

복강경 수술용 로봇 인스트루먼트의 간접적 작동력 측정법에 관한 연구

Study for the Indirect Measuring Method of Operational Force in Surgical Robot Instrument

김지연, 이민철*, 이태경, 최승욱, 박민규
(Chi-Yen Kim¹, Min-Cheol Lee¹, Tae-Kyung Lee¹, Seung-Wook Choi², and Min-Kyu Park³)

¹Pusan National University

²Rebo Co., Ltd

³Yeungnam College of Science & Technology

Abstract: This paper proposes the method indirectly measuring the operating force of the end-effect tip of surgical robot instrument which conducts the surgical operation in the body on behalf of the surgeon's hand. Due to the size and safety obligation to the surgical robot instrument, it is difficult to measure the operation force of its tip like grasping force. However the instrument is driven by cable-pulley torque transmission mechanism and when some force is occurred at the tip, then the reaction force appears on the cable as additional tension. Based on this phenomenon, this paper proposes a method to estimate the operating force from measuring reaction force against the driving motor by using a loadcell. And it induces mathematical equation to calculate the force from loadcell by approaching the modulus of elasticity to high order polynomial. And this paper proves the validity of proposed mechanism by experimental test.

Keywords: surgical robot instrument, laparoscopy, haptic and tele-operation

I. 서론

전통적 개복 수술에서는 환부의 용이한 접근을 위해 수술 작업 공간만큼 절개와 확대고정을 한다. 수술 후 회복기간 동안은 절개된 환부의 오염, 염증 및 기타 감염에 대한 치료가 진행된다. 특히 담낭절제술과 같이 수술 부위가 깊거나 접근이 용이치 않을 경우 수술 시야 및 접근 공간 확보를 위해 깊고 넓은 절개를 하게 되며 이로 인해 감염 위험성도 높아지고 병원에서 치료를 받는 회복기간도 늘어나게 되며 이로 인해 환자에게 육체적 고통과 함께 경제적 비용도 증가하게 된다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 의사가 직접 손을 사용하여 수술을 하지 않고 그림 1(a)와 같이 집게와 가위 등 수술 도구를 소형화 시킨 수술용 인스트루먼트를 체내에 삽입하여 수술을 수행하는 하는 기법이 개발되었다[1]. 이때 내시경을 이용해 시야를 확보한다고 하여 이러한 수술 기법을 복강경 수술기법(LIS: Laparoscopy Assisted Surgery)이라고 한다. 복강경 수술기법의 경우 최소침습수술(MIS: Minimally Invasive Surgery)을 할 수 있어서 환자의 빠른 회복과 적은 통증 등 개복수술과 대비되는 긍정적 효과를 얻을 수 있으며 이는 임상결과를 통해 입증되었다[2].

로봇 기술 연구가 의료 분야에 적용되면서 기존의 복강경 수술 시 의사가 직접 조작하던 인스트루먼트를 로봇이 대신 작동시켜 의사와 환자가 서로 다른 공간에 있어도 수술을 수행할 수 있는 원격 수술(tele-operation) 기술이 연구되었고, Intuitive사의 Da Vinci 수술용 로봇처럼 의사가 그림 1(b)와 같은 마스터 콘솔(master console)에서 마스터 장치를 구동하여 근거리에서 위치한 환자를 로봇으로 수술하는 상용화된 복강경 수술용 로봇제품까지 개발되어 판매되고 있다[3,4].

하지만 현재 상용화되어 가장 널리 사용되고 있는 Da Vinci 로봇 같은 경우 로봇을 이용한 수술에 관한 임상 결과와 사용한 의사들의 의견을 정리한 Bodner의 논문에서는 로봇을 이용한 수술에서 해결되어야 할 문제점을 지적하고 있다[5]. 의사들이 느끼는 문제점으로는 로봇 조작의 난해함도 있었지만, 가장 큰 문제점은 복강경 화면에 의존하여 수술을 수행하다 보니 수동식 복강경 수술과는 달리 물체를 잡는 악력이나 잡아 당길 때 나타나는 반력을 직접적으로 느낄 수

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2010. 6. 10., 수정: 2010. 7. 12., 채택확정: 2010. 7. 20.

김지연, 이민철, 이태경: 부산대학교 기계공학부

(chiykim@pnu.edu/mclee@pusan.ac.kr/topcom@pusan.ac.kr)

최승욱: ㈜ 레보(samuelchoi@surgicalrobot.biz)

박민규: 영남이공대학 기계자동차학부(mk_park@ync.ac.kr)

※ 본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 특수환경 Navigation/Localization 기술연구센터 지원사업의 연구결과로 수행되었음 (NIPA-2010-(C7000-1001-0004)).



