. 따라서 본 논문에서는 슬라이딩 섭동 관측기를 이용하여 인스트루먼트에 걸리는 반력을 충분히 추정할 수 있음을 보인다. 이를 위해 pre-tension에 의한 마찰이 고려된 실제 인스트루먼트와 유사한 모델을 이용한 시뮬레이션 평가와 실험적 평가를 할 것이다. 본 논문에서와 같이 섭동 관측기만으로 인스트루먼트의 반력을 예측할 수 있다면 수술시 안전성 확보와 수술로봇의 햅틱 구현이 가능하며 sensorless 힘 측정이 가능함으로 인한 실효성 증대를 기대할 수 있을 것이다. 2장에서는 슬라이딩 섭동 관측기(SPD)를 설명하고, 3장에서는 수술용 로봇 인스트루먼트의 모델을 설명한다. 4장에서는 작동력 추정 가능성을 평가하기 위해 시뮬레이션과 실제 인스트루먼트를 이용한 실험적 평가를 수행하며 5장에서는 연구결과를 정리하여 결론을 기술한다.

2. 슬라이딩 섭동 관측기

선행연구에서 슬라이딩 섭동 관측기에 대해 다루었으며, 슬라이딩 섭동 관측기를 통해 수술용 로봇 인스트루먼트에 작용하는 반력을 추정할 수 있다^[7].

2.1 섭동(Perturbation)의 정의

본 절에서는 불확실성, 비선형성, 그리고 시스템에 부과된 힘에 의한 외란을 포함하는 섭동에 관한 정의를 한다. 일반적으로 n 자유도를 가지는 이차 시스템의 운동방정식은 아래와 같이 주어진다.

$$\ddot{x}_j = f_j(x) + \Delta f_j(x) + \sum_{i=1}^n [(b_{ji}(x) + \Delta b_{ji}(x))u_i] + d_j(t) \quad (1)$$

$j = 1, \dots, n$

여기서, “ i ”는 각각의 제어 입력에 대해 영향을 받는 제어게인 행렬의 요소를 표시하기 위한 것이고,

$x \equiv [X_1, \dots, X_n]^T$: 상태벡터(state vector),

$X_j \equiv [x_j \dot{x}_j]^T$: 상태 변수(state variable),

$\Delta f_j(x)$: 비선형 요소와 불확실성,

$\Delta b_{ji}(x)$: 제어 게인 행렬 요소의 불확실성,

d_j : 외란, u_i : 제어입력,

f_j, b_{ji} : 연속적인 상태함수이다.

주어진 운동방정식에서 비선형 요소와 불확실성, 외란 등을 섭동(perturbation)으로 정의하면 식(2)와 같다.

$$\Psi_j(x, t) = \Delta f_j(x) + \sum_{i=1}^n [\Delta b_{ji}(x)u_i] + d_j(t) \quad (2)$$

여기서, 섭동으로 정의된 항들이 알려진 임의의 연속적인 상태함수에 상한(upper bounded)되어 있다고 간주하면 식(3)과 같이 표현할 수 있다(Elmali and Olgac, 1992)^[8].

$$\Gamma_j(x, t) = F_j(x) + \sum_{i=1}^n |\Phi_{ji}(x)u_i| + D_j(t) > |\Psi_j(t)| \quad (3)$$

여기서, $F_j > |\Delta f_j|$, $\Phi_{ji} > |\Delta b_{ji}|$, $D_j > |d_j|$ 는 예상된 불확실성의 상한을 나타낸다.

2.2 슬라이딩 섭동 관측기

슬라이딩 섭동 관측기는 섭동 관측기와 슬라이딩 관측기가 결합되어 있어 더욱 효과적인 관측기 구조를 나타낸다. 제어기에 관측기를 결합하기 전에 운동방정식을 아래와 같이 두어 제어변수를 분리한다.

$$f_j(\hat{x}) + \sum_{i=1}^n b_{ji}(\hat{x})u_i = \alpha_{3j}\bar{u}_j \quad (4)$$

여기서 $\hat{x}$ 는 추정된 상태벡터, α_{3j} 는 임의의 양의 값을 가지는 상수이고 $\bar{u}_j$ 는 새로이 정의된 제어변수이다

(Terra and Olgac, 1997) ^[9,10]. 본 논문에서 “~” 와 “^” 기호는 각각 각각 추정 오차와 관측된 값을 나타낸다. 식(1)에서의 제어입력은 아래와 같이 기술할 수 있다.

$$\mathbf{u} = \mathbf{B}^{-1} \text{Col}[\alpha_{3j} \bar{\mathbf{u}}_j - \mathbf{f}_j(\hat{\mathbf{x}})] \quad (5)$$

여기서 $\mathbf{u} = [u_1, \dots, u_n]^T$ 이고 $\mathbf{B} = [b_{ji}(\hat{\mathbf{x}})]_{n \times n}$ 이다.

