

트로카 고정부에 작용하는 반력을 측정하여 수술도구 말단의 수직방향 상호작용 힘을 추정하는 방법

Estimation of Vertical Interaction Force to the End of a Surgical Instrument by Measuring Reaction Force to the Trocar Support

김수용, 김청준, 이두용*
(Suyong Kim¹, Cheongjun Kim¹, and Doo Yong Lee^{1,*})

¹Department of Mechanical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology

Abstract: This paper proposes a method to estimate vertical interaction force to the end of the surgical instrument by measuring reaction force at the part supporting the trocar. Relation between the force to the trocar and the interaction force is derived using the beam theory. The vertical interaction force is modeled as a function of the reaction force to the trocar and the distance between the drape plate and the trocar. Experimental results show that error is induced by the asymmetric shape of the trocar tip because contact position between the instrument and the trocar tip is changed depending on the direction of the interaction force. The theoretical relation, therefore, is compensated and reduced. Average L_2 relative error of the estimated force in the x-direction and the y-direction is 5.81 % and 5.99 %, respectively.

Keywords: haptics, surgical robot, force estimation

I. 서론

로봇을 이용한 수술에서 의사에게 햅틱 감각을 제공하면 의사의 수술 능력을 향상시킬 수 있다고 알려져 있다[1]. 신뢰성 높은 햅틱 감각을 제공하기 위해서는 수술 도구 말단과 인체 조직 사이의 상호작용 힘을 측정해야 한다.

수술 도구에 센서를 설치하여 말단에 작용하는 상호작용 힘을 측정하는 연구가 진행되었다. Kuebler et al. 는 수술 도구 말단에 스투어트 플랫폼(stewart platform)의 6 자유도 힘, 토크 센서를 설치하였다[2]. Puangmali et al. 는 수술 도구의 축에 광섬유 센서를 부착하여 상호작용 힘을 추정하였다[3]. 그러나 수술 도구의 소독 과정과 전기 소작기에 의해서 센서가 손상될 수 있다. 따라서 수술 도구의 말단 혹은 축에 센서를 설치하여 상호작용 힘을 측정하는 방법에는 한계점이 존재한다.

이러한 문제점을 해결하기 위해서 수술 도구의 말단에 작용하는 상호작용 힘을 슬레이브(slave) 로봇 팔에서 간접적으로 추정하는 연구가 진행되었다. Shimachi et al. 는 수술 도구를 로봇 팔에 고정시키는 어댑터를 힘 측정이 가능하도록 설계한 오버코트(overcoat) 방법을 제안하였다[4]. 그러나 어댑터의 말단이 인체 내부에 위치하기에 수술 도구를 교체하는 과정과 수술을 진행하는 과정에서 어댑터가 오염될 가능성이 있다.

오버코트 방법의 한계점을 해결하기 위해, 수술 도구와 로봇 팔을 연결시키는 드레이프 플레이트(drape plate)의 고정 부위와 로봇 팔과 트로카(trocar)의 연결 부위에 스트레인 게이

지(strain gauge)를 각각 부착하여 상호작용 힘을 간접적으로 추정하는 연구가 진행되었다[5]. 드레이프 플레이트의 고정 부위에 부착되는 스트레인 게이지는 수술 도구 축 방향 힘을 추정하기 위해 사용되고, 트로카의 연결부위에 부착되는 스트레인 게이지는 수술 도구 축에 수직 방향인 2 자유도 힘을 추정하기 위해 사용된다. 그러나 이 방법은 트로카 내부의 고무 패킹(packaging)에서 발생하는 마찰력, 드레이프 플레이트의 면 접촉으로 인한 마찰력에 의해 힘 추정의 신뢰성이 떨어진다 단점이 있다.

발생하는 마찰에 상관없이 정확하게 상호작용 힘을 추정하기 위해, 트로카의 고정부에 수술 도구의 축 방향과 수직 방향 힘을 측정할 수 있는 3축 힘 센서를 부착하는 방법이 제안되었다[6].

