

복강경 말단장치의 힘전달에 관한 연구 Study on the Force Transmission of Laparoscopy Surgery Instrument

*이태경¹, #이민철², 김지연³

*T. K. Lee¹, #M. C. Lee(mcleee@pusan.ac.kr)², C. Y. Kim³

¹ 부산대학교 기계공학부, ² 부산대학교 기계공학부, ³ 부산대학교 기계공학부

Key words : Surgical Robot, Haptic, Cable Pulley system, Tendon system, Force Transmission

1. 서론

복강경 수술은 개복수술에 비해 빠른 회복 및 추가 감염위험성의 감소로 많은 시술이 이루어 지는 수술 기법이다. 또한 로봇 기술의 발전으로 Fig 1 과 같이 전통적 복강경 수술 장치를 의사가 직접 체외에서 매뉴얼로 동작하지 않고 수술용 로봇을 이용하여 안락한 자세에서 장시간의 수술 시행이 가능하게 되었다[1]. 하지만 인체 내부로 수술 장비가 삽입되어야 하는 특수 조건으로 일반적인 전자 센서나 장치를 삽입할 수 없고 체외에서 cable 동력 전달등의 간접적 동력전달을 통해 장치를 구동해야하는 한계성이 있다. 따라서 의사의 손을 대신하여 수술을 수행하는 instrument 는 다른 로봇 관절과는 달리 cable-pulley 구조의 동력전달 체계에서 instrument end-effect 의 오픈루프 방식으로 위치 제어만 수행하고 있다. 따라서 수술용 로봇을 사용하는데 있어 force feedback 이 되지 않아서 봉합작업이나 사람의 인체 조직을 잡는 동작을 할 때 조직을 상하게 하거나 실을 끊게 되는 경우가 발생하게 된다. 이러한 문제를 보완하기 위해 현재 의사들은 장시간 시뮬레이터를 이용한 반복적인 수련과정을 거쳐야 한다. 만약 Instrument end-effect 에서 작동하는 동력을 알게 되면 수술자에게 햅틱 기능으로 구동력을 전달 할 수 있게 되며 또한 사전에 알고 있는 사람의 조직의 강도 데이터를 이용해 과도한 작동력을 사전에 차단하여 수술 조직의 손상을 막을 수도 있게 되고 로봇의 수술시술자가 좀더 정밀한 제어를 할 수 있을 것이다. 본 논문에서는 복강경 수술로봇에서 의사의 손을 대신하여 실제 수술을 수행하는 instrument 에서 센서를 사용하여 감지 하지 못하는 파지력을 구동 토크 전달 분석을 통해 정량적으로 추정하기 위해 instrument 의 구동 힘전달에 대해 분석을 한다. 2 장에서는 Instrument 의 힘전달 모델링을 통해 분석해야 할 주요 인자인 마찰에 대해 기술하고, 3 장에서는 마찰 손실에 관한 분석기법을 제안한다. 4 장에서는 실험을 통해 결과를 분석하고 5 장에서는 결론을 제시한다.



Fig. 1 Laparoscopy Surgery Instrument (left : Manual Instrument Right: Instrument for Davinci Robot)

