최소침습술을 위한 의료용 인스트루먼트의 동작 성능 향상

Improvement in the Control Performance of Instruments used for Minimally Invasive Surgery

박 현 준, 원 종 석, 박 재 흥*

(Hyeonjun Park¹, Jongseok Won¹, and Jaeheung Park^{1,2,*})

¹Department of Transdisciplinary Studies, Seoul National University

²Advanced Institutes of Convergence Technology

Abstract: This paper presents feedforward controllers to improve the control performance of the motion and grasping force of a surgical instrument used in an MIS (Minimally Invasive Surgery) robot. The surgical instrument has a long distance between the drive motors and its active joints. Therefore, the gripper on the instrument is controlled by a cable drive mechanism, which generates a coupled motion between the wrist joint and the grip direction. In order to solve the problem, this paper analyzes the pulley composition of the surgical instrument and proposes feedforward controllers to eliminate the coupled motion. Furthermore, feedforward controllers to regulate the grasping force are proposed to deal with another coupling problem between the grasping force of the instrument and the motion of the instrument joints. The experimental results demonstrate the improved control performance of the motion and grasping force of the instrument.

Keywords: MIS (Minimally Invasive Surgery), surgical instrument, tendon driven, grasping force

1. 서론

최소침습술(MIS: Minimally Invasive Surgery)은 복부에 절개창을 열고 시행하는 개복수술과 달리 작은 구멍을 3~4개 내어 특수 소형 렌즈와 수술 도구를 몸속에 삽입하여 수술 부위를 확대한 화면으로 보면서 시행하는 수술 방법을 말한다[1]. 기존 수술법과 비교하여 수술시간이 짧고, 수술 중 출혈이 적으며 유착이나 감염 등 수술 후 합병증이 더 적은 장점이 있을 뿐 아니라 수술 후 흉터에 대한 스트레스와 통증 감소 등의 장점이 있다. 최근에는 하나의 구멍만을 통해 수술하는 복강경 수술법인 단일경로 복강경 수술법도 개발되고 있다[2,3].

이러한 수술과정에서, 로봇팔에 수술 도구와 카메라를 부착하여 사용하고, 원격으로 로봇을 조종하여 수술을 시행하게 되면 이를 복강경 로봇수술이라 한다[4]. 여러 가지 수술로봇 시스템이 개발되었지만, 미국에서 FDA 인증을 받고 실제로 상용화 되어 판매된 시스템으로는 의사의 시술 동작을 로봇이 따라하도록 제작된 제우스와 다빈치가 있다[5].

로봇 수술에 사용되는 도구인 인스트루먼트는 피부의 작

은 구멍을 통해 인체내부에 삽입되어 수술을 진행하게 되는데, 현재까지 개발된 인스트루먼트들은 조작자에게 조작의 정밀한 촉감이나 느낌 등의 피드백을 하지 못하고 있다. 이는 인체 내부에서의 혈액노출 가능성과 사용 후 고열소독 과정이 있어서 센서와 같은 정교한 장치의 부착이 힘들고, 구동모터와 링크 간의 거리가 멀어서 와이어 마찰 등의 문제로 전류와 같은 정보를 사용하기 힘들기 때문이다[6].

이러한 구동 정보 피드백이 힘든 이유로 인스트루먼트가 제어 명령대로 잘 움직이는지에 관한 정보와 물체를 쥐고 움직일 때 사용자가 원하는 힘으로 물체를 쥐고 있는지에 관한 정보를 알 수 없게 된다.

본 연구에서는 (주)이턴에서 개발한 그림 1의 인스트루먼트를 이용하여 인스트루먼트의 구동 성능에 관해 분석하고, 관절의 회전 시 다른 관절에 끼치는 영향을 분석하였다. 또

그림 1. 실험에 사용된 인스트루먼트.
Fig. 1. Instrument used in experiments.