(a) Laparoscopy instrument

(b) Da Vinci surgical robot

그림 1. 복강경 수술 인스트루먼트와 로봇.

Fig. 1. Laparoscopy instrument and robot.

없어서 자칫 과도한 힘으로 잡거나 당기면서 장기의 손상과 출혈이 발생하고 케메는 동작 시 바늘이나 실을 부러뜨리거나 잘라버리는 경우도 나타난다고 보고 된다. 이러한 문제 때문에 복강경 수술용 로봇을 사용하기에 앞서 집도의는 상당 기간 동안 시뮬레이터를 이용하여 수련과정을 거쳐야 하는 어려움이 있다. 기술적으로 햅틱기능만 접목된다면, 잡거나 당길 때 개복 수술과 같은 실감을 기반으로 수술을 할 수 있으므로 이러한 문제는 쉽게 해결이 될 수 있을 것이다.

하지만 햅틱기능을 구현 하기 위해서는 인스트루먼트 말단에 걸리는 힘을 센서로 측정할 수 있어야 한다. 그런데 직경 1cm 미만의 크기로 제작되어야 하는 크기 조건과, 인스트루먼트는 일정 횟수 이내에서 사용 후 폐기해야 하는 의료법률 문제가 있고 인체 내부에 전자기적 물체를 투입하면 별도의 심사를 거쳐야 하는 문제가 있어서 아직은 직접적 측정 방법이 연구 중심으로만 이루어졌고 직접적으로 이용되고 있지는 않다.

이러한 햅틱 구현을 위한 힘은 직접적으로 tactile 센서를 사용하지 않고 간접적으로 측정할 수 있다. 우선 Aksman의 연구방법인 구동전류를 이용해 힘을 측정하는 기법을 이용하는 방법을 들 수 있다[6]. 본 연구에서는 구동 모터에 걸리는 반력을 로드셀로 측정하는 기구적 메커니즘을 고안하고 측정된 반력을 통해 작동력을 유추하는 방법을 연구하였다. 인스트루먼트 말단에 걸리는 작동력을 간접적이지만 기구적으로 힘을 측정하는 본 연구의 기법을 통해 햅틱 시스템 구현도 가능할 뿐만 아니라 수술 중에 과도한 작동력을 곧바로 측정할 수 있기 때문에 인스트루먼트를 사용하는 수술용 장치의 안전 시스템 장치로의 활용도 가능하다.

본 논문에서는 반력을 측정하기 위해 슬라이딩 구조의 기구적인 메커니즘을 제안한다. 또한 제안된 메커니즘에서 측정된 반력의 값으로 케이블 풀리 구조의 반대편에 있는 말단 장치의 작동력을 계산하는 계산법을 유도한다. 특히 수술용 인스트루먼트와 같이 케이블 풀리 구조로 된 시스템에서는 풀리에 감겨있는 양방향 케이블간의 장력 차이로 힘전달이 이루어지게 되는데 이때 힘전달을 측정하기 위해서는 케이블의 인장력을 직접적으로 측정해야 한다. 하지만 구동 케이블에서 이러한 측정은 현실적으로 어려움이 있다. 그래서 본 연구에서는 케이블의 재료특성을 이용하여 제안된 기구적 메커니즘으로 풀리의 병진운동 반력을 통해 측정하는 방법을 고안한다.

본 논문 II 장에서는 로드셀을 이용하여 반력을 측정하는 기구적 메커니즘을 설명하고, 제안된 메커니즘에서 말단부에 걸리는 작동력을 측정하는 방법을 유도하며 III 장에서는 시뮬레이션과 실험을 통해 제안된 방법의 실효성을 증명하고, IV 장에서는 결론을 통해 연구를 정리한다.

II. 복강경 수술용 인스트루먼트 작동력 측정법

본 장에서는 복강경 수술용 로봇 인스트루먼트의 반력을 측정하는 메커니즘을 제안하고 측정 계산 방법을 제시한다.

1. 반력 측정 메커니즘

그림 2는 본 논문에서 제안하는 복강경 수술용 로봇 인스트루먼트의 작동력을 측정하기 위해 로드셀을 이용하여 반력을 측정하는 메커니즘을 나타낸 개념도이다. 말단 장치인

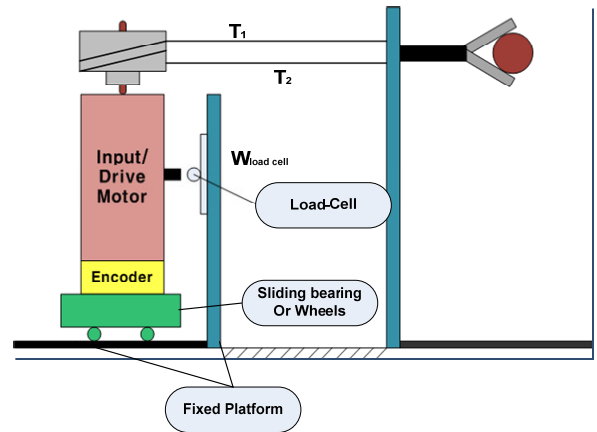


그림 2. 제안된 작동력 측정법.
Fig. 2. Proposed system to measure operating force.