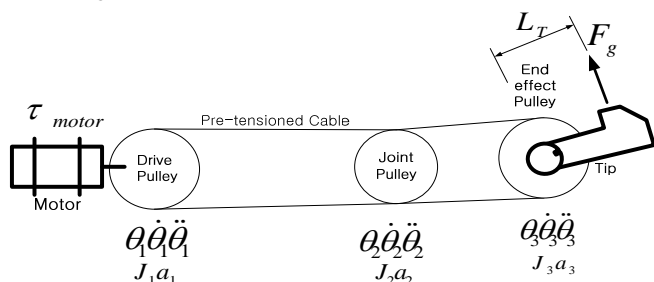


Fig. 2 The basic structure of instrument

2. Instrument 의 힘전달 모델링

Instrument 는 인체 내부라는 특수 조건 때문에 전자 장치를 체내에 넣을 수 없어 외부에서 구동을 하고 작동기까지는 Fig. 2 과 같이 cable 과 pulley 구조를 통해 힘을 전달한다. 기본적으로 3 개의 풀리가 포함되어 있으며 구동부 모터의 회전력을 케이블에 전달하는 풀리와 수술자의 손을 대신하는 tip 을 구동하는 말단장치의 종동 풀리 및 자유도 증가에 따른 케이블의 방향을 바꾸기 위해 관절에서 Pulley 를 지나도록 되어 있다. 또한 케이블의 미끄럼과 구동 방향 전환에 따른 풀리의 처짐효과를 줄이기 위해 양방향으로 독립된 cable 을 연결하여 인장력에 의한 당김을 양방향에 걸치도록 한 pull-pull 구조로 되어 있으며 Fig. 3 과 같은 이음 형상을 하고 있다[2].

모터의 구동 토크 τ_{motor} 는 마찰에 의한 회전 마찰손실 E_μ 와 Instrument 말단장치 tip 의 파지력 F_g 및 구동 회전에 따른 관성 및 점성들을 고려하여 방정식을 기술하면 식(1) 과 같다.

$$\tau_{motor} = E_\mu + F_g L_T + \sum_{i=0,1,2} (J_i \ddot{\theta}_i + a_i \dot{\theta}_i) \quad (1)$$

하지만 본 논문은 로봇이 수술 수행하며 Instrument 가 환자의 장기와 수술도구를 얼마만큼의 강도로 파지하는지가 관심 대상이며 이를 계산하는 방법을 연구하는 것이 목적이므로 instrument tip 이 gripping 하였을 때 구동모터의 토크가 중간 마찰력 손실 후 최종 전달될 파지력을 예측한다. 파지력은 물체를 잡은후 잡는 강도이므로 더 이상의 cable 의 흐름이 없이 인장력의 강도 증가의 상태인 정적 상태에서의 토크식으로 식을 간소화되며 식(2)와 같이 된다. 전달 토크는 결국 마찰 손실에 지배를 받을 것이다.

$$\tau_{motor} = E_\mu + F_g L_T \quad (2)$$

3. Instrument 의 마찰 분석 모델링

Pull-Pull 구조에서 파지력이 중요한 시점은 Tip 이 환자의 장기나 수술도구를 잡고 있는 시점이고 이때 Tip 부분의 풀리는 더 이상 움직이지 않는 정지 상태일 것이며 이를 간략한 형상화 시킨 그림이 Fig 4 이다.

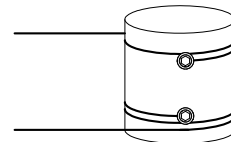


Fig. 3 Cable and pulley construction in pull-pull system

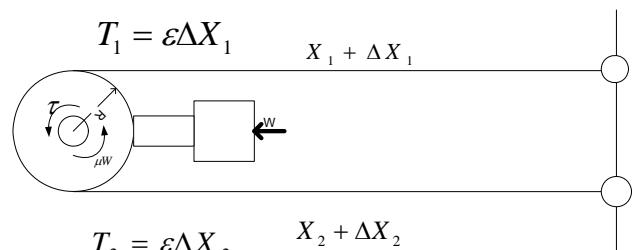


Fig. 4 Gripping Status in pull-pull system

초기 각 방향의 Cable 길이를 X_1, X_2 이고 Pretension 이 주어지면 각각 Δx_1 와 Δx_2 만큼의 인장이 발생하고 각 방향의 장력은 탄성식에 의해 $T_1 = \epsilon \Delta x_1$ 와 $T_2 = \epsilon \Delta x_2$ 가 되고 풀리에 마찰이 존재 하고 장력의 불균형이 있으며 만약 만약 $T_1 > T_2$ 라면 마찰력 F_μ 과 풀리 구동력 τ 을 포함한 식(3)이 유도된다. 또한 장력 발생부에 걸리는 힘 W 는 단순히 두 양 장력의 합이 될 것이다.