* Corresponding Author

Manuscript received April 2, 2013 / revised August 23, 2013 / accepted August 27, 2013

박현준, 원종석: 서울대학교 융합과학부

(piony@snu.ac.kr/js1der@snu.ac.kr)

박재흥: 서울대학교 융합과학부, 차세대융합기술연구원

(park73@snu.ac.kr)

※ 본 논문은 (주)이턴에서 지원하여 연구하였음.

한, 실험적으로 얻은 데이터를 기반으로 그리퍼의 움직임에 따른 그립력 변화 문제를 해결하고자 하였다.

II 장에서는 텐던 드라이브(tendon-drive)의 구동방식과 실험에 사용된 인스트루먼트의 링크 구동방식에 관하여 설명하고, 자유도와 관절구조에 대하여 나타내었다. III 장에서는 인스트루먼트가 구동할 때 링크 간에 끼치는 영향에 관하여 나타내었는데, 손목관절 움직임이 그립방향에 끼치는 영향과 오버클로징 알고리즘을 적용하여 그립력이 생길 때 그립방향 움직임이 손목관절 움직임에 끼치는 영향에 관하여 분석하고 링크 간에 간섭을 제거할 수 있는 제어기 설계에 관하여 서술하였다. IV 장에서는 압력센서를 이용하여 오버클로징 알고리즘과 그립력의 관계에 대하여 나타내었다. 또한, 각 링크의 움직임이 그립력에 끼치는 영향을 측정하고 실험 데이터를 근거로 그립력의 변화를 최소화시키는 제어기를 설계하였다.

II. 인스트루먼트

인스트루먼트의 조인트는 모터와 와이어를 통해 구동되는데, 이러한 구동 방식을 텐던 드라이브(tendon-drive) 방식 [7] 또는 케이블 드라이브(cable-drive) 방식이라고 한다. 이러한 방법으로 1링크를 구동하기 위해서는 2개의 액츄에이터를 이용하는 방법(agonistic-antagonistic single-acting actuator)과 1개의 액츄에이터와 1개의 수동소자를 이용하는 방법(single-acting actuator with passive return elements), 그리고 1개의 액츄에이터만을 이용하는 방법(single-acting actuator with an actuator)이 있다[8]. 2개의 액츄에이터를 이용하는 방법은 백래시가 없고, 정밀한 제어가 가능하지만 관절 수에 비해 모터가 2배수로 필요하다는 단점이 있고, 수동소자를 이용한 1액츄에이터 방법은 한 방향으로만 정밀한 제어가 가능하다는 특징이 있다. 1액츄에이터만으로 1링크를 제어하는 방법은 양방향 제어가 가능하지만 와이어의 마찰과 탄성에 의해 백래시가 발생하는 단점이 있다[9].

본 연구에 사용된 인스트루먼트는 그림 2와 같이 4자유도를 가지고 있으며 1링크 - 1액츄에이터 구동방식을 갖고 있다. (single-acting actuator with an actuator). Twist는 그립을 샤프트방향 축으로 회전시키고, 손목에 자유도가 있

그림 2. 인스트루먼트 자유도.
Fig. 2. DOF of the instrument.

그림 3. 인스트루먼트의 그립각도와 그립방향.
Fig. 3. Grip angle and grip direction of instrument.

며, 그리퍼는 두 개의 자유도로 구성되었다.

그림 3에서 그립방향(grip direction)은 그리퍼의 방향을 나타내고, 그리퍼 사이의 각도를 그립각도(grip angle)라 정의하면, 식 (1)과 같이 관계를 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned}\theta_{gd} &= (\theta_{Jaw_L} + \theta_{Jaw_R}) / 2 \\ \theta_{ga} &= \theta_{Jaw_L} - \theta_{Jaw_R}\end{aligned}\quad (1)$$

θ_{gd} 와 θ_{ga} 는 각각 그립방향과 그립각도를 나타내고, θ_{Jaw_L} 와 θ_{Jaw_R} 는 각각 왼쪽과 오른쪽 jaw 각도를 나타낸다.

