최소침습수술을 위한 복강경 매니플레이터 제어

Laparoscope Manipulator Control for Minimally Invasive Surgery

김수현, 김광기, 조영호*
(Soo-Hyun Kim¹, Kwang-Gi Kim², and Yung Ho Jo²)

¹Yuhan University

²National Cancer Center

Abstract: An efficient laparoscope manipulator robot was designed to automatically control the position of laparoscope via a passive joint on end-effector position. The end position of the manipulator is controlled to have corresponding velocity defined in the global coordinate space using laparoscopic visual information. Desired spatial position of laparoscope was derived from detected positions of surgical instrument tips, then the clinical viewing plane was moved by visual servoing task. The laparoscope manipulator is advantageous for automatically maintaining clinically important views in the laparoscopic image without any additional operator. A laparoscope is mounted to a holder which is linked to four degree of freedom manipulator via universal joint-type passive rings connection. No change in the design of laparoscope or manipulator is necessary for its application to surgery assistant robot system. Expanded working space and surgical efficiency were accomplished by implementing slant linking structure between laparoscope and manipulator. To ensure reliable positioning accuracy and controllability, the motion of laparoscope in an abdominal space through trocar was inspected using geometrical analysis. A designed laparoscope manipulating robot system can be easily set up and controlled in an operation room since it has a few subsidiary devices such as a laparoscope light source regulator, a control PC, and a power supply.

Keywords: minimally invasive surgery, laparoscope manipulator, tooltip detection, kinematical constraints

I. 서론

외과의 광범위 수술에 있어서 복강경수술(Laparoscopic surgery)이 널리 주목 받고 있으며, 연관된 분야 또는 수술도구의 개선이 집중적으로 이루어지고 있다. 복강경 수술을 위하여 시술자는 양 손을 모두 이용하게 되는데, 일반적으로 한쪽 손은 집기 작업을 수행하기 위한 포셉(forcep) 도구를, 다른 한쪽은 자르기 작업 또는 지짐 작업을 수행하기 위한 집게(gripper) 도구를 쥐고 하며, 수술 부위의 시야를 확보하기 위해 복강경 카메라(Laparoscope)를 통하여 수술실의 모니터로 보여지는 화면을 주시하게 된다. 이 때, 수술 부위의 위치 변경이나 시야 확보를 위해 복강경의 위치나 방향이 수술 중에 변경되어야 하므로, 수술자 옆에서 시점이동에 관한 정보를 파악하여 시점을 변경하거나, 수술자의 지시를 받으면서 시점을 원하는 만큼 이동시켜줄 수 있는 전문적인 복강경 카메라 운영을 위한 보조 시술자가 필요하게 된다.

복강경 보조원의 입장에서 수시간에 이르는 수술 동안, 복강경을 시술자의 의도대로 일일이 정확하게 움직이는 것은 상당히 어려우면서도 피로한 작업이며, 고급인력의 낭비를 야기하기도 하는 바, 수술자가 직접 복강경을 조정할 수 있도록 일체화된 구조로 수술작업 지휘의 일원화를 이루도록 하는 복강경 매니플레이터 로봇이 개발되었다[1,2]. 한편, 이와는 별도로 복강경 수술 작업 전체를 담당하는 슬레이브(slave) 로봇과 이를 제어하도록 하는 마스터(master) 구조를

이용한 복강경 수술 로봇이 상용화되어 있지만, 설치 및 운용 비용 증가에 의해 수술단가가 비싸고, 전문적인 관리와 수술 준비작업 등을 위한 보조인력 및 준비시간이 부수적으로 늘어나면서 기존의 수동 복강경 수술의 광범위한 수술 분야 응용의 간편함 등을 수용할 수 있는 능력이 부족하여 중소 병원 및 간단한 수술에의 보급 확장에 어려움이 있는 현실이다. 따라서, 마스터 장치의 조정에 의한 로봇 수술과 같이 고가의 비용이 요구되지 않고, 상대적으로 간단한 복강경 수술의 경우, 수술자를 두고, 복강경 스코프 조정을 수술자에 의해 이루어지도록 하는 복강경 보조 매니플레이터 시스템이 연구되어 왔다[3,4].

복강경 수술은 단점도 또한 가지고 있는데, 그 중 첫번째는 추가적 수술 인력이 필요한 점이다. 수술자의 양 손은 두 개의 도구에 의해 제약되어 있으므로, 수술자의 시야를 확보할 수 있도록 하기 위한 복강경 즉, 내시경의 위치를 수술 과정 동안 고정하거나 움직이도록 하기 위한 인력이 필요하고, 수술자의 수술 작업 과정에 대한 전문적인 지식과 경험이 있어야만, 원하는 수술부위의 시야 확보를 위한 복강경의 제어가 가능하게 된다. 수술자의 의도에 따른 복강경의 제어를 위하여 수술자는 시야의 방향이나 확대, 축소 부위를 구두로 지시함으로써 진행할 수 있지만, 정확한 의도의 전달 및 구현은 제한이 많다. 두 번째로, 수술 보조자로서의 복강경 제어는 장시간동안 고정된 자세로 수술자의 의도대로 방향만 적은 범위로 변경시키는 단순 반복적인 행동만을 하게 된다는 점에서 피로하면서도 인력 낭비적인 면이 있다.

복강경을 매니플레이터는 복강경을 작용단(End-effector) 상에 장착하고 작용단의 위치, 속도가 제어하게 되는데, 이 때, 매니플레이터와 복강경의 설치 설정 환경에 의해 발생하는

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2010. 8. 21., 수정: 2011. 2. 15., 채택확정: 2011. 3. 21.

김수현: 유한대학 기계설계과(dukesoo@naver.com)

김광기, 조영호: 국립암센터 의공학연구과

(kimkg@incc.re.kr/joyh@incc.re.kr)

문제점을 해결해야 한다[5]. 가장 큰 문제점은 복강경이 환자의 피부 상에 특정한 한 구멍 즉 트로카를 통해서 진입하고 제어되어야 하므로 매니플레이터가 제어해야 할 부분과 복강경이 제어되어야 할 부분이 일치하지 않는다는 것이다. 즉, 복강경의 전면부라 할 수 있는 가시부는 수술부위에 밀접하여 수술부위의 영상이 인식되는 방향과 거리를 결정하는 부분으로써, 복강경 제어의 궁극적 목적이 되는 부분이다. 하지만, 트로카(trocar) 부분의 자유도 제약(constraint) 때문에 복강경 가시부를 제어하기 위해서 복강경의 다른 한 쪽 끝부분인 연결부가 매니플레이터에 연결되고, 트로카 부위의 피벗 조인트에 의한 비대칭 운동 조건 문제가 해결되어야만 가시부를 원하는 대로 제어함으로써, 복강경에 의한 수술부위의 영상에서 취득 영상 화면에서 시야의 범위 또는 방향 등을 원하는 대로 제어하는 것이 가능해진다[7-13].

본 연구에서는 복강경 매니플레이터의 로봇 사이즈와 복잡성을 낮추기 위해 자유도 수를 최소한으로 줄이면서도 인간의 팔과 같은 동작을 원활히 구현할 수 있도록 4자유도의 팔 구조로 로봇을 설계하였다. 복강경이 장착되는 연결부는 매니플레이터의 작용단이면서 2개 이상의 회전 자유도를 갖는 손목(wrist) 역할을 수행해야 하는데, 이 부분에서 회전 조인트 구조와 회전각을 감지할 수 있는 절대각 검출 엔코더 등이 사용될 수 있다. 하지만 이러한 구조와 센서 장치들에 의하여 매니플레이터 부하와 제어장치, 복잡한 추가 구조 및 제작 비용 등이 급격히 증가되는 경향이 있으므로, 본 연구의 시스템은 이러한 구조를 채택하지 않고, 매니플레이터 끝 부분에 장착된 3자유도 수동 조인트 홀더를 통하여 복강경이 결합되고, 복강경 또한 로봇 시스템을 위하여 특수 설계된 것이 아닌, 기존의 일반 복강경을 직접 장·탈착하여 활용 가능한 실용적인 복강경 보조 수술 매니플레이터 로봇 시스템을 구성하였다. 복강경의 가시부 제어는 복강경의 외부와 연결된 고가의 위치 또는 방향 센서 장치가 필요 없고, 홀더 조인트 상에도 절대형 엔코더가 설치될 필요 없이 복강경에서 취득되는 영상 정보만을 이용하여 이루어진다.