식(4)의 정의에 의해 운동방정식은 아래와 같이 간략화 된다.

$$\dot{x}_{1j} = x_{2j} \quad (6.1)$$

$$\dot{x}_{2j} = \alpha_{3j} \bar{\mathbf{u}}_j + \Psi_j \quad (6.2)$$

$$y_j = x_{1j} \quad (6.3)$$

여기서 “j”는 로봇의 관절번호를 나타낸다.

부가적인 센서의 부착 없이 섭동을 계산하기 위해 새로운 상태 변수 x_{3j} 를 정의하면 식(7)과 같다. Ψ_j 를 직접 추정하지 않고도 다른 변수만으로 계산 가능한 형태가 된다.

$$x_{3j} = \alpha_{3j} x_{2j} - \Psi_j / \alpha_{3j} \quad (7)$$

여기서 $\dot{\Psi}_j$ 은 존재하고 상한 되어 있으며, Ψ_j 의 스펙트럼은 알려진 유한한 주파수 대역 안에 위치한다고 가정한다. 식(7)을 시간에 대해 일차 미분하면 식(8)과 같다.

$$\dot{x}_{3j} = \alpha_{3j} \dot{x}_{2j} - \dot{\Psi}_j / \alpha_{3j} \quad (8)$$

식(8)에서 $\dot{\Psi}_j$ 의 영향이 무시될 만큼 α_{3j} 를 크게 잡으면 섭동의 영향에도 불구하고 x_{3j} 를 잘 관측할 수 있다. 관측기 모델의 구조를 간략화 하기 위해 식(6), (7)과 (8)에서 아래와 같이 변환한다.

$$\dot{\hat{x}}_{3j} = \alpha_{3j}^2 (-\hat{x}_{3j} + \alpha_{3j} x_{2j} + \bar{\mathbf{u}}_j) \quad (9.1)$$

$$\hat{\Psi}_j = \alpha_{3j} (-\hat{x}_{3j} + \alpha_{3j} x_{2j}) \quad (9.2)$$

전체 관측기의 구조는 x_{1j} 만 귀환하도록 하기 때문에 별도의 센서를 부착하지 않더라도 제어시스템을 구성할 수 있다. 슬라이딩 관측기(Slotine, 1987) ^[11]에서 $\hat{x}_{2j}$ 에 섭동의 영향을 고려하여 $\hat{\Psi}_j$ 항을 추가함으로써 추정된 상태변수의 정확도를 높일 수 있다.

위의 관계를 정리하면 슬라이딩 섭동 관측기의 전체구조는 식(10)과 식(11)과 같다.

$$\dot{\hat{x}}_{1j} = \hat{x}_{2j} - k_{1j} \text{sat}(\tilde{x}_{1j}) - \alpha_{1j} \tilde{x}_{1j} \quad (10.1)$$

$$\dot{\hat{x}}_{2j} = \alpha_{3j} \bar{\mathbf{u}}_j - k_{2j} \text{sat}(\tilde{x}_{1j}) - \alpha_{2j} \tilde{x}_{1j} + \hat{\Psi}_j \quad (10.2)$$

$$\dot{\hat{x}}_{3j} = \alpha_{3j}^2 (-\hat{x}_{3j} + \alpha_{3j} \hat{x}_{2j} + \bar{\mathbf{u}}_j) \quad (10.3)$$

여기서 $\hat{\Psi}_j$ 는 아래와 같이 정의 되고, 위에서 계산한 결과로 섭동을 추정할 수 있다.

$$\hat{\Psi}_j = \alpha_{3j} (-\hat{x}_{3j} + \alpha_{3j} \hat{x}_{2j}) \quad (11)$$

여기서 $k_1, k_2, \alpha_1, \alpha_2$ 는 양의 값을 가지는 관측기의 게인이고, $\tilde{x}_{1j} = \hat{x}_{1j} - x_{1j}$ 는 측정할 수 있는 상태변수의 추정오차이다^[11].