III. 관절간 움직임 간섭을 고려한 제어

1. 손목관절 움직임에 의한 그립관절 움직임 간섭

그리퍼를 구동하는 와이어는 모터에서부터 손목관절을 거쳐 그리퍼에 도달하게 된다. 손목관절의 움직임은 그립관절을 구동하는 와이어의 움직임을 야기시키고, 이는 곧 그립관절의 자세의 변형을 일으키게 된다. 그림 4(b)에서 손목관절이 θ_w 만큼 회전하게 되면, 손목관절을 지나는 와이어는 $R_w \cdot \theta_w$ 만큼 당겨지는 효과를 받게 되어 그립관절이 회전하게 되는 것이다. 손목관절과 그립관절의 간섭 관계는 식 (2)과 같이 정리된다[10].

$$R_g \cdot \Delta\theta_{gd} = R_w \cdot \theta_w \quad (2)$$

R_g 와 R_w 는 각각 그립관절과 손목관절 폴리의 반지름을

그림 4. 손목관절에 의해 발생하는 그립관절 간섭 개요.

Fig. 4. The motion of the grip joint induced by the motion of the wrist joint.

나타내고, $\Delta\theta_{gd}$ 는 그림방향의 각도 변위량, θ_w 는 손목관절의 각도를 나타낸다. 간섭을 고려한 그림방향 제어기는 식 (3)과 같다.

$$\hat{\theta}_{gd} = \theta_{gd_desired} + \frac{R_w}{R_g} \cdot \theta_w \quad (3)$$

$\hat{\theta}_{gd}$ 는 그림방향 제어 입력이고, $\theta_{gd_desired}$ 는 제어하고자 하는 그림방향의 각도이다. 설계한 제어기를 통해 손목관절 움직임에 의한 그림방향 간섭을 제거할 수 있다.

2. 그림력 존재 시 그림관절 움직임에 의한 손목관절 움직임 간섭

센서를 부착하기 힘든 인스트루먼트를 이용하여 물체를 안정적으로 잡기 위해서 오버클로징 알고리즘을 사용하였다.

오버클로징 알고리즘은 물체를 잡는데 필요한 그림각도보다 작은 각도로 명령하여 그림각도를 제어함으로써 물체를 잡는데 필요한 힘을 생성하는 알고리즘이다. 그림 5에서 (a)는 물체를 실제로 잡았을 때 그림각도를 나타내고, (b)는 그림각도 제어 입력을 나타낸다. 오버클로징 알고리즘의 구현은 식 (4)와 같다.

$$\begin{aligned} \hat{\theta}_{jaw_L} &= \hat{\theta}_{gd} + (\theta_{ga} - \theta_{oc})/2 \\ \hat{\theta}_{jaw_R} &= \hat{\theta}_{gd} - (\theta_{ga} - \theta_{oc})/2 \end{aligned} \quad (4)$$

$\hat{\theta}_{jaw_L}$ 과 $\hat{\theta}_{jaw_R}$ 는 각각 왼쪽, 오른쪽 jaw 제어 입력이고, $\hat{\theta}_{gd}$ 는 식 (3)에서 구한 그림방향 제어입력이다. θ_{oc} 는 오버클로징 각도로써 양수이다.

1링크-1액츄에이터로 구동하는 구조에서, 링크를 회전시

그림 5. 오버클로징 알고리즘 개요.

Fig. 5. The concept of overclosing algorithm.

그림 6. 인스트루먼트 와이어 배치.

Fig. 6. Arrangement of wires on instrument.

키기 위해 와이어를 당길 때 링크가 외력에 의해 회전하지 못하면, 와이어에는 인장력(tension)이 작용하게 된다. 그림 6과 같이 그림각도가 0°에서 오버클로징 알고리즘을 적용하게 되면, 양쪽의 그림이 서로 반대방향으로 힘을 주게 되고, 녹색과 검은색 와이어에 인장력이 작용하게 된다. 이때 발생하는 인장력은 그리퍼 뿐만 아니라 손목에도 토크를 발생시키게 되는데 이는 손목관절의 자세변형으로 이어진다.