본 논문은 다음과 같이 구성된다. 우선 II 장에서 복강경 수술을 보조하는 복강경 로봇 시스템의 작업 환경과 전체적 구성 원리, 그리고 복강경 매니플레이터의 기구학적 구조와 자유도를 기술한다. III 장에서는 설계된 복강경 매니플레이터 구조 프레임과 이를 위한 제어 시스템 구성 및 요소를 중심으로 설명하며, IV 장에서는 실제의 실험과정과 복강경 위치 제어 결과를 중심으로 실험 및 결과 내용을 다루고, 마지막으로 본 시스템의 장점과 향후 실제 의료환경에의 적용을 위한 과제 들을 간략하게 소개한다.

II. 복강경 매니플레이터의 구성

1. 운동학적 구조와 자유도 분석

복강경 시술은 환자의 복부 위에서부터 복부 안의 수술부위에 이르기까지 수술도구가 V 자형상으로 설치되는 것이 일반적이며, 복강경 스코프는 두 개의 수술도구의 트로카 위치에서 아래쪽에서 진입이 되어 수술도구의 작동반경을 방해하지 않도록 위치해야 한다. 복강경 매니플레이터의 구조는 사람의 팔의 운동 자유도를 구현할 수 있도록 설계되었고,

(a) Frame structure.

(b) Kinematic configuration.

그림 1. 복강경 매니플레이터의 구성개념도.

Fig. 1. Schematic diagram of laparoscope manipulator.

높이조절이 가능한 상하직선운동 자유도를 비롯하여 각 링크의 회전조인트가 순차적으로 연결되어 있는 직렬 형태의 5개 링크 4개 자유도 시스템이 된다.

위 그림 1(a)는 복강경 매니플레이터 기계적 구조 프레임을 나타낸 것이고, (b)는 복강경 매니플레이터의 링크와 조인트 상의 좌표계들을 중심으로 한 기구학적 구조를 나타낸 것이다. 매니플레이터의 구조는 사람의 한쪽 팔의 동작과 유사한 기능을 가능하게 하고, 끝부분에는 복강경 스코프를 장착할 수 있는 수동 조인트와 스코프 결합 케이스가 연결된다.

그림 (b)에서 매니플레이터의 하부 베이스는 매니플레이터 전체가 거치대 판에 안정하게 결합될 수 있도록 두 층 구조로 되어 있고, 그 위로는 프레임이 상하 직선운동을 할 수 있도록 볼-스크류 모터 축과 상위 프레임을 수직으로 균형을 유지하면서 이동할 수 있도록 4개의 수직 가이드 프레임 구조가 적용되었다. 수직 방향을 Z 축이라고 할 때, 다음 축은 수직상방으로 모터축이 결정되어 있고, 하모닉 드라이브 기어와 연결되면서 그 중간에 연결판 상으로 원형 방사상으로 배치되어 있는 다수의 볼 베어링 구조를 삽입함으로써, 주된 동작을 하는 매니플레이터 3개 링크 몸체를 구동하거나 유지하는 중에 모터축이 휘거나 과도한 편심하중을 받지 않도록 하였다. 그 다음 링크의 회전축은 y 축이고 다음 회전축은 x 축 회전 운동을 가능하게 하는 회전 모터가 장착되어 있고, 각 축은 모두 직접 상대 링크 몸체에 연결되지 않고, 감속기어에 의해 벨트로 구동력을 전달할 수 있도록 하여, 상대적으로 큰 토크를 전달할 수 있으면서 갑작스런 기동, 정지와 부하 변동에 의해 모터 회전 축과 연결조인트 구조가 최대한 상호 파손되지 않도록 하였다.

각 축을 구동하는 모터는 Maxon™ 사의 12V 전원의 DC 모터이며, 토크를 크게 하기 위해서, 감속기어가 장착되어 있

표 1. 각 조인트의 액추에이터 제원과 성능.

Table 1. Actuator specification on each joint.

Joint i	motor	gear	encoder	pulley
1	RE40	3.5:1	512	2:3 (5mm)
2	RE40	100:1	1024	-
3	RE35	100:1	1024	3:5
4	RE35	100:1	1024	3:5

Motor model is according to Maxon™ model specifications. The rated power of the model RE40 amounts to 150 W, and 90 W for RE35. Gears are harmonic drive except the planetary first joint. Pulley is put on the motor shaft and first pulley leads the screw 5 mm in every rotation.

그림 2. 복강경 매니퓰레이터의 기구학 개념도.

Fig. 2. Configurations of the laparoscope manipulator.

표 2. D-H 변수표.

Table 2. Denavit-hartenberg parameters.

Joint i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	θ_i
1	0	0	d_1	0
2	0	0	l_1	θ_2
3	90°	l_2	0	θ_3
4	-90°	l_3	0	θ_4
5	0	l_4	0	θ_5

First joint is a prismatic joint allowed to move onto Z-axis direction and others are all rotational joints. Each link parameter is as follows: $l_1 = 443 \text{ mm}$, $l_2 = 250 \text{ mm}$, $l_3 = 345 \text{ mm}$, and $l_4 = 313 \text{ mm}$.

다. 또한 모터의 뒤쪽부분에는 모터의 서보 기능을 가능하게 하도록 증감엔코더(Incremental Encoder)가 있고, 모터 축 회전에 따른 엔코더 회로 펄스 수의 변화에 따라 현재 각도가 피드백되어, 모터 축의 각도, 각속도, 각가속도를 제어할 수 있다. 이러한 정보를 간략히 나타내면 표 1과 같다.

각 모터를 제어함으로써, 이루고자 하는 우선적인 목표는 매니퓰레이터 끝부분의 3차원 공간상에서의 위치제어이다. 복강경 스코프와 수동조인트 부분을 제외한 순수한 매니퓰레이터에 관한 운동학 분석을 위해 각 회전축에 위치한 지역 좌표계들을 전체좌표계 상에서 표시하면 다음 그림과 같다.

그림 2에서 C_0 좌표계는 전체좌표계(Global Coord.)로서 전체 플랫폼의 기저부에 원점을 갖고 있으며, 복강경 수술에 있어 모든 특정점들의 기준 위치가 되는 곳이다. 수직상방의 C_1 (x_1, y_1, z_1)좌표계는 순수한 매니퓰레이터 기저부에 위치하고, C_2, C_3, C_4 와 C_5 는 각각 조인트 중심에 위치하게 된다. 이러한 관계를 Denavit-Hartenberg 규약에 의하여 링크와 각도 매개변수들로 표현하면 다음과 같다.

위 관계로부터 순운동학 분석에 의해 전체좌표계 상에서의 매니퓰레이터 끝부분 위치 좌표는 다음과 같이 결정될 수 있다.

$$x = \cos \theta_2 \cdot (l_2 + \cos \theta_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4)) - l_4 \cdot \sin \theta_2 \cdot \sin \theta_4 \quad (1)$$

$$y = (l_2 + \cos \theta_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4)) \cdot \sin \theta_2 + l_4 \cdot \cos \theta_2 \cdot \sin \theta_4 \quad (2)$$

$$z = d_1 + l_0 + l_1 + (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4) \cdot \sin \theta_3 \quad (3)$$

2. 역운동학 해의 결정

매니퓰레이터의 끝부분이 특정 좌표 위치값을 갖도록 하기 위한 각 조인트의 변위 또는 각도를 결정하기 위해서는 역운동학(역기구학)의 해를 풀어야 한다. 본 시스템에서 끝부분 좌표값이 전체좌표계 상의 x, y, z 좌표값이므로 3개가 되고, 이를 결정하기 위한 매니퓰레이터 상의 조인트 변수는 4 개이므로 이러한 경우 해의 여유도(redundancy)가 존재한다. 이러한 경우 일반적으로 특정 조인트의 회전각도를 고정 또는 구속시키고, 나머지 3개의 회전각도를 이용하여 해를 구하게 되는데, 본 시스템에서 이러한 제어 방식은 동작반경을 협소화하고, 이를 보완하기 위해서 매번 구속시켜야 할 조인트와 그 회전각도가 변경되어야 하는 문제가 발생한다. 따라서, 본 시스템에서는 각 조인트의 변화율로 구성된 자코비안(Jacobian)에 의해 최소의 시간 동안에 목표 각도에 도달하도록 하는 운동 제어(Kinematic Control) 방식을 이용한다.