3. 동특성 해석

그림 1은 Intuitive Surgical, Inc에서 생산되는 수술용 로봇의 인스트루먼트를 나타낸다[1]. 수술용 로봇 인스트루먼트는 사람의 체내에서 집도의의 손을 대신하여 수술을 수행하는 장치로 기능별로 다양한 형상으로 개발되어 있지만 공통적으로 케이블-폴리 구조를 통해 힘을 전달한다. 그림 2는 인스트루먼트의 내부 구조를 나타낸다. 케이블-폴리 구조에서 구동 폴리의 구동력은 폴리와 체결된 양단의 케이블 장력 차이에 의해 중동부 폴리에 전달된다. 기본적으로 3개의 폴리가 포함되어 있으며 구동부 모터의 회전력을 폴리에 전달하는 구동 폴리와 수술자의 손을 대신하는 팁(tip)을 구동하는 말단장치의 중동

그림 1. Endowrist Instrument

그림 2. 인스트루먼트의 기본 구조

부 풀리 및 자유도 증가에 따른 케이블 방향을 바꾸기 위해 조인트 풀리를 지나도록 되어있다.

인스트루먼트의 설계 요소인 pre-tension은 케이블의 탄성에 의한 slag 현상을 줄이는 효과도 있지만 증가된 pre-tension에 비례하여 마찰력이 커지며 이 마찰력은 풀리의 회전축에 쿨롱 마찰 형태로 나타난다.

본 논문에서는 그림 3을 바탕으로 하여 인스트루먼트의 운동방정식을 유도한다. 그림 3과 아래의 식(12), (13), (14)에서 J_m , J_1 , J_2 는 각 풀리의 관성항이고 B_m , B_1 , B_2 는 각 풀리의 감쇠항을 R_1 , R_2 , R_3 는 각 풀리의 반지름을 나타낸다. K_{m1} , K_{12} 는 스프링 상수를 나타내는데 케이블의 인장은 선형 스프링 특성을 나타낸다고 가정하였으며 τ_{f_m} , τ_{f_1} , τ_{f_2} 는 각 풀리에 발생하는 pre-tension에 의한 쿨롱 마찰 토크를 나타낸다.

케이블의 무게는 무시 된다고 가정하면 모터와 연결된 풀리 M(구동 풀리)의 운동방정식은 다음과 같은 방정식

그림 3. 풀리의 동적 해석

으로 표현된다.

$$J_m \ddot{\theta}_m + B_m \dot{\theta}_m + R_m K_{m1} (R_m \theta_m - R_1 \theta_1) + \tau_{f\_m} \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_m) = u_m \quad (12)$$

여기서 u_m 은 구동 풀리에 가해지는 입력 토크이다.

풀리 1(조인트 풀리)에서의 운동방정식은 풀리 M과 풀리 2(팁을 구동하는 종동부 풀리)의 운동을 고려해야 하며 식(13)과 같이 구해진다.

$$J_1 \ddot{\theta}_1 + B_1 \dot{\theta}_1 + R_1 K_{12} (R_1 \theta_1 - R_2 \theta_2) + \tau_{f\_1} \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_1) = R_1 K_{m1} (R_m \theta_m - R_1 \theta_1) \quad (13)$$

풀리 2는 길이 L 의 팁이 부착되어 있어 운동방정식은 인스트루먼트 팁에 작용하는 힘 F 가 포함되어 식(14)와 같이 구해진다.

$$J_2 \ddot{\theta}_2 + B_2 \dot{\theta}_2 + \tau_{f\_2} \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_2) + LF = R_2 K_{12} (R_1 \theta_1 - R_2 \theta_2) \quad (14)$$