손목관절에의 자세변형은 녹색과 검은색 와이어에 작용하는 인장력이 다를 때 나타나게 되고 이러한 현상은 오버클로징 알고리즘을 적용한 상태에서 그림방향을 회전할 때 주로 나타난다.

그림 7은 실험을 통해 이러한 현상을 나타낸 것으로 $\hat{\theta}_{gd}$ 는 식 (3)에서 구한 그림방향 제어입력이다. 인스트루먼트를 초기 자세 그림방향 -90°, 손목관절 0°인 상태에 두고, 오버클로징 각도 80°를 적용시킨 후, 손목관절 각도는 유지하면서 그림방향을 0°까지 회전하도록 제어하였다. (a)-(d) 구간에서는 그림방향을 -90°에서 -72°까지 움직이도록 명령했음에도 불구하고 그림방향은 회전하지 않았고, 오히려 손

그림 7. 오버클로징 알고리즘에 의한 손목관절 간섭.

Fig. 7. Wrist joint interference generated by O.C. algorithm.

그림 8. 이미지를 통한 손목관절 간섭량 측정.

Fig. 8. Wrist joint interference measurement by captured image.

목관절 각도가 0°에서 약 25°까지 증가하였다. (e)~(p)구간에서 손목관절의 회전은 약 25°에서 더 이상의 회전은 없고 의도했던 그림방향이 회전하는 것을 알 수 있다.

이러한 현상은 오버클로징 알고리즘을 적용했을 때만 나타나게 되는데, 손목관절의 간섭량은 그림이 시작된 위치로부터의 그림방향 회전량에 비례하며, 일정 수준이상의 경우 간섭량이 포화되어 더 이상 증가하지 않음을 확인하였다.

이러한 모션 간섭을 제거하기 위하여 본 연구에서는 손목관절 간섭량이 포화된 시점의 그림방향 회전량과 손목관절 포화 간섭량을 측정하고 이 값들을 이용하여 그림방향에 따른 손목관절 간섭량을 선형보간 하고자 하였다.

이러한 손목관절의 간섭량을 측정하기 위해서는 엔코더와 같은 회전량을 측정하는 센서를 필요로 하는데, 센서를 부착하기에는 인스트루먼트의 크기가 너무 작아 어려움이 있기 때문에 이미지를 이용하여 간섭량을 측정하였고, 보상 결과 역시 이미지를 통해 증명하였다.

오버클로징 각도에 따라 변하는 손목관절 포화 간섭량을 측정하기 위하여 다음과 같은 실험을 진행하였다. 먼저, 인스트루먼트를 초기 자세 그림방향 -90°, 손목관절 0°에 두고, 오버클로징 알고리즘을 적용한 후, 손목관절은 유지하고 그림방향을 0°까지 움직이도록 제어를 하였다. 손목관절의 간섭량이 포화가 되었을 때의 그림방향 제어입력과 손목관절 각도를 측정하고, 초기 오버클로징 알고리즘 각도를 증가시켜가며 실험을 반복하였다.

그림 8(a)는 이미지를 통한 손목관절이 포화된 상태에서의 간섭량을 측정한 방법을 보여준다. 오버클로징 각도를 증가시켜 가며 반복 측정한 손목관절 포화 간섭량을 그림 8(b)에 나타내었다. 손목관절 포화 간섭량은 오버클로징 각도의 증가에 따라 증가함을 알 수 있다. 위의 실험을 통해 얻은 오버클로징 각도와 손목관절 포화 간섭량을 표 1에 정리하였다.

오버클로징 각도가 손목관절에 주는 간섭은 그림방향의 초기 위치에 독립적이었으며, 간섭량은 그림방향의 회전에

표 1. 오버클로징 각도에 따른 손목관절 포화 간섭량.