$$\frac{\tau}{R} + T_2 + F_\mu = T_1 \quad (3)$$

$$W = T_1 + T_2 \quad (4)$$

만약 Cable 중심에 Torque 와 마찰력이 존재하지 않는다면 장력의 차이는 회전을 야기시키며 장력 차이의 손실을 감소하려 할 것이다. 처음 X_1 길이였던 상부 cable 이 Pretension 을 부가하면서 Δx_1 만큼 신장하였다가 토크와 마찰 상실에 따른 길이변화 $\Delta x'_1$ 이 일어난 길이는 반대방향에 동일한 길이 $\Delta x'_2$ 가 부가되는 것이고 식(5)와 같게 된다.

$$T'_1 = T_1 - \epsilon \Delta x'_1 = T_2 + \epsilon \Delta x'_2 = T'_2 \quad (5)$$

Pretension 구동력 W' 는 다음과 같이 처음과 동일하게 유지됨을 볼 수 있다.

$$W' = T'_1 + T'_2 = \frac{T_1 - \epsilon \Delta x'_1}{\epsilon} + \frac{T_2 + \epsilon \Delta x'_2}{\epsilon} = T_1 + T_2 = W \quad (6)$$

일반적인 공간상의 동역학에서는 쿨롱마찰로 가정하여 마찰력을 명시할 수 있지만 회전 마찰은 마찰력을 명확히 마찰계수로 표현하기 힘들며 회전 운동의 소모 에너지를 통해 마찰 손실을 실험적 추정을 한다[3]. 본 연구에서는 정지상태의 정지 마찰 손실에 국한하여 회전 마찰 손실을 실험적으로 구현한다. 방법은 식(3)에서 내부 Torque 와 마찰이 있는 상태에서 인장력의 변환 즉 $T_1 > T_2$ 상태에서 $T'_1 = T'_2$ 로 그리고 또다시 $T''_1 < T''_2$ 로 변환이 되더라도 Pretension 구동력 W 가 변화가 없다면 회전 마찰 손실은 구동 토크와의 상호 개연성이 있으리라 판단되며 또한 일반적인 마찰이 수직항력에 비례하기 때문에 Pretension 이 가해지면서 풀리의 축과 풀리간의 접지면의 수직항력의 합도 등가적으로 상승하므로 Pretension 에 따른 회전 마찰 손실도 커질것이라 예상이 된다.

만약 T_1 과 T_2 의 마찰을 포함한 상태 식(3)에서 장력의 크기가 반대가 된다면 미세 길이 변화에 따른 탄성에너지 변화량은 상하 동일하게 $\epsilon(r\theta)^2/2$ 가 되고 이는 회전 마찰 에너지의 소모와 같게 된다. 모터의 입력토크 τ 가 θ 만큼의 회전을 일으키는 동안 일을 한다면 장력의 상태변화 동안 회전에너지 $\int \tau \theta d\theta$ 가 주어지는 입력이며 결국 마찰에너지 소모인 W_μ 를 포함한 식을 표현하면 식(7)과 같다. .

$$\int \tau \theta d\theta = \epsilon(r\theta)^2 + W_\mu \quad (7)$$

본 논문에서는 구동과 중동축을 Fig. 5 와 같이 구성하여 Tension 및 구동과 중동축의 전달 토크등을 측정할 수 있도록 장치를 구성하고 우선 Pretension 에 따른 마찰 손실의 관계를 규명하도록 한다.

4. 실험

본 논문에서는 이러한 load cell 의 수치가 바뀌지 않는 상태에서 식(7)에서의 회전 마찰에 의한 손실 W_μ 를 측정하도록 한다. 특히 instrument 장치의 설계시 주요 사양이 되는 Pretension 에 따른 거동을 실험적으로 고찰하며, 전달된 토크 또한 마찰의 직접적인 지배를 받을 것이다.