본 논문은 트로카 고정부에 3축 힘 센서를 부착하여 상호작용 힘을 추정하는 방법의 연장선에 있는 연구로서 드레이프 플레이트와 트로카 사이의 거리 변화를 고려하여 수술 도구 말단에 작용하는 수직 방향 상호작용 힘을 추정하는 방법을 제안한다. 수술 도구를 원형 빔이라고 가정하고 경계 조건을 빔 이론에 적용하여, 트로카 고정부에서 발생하는 반력과 수술 도구 말단의 수직방향 상호작용 힘과의 관계식을 유도한다. 실험을 통해 트로카의 반력과 상호작용 힘의 관계를 측정하여 이론적으로 도출한 관계식을 보정한다.

II. 수술 도구의 고정부에 작용하는 힘과 모멘트 분석

드레이프 플레이트와 트로카는 그림 1과 같이 수술 도구를 로봇 팔에 고정시키기 위해 사용된다. 트로카는 그림 3과 같이 수술 로봇 팔에 부착되는 고정부와 스테인리스(stainless steel)로 이루어진 몸체부, 인체 내부의 기체 유출을 막기 위한 고무패킹으로 이루어진다. 몸체부는 길이가 가장 긴 쪽과 짧은 쪽의 차이가 2 mm가 되는 비대칭적인 원기둥 모양의

* Corresponding Author

Manuscript received May 20, 2016 / revised July 5, 2016 / accepted July 18, 2016

김수용, 김청준, 이두용: KAIST 기계공학과
(suyongkim@kaist.ac.kr/cheongjunkim@kaist.ac.kr/leedy@kaist.ac.kr)

* 본 연구는 산업통상자원부 산업원천기술개발사업 (No. 10035145, 최소침습 복강경 수술용 다완 수술로봇 시스템 기술개발) 및 2016년도 BK21 플러스 사업 지원으로 수행되었음.

형태이다.

수술 도구 말단에 수직 방향의 힘이 가해지면, 드레이프 플레이트와 트로카의 고정부에서 반력과 모멘트가 발생한다. 이 때 수술 도구의 탄성 변형에 의한 트로카 내부 고무패킹의 변형은 매우 작기 때문에 고무패킹에 의해 발생하는 반력은 고려하지 않는다. 결과적으로 탄성 변형된 수술 도구는 트로카의 말단부와 드레이프 플레이트와 상호작용하게 된다.

드레이프 플레이트에 의해서 수술 도구의 병진 및 회전 운동이 제한되기 때문에 수술 도구를 외팔보로 나타낼 수 있다. 트로카의 내경과 수술도구의 외경 사이에 공차가 있기 때문에 수술 도구가 트로카의 말단부와 점 접촉을 한다고 가정할 수 있다. 이를 단순지지보로 표현할 수 있고, 따라서 이 때 트로카 말단에서 수술 도구에 가하는 반력은 집중하중으로 나타낼 수 있다. 수술 도구를 원형 빔으로 가정했을 때, 수술 도구의 지지부를 도식적으로 나타내면 그림 1과 같다.

이러한 가정을 바탕으로 원형 빔의 경계조건을 빔 이론에 적용하여 수술 도구 말단에 작용하는 힘과 드레이프 플레이트 및 트로카의 고정부에서 발생하는 반력 및 모멘트의 관계를 유도한다.

수술 도구 말단에 수술 도구 축에 대해서 수직인 방향의 힘이 작용하였을 때, 수술 도구의 탄성변형을 표현하면 그림 2와 같다. z 는 드레이프 플레이트 중심부에서 수술 도구의 축 방향으로 떨어진 거리를 나타내고, R_T 는 트로카 말단에 작용하는 반력을 나타낸다. R_D 와 M_D 는 드레이프 플레이트의 고정부에 작용하는 반력과 모멘트이다. l_{T0} 는 드레이프 플레이트와 트로카 말단과의 거리로서 드레이프 플레이트와 트로카 고정부 사이의 거리(l)에 트로카 자체의 길이($l_{T1} = 14.75$ cm)를 합한 값이다. 트로카 자체 길이는 몸체부가 가장 긴 부분과 짧은 부분의 평균으로 설정하였다. l 은 수술도구의 길이를 뜻한다.