Table 1. Saturated coupled angle on wrist joint about overclosing angle.

오버클로징 각도	손목관절 포화 간섭량
0°	0°
37.8°	15.2°
64.8°	24.3°
91.8°	28.8°
118.8°	32.2°
145.8°	33°
172.8°	33°

그림 9. 곡선맞춤 알고리즘을 통한 오버클로징 각도와 손목관절 포화 간섭량 관계 그래프.

Fig. 9. Relationship between coupled wrist angle and overclosing angle using curve fitting algorithm.

따라 증가하였다. 이러한 간섭량은 그림방향의 변위량이 대략 20°에 다다랐을 때 포화상태를 보였고 손목관절 간섭량이 포화되기까지의 변화량은 비교적 선형성을 나타내었다. 정리된 결과를 이용하여 손목관절 간섭량을 예측하는 식을 유도하기 위하여 데이터 간의 관계를 곡선맞춤 알고리즘 (curve fitting algorithm)을 사용하여 2차 다항식으로 식 (5)에 근사화하였다(그림 9).

$$\theta_{cw} = \begin{cases} p_1\theta_{oc}^2 + p_2\theta_{oc} + p_3 & (\theta_{oc} < 120^\circ) \\ 33^\circ & (\theta_{oc} \geq 120^\circ) \end{cases} \quad (5)$$

$$\mathbf{p} = [p_1 \ p_2 \ p_3]' = [0.1191 \ 0.4585 \ -0.001569]'$$

θ_{cw} 는 손목관절 포화 간섭각도(coupled wrist)이고, θ_{oc} 는 오버클로징 각도이다. θ_{oc} 가 120° 이상에서는 θ_{cw} 가 33°로 일정하고, θ_{oc} 가 120° 이하에서 θ_{cw} 는 θ_{oc} 에 관한 2차 다항식으로 근사화 하여 나타내어진다.

식 (5)에 추정된 오버클로징 각도에 따른 손목관절 포화 간섭량을 그림방향에 따라 선형보간하여 계산하고 이를 반영한 손목관절 제어입력값은 아래의 식 (6)과 같다.

$$\hat{\theta}_w = \begin{cases} \theta_{w_desired} + \theta_{cw} & (\Delta\theta_{gd} \geq 20^\circ) \\ \theta_{w_desired} + \theta_{cw} \frac{1}{20} \Delta\theta_{gd} & (\Delta\theta_{gd} < 20^\circ) \end{cases} \quad (6)$$

$\hat{\theta}_w$ 은 손목관절 제어 입력, $\theta_{w_desired}$ 는 원하는 손목각도이고, $\Delta\theta_{gd}$ 는 오버클로징 시작각도부터의 그림방향의 변위량이다. θ_{cw} 는 추정된 손목관절 포화간섭량으로 실제 간섭

그림 10. 손목관절에 보상 제어를 적용했을 때의 결과.

Fig. 10. The result of wrist compensation controller.

량은 그립방향의 회전량에 의존적이다. 따라서 그립방향 회전 변위량 20° 이상에서는 포화간섭량 θ_{cw} 를 보상하도록 하였고, 20° 미만에서는 20° 에 걸쳐 선형적으로 간섭량을 보상하도록 하였다.

설계된 손목관절 제어를 적용하여 실험한 결과를 그림 9를 통해 나타내었다. 그림 6에서 진행했던 실험과 같이, 손목관절은 0° 로 일정하게 유지하도록 명령하고, 오버클로징 각도를 80° 로 적용시킨 상태에서 그립방향을 -90° 에서 0° 로 회전하도록 명령하였다.

그림 10(a)~(d)에서는 그림 7(a)~(d)에서 나타났던 손목관절이 제어각도인 0° 를 일정하게 유지한 상태인 것을 알 수 있다. 따라서 설계한 제어를 통하여 오버클로징 알고리즘 적용상태에서 그립관절 회전 시 나타났던 손목관절 모션 간섭이 줄어들음을 확인 할 수 있다.