팁에서 파지나 혹은 병진 운동을 통해 물체에 닿게 되면 입력된 힘에 반대되는 반력이 발생하게 된다. 반력은 케이블을 통해 구동 모터로 전달된다. 이때 구동 모터를 케이블 장력 방향으로 자유롭게 병진 운동할 수 있도록 하고 한쪽 벽면에 로드셀을 설치하여 모터가 벽면에 닿을 때 로드셀의 측정지점에 닿아 힘을 측정할 수 있도록 한다. 모터 병진 운동시 마찰의 효과가 없다고 가정하면 로드셀에서 측정되는 하중은 두 케이블의 장력의 합과 힘의 평형을 이루게 되어 식 (1)과 같이 나타난다.

$$W_{load\ Cell} = T_1 + T_2 \tag{1}$$

2. 작동력 측정 모델링

일반적으로 케이블 풀리 구조에서는 케이블이 풀리위를 미끄러지며 동력 손실을 나타내는 현상과 한쪽 풀리가 고정되어 있어도 반대편 풀리는 약간의 회전여유를 가지고 움직이는 유격현상이 발생할 수 있다. 따라서 수술용 인스트루먼트는 케이블의 미끄럼으로 인한 동력 전달 오차를 없애기 위해 풀리의 회전 방향별로 독립된 케이블을 사용하는 pull-pull 구조를 사용한다. 그림 3은 pull-pull 구조를 설명하고 케이블의 체결을 보여준다. 또한 유격현상은 케이블 탄성에 기인하게 되며 해결 방안으로는 케이블을 설치하는 초기에 인장력을 부가하여 정지상태에서도 항상 인장력을 가지도록 하는 pre-tension을 두도록 한다[7].

인스트루먼트의 말단부가 물체를 파지하거나 어떤 강체에 닿게 되어 힘을 받게되면 구동 모터부는 그림 4와 같이 마치 두 케이블이 벽면에 고정되고 풀리만 회전하는 형태가 된다. 케이블의 탄성계수를 K_c 라고 하면 케이블의 인장력은 길이

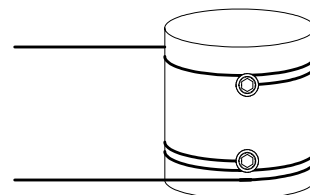


그림 3. 양방향 독립된 케이블을 가지는 Pull-Pull 구조.
Fig. 3. Cable and pulley configuration of pull-pull structure.

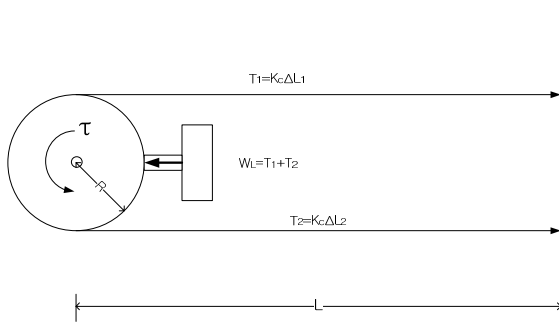


그림 4. 파지동작시 미세 구동에 대한 다이내믹.
Fig. 4. Gripping status and particulars movement.

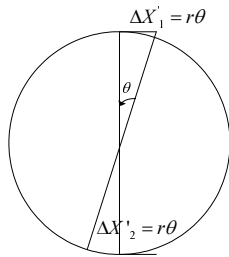


그림 5. 상하 양단의 변형에 대한 가정.
Fig. 5. The assumption about displacement compensation.

변화 ΔL 과 탄성계수의 곱으로 식 (2)와 같이 된다.

$$T_1 = K_c \Delta L_1, \quad T_2 = K_c \Delta L_2 \quad (2)$$

풀리가 회전하면 상하 두 케이블 상에 케이블 길이변화가 나타나며 그림 5와 같이 동일한 크기만큼 일어난다고 가정한다. 유격효과를 없애기 위해 초기에 주어지는 pre-tension의 경우 상하 두케이블에 같은 크기로 주어질 필요는 없다. 일반적으로 풀리와 풀리핀간의 정지마찰에 의해 그림 4의 상하 두 케이블간의 인장력 차이가 나더라도 회전이 일어 나지 않고 정지되어 있는 경우가 발생한다. 선행 연구에서는 pre-tension과 이러한 마찰력의 거동에 대해 coulomb friction 모델의 적용 가능성을 실험적으로 증명하였다[7].