수술도구 고정부와 거리 z 가 0보다 크고 l_{T0} 보다 작은

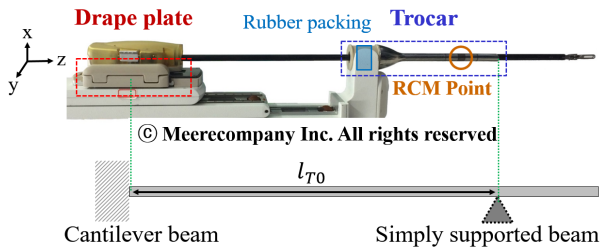


그림 1. 수술 도구와 로봇 팔의 모델.
Fig. 1. Model of the surgical instrument and the robot arm.

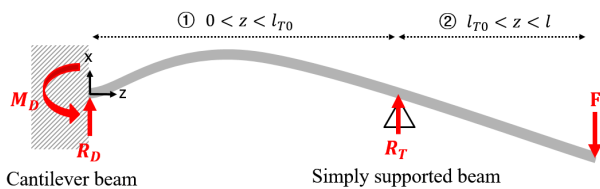


그림 2. 수직 방향 상호작용 힘이 작용할 때 수술 도구의 고정부에 작용하는 반력과 모멘트.
Fig. 2. Reaction force and moment at supports of the surgical instrument when vertical interaction force occurs.

외팔보에 해당하는 구간에서는 $z=0$ 일 때, x 축 방향의 변형이 0이고 기울기가 0이다. 이러한 외팔보의 경계 조건을 빔 이론에 대입하면 아래와 같다.

$$EIx = -\frac{1}{2}M_Dz^2 + \frac{1}{6}R_Dz^3 \quad (1)$$

여기서,

- E: 탄성계수
- I: 관성모멘트
- x: 수술 도구 축에 수직인 방향의 변위

z 가 l_{T0} 보다 큰 단순지지보에 해당하는 구간에서는 $z = l_{T0}$ 일 때, x 축 방향의 변형이 0이다. 단순지지보의 경계조건을 식 (1)에 대입하면 드레이프 플레이트에 작용하는 반력(R_D)과 모멘트(M_D)의 관계식을 구할 수 있다.

$$M_D = \frac{1}{3}R_Dl_{T0} \quad (2)$$

상호작용 힘에 의해 수술 도구에 탄성 변형이 발생하면, 수술 도구와 접촉하는 트로카 말단에서 집중 하중(R_T) 형태의 반력이 발생한다. 센서는 트로카의 고정부에 설치되기 때문에, 집중 하중을 트로카의 고정부에 작용하는 모멘트 (M_T)와 반력(R_T)으로 나타내면 그림 3과 같다.

$$M_T = l_{T1}R_T \quad (3)$$

수술 로봇은 드레이프 플레이트와 트로카에 의해 슬레이브 로봇에 고정된다. 또한 수술 로봇은 그림 1의 RCM (Remote Center of Motion) 포인트를 중심으로 회전운동을 하기 때문에 인체 복벽이 트로카에 미치는 영향은 무시할 수 있다. 따라서 수술 도구 말단에 힘이 작용했을 때 영향을 받는 부분은 드레이프 플레이트와 트로카이기에 이를 하나의 시스템이라 생각하고 자유물체도를 그려보면 그림 4와 같다. 이 때 힘, 모멘트 평형 방정식을 표현하면 다음과 같다.

$$\sum F = -R_D + R_T - F = 0 \quad (4)$$

$$\sum M_D = -M_D + l_{T0}R_T - lF = 0 \quad (5)$$

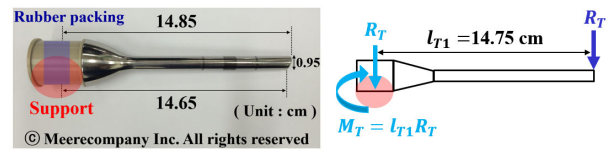


그림 3. 트로카의 고정부에 작용하는 힘과 모멘트.
Fig. 3. Reaction force and moment at the trocar support.