IV. 그립력 유지 제어

1. 그립력 측정

인스트루먼트의 그리퍼는 바늘이나 조직을 잡은 상태에

그림 11. 압력센서를 이용한 그립력 측정.

Fig. 11. Grip force measurement using force sensor.

그림 12. 오버클로징 각도에 따른 그립력 관계.

Fig. 12. Relationship between overclosing angle and grip force.

서 다양한 움직임과 정교한 그립력을 필요로 하는데, 인체 내부에 삽입되며 고온소독 과정을 거치는 인스트루먼트 특성상 그리퍼에 센서부착이 힘들고 구동모터와 링크와의 거리가 멀어 그립력의 피드백이 힘들게 된다.

비교적 관절이 작은 로봇핸드 같은 경우에 텐던드라이브 방식을 채택하여 구동하는 상황에서 동력전달 와이어 중간에 센서를 부착하여 관절에 걸리는 외란을 측정해내기도 하지만, 인스트루먼트는 관절이 특히 작고, 인체에 삽입되는 샤프트의 직경이 가늘기 때문에 샤프트 내부에 센서를 설치하기 어렵다. 본 연구에서는 관절 회전에 따른 그립력이 어떻게 변하는지 측정하고 피드포워드 제어로 그립력을 일정하게 유지시키도록 구현하였다.

오버클로징 알고리즘이 그립력을 어떻게 변화시키는지 알아보기 위해 그림 11과 같이 압력센서를 그리퍼 사이에 부착하고, 오버클로징 각도를 0° 에서 80° 까지 증가시키면서 그립력을 측정하였다. 측정한 결과인 그림 12의 그래프를 통해 오버클로징 각도가 증가함에 따라 그립력이 비교적 선형적으로 증가함을 알 수 있고, 이 관계를 식 (7)에 나타내었다.

$$F_{oc} = k_{oc} \theta_{oc} \quad (7)$$

F_{oc} 는 오버클로징 알고리즘을 통해 그리퍼가 생성하는 그립력이고, k_{oc} 는 오버클로징 각도와 그립력간의 관계를 나타내는 상수이고, 실험데이터로부터 0.012 N/deg 를 얻었다.

2. 요축 회전과 그립력

인스트루먼트의 샤프트 방향을 축으로 회전하는 요축회전에 따른 그립력의 변화를 그림 13에 나타내었다. 요축을 -80° 에서 80° 까지 회전시켜가며 그립력을 측정하였고, 결과

그림 13. 요축 회전에 따른 그립력 관계.

Fig. 13. Relationship between yaw joint and grip force.

그래프를 통해 요축회전이 그립력에 끼치는 영향이 적다는 것을 알 수 있다.

3. 손목관절 움직임에 따른 그립력 변화

손목관절의 움직임에 따른 그립력의 변화를 살펴보기 위하여 손목관절을 초기위치 -80° 에 위치시키고, 오버클로징 각도를 60° 로 적용한 상태에서 손목관절을 80° 까지 회전시키며 그립력을 측정하였다.

그림 14의 푸른색 실선은 손목관절의 회전에 따른 그립력 측정 결과를 나타낸다. 그래프로부터 손목관절의 회전이 그립력을 증가시킨다는 것을 알 수 있다. 이러한 현상은 오버클로징 이후의 손목관절 회전량에 의존적이며, 손목관절의 회전 방향과 초기위치에는 독립적으로 나타났다. 증가된 그립력은 오버클로징 각도의 제어 입력값을 낮춤으로써 일정하게 유지시킬 수 있다. 식 (8)과 같이 증가하는 그립력을 손목관절 각도에 따른 1차 다항식으로 추정하여, 그립력을 일정하게 유지시킬 수 있도록 피드포워드 제어를 설계하였다.

$$\hat{\theta}_{oc} = \frac{1}{k_{oc}} [F_{oc_desired} - k_w \Delta \theta_w] \quad (8)$$

$\hat{\theta}_{oc}$ 와 $F_{oc_desired}$ 는 각각 오버클로징 각도 제어 입력과 원하는 그립력이다. 그리고 k_w 는 증가된 그립력과 손목관

그림 14. 손목관절에 따른 그립력 관계.