본 논문은 식(14)에서 인스트루먼트 팁에 작용하는 힘 F 를 슬라이딩 섭동관측기를 이용하여 추정 가능함을 평가하는 것이 목적이다. 하지만 앞에서 설명했던 인스트루먼트의 운동방정식을 그대로 섭동 관측기에 적용하는 것은 수식적으로 복잡하다. 또한 구동 풀리 이외의 종동부 풀리와 조인트 풀리 부분에는 각도센서를 부착하기 어렵기 때문에 회전각도 측정의 어려움이 있다. 그리고 실제 케이블의 인장특성은 비선형적인 요소가 있어 정확한 스프링 상수를 적용하기가 어렵다. 따라서 인스트루먼트의 팁이 케이블-풀리 구조로 3개의 풀리를 통해 구동력이 전달되는 구조가 아닌 단순화 된 형태로 가정한다. 단순화된 운동방정식은 $\theta_m \approx \theta_1 \approx \theta_2$ 이라 가정하여 식(12), (13), (14)에서 식(15)와 같이 구해진다.

$$J \ddot{\theta}_m + B \dot{\theta}_m + \tau_f \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_m) + LF = u_m \quad (15)$$

여기서 $J = J_m + J_1 + J_2$ 이고 $B = B_m + B_1 + B_2$ 이며 $\tau_f = \tau_{f\_m} + \tau_{f\_1} + \tau_{f\_2}$ 를 나타낸다.

식(15)에서 관성항과 감쇠항의 비선형성과 불확실성등을 고려하여 식(1)과 같은 형태로 나타내면 아래의 식(16)과 같이 표현된다.

$$\ddot{\theta}_m = -\left(\frac{B}{J} + \Delta \frac{B}{J}\right)\dot{\theta}_m + \left(\frac{1}{J} + \Delta \frac{1}{J}\right)u_m - \frac{1}{J}\tau_f \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_m) - \frac{1}{J}LF \quad (16)$$

파라미터의 불확실성에 의한 오차, pre-tension에 의한 쿨롱 마찰력과 인스트루먼트 팁에 발생하는 반력을 포함하여 섭동을 정의하면 식(17)과 같다.

$$\Psi = -\Delta \frac{B}{J}\dot{\theta}_m + \Delta \frac{1}{J}u_m - \frac{1}{J}\tau_f \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_m) - \frac{1}{J}LF \quad (17)$$

파라미터의 불확실성에 의한 오차와 pre-tension에 의한 마찰등의 영향이 작다면 섭동은 반력에 가장 큰 영향을 받고 섭동 관측기를 통해서 인스트루먼트 팁에 발생하는 반력을 추정할 수 있다. 그리고 관측기에 반영되기 위한 인스트루먼트의 운동방정식은 식(18)과 같다.

$$\dot{x}_1 = x_2 \quad (18.1)$$

$$\dot{x}_2 = -\frac{B}{J}x_2 + \frac{1}{J}u_m + \Psi \quad (18.2)$$

여기서 x_1 과 x_2 는 구동 폴리의 각도와 각속도를 나타내는 상태변수이다.

4. 반력 추정 가능성 평가

본 장에서는 슬라이딩 섭동 관측기를 이용한 인스트루먼트 말단 부위에 걸리는 반력 추정의 가능성을 시뮬레이션과 실험을 통해 입증한다.

4.1 시뮬레이션에 의한 평가

슬라이딩 섭동 관측기를 이용해 인스트루먼트 팁에 걸리는 반력 추정 가능성을 입증하기 위해 3장에서 설명한 인스트루먼트의 운동방정식 식(12), (13), (14)를 인스트

표 1. 시뮬레이션시 사용된 모델 파라미터

Parameter	Value
J_m	11.61 gcm ²
J_1, J_2	1.16 gcm ²
B_m	2.27×10 ⁻⁴ Nms/rad
B_1, B_2	2.27×10 ⁻⁵ Nms/rad
R_m, R_1, R_2	1 cm
K_{m1}, K_{12}	35000 N/m
$\tau_{f,m}, \tau_{f,1}, \tau_{f,2}$	5×10 ⁻⁴ Nm
L	2.8 cm

루먼트의 모델로 사용하여 시뮬레이션 하였다. 표 1은 시뮬레이션 수행시 적용된 모델의 파라미터를 나타낸다.