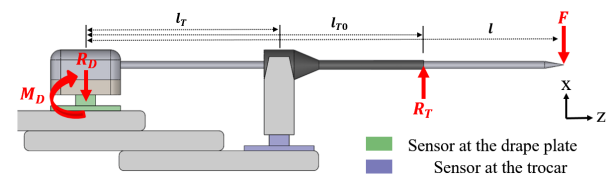


그림 4. 수술 도구, 드레이프 플레이트, 트로카의 자유물체도.
Fig. 4. Free-body diagram of the instrument, the drape plate and the trocar.

식 (2), (3), (4), (5)를 이용하여 수술 도구 말단에 작용하는 힘(F)과 드레이프 플레이트와 트로카의 고정부에 작용하는 반력(R_D, R_T)과 모멘트(M_D, M_T)의 관계식을 구하면 아래와 같다.

$$R_D = \frac{3}{2}F\left(\frac{l}{l_{T0}} - 1\right), \quad M_D = \frac{1}{2}F(l - l_{T0}) \quad (6)$$

$$R_T = \frac{1}{2}F\left(\frac{3l}{l_{T0}} - 1\right), \quad M_T = \frac{44}{609}F\left(\frac{3l}{l_{T0}} - 1\right) \quad (7)$$

트로카의 고정부에 작용하는 반력(R_T)을 측정하고 식 (7)을 이용하면, 수술 도구 말단에 작용하는 수직방향의 힘(F)을 추정할 수 있다. 드레이프 플레이트와 슬레이브 로봇의 팔은 힘 센서를 이용하여 연결되기 때문에, 기존의 방법[5]에서 발생하는 드레이프 플레이트와 로봇 팔 사이의 면 접촉으로 인한 마찰력에 상관없이 힘을 추정할 수 있다.

III. 실험을 통한 이론식의 보정

도출한 관계식을 검증하기 위해서 그림 5와 같이 수술 로봇의 어퍼 슬라이드(upper slide) 모형을 제작하여 실험을 수행하였다.

드레이프 플레이트와 트로카의 고정부, 수술도구 말단에 6축 힘/토크 센서를 설치하였다. 드레이프 플레이트와 트로카 사이의 거리(l_T)는 실제 어퍼 슬라이드가 움직일 수 있는 범위를 표현하기 위해 최소 8.5 cm, 최대 29.5 cm가 되도록 설계하였다.

식 (7)을 실험적으로 검증하기 위해, l_T 를 8.5 cm에서 29.5 cm까지 3.5 cm 간격으로 증가시켜가며 수술 도구 말단에 수

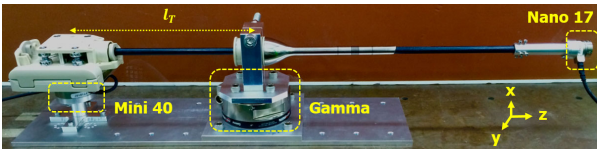


그림 5. 수술 로봇의 어퍼 슬라이드 모형.

Fig. 5. Model of the upper slide of the surgical robot.

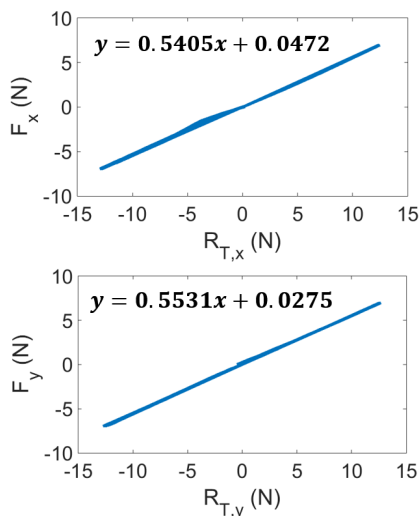


그림 6. R_T 와 F 의 비례 관계 ($l_T = 15.5$ cm).

Fig. 6. Linear relationship between R_T and F ($l_T = 15.5$ cm).

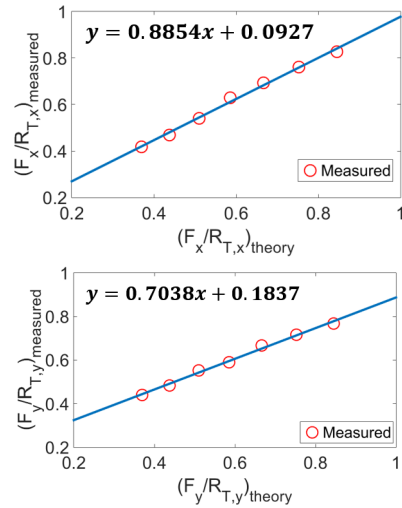


그림 7. 이론식으로 계산된 결과와 측정된 결과의 관계.