Fig. 14. Relationship between wrist joint and grip force.

그림 15. 그립방향에 따른 그립력 관계.

Fig. 15. Relationship between grip direction and grip force.

절 회전량의 비율로써 그림 14의 푸른색 실선의 기울기를 뜻하고, 실험데이터로부터 0.0025 N/deg 으로 계산되었다. $\Delta \theta_w$ 는 손목관절의 회전 변위량이다. 제어기를 통해 손목관절을 제어했을 때, 그립력의 변화를 그림 14에 붉은색 점선으로 나타내었다. 그립력 간섭량이 0.05 N 이내로 줄어든 것을 알 수 있다.

4. 그립방향 변화에 따른 그립력 변화

인스트루먼트의 그립방향 움직임에 따른 그립력의 변화를 살펴보기 위하여 마찬가지로 그립방향을 초기위치 -80° 에 위치시키고, 오버클로징 각도를 60° 로 적용시킨 상태에서 그립방향을 80° 까지 회전시키며 그립력을 측정하였다.

그림 15의 푸른색 실선은 측정 결과를 나타낸다. 그립력은 초기에 증가하고, 그립방향이 약 20° 를 지나면서 감소하는 현상을 보였다. 이러한 변화는 그립방향의 초기위치와 회전방향에 독립적이고 오버클로징 시작 후의 그립방향의 회전에 의존적으로 나타났다.

실험 데이터를 이용하여 식 (9)에 제어기를 설계하였다. 그립력이 증가하는 구간과 감소하는 구간으로 나누어 제어하도록 하였으며, 각각 1차 다항식으로 간주하였다.

$$\hat{\theta}_{oc} = \begin{cases} \frac{1}{k_{oc}} [F_{oc_desired} - k_{gd1} \Delta \theta_{gd}] & (\Delta \theta_{gd} \leq 20^\circ) \\ \frac{1}{k_{oc}} [F_{oc_desired} - k_{gd2} (\Delta \theta_{gd} - 20) - 20k_{gd1}] & (\Delta \theta_{gd} > 20^\circ) \end{cases} \quad (9)$$

$\hat{\theta}_{oc}$ 와 $F_{oc_desired}$ 는 각각 오버클로징 각도 제어 입력과 원하는 그립력이고, θ_{gd} 는 그립방향 각도이다. k_{gd1} 와 k_{gd2} 는 각각 증가, 감소된 그립력과 그립방향 회전량의 비율로써, 그림 15에서는 푸른색 실선의 증가, 감소 구간의 기울기를 뜻한다. 실험데이터로부터 각각 0.015 N/deg , 0.0028 N/deg 로 계산되었다.

설계한 제어기를 이용하여 그립각도를 회전시킬 때의 그립력의 변화를 그림 15에 붉은색 점선으로 나타내었다. 결과 그래프를 통해 그립방향 회전 시 그립력의 변화가 오버클로징 각도 기준 5도 이내인 것을 알 수 있다.

V. 결론

텐던 드라이브 메카니즘으로 구동되는 인스트루먼트는 구동부와 구동조인트간의 거리가 특히 멀고, 그리퍼에는 센서부착이 어려워 그리퍼의 움직임과 그립력과 같은 정보의 피드백이 어렵다. 또한 직렬 구조로 배치된 링크는 말단 조인트로 갈수록 중간링크 회전에 따른 와이어의 움직임의 영향을 받을 수 밖에 없고, 엔드이펙터에서 큰 힘을 다룰수록 중간링크에 발생하는 간섭은 예측하기 힘들다. 따라서 링크간의 모션 간섭과 관절의 움직임이 발생시키는 그립력 변화에 대하여 분석하고, 주로 실험적으로 얻은 데이터를 분석하여 피드포워드 제어방법으로 간섭과 그립력변화를 제거하고자 하였다.