매니퓰레이터 끝부분 좌표와 각 조인트 각도를 각각 $\theta = [d_1 \ \theta_2 \ \theta_3 \ \theta_4]^T$, $e = [e_x \ e_y \ e_z]^T$ 라고 하면, 자코비안 J 는 벡터 e 의 변화율에 대한 좌표벡터의 변화율 관계를 사상시키는 부분 미분 행렬(Partial derivative matrix) 이 된다. 이는 다음과 같다 순간적인 각도 변화에 대한 끝부분 위치 변화를 선형적으로 근사화하게 된다.

$$\dot{e} = J\dot{\theta} \quad (4)$$

이 때,

$$J \equiv \frac{\partial e}{\partial \theta} \quad (5)$$

이고, 자코비안 J 는 다음과 같다.

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial e_x}{\partial \theta_1} & \frac{\partial e_x}{\partial \theta_2} & \dots & \frac{\partial e_x}{\partial \theta_4} \\ \frac{\partial e_y}{\partial \theta_1} & \frac{\partial e_y}{\partial \theta_2} & \dots & \frac{\partial e_y}{\partial \theta_4} \\ \frac{\partial e_z}{\partial \theta_1} & \frac{\partial e_z}{\partial \theta_2} & \dots & \frac{\partial e_z}{\partial \theta_4} \end{bmatrix} \quad (6)$$

위 관계로부터, 역으로 끝부분의 속도 벡터가 결정된다면, 각 조인트 값의 변화율은 다음식과 같다.

$$\dot{\theta} = J^{-1}\dot{e} \quad (7)$$

역운동학 해에 대한 반복해를 이끌어 내기 위해, 현재의 위치 벡터를 e_c 라 하고, 목표 위치를 e_d 라고 하면,

$$\Delta e = e_d - e_c \quad (8)$$

$$\Delta \theta = J^{-1}\Delta e \quad (9)$$

$$\theta_c = \theta_p + \Delta \theta \quad (10)$$

여기서 θ_p 는 이전 샘플링 시간에서의 상태이고, Δe 는 해를 얻기 위해 충분히 적은 시간으로 설정하면 e_c 는 e_d 로 수렴한다. 식 (9)에서 해를 얻기 위해서 자코비안 J 의 역행렬을 다

음 식과 같이 의사 역행렬(Pseudo Inverse)을 이용하여 구하게 된다.

$$J^+ = (J^T J)^{-1} J^T. \quad (11)$$

자코비안 역행렬 J^{-1} 대신 의사 역행렬을 식 (9)에 대입하여 정리하면,

$$\Delta \theta = J^+ \Delta e \quad (12)$$

이 되고, 여기서 J^+ 행렬은 J 이 정방행렬(square)이나 차원수(rank)가 full 이 아닐 때, 정의된다. 본 시스템에 대한 상세한 유도과정이 Appendix I 에 나타나 있다.

자코비안에 의한 매니퓰레이터 끝부분의 실시간 속도 제어 방식은 일정 시간 영역에서 위치 제어와 가속도 제어를 가능하게 하고, 복강경과 연동하여 2차원 영상 정보와 카메라의 보정(calibration) 오차에 덜 민감하게 하는 장점이 있다 [6].

일반적으로 역운동학의 해를 구하기 위해서 작용단(end-effector)의 위치에 대한 각 조인트 각 변수들 사이의 관계식을 결정하지만, 3자유도 이상의 다자유도 매니퓰레이터의 경우 관계 행렬이 비선형이거나 유일한 해가 결정되지 않는 경우가 많다. 반면, 작용단 위치의 속도 벡터를 각 조인트의 각 속도 변수들과 연관시키는 식을 식 (12)와 같이 구성하면, 식의 차수 또는 변수의 수를 줄일 수 있으므로, 이러한 문제를 해결하기 쉬운 경우가 많다. 또한 실제 매니퓰레이터의 각 조인트 각도를 제어하는 데 있어서, 일정한 시각 t_k 에 전체 역운동학 해인 $P(t_k)$ 를 모두 구하는 것보다, 그 시점의 주변 샘플링 시간 동안의 속도벡터 $V(t_k)$ 를 각 모터에의 제어전압과 연관시킴으로써 전체적인 궤적 형성과 가속도 고려 등에 유리할 수 있다. 식 (12)는 작용단 속도벡터와 각 조인트 각 속도 벡터와 다음 관계식으로 표현될 수 있다.

$$\dot{q}(t_k) = J[q(t_k)]^{-1} v(t_k) \quad (13)$$

이 식은 또한 수치적 적분 근사식 형태로 다음 식과 같은 형태로 표현이 가능하다.

$$q(t_{k+1}) = q(t_k) + \dot{q}(t_k) \cdot \Delta t \quad (14)$$

여기서 $k = 0, 1, \dots$ 이고, $\Delta t = t_{k+1} - t_k$ 로서, 인접한 두 샘플링 시각의 차이 또는 두 목표 위치좌표들 사이의 운동 시간이다. 샘플링 시간 간격 Δt 가 짧아질수록 매니퓰레이터의 운동은 부드러워지는 경향이 있지만, 모터의 과격한 구동력 변화가 야기되지 않도록 설정되어야 한다. 또한 해당 자코비안 역행렬에 의한 조인트 각속도 해가 다음 샘플링 시각에서 실제 위치 좌표값과 오차가 충분히 적도록 Δt 는 0.1 msec 로 설정되었다. 왜냐하면, 일정 시점에서 매니퓰레이터의 끝부분은 해당 위치좌표에서 정지해 있지 않고, 결정된 속도 벡터를 갖고 운동하고 있기 때문이다. 이러한 연속된 매니퓰레이터 끝부분부의 위치값 변화는 운동 시각 전에 지정된 목표 위치 값에 정확히 도달하고, 이 때 정지 속도를 갖게 되도록, 조인트의 각속도는 최대한 짧은 샘플링 시간을 갖으면서 결정된 역운동학 해의 값을 가져야 한다.

위와 같이 기술된 운동 제어 알고리즘은 다음과 같은 단계를 거쳐 적용된다. 우선, 매니퓰레이터 끝부분의 위치, 속도와 가속도의 목표값을 각각 p_{des} , v_{des} , a_{des} 로 정하고, 자코

그림 3. 역운동학 제어방식에 의한 위치제어성능.

Fig. 3. Position control performance by Inverse kinematics control method.

비안의 미분 행렬을 j , 제어이득계수를 α 그리고 샘플링 시간을 Δt 라고 한다. 이 때, 각 조인트의 각속도 벡터는 조인트의 속도 벡터와 다음과 같은 함수로 표현된다.

$$\ddot{\theta} = J^{-1} \cdot (a_{des} - j \cdot \dot{\theta}) \quad (15)$$

각 샘플링 시간에서 해를 구하기 위한 루프에서 작용단의 순간 속도 $v_{des,ref}$ 는 다음과 같이 수치적으로 계산된다.

$$v_{des,ref} = v_{des} + \frac{\alpha}{\Delta t} \cdot (p_{des} - p_{now}). \quad (16)$$

역자코비안 행렬에 의해 각 조인트의 순간 각속도 벡터는 다음과 같고,

$$\dot{\theta}_{temp} = J^{-1} \cdot v_{des,ref} \quad (17)$$

이전 샘플링 시간에서 구해진 결과에 각 샘플링 시간과 각속도가 곱해져 증분된 조인트 각도가 다음 식으로 결정된다.

$$\theta = \theta_{old} + \Delta t \cdot \dot{\theta}_{temp} \quad (18)$$

실시간 동작 환경에서 매니퓰레이터가 움직이면서 최종 위치 오차가 거의 발생하지 않도록 하기 위해서 해를 구하기 위한 루프가 그만큼 짧아야 하고, 해를 구하는 과정에서 설정한 샘플링 시간이 과도하게 적게 설정되어 해가 발산되지 않도록 경험적으로 설정되어야 한다. 본 실험에서는 역운동학 해를 구하는 루프에 걸리는 소요 시간을 100 msec 이내가 되도록 하였고, 실제 해는 설정 소요 시간의 1/20 시간 이내에서 유일한 값으로 수렴될 수 있어, 운동 제어 알고리즘에 의한 역운동학 해를 실시간 매니퓰레이터 운동 제어에 안정적으로 적용할 수 있었다.

운동 제어 알고리즘의 적용과 해를 구하는 과정은 MATLAB™ (The MathWorks, Inc.) 시뮬레이션 루프에서 이루어졌고, 각 루프에서 4개의 조인트 각도 해가 유일한 값으로 정확히 수렴되는 과정을 위 그림 3에 표현하였다.