그림 4에서 모터로부터 입력되는 회전 토크는 τ 가 되고 이 힘에 의해 풀리가 회전하면, 상하 케이블에 인장길이 변화가 ε 만큼 발생한 후 힘의 균형점에서 정지하게 된다. 이러한 힘의 균형을 수식으로 표현하면 식 (3)과 같다.

$$\frac{\tau}{R} + K_c (\Delta L_2 - \varepsilon) = K_c (\Delta L_1 + \varepsilon) \quad (3)$$

이때 로드셀로 측정되는 힘은 두 인장력의 합력이 되고 식 (4)와 같이 측정이 될 것이다.

$$\begin{aligned} W_L &= K_c (\Delta L_2 - \varepsilon) + K_c (\Delta L_1 + \varepsilon) \\ &= K_c (\Delta L_2 + \Delta L_1) \quad \text{if } \varepsilon \leq \Delta L_2 \\ W_L &= K_c (\Delta L_2 - \varepsilon) + K_c (\Delta L_1 + \varepsilon) \quad (4) \\ &= 0 + K_c (\Delta L_1 + \varepsilon) = \frac{\tau}{R} \quad \text{if } \varepsilon > \Delta L_2 \end{aligned}$$

케이블은 압축력의 작용은 없기 때문에 식 (4)에서 보면 변형량 ε 가 pre-tension 값인 ΔL_2 보다 큰 경우는 인장력은

0이 되게 된다. 식 (4)에서 $\varepsilon \leq \Delta L_2$ 인 경우는 두 케이블간의 변위 전달에 의해 실제 로드셀에서는 힘의 변동을 감지 할 수 없는 영역으로 나타나게 된다. 이는 탄성계수가 상수일 경우로 가정할 경우 인장력이 상하 교환만 일어나는 현상이다. 하지만 일반적으로 케이블은 여러 개의 사선을 꼬아서 만든 강심다발이고 인장에 의한 특성은 철의 단일 인장 SS (Strain-Stress curve) 커브특성과는 다르게 나타난다. 즉 케이블 사선의 인장이 수직 방향 인장과 동시에 옆면으로 감긴 사선 같은 경우는 수평방향 인장도 동시에 나타나므로 단일 인장과는 다르게 항복영역 이후 절단까지 직선에 가깝게 나타난다. 그림 6(a)는 현수교에 사용되는 케이블의 인장 특성을 시험한 SS곡선이다. 눈여겨 볼만한 것은 반복 시험에 따른 편차가 존재한다는 것과 현수교와 같이 산업 건축용 케이블은 탄성영역 확대를 위해 선형 탄성영역을 크게 부각시킨 효과를 발견할 수 있다[8]. 하지만 의료용 케이블의 경우는 pre-extended cable을 사용하여 탄성효과를 축소시키는 것이 특징이다[9]. Pre-extended는 항복조건까지 미리 인장을 시켜 선형 탄성 구간을 축소시키는 처리를 하였다는 것이다. 그림 6(b)는 복강경 수술 도구에서 사용하는 pre-extended cable의 인장 전후의 SS 곡선변형을 나타낸 그림이다. 그리고 본 연구에서 수술용 인스트루먼트에 사용되는 케이블의 인장 시험을 통해 얻은 SS 곡선이 그림 6(c)와 같다. 실험을 통해 선형 탄성 구간이 좁고 항복점 이후 부분이 길면서도 직선형태로 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