여기서 구동 폴리의 관성항과 감쇠항은 실제 폴리와 폴리 구동에 사용된 모터(Maxon DC Motor Φ26mm, 18W)의 값을 사용하였고 케이블의 스프링 상수는 케이블 인장 실험값을 이용하였다. 나머지 폴리는 크기가 작고 관성항과 감쇠항의 측정이 어려워 임의로 구동 폴리보다 작은 값을 부여하였으며 폴리의 반지름은 구동 폴리와 동일하게 부여하였다. 그리고 pre-tension에 의한 마찰 역시 반력에 비해 작은 임의의 값을 부여하였고 팁의 길이는 실제 팁의 길이를 참고하였다.

시뮬레이션 수행시 인스트루먼트의 구동 제어기는 슬라이딩 모드 제어기에 슬라이딩 섭동관측기가 결합된 SMCSPPO를 사용하였는데 관측기와 제어기에는 단순한 선형 2차 시스템으로 간주하여 적용했다. 그리고 관성항과 감쇠항의 불확실성과 비선형성은 매우 작을 것이라 판단되어 시뮬레이션에는 반영하지 않았다. 따라서 섭동은 인스트루먼트 팁의 반력과 pre-tension에 의한 마찰의 영향을 포함한다.

그림 4는 구동 폴리의 입력 궤적과 인스트루먼트 팁에 발생하는 반력을 나타낸다. 그림 5와 같이 인스트루먼트의 팁이 최대로 열린 상태의 각도를 0°로 하고 닫힌 상태의 각도를 50°로 한다. 그림 4의 입력궤적에 따라 각도가 커지는 구간은 인스트루먼트의 팁이 신체의 조직을 집는 동작을 하는 구간이고 각도가 작아지는 구간은 팁이 조직을 놓는 동작을 하는 구간을 의미한다. 인스트루먼트가 조직을 잡았다 놓는 동작을 수행함에 따라 인스트루먼트 팁에 걸리는 반력은 집는 동작시에는 반력이 증가하고 펼칠시에는 힘이 감소하며 이는 식(14)에서 인스트루먼트 팁에 작용하는 힘 F의 변화를 의미한다.

시뮬레이션은 아래와 같은 조건에 의해 진행되었다.

그림 4. 구동 폴리의 입력 궤적과 팁에 발생하는 반력 변화

그림 5. 인스트루먼트 팁의 파지동작

- a) Pre-tension에 의한 마찰 토크와 인스트루먼트 팁에 반력이 발생하지 않음.
- b) Pre-tension에 의한 마찰 토크는 발생하지만 인스트루먼트 팁에 반력은 발생하지 않음.
- c) Pre-tension에 의한 마찰 토크와 인스트루먼트 팁에 반력이 발생함.

시뮬레이션 조건에서 pre-tension에 의한 마찰 토크와 반력의 발생여부는 각각 인스트루먼트 운동방정식인 식

(12), (13), (14)에서 마찰 토크인 τ_f 와 식(14)에서 팁에 발생하는 반력인 힘 F 의 값 부여 여부에 따라 결정된다.

그림 6(a)는 조건 a)에 의한 섭동관측 시뮬레이션 결과를 나타낸다. 모델 오차나 외부에서 가해지는 힘이 없음에도 인스트루먼트의 구동속도가 변화하는 구간에서 섭동이 관측되는데 이는 케이블의 탄성에 의한 영향으로 그 크기는 부과된 반력 크기의 0.0008% 이내로 반력 추정에 영향을 미칠 정도는 아니라고 판단된다.

그림 6(b)는 조건 b)에 의한 섭동관측 시뮬레이션 결과를 나타낸다. pre-tension에 의한 마찰토크는 속도의 방향성에 따라 일정하게 나타나고 섭동관측 결과 속도의

(a) 조건 a)의 시뮬레이션 결과

(b) 조건 b)의 시뮬레이션 결과

(c) 조건 b)의 시뮬레이션 결과

그림 6. 반력 추정 시뮬레이션 결과

방향이 바뀌는 지점에서 과도상태의 추정오차가 발생하지만 섭동관측기가 부과된 15×10^{-4} Nm의 pre-tension에 의한 마찰토크를 잘 추정함을 알 수 있다.

그림 6(c)는 조건 c)의 시뮬레이션 결과를 나타낸다. 시뮬레이션 결과 인스트루먼트가 파지동작과 펼치는 동작을 수행함에 따라 발생하는 반력을 섭동관측기로 관측해 낼 수 있음을 알 수 있다. 하지만 사전에 고려되지 않은 pre-tension에 의한 마찰 토크의 영향이 섭동에 포함

되어 실제 부과된 마찰 토크 크기만큼의 오차가 발생되지만 발생하는 반력의 변화를 잘 추정함을 알 수 있다.