3. 복강경 연결과 제어 실험 환경 설정

작용단의 위치, 속도가 제어되는 매니퓰레이터를 복강경과 연동하여 복강경 수술의 보조 로봇 시스템으로 구성되기 위해서는 매니퓰레이터와 복강경의 설치 설정 환경에 의해 발생하는 문제점을 해결해야 한다. 복강경의 전면부라 할 수

있는 가시부는 수술부위에 밀접하여 수술부위의 영상이 인식되는 방향과 거리를 결정하는 부분으로써, 복강경 제어의 궁극적 목적이 되는 부분이다. 하지만, 트로카 부분의 자유도 제약 때문에 복강경 가시부를 제어하기 위해서 복강경의 다른 한 쪽 끝부분인 연결부가 매니플레이터에 연결되고, 이 부분이 제어됨으로써, 트로카 부위의 피벗 조인트에 의한 비대칭 운동 조건 문제가 해결되어야만 가시부를 원하는 대로 제어함으로써, 복강경에 의한 수술부위의 영상에서 취득 영상 화면에서 시야의 범위 또는 방향 등을 원하는 대로 제어하는 것이 가능해진다.

복강경의 가시부 제어는 복강경의 외부와 연결된 고가의 위치 또는 방향 센서 장치가 필요 없고, 홀더 조인트 상에도 절대형 엔코더가 설치될 필요 없이 복강경에서 취득되는 영상 정보만을 이용하여 이루어진다. 복강경은 일반적으로 로봇 시스템 없이 이루어진 수술 환경에서 사용된 것이며, 복강경의 손잡이 부위의 외곽 형상과 케이블 라인을 고려하여 설계 제작된 홀더를 회전이 가능한 두 축의 링크가 원형 고리 상으로 연결된 형태로 유니버설 조인트(universal joint)라 할 수 있다.

복강경의 가시부를 제어하기 위해서 매니플레이터의 작용단은 위치만 제어되며, 트로카 부분의 피벗 조인트를 통하여 움직임이 제한되는 복강경은 유니버설 조인트를 통하여 상대적인 운동을 자유롭게 유지할 수 있게 된다. 트로카에 의한 피벗 조인트는 복강경의 운동을 4자유도로 제한하는데, 유니버설 조인트를 통한 작용단의 제어는 복강경의 길이방향 상의 회전운동을 허용함으로써, 원치 않는 움직임을 야기하게 된다. 이러한 길이 방향의 임의의 회전운동은 영상정보를 통하여도 검출하기 어려운 정보이며, 이를 위한 부가적인 각도 검출장치와 제어 액츄에이터가 필요하게 되는 문제점이 발생한다.

본 연구에서는 이 문제를 해결하기 위해 기존 복강경 상에 있는 자연적인 기계적 동적 특성을 활용하도록 하였다. 즉, 복강경의 영상 정보를 송신하기 위한 동축 케이블을 홀더의 수직 하방으로 유지한 채 초기 설정을 하고, 복강경의 피벗 조인트를 통한 끝부분의 위치 변경에도 불구하고 수직 하방으로 늘어져 있는 동축 케이블의 정적 하중에 의해, 회전이 허용되는 홀더 내의 회전 베어링 상으로 자유롭게 보정 회전이 이루어짐으로써, 복강경의 부드러운 움직임에 대하여 항상 복강경의 가시부 평면과 연결부 끝부분의 가로 방향 축은 수평을 유지할 수 있도록 하였다. 이는 회전 3자유도가 자유롭게 허용되는 수동 조인트와 복강경의 동축 케이블의 정역학적 평형 조건을 이용하여 제어 자유도 수를 줄인 시스템이라 할 수 있다. 이러한 환경 설정 및 제어 조건은 복강경이 일정 가속도 이상으로 과도한 움직임을 갖는 경우에는 흔들림이 발생하거나 정확한 수평이 이루어지지 않은 채, 정상 오차(steady state error)가 발생할 가능성도 있으나, 미세한 움직임에 의해 가시 영역에 급격하게 변하는 복강경 영상 환경의 특성과 속도 제한 제어에 의해 이러한 움직임 오차들을 안정적으로 해결할 수 있도록 하는 실험 등을 통해, 본 시스템의 유용성을 입증하고자 하였다.

다음은 복강경 매니플레이터 시스템의 구성 요소들을 보

그림 4. 복강경 매니플레이터 실험의 주요 구성 요소들.

Fig. 4. Essential components for experiments of laparoscope robot manipulator.

그림 5. 로봇 매니플레이터의 복강경 제어를 위한 전체 구성 개념도.

Fig. 5. Whole kinematics configuration of laparoscope control by the robot manipulator.

여준다.

복강경 장착 홀더는 작용단의 원형 고리 형상의 수동 조인트와 연결되고, 이는 유니버설 조인트의 기능을 수행한다. 즉, 상호 구속되지 않은 채로 회전이 가능한 두 축이 교차되면서, 작용단의 위치 제어에 의해 복강경 끝부분과 가시부의 위치를 제어할 수 있다.

본 시스템에서는 수동 조인트로 연결된 복강경 가시부의 위치와 각도를 초기 상태로부터 상대 움직임과 영상정보로 파악하게 되므로, 초기 설정 및 환경에 대한 기하학적 정보가 필요하다. 그림 4는 복강경 매니플레이터와 실제 복강경 수술 시의 복강경 설치 상황을 고려하여 모의 실험 환경 설정에 관한 정보를 나타낸 것이다.

초기 설정 상태에서의 움직임을 고려하여 다음과 같은 운동학 분석을 수행하였다. 그림 5에서 트로카 중심을 P_0 , 복강경 가시부 끝부분 P_1 , 복강경 결합부를 P_2 라고 할 때, 길이가 L 인 복강경을 다음과 같이 세 개의 위치 좌표점으로 표현 가능하다.

$$P_2 = P_1 + L \cdot \frac{(P_0 - P_1)}{|P_0 - P_1|}. \quad (19)$$

위 식에서 $(P_0 - P_1)/|P_0 - P_1|$ 를 정규벡터(normal vector) P_n 으로 대체하면,

$$P_2 = P_1 + L \cdot P_n. \quad (20)$$

복강경 스코프 하단 끝의 가시부는 복강(abdominal cavity)

내부를 보여주는 역할을 하면서 수술부위에 접근되어 있으므로, 피벗 조인트에 의한 일반적 진자 운동(pendulum motion)은 수술 부위 또는 내부 조직 또는 기관에 충돌하여 상해를 입히기 쉽다. 이러한 위험을 피하기 위해 가시부의 운동은 상하 또는 좌우로 움직일 때, 내부 조직으로부터 일정한 간격을 유지한 채로 평행하게 이동해야 하며, 복강경 상단의 고정부의 움직임은 이를 보장할 수 있도록 그 경로가 계획되어야 한다. 이러한 경로 계획은 복강경의 기울기 각과 움직이는 방향에 따라 그 해가 유일하게 결정된다.

복강경 가시부의 움직임이 그림 5에서 설정한 xy 에서 정의되어 있다고 가정하고, 위치상 중요한 복강경 운동 연관 좌표점들을 각각 $P_0 = (x_0, y_0)$, $P_1 = (x_1, y_1)$, $P_2 = (x_2, y_2)$ 라고 하면, 다음의 식들을 얻을 수 있다.

$$x_2 = x_1 + L \cdot \cos\left(\tan^{-1} \frac{y_0}{(x_0 - x_1)}\right) \quad (21)$$

$$y_2 = L \cdot \sin\left(\tan^{-1} \frac{y_0}{(x_0 - x_1)}\right) \quad (22)$$

그림 6. 복강경 위치제어 분석 1. (a) 복강경 끝단부의 위치 궤적, (b) P_1 의 정속운동 시 수평, 수직면 상에서의 P_2 의 속도 궤적 분석.

Fig. 6. Analysis on laparoscopic position control 1. (a) Position trajectory of the two end points by the laparoscope motion, (b) Velocity component trajectory of the point P_2 on the horizontal, vertical axis respectively while uniform velocity motion of P_1 .

그림 7. 복강경 위치제어 분석 2. (a) 복강경 끝단부의 위치 궤적, (b) P_1 의 정속운동 시 수평, 수직면 상에서의 P_2 의 속도 궤적 분석

Fig. 7. Analysis on laparoscopic position control 2. (a) Position trajectory of the two end points by the laparoscope motion, (b) Velocity component trajectory of the point P_2 on the horizontal, vertical axis respectively while uniform velocity motion of P_1 .