Fig. 7. Relation between the theoretical result and the measured result.

직 방향의 힘을 가했을 때 트로카 고정부에서 발생하는 반력을 측정하였다.

그림 6은 $l_T = 15.5$ cm 일 때 $R_{T,x}$ 와 F_x , $R_{T,y}$ 와 F_y 의 관계를 그래프로 나타낸 것이다. 이를 통해 수술 도구 말단에 작용하는 힘(F)과 트로카 고정부에서 발생하는 반력(R_T)이 식 (7)과 같이 선형적으로 비례함을 확인할 수 있다.

l_T 의 변화에 따른 $\frac{F}{R_T}$ 를 측정하여, 식 (7)을 통한 $\frac{F}{R_T}$ 의 이론값과 비교를 하면 그림 7과 같이 선형적인 관계가 있다. 트로카의 말단을 단순지지보라고 가정하고 트로카의 탄성변형은 고려하지 않았다. 그러나 수술 도구에 의해 트로카 말단에 힘이 가해질 때 트로카에서 미세하게 탄성 변형이 발생한다. 또한 트로카 말단의 형태가 중심 축을 기준으로 대칭 구조가 아니기에, 작용하는 힘의 방향에 따라서 드레이프 플레이트와 트로카 말단 사이의 거리(l_T)가 변하게 된다. 따라서 측정값을 이용하여 l_T 의 변화에 의한 오차를 선형적으로 모델화하여 이론적인 관계식을 보정하였다.

실험 결과를 이용하여 선형 보정한 힘 추정 식을 정리하면 다음과 같다.

$$F_{x,estimated} = \left(\frac{2}{\frac{3l}{l_{T0}} - 1} \times 0.8854 + 0.0927 \right) \times R_{T,x_measured} \quad (8)$$

$$F_{y,estimated} = \left(\frac{2}{\frac{3l}{l_{T0}} - 1} \times 0.7038 + 0.1837 \right) \times R_{T,y_measured} \quad (9)$$

IV. 힘 추정의 정확도 분석

수술 도구 말단에 x, y축 방향의 합성 힘을 가하고 식 (8), (9)를 이용하여 추정된 힘과 가해진 힘을 비교함으로써 힘 추정 정확도를 분석한다. 그림 8은 $l_T = 15.5$ cm 일 때 추정된 힘($F_{estimated}$)과 수술 도구 말단의 힘 센서에서 측정된 실제 힘(F_{actual})을 비교한 그래프이다. 빨간 선은 추정된 힘이고 파란 선은 힘 센서를 통해 측정된 실제 힘이다. L_2 상대 오차는

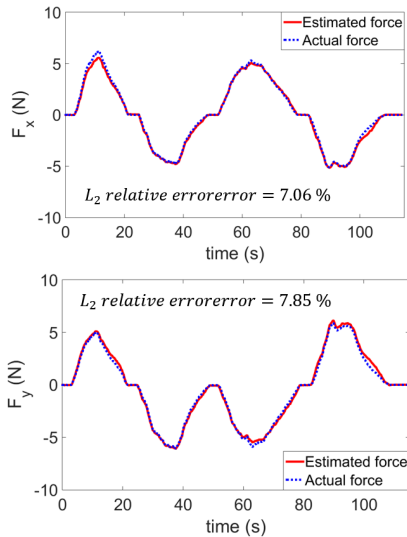


그림 8. 힘 추정 결과 ($l_T = 15.5 \text{ cm}$).

Fig. 8. Force estimation result ($l_T = 15.5 \text{ cm}$).

표 1. 힘 추정의 L_2 상대 오차.