4.2 실험에 의한 평가

반력 추정 가능성의 실험적 검증을 위해 구성된 실험 시스템은 그림 7(a)와 같다. 실험에는 현재 상용화 되어 있는 수술용 로봇인 Da Vinci 수술 로봇에서 사용되는 Intuitive, Inc의 Endo Wrist Instrument(Prograsp Forceps)를 사용했다. 추정한 반력의 타당성을 평가하기 위해 그림 7(b)에서 볼 수 있듯이 인스트루먼트 팁에 힘 센서를 부착하여 과지동작 수행시의 힘을 측정하여 섭동 관측기에서 관측한 값과 비교할 수 있도록 구성하였다. 실험에 사용된 힘 센서는 Tekscan, Inc의 힘 센서인 Flexi Force를 사용하였다. 이 센서는 0.127mm의 두께로 매우 얇고 작아 인스트루먼트 팁 사이에 쉽게 부착이 가능하였다. 그림 8은 힘 센서의 calibration 데이터를 나타내는데 센서에 힘을 가하여 측정된 값으로 이 데이터를 기준

(a) 실제 인스트루먼트를 이용한 실험 시스템

(b) 힘 센서를 부착한 인스트루먼트의 팁

그림 7. 실험적 검증을 위한 실험 시스템 구성

그림 8. 힘 센서의 calibration data

으로 하여 힘을 측정하였다. 그림 9에서 볼 수 있듯이 인스트루먼트가 닭 가슴살을 과지하였을 때와 과지하지 않았을 때의 힘을 힘 센서와 섭동 관측기로 각각 측정해 보았다. 그림 10은 힘 센서를 사용하여 측정된 값과 섭동 관측기에서 추정한 반력을 비교한 결과를 나타낸다. 그림 10에서 0~5초까지는 인스트루먼트의 팁이 닭 가슴살을 집었을 경우이고 5~10초까지는 닭 가슴살을 집지 않고 과지 동작을 수행한 구간이다. 실험결과 추정된 반력이 닭 가슴살을 집었을 때는 증가하는 것으로 보아 섭동 관측기로 인스트루먼트의 팁에 걸리는 반력을 어느 정도 추정 가능함을 알 수 있다.

하지만 힘 센서로 측정된 값과 0.2kgf 정도의 차이를 보이고 실제 과지를 하지 않았을 경우에도 일정한 패턴을 가진 0.2kgf 정도의 힘이 관측 되어졌다. 이는 고려되지 않은 pre-tension에 의한 쿨롱(Coulomb) 마찰력 등에

그림 9. 닭 가슴살을 이용한 실험

그림 10. 반력 추정 실험 결과

의해 영향을 받은 것으로 판단된다. 따라서 이러한 쿨롱 마찰력 등을 따로 예측하여 분리할 수 있다면 보다 정확한 반력을 추정할 수 있어 집도하는 수술의가 조직을 자르거나 봉합할 때 느끼는 반력을 제공할 수 있는 햅틱 기기(haptic device)를 갖추는데 활용될 것으로 기대 된다.

5. 결론

본 논문에서는 슬라이딩 섭동 관측기를 이용하여 수술용 로봇 인스트루먼트의 반력을 추정할 수 있음을 평가하기 위해 실제 인스트루먼트와 유사한 모델을 사용한 시뮬레이션적인 평가와 함께 실험적으로도 평가를 하였다. 시뮬레이션 결과 인스트루먼트와 같이 케이블 구동 시스템에서 케이블 탄성에 의한 영향은 반력 추정에 별다른 영향을 미치지 않는 것으로 나타났고 관성항이나 점성항에서의 오차가 없을 시 사전에 고려되지 못한 pre-tension에 의한 마찰은 섭동값에 포함 되어 반력추정에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 실제 인스트루먼트를 이용해 조직을 잡았다가 놓는 실험에서도 pre-tension에 의한 마찰이 섭동값에 영향을 미치는 것으로 나타났지만 섭동 관측기는 반력의 변화를 잘 추정하는 것으로 나타났다. 따라서 본 논문에서와 같이 섭동관측기만으로 인스트루먼트의 반력을 예측하는 것은 수술로봇의 햅틱 기능을 구현 가능케 하여 수술시 안전성 확보를 가능하게 하며 sensorless 힘 측정으로 인한 실효성 증대를 예상할 수 있다. 향후 섭동값에서 pre-tension에 의한 마찰력을 제거하는 연구를 진행하여 반력 추정의 정밀도를 향상시키고, 추정된 반력을 수술용 로봇 햅틱 시스템에 적용시키는 연구가 진행될 예정이다.