얻어진 식들을 이용하여, 복강경의 하단 가시부의 움직임이 수평 하향 움직임을 할 수 있도록, 즉, 초기 상태 $[P_1 \ P_0 \ P_2]$ 에서 $[P'_1 \ P'_0 \ P'_2]$ 로 변이되도록 하기 위한 궤적과 속도를 다음 그림과 같이 구할 수 있다.

그림 6에서 각 속도 항에서 부호의 변화가 없는데, 이는 $\overline{P_2 P'_2}$ 의 움직임 궤적 동안 매니플레이터의 작용단이 처음부터 일정한 초기 속도를 유지하면 바닥 평면 상의 평행한 $\overline{P_1 P'_1}$ 를 구현할 수 있음을 의미하며, 본 시스템이 자코비안을 이용한 속도 제어를 하고 있다는 점에서 의미있는 정보가 된다. 하지만, 초기 설정, 즉 복강경의 제어 초기 각도가 다음 그림과 같은 $\overline{P_1 P'_1}$ 라면, y_2 와 z_2 의 속도인 v_y 와 v_z 는 다음 그림과 같이 결정된다.

그림 7에서 v_x 의 경우 속도의 부호 변화가 있으므로 매니플레이터의 y 축 움직임 방향이 평면 상 특정 위치, 즉 $P_1 \approx 100$ 부근에서 바뀔을 의미하고, 수직 속도 성분 v_z 는 $P_2 \approx 150$ 위치까지 상승하고, 이후 가파르게 하강하는 움직

그림 8. 복강경과 수동조인트부로 연결된 복강경 홀더의 초기 구조 상태.

Fig. 8. Description about the initial configuration on the laparoscope and its holder linked with a passive joint. Note that all cables from laparoscope are aligned in parallel to the longitudinal direction of the laparoscope.

임을 갖는다. 이러한 결과는 매니플레이터 작용단의 속도 제어가 $P_1 = 54.75$ 에서뿐만 아니라, $P_1 = 46.89$ 의 위치에 도달할 때, 변경되어야 함을 의미한다.

일반적으로 복강경 가시부는 취득 영상의 움직임과 직접 관련되고, 수술자의 입장에서 요구되는 영상의 움직임은 가시 영역 화면에서 중심점(또는 초점)의 상하(up-down) 또는 좌우(left-right) 방향의 이동과 확대(zoom-in), 축소(zoom-out) 기능이다. 가시부의 이러한 움직임은 위와 같은 운동학적 분석 결과를 이용하여 매니플레이터 작용단에 의한 복강경 고정부의 위치와 속도제어가 이루어진다.

매니플레이터 작용단의 복강경 장착 홀더와 복강경 고정부는 유니버설 조인트 역할을 하는 두회전 허용된 고리로 서로 연결되어 있으므로 트로카를 중심으로 한 복강경의 피벗 조인트 움직임이 이루어지는 동안 각 축방향의 임의의 회전 각 변위가 발생할 수 있으며, 이러한 회전 각도의 변화는 각 축의 추가적인 센서와 구동기가 필요하다. 하지만, 기울기 센서 또는 소형 엔코더 시스템과 세 개의 회전 축에 대한 구동기의 설치하는 시스템 복잡성을 증대하며, 유연한 피부 상의 작게 절개된 부위에 장착된 트로카 부위에서의 움직임이 비선형적이므로, 정확한 제어가 어렵다[10,13,14]. 본 시스템에서는 수동 조인트 만을 사용하고, 부드러운 움직임을 통하여 정적 평형을 유지하도록 하며, 이러한 평형은 기존 복강경 시스템의 본래 갖추고 있던 동축 케이블을 이용한다. 이러한 운동의 제한은 매니플레이터의 작용단과 복강경 하단 가시부가 항상 처음의 좌표축과 평행을 유지하면서 제어된다는 의미가 있으며 따라서 작용단은 처음의 좌표축에서 항상 병진 운동을 통하여 위치와 속도를 제어하게 된다. 그림 8은 모의 실험을 위한 복강경 스코프와 모의 복강 사각통(Surgical training box), 그리고 복강경 수술 도구를 측면과 뒷면에서 평행하게 바라본 장면을 나타낸 것이다.

위 그림에서 복강경 스코프의 초기 설정 상태는 모의 복강 사각통의 중심에서 수직하게 맞춰지고, 상대적으로 하중이 있는 회색의 광원 케이블이 전체 좌표계의 Z 축과 평행하게 유지된다. 이후 속도가 급격히 변하지 않고, 그 움직임의 폭이 크지 않은 복강경의 운동 특성과 복강경에 수직 하방으로 늘어져 있는 광원 케이블의 무게에 의해 항상 복강경과 케이

블은 초기의 축방향을 유지하면서 유니버설 조인트와 연결된 두 양쪽 베어링에 의한 수동 회전 허용에 의해 트로카 중심의 피벗 운동을 하게 된다. 초기 복강경이 트로카를 통하여 복강사각통과 이루는 경사각은 실제 수술 경우를 고려하여 40° 에서 60° 의 범위로 선정하여 이루어진다.

III. 복강경 운동 위치제어

1. 복강경 운동 제어

비주얼 서보 제어(Visual Servo Control)에서는 실제 공간 좌표와 영상에 의한 평면 좌표 사이에 일정한(definite) 운동학적 비례관계가 성립한다고 가정한다[9-14].

본 시스템에서 작용단 상에 복강경이 장착되는 고정단 상에 정의되는 평면과 복강경의 가시부의 영상 평면 좌표계 $f_2 = [u_2, v_2]$ 사이에 위와 같은 일정한 관계가 성립한다고 가정하면, 영상 자코비안 행렬(Image Jacobian matrix)과 상호행렬 (Interaction matrix) 관계를 다음 식과 같이 구성할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} \dot{u}_2 \\ \dot{v}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\lambda}{z} & 0 & -\frac{u}{z} & -\frac{uv}{\lambda} & \frac{\lambda^2 + u^2}{\lambda} & -v \\ 0 & \frac{\lambda}{z} & -\frac{v}{z} & \frac{-\lambda^2 - v^2}{\lambda} & \frac{uv}{\lambda} & u \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{V}_x \\ \dot{V}_y \\ \dot{V}_z \\ \dot{W}_x \\ \dot{W}_y \\ \dot{W}_z \end{bmatrix} \quad (23)$$

여기서 V_x, V_y, V_z 는 병진운동 속도 성분이고, W_x, W_y, W_z 는 각속도 성분을 의미한다. 또한, 상호행렬 내의 x, y, z 는 각각 공간 상의 관심점 좌표 성분이고, u, v 는 관심점의 취득 영상으로 투영된 영상좌표계 상에서의 좌표 성분을 의미하며, λ 는 공간 상의 z 좌표축과 투영된 영상 좌표 간의 투영 계수이다. 정의된 식은 다음과 같이 간략하게 표현된다.

$$\dot{f}_2 = J \dot{r} \quad (24)$$

위 식을 역자코비안 행렬에 의한 역변환 관계로 표현하면, 다음과 같다.

$$\dot{r} = J^{-1} \dot{f}_2 \quad (25)$$

복강경에 의한 가시부 영상 좌표와 매니플레이터 작용단 평면 좌표 사이의 기하학적 위치정보를 이용하여 운동학적 관계를 정의할 수 있다.

그림 9. 모의복강통에서의 복강경 움직임 제어.

Fig. 9. Laparoscopic motion control in the artificial abdominal space.

그림 9에서 복강경 가시부 끝부분 좌표를 P_1 , 장착부 끝부분의 좌표를 P_2 라고 할 때, 각 점의 좌표에 대한 다음의 관계가 성립한다.

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_z & -S_z C_x & S_z S_x \\ S_z & C_z C_x & -C_z S_x \\ 0 & S_x & C_x \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} \quad (26)$$

복강경의 길이를 L 이라고 하면, 식 (20)으로부터,

$$\Delta P = P_2 - P_1 = L \cdot P_n \quad (27)$$

을 만족한다.

병진운동에 의한 변위 벡터 $\Delta P = [p_x \ p_y \ p_z]^T$ 를 식 (20)에 대입하면, 다음의 동차변환(Homogeneous Transform) 관계식을 얻을 수 있다.