따라서 본 연구에서는 SS 그래프의 형상이 3차 다항식의

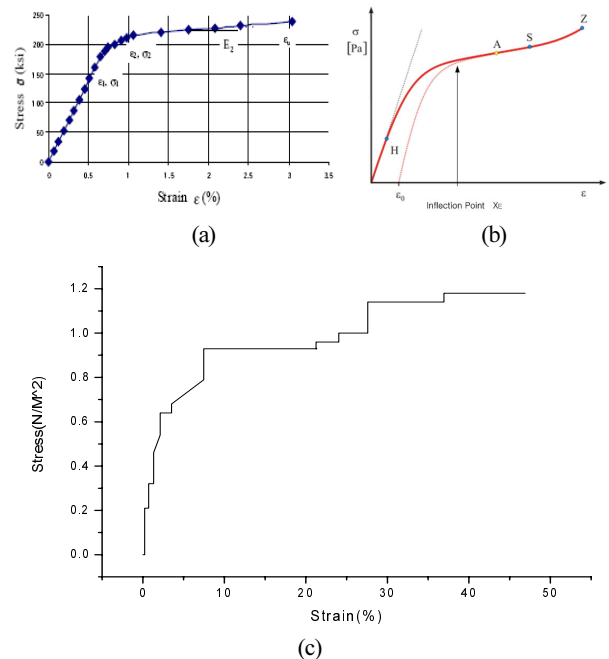


그림 6. 케이블 종류별 SS곡선 ((a) 현수교용 강케이블 SS 곡선, (b) Pre-extended 케이블의 SS 곡선, (c) 수술용 인스트루먼트의 케이블 SS 곡선).

Fig. 6. Strain Stress curve ((a) Typical stress strain curve of bridge cable, (b) Pre-extended cable strain stress curve, (c) Strain stress test result using cable in commercial surgical robot instrument).

형태로 보고 탄성 계수는 이의 1차 미분인 2차 다항식으로 근사화시켜 식 (5)와 같이 제안한다.

$$K_c(\Delta L) = \alpha(\Delta L - x_E)^2 + \beta \quad (5)$$

여기서 x_E 는 SS곡선의 변곡점(inflection point)이다. α , β 는 SS 곡선에서 나온 데이터를 가지고 케이블의 단면과 길이비를 곱하여 구할 수 있는 상수값이다.

탄성계수를 변위에 따른 함수로 바꾸게 되면 식(4)는 아래와 같이 바뀌게 되어 로드셀에 의해 미소 변화도 감지를 할 수 있게 된다. 따라서 식 (3)을 식 (4)에 대입하면 로드셀에 측정되는 힘은 아래 식 (6)과 같다.

$$W_L = \frac{\tau}{R} + 2 \times K_c(\Delta L_2 - \varepsilon) \cdot (\Delta L_2 - \varepsilon) \quad \text{if } \varepsilon \leq \Delta L_2$$

$$W_L = \frac{\tau}{R} \quad \text{if } \varepsilon > \Delta L_2 \quad (6)$$

뉴턴 운동 제 3법칙의 작용 반작용의 관계에 따라 수술용 인스트루먼트 말단부에 작용하는 작동력은 앞서 유도한 입력토크와 로드셀의 모델링과 동일하게 유도한다. 즉 장력의 합력인 로드셀의 측정 하중 대 작동력간의 관계로 유도한다. 작용 반작용에 따라 입력되는 두 장력의 차이로 입력 풀리에서 식 (3)의 우변항에 있는 입력 토크와 같은 반작용의 힘이 출력단에서 나타나는 것으로 보는 것이다. 따라서 본 연구에서 구하고자하는 작동력 F_{ip} 을 로드셀의 측정값으로 구한다면 식 (7)과 같다.

$$F_{ip} = \{W_L - 2 \times K_c(\Delta L_2 - \varepsilon) \cdot (\Delta L_2 - \varepsilon)\} / K_R \quad \text{if } \varepsilon \leq \Delta L_2$$

$$F_{ip} = W_L / K_R \quad \text{if } \varepsilon > \Delta L_2 \quad (7)$$

여기서 K_R 은 풀리 반경 R 과 R_{ip} 과의 비로 상수값이다.

III. 실험

본 장에서는 II 장에서 제안한 방법으로 인스트루먼트 끝단에 걸리는 작동력을 구동부 모터와 접지하는 로드셀에서 측정하는 모델링을 시뮬레이션적으로 구현해 보고 실제 실험을 통해 제안된 방법의 구현 가능성을 증명한다.

1. 시뮬레이션 구현

그림 7은 본 연구에서 제안한 로드셀을 이용한 말단부 작동력을 측정하는 방법의 실험 시스템을 설명하고 있다. 원편 구동 모터부를 케이블 방향으로 자유 병진 운동이 되도록 구성하고 벽면에 로드셀을 부착하여 모터가 벽면에 닿을 때 반

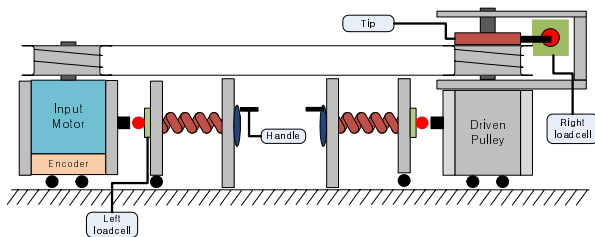


그림 7. 실험 장치 개념도.

Fig. 7. Schematic diagram of the experimental system.