참고문헌

- [1] Intuitive Surgical Inc, EndoWrist Instrument catalogue, Available at <http://www.intuitivesurgical.com>
- [2] J. Bodner, H. Wykypeil, G. Wetscher, and T. Schmid, "First experiences with the da Vinci^{TM} operating robot in thoracic surgery," *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, Vol.25, No.25, pp.844-851, 2004.
- [3] T. K. Lee, M. C. Lee, and C. Y. Kim, "Modeling of torque transmission characteristics in surgical robot," *ICROS-SICE International Joint Conference 2009*, pp.2617-2620, 2009.
- [4] T. K. Lee, C. Y. Kim, and M. C. Lee, "Friction Analysis According to Pretension of Laparoscopy Surgical Robot Instrument," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol.12, No.2, pp.259-266, 2011.
- [5] Y. E. Song, M. C. Lee, and C. Y. Kim, "Sliding Mode Control with Sliding Perturbation Observer for Surgical Robots," *Proceedings of ISIE 2009*, pp. 2153-2158, 2009.
- [6] M. C. Lee, C. Y. Kim, B. Yao, W. J. Penie, and Y. E. Song, "Reaction Force Estimation of Surgical Robot Instrument Using Perturbation Observer with SMCSPO Algorithm," *Proceedings of AIM(2010)*, pp.181-186.
- [7] C. Y. Kim, M. C. Lee, S. M. Yoon, and B. H. Kang, "A Study on State and Perturbation Observers of the Controller of Surgical Robot Instrument," In *proceedings of 2011 8th Asian Control Conference*, pp.553-557, 2011.
- [8] H. Elmali, and N. Olgac, "Sliding Mode Control With Perturbation Estimation(SMCSPE)," *International Journal of Control*, Vol.56, pp. 923-941, 1992.
- [9] M. J. Terra, H. Elmali, and N. Olgac, "Sliding Mode Control With Perturbation Observer," *Journal of Dynamic System, Mesurement, and Control*, Vol.119, pp.657-665, 1997.
- [10] K. S. You, M. C. Lee, and W. S. You, "Sliding Mode Control With Perturbation Observer Based on Gain Optimization using Genetic Algorithm," *KSME Int. J.*, Vol.18, No.4, pp.630-639, 2004.

- [11] J. J. Slotine, J. K. Hedrick, and E. A. Misawa, "On Sliding Observers for Non-Linear Systems," ASME Journal of Dynamic System, Measurement and Control, Vol.109, pp.245-252, 1987.

윤 성 민

2010 부경대학교 기계공학부 (공학사)
2010~현재 부산대학교 기계공학부 석사과정
관심분야: 로봇제어, 의료로봇, 의료 메카트로닉스

이 민 철

1983 부산대학교 기계공학과 (공학사)
1988 쑤저우대학교 이공학 연구과(공학석사)
1991 쑤저우대학교 물리공학 연구과(공학박사)
2000.8~2001.8 노스캐롤라이나 주립대학교(NCSU) 방문교수
2009.8~2010.8 퍼듀대학교 방문교수
1991~현재 부산대학교 기계공학부 교수
관심분야: 시스템 규명, 로봇제어, 의료로봇, 지능형 서비스로봇, 메카트로닉스.

김 지 언

1999 부산대학교 기계공학과 (공학사)
2001 부산대학교 지능기계공학과(공학석사)
2008~현재 부산대학교 기계공학부 박사과정
2011~현재 영남이공대학 기계계열 전임강사
관심분야: 의료로봇, 의료 메카트로닉스, 군집제어 등

강 병 호

2008 진주산업대학교 전자공학과 (공학사)
2010~현재 부산대학교 기계공학부 석사과정
관심분야: 의료로봇, 의료 메카트로닉스