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_z & -S_z C_x & S_z S_x & p_x \\ S_z & C_z C_x & -C_z S_x & p_y \\ 0 & S_x & C_x & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (28)$$

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_z & -S_z C_x \\ S_z & C_z C_x \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_2 \\ v_2 \end{bmatrix} \quad (29)$$

$$\begin{bmatrix} u_2 \\ v_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_z & -S_z C_x \\ S_z & C_z C_x \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \end{bmatrix} \quad (30)$$

앞에서, 언급한 바와 같이 작용단과 복강경 홀더의 X 좌표축과 Y 좌표축은 각각 서로 평행한 상태를 유지하고 있고, 이는 작용단의 움직임에도 불구하고 트로카 피벗 조인트를 통한 복강경의 움직임이 길이방향으로의 회전이 없이 항상 병진운동만 하고 있음을 의미한다.

복강경 가시부의 위치제어를 위하여 매니플레이터 작용단의 속도 성분을 $v = [v_x \ v_y \ v_z]$ 로 정의하면, 가시부 영상의 중심에서 목표점까지의 거리 D_x , D_y 와 영상의 폭과 높이를 각각 픽셀단위로 표시하고, 동적 특성 실험으로부터 결정된 한계 속도 V_{max} 값을 변수로 다음과 같이 제어식을 도출한다.

$$v_x = V_{max} \cdot \left(\frac{D_x}{width/2} \right) \quad (31)$$

$$v_z = V_{max} \cdot \left(\frac{D_y}{height/2} \right). \quad (32)$$

남은 y 성분은 식 (21), (22)와 (26)의 관계식을 이용하여 결정되며, 다음과 같은 5개의 변수에 의해 값을 얻을 수 있다.

$$v_y = f(v_x, v_z, P_0, P_1, P_2) \quad (33)$$

2. 복강경 운동 제어

복강경 매니플레이터의 제어에 의한 복강경 가시부의 위치 제어 성능을 구현하기 위하여 우선 시뮬레이션에 의해 결과를 분석하였다. 복강경 매니플레이터와 복강경의 연결은 이상적인 볼-소켓조인트이고, 피벗조인트의 중심은 일정하게 고정되어 있다.

다음 그림은 시뮬레이션 수행 결과를 보여주는 것이다.

시뮬레이션 환경에서 복강경 가시부의 타원형 움직임을 구현하기 위하여 매니플레이터 작용단의 공간상 움직임과 각 회전 조인트의 변화를 구한 결과는 다음 그림과 같다.

그림 11(a)의 왼쪽 결과는 복강경 가시부의 움직임 궤적이고, 오른쪽은 이를 위한 매니플레이터 작용단의 궤적이다. (b)는 이 동안의 각 조인트의 시간상 각도변화를 나타낸 것이다.

그림 10. 이상적인 구면조인트와 피벗조인트 시뮬레이션.

Fig. 10. Simulated laparoscope manipulator model having ideal spherical joint and pivot joint.

그림 11. 모의실험의 복강경 위치제어 결과 (a) 좌측과 우측은 각각 픽셀단위로 표현된 복강경 하단부의 궤적을 보여줌 (b) 위 원형 움직임에 대한 각 조인트의 시간에 따른 각도변화.

Fig. 11. Simulated laparoscope control result (a) The left and right images show a trajectory of tracking point on the image in pixels, and the trajectory of the end-effector respectively. (b) presents displacement/rotation [mm, rad] of each joint during above circular motion. This data was acquired from the encoder in the motor control system.

시뮬레이션 결과와 같이 매니플레이터의 모터가 실시간으로 정확히 제어되는 상황에서 비선형 요소인 피벗 조인트 부분이 존재하는 실제의 경우를 다음 실험과 같이 비교하였다. 공간상에서 매니플레이터 작용단의 위치와 복강경 가시부의 위치는 VICON (Oxford Metrics Inc., UK) 모션캡처시스템을 이용하였으며, 이 시스템은 6개의 적외선 카메라가 반사 마커의 공간상 위치를 30 MHz의 처리속도로 초당 120 프레임을 분석할 수 있는 실시간 성능을 가지고 있어, 본 시스템의 위치 분석에 유용하다. 다음 그림은 위 그림의 결과를 동일하게 수행한 결과이며, 공간 좌표 값은 복강경 매니플레이터

그림 12. 실제 복강경 위치제어 결과 (a) 매니플레이터 작용단의 궤적 (b) 복강경 하단부의 궤적.

Fig. 12. Motion captures and trajectories analysis of the robot manipulator and laparoscope. (a) trajectory of the end-effector (b) trajectory of the laparoscope end tracking the circular motion in the image plane.

시스템의 좌표계 원점과 측정좌표계의 원점이 $[1218.87 \ 341.37 \ 886.06] \text{ mm}$ z 축 상으로 $\theta_z = -90^\circ$ 차이가 있기 때문이다.

위 그림 결과와 같이 실제 실험에서 수동 조인트 위치는 비선형 효과가 크게 보이지 않지만, 복강경 가시부 끝부분은 피벗 조인트 부분에서 트로카와 모의 피부조직의 연성효과에 의해 궤적상의 오차가 드러남을 확인할 수 있다. 위 오차를 분석했을 때, 수동 조인트의 평균 오차는 RMS (Root Mean Square) 0.53 mm 이고, 가시부 끝부분 위치 오차는 1.24 mm 이다. 이 오차는 실험에서 트로카와 모의 피부조직 구조의 차이에 따라서 크게 변동 가능성이 있으며, 실제 임상에서 위치 정밀도를 실험하는 경우에도 트로카의 종류, 복강경 진입 위치와 초기 설정 깊이 및 각도 등에 따라서 변동 범위가 클 수 있다.

IV. 제어 실험 결과 및 분석

복강경 매니플레이터에 의한 제어 실험을 수행하기 전에, 매니플레이터의 운동학 성능 구현에 대한 검증 실험을 수행하였다. 감속기어, 타이밍벨트로의 간접구동과 적절한 모터 정격토크의 선정에 의해 매니플레이터의 정적 안정성을 확보할 수 있었고, 갑작스럽게 회전속도를 변경하는 경우에도 매니플레이터의 조인트부와 전체 연결 구조로 전달되는 진동이나 바람직하지 않은 관성력 발생을 줄일 수 있는 등 동적 안정성도 확보하였다. 또한, 매니플레이터의 작동부가 정확한 위치제어 성능을 갖는지를 실험하였고, 평균 0.2 mm 이내에서 원하는 위치오차 성능을 보임을 확인하였다.

복강경 매니플레이터 시스템은 매니플레이터와 제어 H/W 시스템, 그리고 이를 구동하는 S/W 시스템으로 구성되며, 조인트의 구동은 감속기어와 엔코더가 장착된 MaxonTM의 DC 모터를 타이밍벨트에 의한 간접 방식으로 이루어졌고, 각 모터에 대한 제어기로 EPOS2TM H/W 모듈과 라이브러리 함수 모듈을 적용하였다. 각 모터에 대한 컴퓨터와의 통신은 PC와 USB 포트를 통한 1 Mbps 속도의 CANOpen 방식으로 이루어지고, 회전의 가감속 제어에 의한 전류이득의 자동조정(auto-tuning)이 사전 실험에 의해 수행되었다.

제어 PC는 2.67GHz 의 속도를 갖는 Intel Core Quad CPU와 WinXPTM 운영체제에서 수행되었고, 영상처리 H/W는 MatroxTM사의 CronosPlus 영상처리보드(Frame Grabber)로 최대속도 33 MHz 의 픽셀 처리 속도와 640×480 의 해상도를 가진 프레임 영상을 초당 30 전송할 수 있는 성능을 갖고 있다.

제어 프로그램 S/W는 MATLABTM을 사용하였고, 영상처리 알고리즘의 적용과 매니플레이터 제어는 모두 수 개의 파일 조합을 GUI로 구성하여 사용자와 인터페이스를 연동시켜 구현하였다.

매 샘플링 시간 동안, 복강경 가시부의 아날로그 신호 영상이 영상처리보드로 전송되어, 디지털 영상 정보로 변환되고, 도구 끝부분 검출 알고리즘 과정을 거쳐 목표 위치점이 운동학적 정보 변환에 의해 매니플레이터 작용단의 제어 목표 위치가 얻어진다.