본 논문에서 진행한 간섭들로부터 그립력을 유지하기 위한 실험에서는 그립력의 목표값을 일정한 경우로 가정하였다. 하지만 실제 인스트루먼트 사용시에는 그립력의 목표값이 사용자의 명령에 따라 실시간으로 변한다. 따라서 향후에는 본 논문에서 제안한 피드포워드 제어가 변화하는 그립력 목표값에서도 적용이 되는지를 검증하고자 한다. 또한, 한 개 이상의 간섭이 동시에 발생하는 경우에 있어서, 본 논문에서 제안한 피드포워드 제어기들의 성능분석을 하고자 한다.

REFERENCES

- [1] J. Rosen, B. Hannaford, and R. M. Satava (Editors), *Surgical Robotics - Systems, Applications, and Visions*, Springer, New York, 2011.
- [2] S. H. Kim, K. G. Kim, and Y. H. Jo, "Laparoscope manipulator control for minimally invasive surgery," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 17, no. 7, pp. 685-696, 2011.
- [3] J. Lee, S. Kim, Y. S. Kim, and W. K. Chung, "Automated Surgical Planning System for Spinal Fusion Surgery with Three-Dimensional Pedicle Model," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 17, no. 8, pp. 807-813, 2011.
- [4] M. J. H. Lum, J. Rosen, M. N. Sinanan, and B. Hannaford, "Optimization of spherical mechanism for a minimally invasive surgical robot: Theoretical and experimental approaches," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 7, pp. 1440-1445, Jul. 2006.
- [5] G. T. Sung and I. S. Gill, "Robotic laparoscopic surgery: a comparison of the Da Vinci and Zeus systems," *Urology*, vol. 58, no. 6, pp. 893-898, 2001.
- [6] P. Puangmali, K. Althoefer, L. D. Seneviratne, D. Murphy, and P. Dasgupta, "State-of-the-art in force and tactile sensing for minimally invasive surgery," *IEEE Sensors Journal*, vol. 8, no. 4, pp. 371-381, Apr. 2008.
- [7] R. Ozawa, K. Hashirii, and H. Kobayashi, "Design and control of underactuated tendondriven mechanisms," *IEEE International Conference on Robotics and Automation*,

pp. 1522-1527, May. 2009.

- [8] B. Siciliano and O. Khatib, *Springer Handbook of Robotics*, Springer, New York, 2008.
- [9] S. Ma, S. Hirose, and H. Yoshinada, "Design and experiments for a coupled tendon-driven manipulator," *IEEE Control Systems*, vol. 13, pp. 30-36, Feb. 1993.
- [10] M. Feng, Y. Fu, B. Pan, and C. Liu, "A medical robot system for celiac minimally invasive surgery," *IEEE International Conference on Information and Automation*, pp. 33-38, Jun. 2011.

박 현 준

2011년 광운대 제어공학과 졸업. 2011년~현재 서울대학교 융합과학기술대학원 석사 과정. 관심분야는 매니플레이터 제어.

원 종 석

1993년 숭실대 기계공학과 졸업. 1995년 동 대학원 석사. 2010년~현재 서울대학교 융합과학기술대학원 박사 과정. 관심분야는 수술로봇, 웨어러블 로봇, 휴머노이드로봇 제어.

박 재 흥

1995년 서울대 항공우주공학과 졸업. 1999년 동 대학원 석사. 2006년 Stanford University, Department of Aeronautics and Astronautics 박사. 2009년~현재 서울대학교 융합과학대학원 교수. 관심분야는 로봇 움직임 및 힘 제어, 전신제어 프레임워크, 로봇-환경 상호작용, 바이오 메카닉스, 의료 로봇.