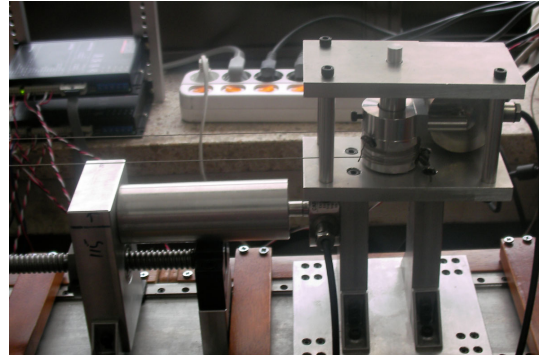


그림 8. 설계 제작된 토크 측정 장치.

Fig. 8. Designed torque meter.

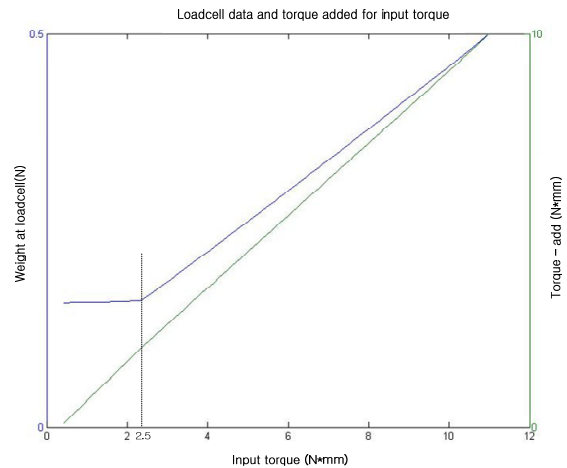


그림 9. 시뮬레이션 결과.

Fig. 9. Simulation test result.

력을 측정할 수 있도록 한다. 또한 중심에는 볼스크류를 장착하여 회전을 통해 pre-tension을 조정할 수 있도록 한다. 오른쪽에는 풀리에 팀을 달고 팀의 회전 반경 접선방향으로 로드셀을 부착하여 토크를 측정할 수 있도록 하는 토크측정 장치를 부착하였다. 그림 8은 본 연구에서 설계 제작한 토크 측정장치의 구성 모습을 보여준다.

그림 9는 식 (6)을 이용하여 시뮬레이션적으로 구현한 결과이다. 그림에서 대각선으로 나타난 그래프는 구동모터에 전류를 증가 시키면서 입력 토크를 선형으로 주었을 때 발생되는 토크를 나타낸다. 그리고 2.3Nmm 지점을 기준으로 기울기가 바뀌는 그래프는 구동 모터에 부착된 로드셀에서 측정되어지는 힘의 크기이다. 0.15N의 pre-tension을 초기 조건으로 두고 모터의 토크를 서서히 올리면 로드셀에 나타나는 힘의 변화는 0.15N을 기준으로 기울기 변화가 나타나며 특히 0.15N이하에서도 약 0.17N까지 미소 변화가 나타나는 것을 확인할 수 있다. 이는 비선형적 탄성계수에 의해 식 (6)을 통해 pre-tension 이하의 변화도 로드셀로 측정 할 수 있음을 보여주는 것이다.

2. 실험

그림 10은 본 연구의 내용을 검증하기 위해 구성한 실험 장치를 보여준다. 실험은 시간에 따라 구동모터에 전류제어를 통해 서서히 전류를 증가시키면서 입력 토크를 선형적으

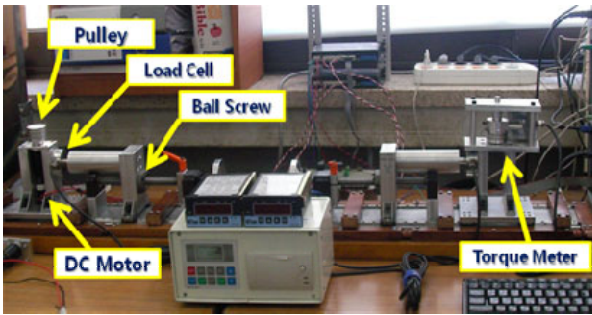


그림 10. 실험 시스템.
Fig. 10. Experimental test system.

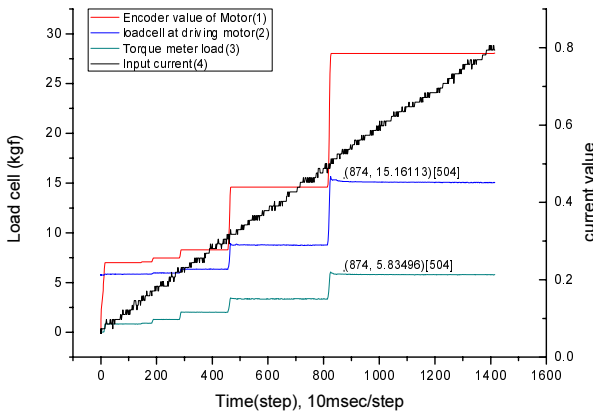


그림 11. 실험 결과.
Fig. 11. Experimental test result.