복강경 매니플레이터에 의한 제어 실험은 다음과 같은 과정으로 이루어져 있다. 우선, 영상처리에 의한 수술도구 검출에 걸리는 프로그램 수행 시간은 250 ms 이내에서 종료되었고, 이후, 매니플레이터의 목표 속도 벡터 성분 계산과 역운동학 해에 의한 각 조인트 모터의 회전각 제어 명령이 50 ms 시간 이내에서 수행되었다.

매니플레이터 작용단의 속력은 수술도구의 움직임에 즉각적이고 민감하게 대응할 수 있도록, 다음과 같이 영상에서의 목표점 픽셀의 넓이(width), 높이(height) 값을 반영하였고, 갑작스런 속도의 변화 또는 빠른 속도의 급격한 정지에 의해 트로카 부분에 관성에 의한 충격 또는 환자 피부 조직 손상 등의 위험이 있으므로 일정 속도 이상을 넘지 못하도록 제한을 가하였다. 앞에서 언급한 복강경 실험의 위치 설정 상황에서, 매니플레이터의 조인트도 일정 각도 이상을 갖게 될 때, 즉 예를 들어, 인접한 두 링크가 서로 일직선이 되거나 하는 경우, 구조적으로 불안정하거나, 과도한 전류 허용, 구속된 구조의 파손 등이 되지 않도록, 범위가 제한되었다. 특히, 복강경이 장착되고 복강사각통에 트로카를 통해 삽입된

그림 13. 실험 중 상황.

Fig. 13. Experimental configurations.

그림 14. 수술도구의 자율적인 움직임에 대한 실시간 추종 성능.

Fig. 14. Target position tracking by random motion of the tool.

상태에서 과도한 각도 경사에 의한 복강경 분리 등의 위험을 방지하기 위해 안정 제한 각도가 $-40^\circ \leq \theta_2 \leq 40^\circ$, $-80^\circ \leq \theta_3 \leq -10^\circ$, $10^\circ \leq \theta_4 \leq 80^\circ$ 와 같이 설정되었다.

그림 14는 수술도구의 검출과 함께 자동으로 수행하도록 하는 복강경 매니플레이터의 제어실험 상황을 나타낸 것이다. 수술도구의 움직임에 따라 복강경 영상에서 수술도구가 검출되고, 이를 추적하여, 항상 중앙점으로 이동하도록 복강경이 제어된다.

그림 14는 위의 실험 결과 중 하나를 나타낸 것이다.

그림 15. 전체좌표계 상에서 표현된 작용단의 실시간 위치 변화 결과.

Fig. 15. Real-time positional changes of each axis on the global coordinate.

점선과 실선은 각각 세로축 방향과 가로축 방향의 수술도구 끝부분의 위치를 나타낸 것이다. 갑작스런 요동은 각 속도 성분이 커짐을 의미하고, 0으로 감소하는 것은 수술도구 끝부분의 위치가 중심으로 이동하여, 더 이상 복강경의 이동이 없어짐을 의미한다. 즉, 위 그래프는 임의의 수술도구의 움직임에 대하여, 목표값이 항상 10 프로그램 루프 시간 이내에 수렴함을 알 수 있다. 여기서 1회의 프로그램 루프에 걸리는 시간은 PC의 CPU 성능과 쓰레드 개수에 따라 변동이 있지만, 최대 5 ms 이내이다.

그림 15는 복강경 매니플레이터 작용단의 공간상 세 좌표축에 대하여 시간에 따른 변위 변화를 나타낸 것이다.

앞의 결과와 같이 수술도구 검출 위치의 시간에 대한 변화 거동과 일치함을 알 수 있으며, 세 축방향으로 제어가 진행됨을 의미하고 있다.

V. 결론 및 향후 과제

수술 보조 로봇으로서 복강경 매니플레이터 제어에 의해 복강경의 시야를 수동 또는 자동으로 변환하는 시스템을 구현하였다. 복강경 가시부 영상이 영상변환보드를 거쳐 디지털 이미지로 변환되고, 이후 영상처리 과정을 통해 매니플레이터 작용단의 이동 정보를 결정하는 한 개의 목표점을 얻게 된다. 이후, 검출된 목표점이 복강경 제어에 의해 영상의 중심으로 이동하게 되고, 이는 수술 시 자동으로 수술 부위에 방향과 초점을 맞추는 역할을 함으로써, 복강경 수술의 보조 로봇 기능을 수행하게 된다.

복강경 매니플레이터는 복강경과 수동 조인트를 통해 연결되어 있으며, 피벗 조인트에 의한 운동제한 상황에서 복강경 영상의 시야의 병진운동 구현을 자유도 및 측정 시스템 추가 없이 광원케이블 등의 정적 평형에 의해 이루어지도록 하였다. 매니플레이터는 사람의 팔과 같은 구조와 자유도를 구현할 수 있는 링크-조인트 구조를 가짐으로써 수술 도구의 동작 공간을 확보할 수 있고, 손은 홀더구조, 그리고 손목은 수동 조인트로 그 기능을 대체한 메커니즘을 구현한 것이다. 수동 조인트 구조는 본 논문에서 제안한 핵심 사항으로서 복잡한 회전각도 제어 구조를 사용하지 않고, 사람 복부 피부 표면의 비선형적 탄성 거동과 트로카 부분의 제한된 운동 특성에 의한 위험 요인에 대처하면서, 미세하고 부드러운 복강경의 운동 경향에 맞도록 최소한의 구조적 복잡성과 고도의 안정성을 부여할 수 있다.

복강경 시야 제어의 정확성과 안전성을 높이기 위해, 초기 실험 설정 환경에 대하여 위치, 속도 및 궤적에 대한 운동학 분석이 수행되었고, 이 결과를 이용하여, 효과적인 매니플레이터의 제어변수들과 역운동학 해가 결정되었다.

복강경 매니플레이터 로봇 시스템은 모든 과정을 로봇이 진행하는 로봇 수술과 의사가 수술을 진행하는 복강경 수술의 중간 단계로서, 기존의 사용하던 복강경 스코프를 그대로 사용할 수 있고, 복강경의 영상 화면을 수동 또는 자동으로 수행함으로써 저렴하고, 효율적인 복강경 수술 시스템으로 적용될 수 있다. 하지만, 초기 기하학적 정보를 얻기 위한 환경 설정 과정이 필요하고, 복강경 매니플레이터의 정밀한 위치제어에도 복강경 가시부의 위치가 충분히 정밀성을 확보하기 위해서는 트로카 요소의 고정을 위한 추가적인 정밀한

설계가 필요하다.

차후, 복강경 매니플레이터 로봇 시스템을 모의 수술 과정에서 시도해 보고, 매니플레이터의 실시간 제어 성능, 위치 정밀도, 작업 영역의 비교 분석과 트로카 부분의 설계를 수행할 예정이다.

APPENDIX I COMPUTATIONS ON JACOBIAN MATRICES

Each component in the Jacobian matrix is calculated as,

$$J = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} & J_{13} & J_{14} \\ J_{21} & J_{22} & J_{23} & J_{24} \\ J_{31} & J_{32} & J_{33} & J_{34} \end{bmatrix}$$

where J_i is the i th column of the Jacobian, gives the velocity of e relative to a change in any joint angle θ_i .

$$J_{10} = 0$$

$$J_{11} = -((l_2 + \cos \theta_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4)) \cdot \sin \theta_2) - l_4 \cdot \cos \theta_2 \cdot \sin \theta_4$$

$$J_{12} = -(\cos \theta_2 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4) \cdot \sin \theta_3)$$

$$J_{13} = -(l_4 \cdot \cos \theta_4 \cdot \sin \theta_2) - l_4 \cdot \cos \theta_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot \sin \theta_4$$

$$J_{20} = 0$$

$$J_{21} = \cos \theta_2 \cdot (l_2 + \cos \theta_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4)) - l_4 \cdot \sin \theta_2 \cdot \sin \theta_4$$

$$J_{22} = -((l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4) \cdot \sin \theta_2 \cdot \sin \theta_3)$$

$$J_{23} = l_4 \cdot \cos \theta_2 \cdot \cos \theta_4 - l_4 \cdot \cos \theta_3 \cdot \sin \theta_2 \cdot \sin \theta_4$$

$$J_{30} = 1$$

$$J_{31} = 0$$

$$J_{32} = \cos \theta_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4)$$

$$J_{33} = -(l_4 \cdot \sin \theta_3 \cdot \sin \theta_4)$$

APPENDIX II KINEMATIC CONTROL ALGORITHM

The Jacobian derivative matrix has twelve components as,

$$\dot{J} = \begin{bmatrix} \dot{J}_{11} & \dot{J}_{12} & \dot{J}_{13} & \dot{J}_{14} \\ \dot{J}_{21} & \dot{J}_{22} & \dot{J}_{23} & \dot{J}_{24} \\ \dot{J}_{31} & \dot{J}_{32} & \dot{J}_{33} & \dot{J}_{34} \end{bmatrix}$$