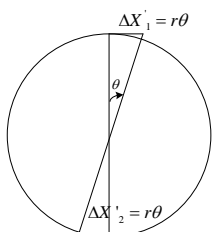


Fig. 5 Cable movement Structure

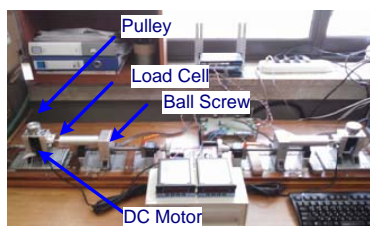


Fig.6 Schematic of the experimental setup

본 논문에서는 Pretension 에 따른 마찰 소모를 실험을 통해 거동을 해석한다.

실험조건 : $\epsilon = 8274(\text{kgf}), r = 0.02(\text{m})$

Pretension(Kgf)	$\int \tau \theta d\theta(\text{Kgf}\cdot\text{m})$	$\theta(\text{radian})$	$W_\mu(\text{Kgf}\cdot\text{m})$
3.88184	0.0250	0.0793	0.0042
6.95801	0.0189	0.0223	0.0173
9.64355	0.0072	0.0188	0.0060
12.69531	0.0181	0.0181	0.0042
15.18555	0.0059	0.0059	0.0008

Table. 1 Experimental result data

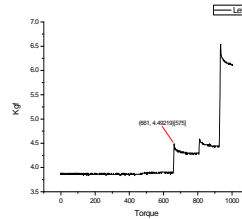


Fig. 7 loadcell value change graph

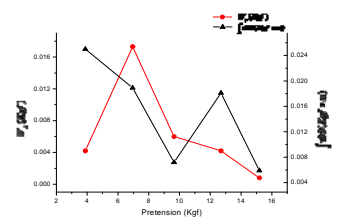


Fig. 8 Incremental Pretension and Friction force result

Fig. 6 과 같이 시스템을 구성한 후 Pretension 에 따른 마찰 소모를 실험하였으며 그 결과는 Table.1 와 같다.

Fig. 7 은 구동축의 torque 증가에 따른 load cell 수치변화량을 나타낸 것이다.

Fig. 8 을 살펴보면 Pretension 이 증가하면 일반적인 쿨롱 마찰에 의해 수직항력 증가에 따른 마찰 손실이 클 것으로 예상하였으나, cable 의 선형탄성 영역을 넘어면서 변형률이 줄어들어 구동 각도 변화량도 작게 나타났다. 또한 pretension 증가에 따라 오히려 회전에너지 손실이 줄어들음을 보였다. 따라서 본 실험을 통해 cable 의 선형 변형 구간을 넘어서는 pretension 에 의해 회전마찰 손실이 줄어들음을 확인할 수 있었고 이에 대한 원인 분석에 대해 추가적인 연구를 수행할 것이다.

5. 결론

본 연구에서는 복강경 수술용 instrument 의 힘전달에 대한 연구를 위해 Instrument 의 설계 사양인 Pretension 에 따른 회전마찰 손실에 대해 실험적 분석하였으며, 이를 통해 Cable-pulley 구조의 수술용 로봇 instrument 의 힘 전달 관계를 모델링을 위한 기초 연구를 수행하였다. Pretension 에 따른 마찰 손실 실험결과를 통해 cable 의 선형 변형 구간에서는 pretension 의 증가에 따른 수직항력 증가로 마찰 손실이 크게 나타났지만 힘을 증가 시킬수록 오히려 감소되는 현상을 발견하게 되었다. 지속적인 연구 수행으로 원인을 규명하고 동력전달에 대한 모델링을 수립하게 된다면 복강경 수술용 로봇의 햅틱구현이나 현재 는 할 수 없는 수술 로봇 instrument 의 힘제어가 가능하게 되어 안정적인 수술 수행이 가능할 것이다.

참고문헌

1. 송호석, 정종하, 이정주, "복강경 수술을 위한 지능형 작동기의 제작", 대한기계학회 추계학술대회 논문집,2004.
2. Varun Agrawal, William J. Peine, Bin Yao, "Modeling of Closed Loop Cable - Conduit Transmission System," IEEE International Conference on Robotics and Automation., 2008.
3. 장선모, 최환, 황평, 외 3 명 "21 세기의 기계설계학", 진영사