로 증가시켜 보았다. 실험 결과는 그림 11과 같이 나타났다. 그림 11의 계단식으로 나타난 그래프중에 제일 상단 붉은 색으로 나타난 그래프는 모터에 부착된 엔코더의 측정값으로써 초기에 무부하로 회전하는 구간이 있다. 이는 토크 측정장치에 있는 암이 로드셀에 닿을 때까지 회전을 하면서 급격히 증가를 하는 과정이다. 로드셀에 닿은 이후는 힘의 증가에 따라 각도 변화도 나타나지만, 정지 마찰력 때문에 계단형태로 증가함을 확인할 수 있다. 가장 아래 부분의 초록색 그래프는 토크 측정장치에서 측정된 토크 값이다. 중간에 있는 파란색 그래프는 구동 모터에 부착된 로드셀에서 측정된 값으로써 4.7초 정도에서 6.2Kgf를 기준으로 급격히 변화가 일어 나는 것을 확인할 수 있다. 초기 pre-tension을 6Kgf로 주었기 때문에 6.2Kgf 이후부터 토크 측정치와 구동 모터에 있는 로드셀의 측정값 사이에는 풀리 반경과 토크 측정장치의 암 길이 비만큼의 상수비로 나타나는 것을 확인할 수 있다. 또한 4.7초 이전시점에서도 토크 측정값의 변화에 미세하게 반응을 하는 것을 확인할 수 있었고, 토크 측정부에서의 변화량과 로드셀의 측정치 변화량 사이의 에러가 존재하지만 다항식에 근사화된 값만큼의 변화를 확인할 수 있었다. 본 연구에서 제안한 힘 측정식의 유효성을 검증하기 위해 그림 11에 나타나 있는 로드셀의 측정값으로 식 (7)을 이용하여 예측한 값과 실제 토크 측정부에 측정된 값의 비교를 하기 위해 그림 12와 같이 그래프를 구하고 오차를 계산하여 보았다. 상단의 좌측 그래프는 그림 11의 제일 아래에 있던 토크 측정 장치에서 측정된 작동력이며 참값에 해당한다. 상

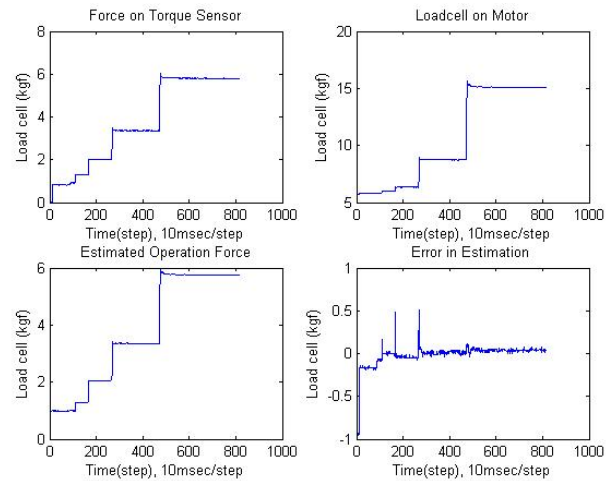


그림 12. 로드셀을 이용한 작동력 예측 실험 결과.
Fig. 12. Test result of operation force estimation using load cell.

단의 우측 그래프는 모터 구동부에 부착된 로드셀에서 측정된 값이며 이 값을 토대로 하단의 좌측과 같은 작동력을 예측하였다. 마지막으로 하단의 우측 그래프는 참값과 예측 값간의 오차를 계산한 결과이다.

식 (7)은 인장 길이를 사용하여 변환된 식이고 실제 작동에서는 힘만 측정할 수 있기 때문에 $\epsilon \leq \Delta L_2$ 인 구간에서는 탄성계수를 상수로 두고 인장변위를 측정된 힘에서 증가분 만큼을 유도하여 계산하는 방법을 사용하였다. 실험 결과를 보면 초기에 토크 측정장치에 있는 로드셀에 암이 닿기 이전 준비 단계에서 심한 오차가 있지만 이는 시험 구동 이전의 오차이므로 실험 오차는 아니다. 그리고 힘의 변동 부분에서 데이터 행간의 시차에 의해 약 0.5Kgf 정도의 오차가 있지만 전체 작동력에서는 대략 0.1kgf 이내의 작은 범위에서 나타남을 확인할 수 있었다. 본 연구에서 모델링한 방법의 유효성을 입증할 수 있었다.