$$\dot{J}_{10} = 0$$

$$\begin{aligned} \dot{J}_{11} = & -(l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \cos \theta_2 \cdot \cos \theta_4) - \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 \\ & \cdot (l_2 + \cos \theta_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4)) + l_4 \cdot \dot{\theta}_2 \\ & \cdot \sin \theta_2 \cdot \sin \theta_4 - \sin \theta_2 \\ & \cdot (-(\dot{\theta}_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4) \cdot \sin \theta_3) - l_4 \\ & \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \cos \theta_3 \cdot \sin \theta_4) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \dot{J}_{12} = & -(\dot{\theta}_3 \cdot \cos \theta_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4)) + \dot{\theta}_2 \\ & \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4) \cdot \sin \theta_2 \cdot \sin \theta_3 + l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \\ & \cdot \cos \theta_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot \sin \theta_4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \dot{J}_{13} = & -(l_4 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 \cdot \cos \theta_4) - l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \\ & \cdot \cos \theta_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot \cos \theta_4 + l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \\ & \cdot \sin \theta_2 \cdot \sin \theta_4 + l_4 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot \sin \theta_2 \\ & \cdot \sin \theta_4 + l_4 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot \cos \theta_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot \sin \theta_4 \end{aligned}$$

$$\dot{J}_{20} = 0$$

$$\begin{aligned} \dot{J}_{21} = & -(l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \cos \theta_4 \cdot \sin \theta_2) - \dot{\theta}_2 \cdot (l_2 + \cos \theta_3 \\ & \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4)) \cdot \sin \theta_2 - l_4 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 \\ & \cdot \sin \theta_4 + \cos \theta_2 \cdot (-\dot{\theta}_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4) \cdot \sin \theta_3) \\ & - l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \cos \theta_3 \cdot \sin \theta_4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \dot{J}_{22} = & -(\dot{\theta}_3 \cdot \cos \theta_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4) \cdot \sin \theta_2) - \dot{\theta}_2 \\ & \cdot \cos \theta_2 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4) \cdot \sin \theta_3 \\ & + l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \sin \theta_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot \sin \theta_4 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \dot{J}_{23} = & -(l_4 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_4 \cdot \sin \theta_2) - l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \\ & \cdot \cos \theta_3 \cdot \cos \theta_4 \cdot \sin \theta_2 - l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \cos \theta_2 \cdot \sin \theta_4 \\ & - l_4 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot \sin \theta_4 \\ & + l_4 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot \sin \theta_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot \sin \theta_4 \end{aligned}$$

$$\dot{J}_{30} = 0$$

$$\begin{aligned} \dot{J}_{32} = & -(\dot{\theta}_3 \cdot (l_3 + l_4 \cdot \cos \theta_4) \cdot \sin \theta_3) \\ & - l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \cos \theta_3 \cdot \sin \theta_4 \end{aligned}$$

$$\dot{J}_{33} = -(l_4 \cdot \dot{\theta}_4 \cdot \cos \theta_4 \cdot \sin \theta_4) - l_4 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot \cos \theta_3 \cdot \sin \theta_4$$

참고문헌

- [1] P. Berkelman and J. Ma, "A compact modular teleoperated robotic system for laparoscopic surgery," *International Journal of Robotics Research*, vol. 28, no. 9, pp. 1198-1215, Sep. 2009.
- [2] P. Sauer, "ASYSTENT-Control system assisting surgeon in laparoscopy," *Biocybernetics and Biomedical Eng.*, vol. 26, no. 4, pp. 55-70, 2006.
- [3] M. J. H. Lum, "The RAVEN: Design and validation of a telesurgery system," *International Journal of Robotics Research*, vol. 28, no. 9, pp. 1183-1197, Sep. 2009.
- [4] A. Krupa and J. Gangloff, "Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing," *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol. 19, no. 5, Oct. 2003.
- [5] M. Li, M. Ishii, and R. H. Taylor, "Spatial motion constraints using virtual fixtures generated by anatomy," *IEEE Trans. on Robotics*, vol. 23, no. 1, pp. 4-19, 2007.
- [6] R. Manseur, *Robot Modeling and Kinematics*, Davinci Engineering Press, pp. 152-180, 2006.
- [7] V. Lippiello, B. Siciliano, and L. Villani, "Position-based visual servoing in industrial multirobot cells using a hybrid camera configuration," *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol. 23, no. 1, pp. 73-86, Feb. 2007.
- [8] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, and G. Morel, "Towards semi-autonomy in laparoscopic surgery through vision and force feedback control," *Proc. of the Seventh International Symposium on Experimental Robotics (ISER)*, Hawaii, Dec. 2000.
- [9] C. Doignon, P. Graebing, and M. de Mathelin, "Real-time segmentation of surgical instruments inside the abdominal cavity using a joint hue saturation color feature," *Real-Time Imaging*, vol. 11, pp. 429-442, 2005.
- [10] G.-Q. Wei, K. Arbter, and G. Hirzinger, "Real-time visual servoing for laparoscopic surgery," *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 16, no. 1, pp. 40-45, 1997.
- [11] M. Hayashibe and Y. Nakamura, "Laser-pointing endoscope system for intra-operative 3d geometric registration," *Proc. of the 2001 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Seoul, Korea, May 2001.

- [12] H. H. Abdelkader, Y. Mezouar, P. Martinet, and F. Chaumette, "Catadioptric visual servoing from 3-D straight line," *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol. 24, no. 3, pp. 652-665, June 2008.
- [13] Y. Mezouar and E. Malis, "Robustness of central catadioptric image-based visual servoing to uncertainties on 3D parameters," In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. (IROS 2004), Sendai, Japan, pp. 1389-1394. Sep. 2004.
- [14] B. Tulot, P. Martinet, L. Cordesses, and J. Gallice, "Position-based visual servoing: keeping the object in the field of vision," *Proc. IEEE International Conference on Robot and Automation*, Washinon, DC, pp. 1624-1629, May 2002.
- [15] T.-S. Jin, G.-Y. Hwang, and H. Hideki, "Development of telerobotic surgery system with single-master multi-slave," *Journal of Control, Automation, and System Engineering (in Korean)*, vol. 12, no. 9, pp. 918-925, 2006.
- [16] G.-h. Huh, S.-Y. Kim, J.-J. Lee, Y.-S. Yoon, and D.-S. Kwon, "Control of a master/slave combined surgical robot for total hip arthroplasty," *Journal of Control, Automation, and System Engineering (in Korean)*, vol. 8, no. 9, pp. 788-294, 2002.

김 수 현

2001년 2월 고려대학교 기계공학과 졸업. 2003년 2월 고려대학교 대학원 기계공학과 석사. 2005년 7월 KAIST 기계공학과 박사수료. 2009년 2월 목원대학교 IT공학과 박사. 2009년 7월~2010년 12월 국립암센터 의공학연구과 연구원. 2010

년 3월~2011년 2월 유한대학 기계설계과 강의전담교수. 2011년 3월~현재 성균관대학교 지능시스템연구센터 연구교수. 관심분야는 visual manipulation, humanoid robot 등.

김 광 기

1996년 2월 안동대학교 물리학 졸업. 1998년 2월 포항공과대학교 물리학 석사. 2005년 2월 서울대학교 대학원 의공학박사. 2004년 2월~2005년 5월 Washington Univ 연구원. 2006년 5월~2007년 6월 서울대학교 의학연구원 연

구조교수. 2007년 7월~현재 국립암센터 의공학연구과 선임연구원. 관심분야는 Biopsy Robot system, 3D image processing 등.

조 영 호

1995년 2월 서울대학교 의과대학 의학과 졸업. 1997년 2월 서울대학교 대학원 의공학과 석사. 2000년 8월 서울대학교 대학원 의공학과 박사. 2000년 5월~2001년 5월 서울대학교병원 의공학과 과장. 2001년 5월~2004년 6월 국립암센터 의

공학과 과장. 2004년 7월~현재 국립암센터 의공학연구과 과장. 관심분야는 고자유도 원격 복강경 수술로봇 시스템, 힘반향 일체형 수술도구 마스터 장치 등.