Table 1. L_2 relative error of the estimated force.

l_T (cm)	Error of $F_{x,estimated}$ (%)	Error of $F_{y,estimated}$ (%)
8.5	3.44	7.73
12	6.08	8.29
15.5	7.06	7.85
19	7.03	3.07
22.5	7.55	5.15
26	4.21	4.99
29.5	5.30	4.86
Average	5.81	5.99

$F_{x,estimated}$ 와 $F_{y,estimated}$ 에서 각각 7.06%와 7.85 % 였다.

드레이프 플레이트와 트로카 사이의 거리(l_T)를 변화시켜, 추정된 힘과 실제 힘의 오차를 비교해본 결과는 표 1과 같다. $F_{x,estimated}$ 의 평균 L_2 상대 오차는 5.81 %이고, $F_{y,estimated}$ 의 평균 L_2 상대 오차는 5.99%였다.

V. 결론

트로카의 고정부에서 발생하는 반력(R_T)을 측정하여 수술 도구 말단의 수직방향 상호작용 힘(F)을 추정하는 방법을 제안하였다.

수술 도구와 트로카 말단이 접촉하는 부분을 단순지므로 가정하여 빔 이론으로 유도한 R_T 와 F의 관계식을 통해, F는 R_T 와 드레이프 플레이트에서 트로카 말단까지의 거리(l_{T0})의 함수로 표현할 수 있다.

이론적으로 유도한 R_T 와 F의 관계식은 실제 측정값에 대해서 선형적인 오차를 보였다. 오차를 1차 다항식으로 모델화하여 보정한 관계식은 수술도구 말단의 상호작용 힘을 8.29 % 이하의 오차로 추정할 수 있었다. 사람은 10 N 이하의 힘에서 10 %의 힘 차이를 구별하기 어렵다 [7]. 따라서 제안하는 힘 추정 방법의 오차는 의사에게 햅틱 감각을 제공하기 위해 허용 가능한 오차이다.

REFERENCES

- [1] A. M. Okamura, "Methods for haptic feedback in teleoperated robot-assisted surgery," *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 31, no. 6, pp. 499-508, 2004.
- [2] B. Kuebler, U. Seibold, and G. Hirzinger, "Development of actuated and sensor integrated forceps for minimally invasive robotic surgery," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 1, pp. 96-107, 2005.
- [3] P. Puangmali, H. Liu, K. Althoefer, and L. D. Seneviratne, "Optical fiber sensor for soft tissue investigation during minimally invasive surgery," *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Pasadena, CA, USA, pp. 2934-2939, 2008.
- [4] S. Shimachi, S. Hirunyanitwatna, Y. Fujiwara, and A. Hashimoto, "Adapter for contact force sensing of the da Vinci® robot," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 4, pp. 121-130, 2008.
- [5] H. Wang, B. Kang, and D. Y. Lee, "Design of a slave arm of a surgical robot system to estimate the contact force at the tip of the employed instruments," *Advanced Robotics*, vol. 28, pp. 1305-1320, 2015.
- [6] S. Kim, C. Kim, and D. Y. Lee, "Estimation of interaction force between a surgical instrument and human organs in consideration of trocar friction," *Proc. of ICROS Annual Conference 2016*, COEX, Korea, pp. 207-208, Mar. 2016.
- [7] X.-D. Pang, H. Z. Tan, and N. I. Durlach, "Manual discrimination of force using active finger motion," *Perception & psychophysics*, vol. 49, no. 6, pp. 531-540, 1991.



김수용

2015년 KAIST 기계공학과(공학사). 2015년~현재 KAIST 기계공학과 석사과정 재학 중. 관심분야는 의료 로봇, 햅틱 제어.



김청준

2012년 성균관대학교 기계공학과(공학사). 2012년~2014년 KAIST 기계공학과(공학석사). 2014년~현재 KAIST 기계공학과 박사과정 재학 중. 관심분야는 의료 로봇, 햅틱 제어



이두용

1985년 서울대학교 제어계측공학과(공학사). 1987년 Rensselaer Polytechnic Institute (M.S.), 1993년 동 대학교 (Ph.D.). 1993년~1994년 동 대학교 Postdoctoral Research Associate. 1994년~현재 한국과학기술원(KAIST) 기계공학과 교수. 관심 분야는 의료용 로봇 및 시뮬레이션.

심 분야는 의료용 로봇 및 시뮬레이션.