IV. 결론

본 연구에서는 수술용 로봇 인스트루먼트의 작동력을 간접적으로 측정하는 방법으로 로드셀을 사용하여 반력을 측정할 수 있는 메커니즘과 그에 따른 계산 모델식을 제안하여 실험을 통해 검증을 하였다. 특히 케이블 탄성에 대한 2차 다항식을 이용한 모델을 통해 pre-tension이하에서의 측정값도 추정할 수 있는 방법을 고안하였다. 로드셀에서 측정된 반력을 본 연구의 제안된 모델식에 대입하여 예측한 작동력과 토크 측정장치를 통해 실측된 작동력과의 비교 실험에서 0.1Kgf 이내의 오차로 측정할 수 있음을 확인할 수 있었다. 본 연구 성과는 수술용 인스트루먼트 이외의 케이블 풀리 구조물에 대한 측정 방법으로도 활용이 가능하다. 향후 본 연구의 전진적 연구를 위해 직렬로 연결된 케이블 풀리의 구조에서 측정하는 방법에 대한 연구가 필요하다.

참고문헌

[1] Laparoscopy Modular Instruments of XION Medical GmbH, <http://www.xion-medical.com>.
[2] P. Giulianotti, A. Coratti, M. Angelini, F. Sbrana, S. Cecconi, T.

Balestracci, and G. Caravaglios, "Robotics in general surgery-personal experience in a large community hospital," *Archives of Surgery*, no. 238, pp. 777-784, 2003.

[3] C. Preusche, T. Ortmaier, and G. Hirzinger, "Teleoperation concepts in minimal invasive surgery," *Control of Engineering Practice*, vol. 10, no. 11, pp. 1245-1250, November 2002.

[4] EndoWrist Instruments Catalogue in Intuitive Surgical, Inc, <http://www.intuitivesurgical.com>

[5] J. Bodner, H. Wykypiel, G. Wetscher, and T. Schmid, "First experiences with the da VinciTM operating robot in thoracic surgery," *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, no. 25, pp. 844-851, 2004.

[6] L. M. Aksman, C. R. Carignan, and D. L. Akin, "Force estimation based compliance control of harmonically driven manipulators," *Proc. of presented at the ICRA 2007, Roma, Italy*, pp. 4208-4213, April 2007.

[7] 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, August 18-21, 2009

[8] G. Fu, F. Moses, and D. A. Khazem, "Strength of parallel wire cables for suspension bridges," in *8th ASCE Specialty Conference on Probabilistic Mechanics and Structural Reliability*, pp. 222-227, July 22-25, 2000

[9] Medical Cable Assemblies Brochure, Carl Stahl Sava Industries, Inc, <http://www.savacable.com>.

[10] Cable Design Catalog, Carl Stahl Sava Industries, Inc Web Site, Available: www.savacable.com.



김 지 언

1999년 부산대학교 기계공학부 졸업(공학사). 2001년 부산대학교 지능기계공학과 졸업(공학석사). 2008년~현재 부산대학교 기계공학부 박사과정. 관심분야는 의료로봇, 의료 메카트로닉스, 군집제어 등.



이 민 철

1983년 부산대 기계공학과 졸업. 1988년 일본 쓰쿠바 대학교 이공학 연구과 공학석사. 1991년 동대학 물리공학 연구과 공학박사. 1991년~현재 부산대학교 기계공학부 교수. 관심분야는 시스템 규명, 로봇 제어, 의료로봇제어, 군

집제어 등.



이 태 경

2008년 동국대학교 정보통신과 졸업(공학사). 2010년 부산대학교 기계공학부 졸업(공학석사). 2010년부터 현재 LG전자 RAC 1그룹 근무. 관심분야 의료로봇, 의료 메카트로닉스 등.



최 승 욱

1992년 서울대 전자공학과 졸업(공학사). 1994년 서울대 전자공학과 졸업(공학석사). 2009년 서울대 의과대학 박사과정 수료. 1994년~1999년 (주)메디슨 책임연구원. 1999년~2005년 (주)인피니트헬스케어 이사. 2007년~현재 (주)래보 사장.

관심분야는 Medical/Surgical Robotics, Medical Imaging 등.



박 민 규

1996년 영남대학교 기계공학부 졸업(공학사). 1998년 부산대학교 기계공학과 졸업(공학석사). 2002년 부산대학교 지능기계공학과 졸업(공학박사). 2005년부터 현재 영남이공대학 기계자동차학부 교수. 관심분야는 로봇제어.