



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공학석사 학위논문

로봇 수술에서의 머리 착용형  
디스플레이 기반 제어에 관한 연구

A Novel Head-mounted Display based  
Control in Robotic Surgery

2020년 8월

서울대학교 대학원  
협동과정 바이오엔지니어링 전공  
조 예 은

# 로봇 수술에서의 머리 착용형 디스플레이 기반 제어에 관한 연구

지도교수 Sungwan Kim

이 논문을 공학석사 학위논문으로 제출함

2020년 7월

서울대학교 대학원

협동과정 바이오엔지니어링전공

조 예 은

조예은의 공학석사 학위논문을 인준함

2020년 7월

위 원 장 박 광 석 (인)

부 위 원 장 Sungwan Kim (인)

위 원 이 정 찬 (인)

# 국문초록

## 로봇 수술에서의 머리 착용형 디스플레이 기반 제어에 관한 연구

조예은

서울대학교 대학원

협동과정 바이오엔지니어링 전공

현존하는 복강경 로봇 수술은 다양한 이점을 제공하지만 수술 중 집도되는 목, 어깨 그리고 등의 통증을 유발하는 불편한 자세를 유지해야 한다. 본 연구에서는 이러한 단점을 개선하기 위하여 머리 착용형 디스플레이(Head-mounted display, HMD)에 기반한 제어 시스템을 제안한다.

본 연구에서 활용되는 전체 시스템은 da Vinci research kit (dVRK)와 4 자유도의 내시경 제어 시스템 (Endoscope control system, ECS), 내시경 모듈, Attitude and heading reference system (AHRS)이 내장된 HMD로 구성된다. 4 자유도 ECS에 결합되어 사용되는 내시경 모듈은 HMD에 내장된 AHRS에 의해 제어되며, 이 HMD는 dVRK에 있는 Stereo viewer를 대체하여

수술 로봇 시스템의 크기를 축소할 수 있다.

수술 로봇 플랫폼에서 HMD 기반 제어의 적용 가능성을 평가하기 위해 해당 시스템을 다루어 본 경험이 없는 4명의 지원자들을 모집하여 Peg transfer task를 수행하게 하였다. 또한, HMD 기반 제어의 사용성을 평가하기 위해 Line tracking test를 진행하였다. 지원자들은 본 시스템에 빠른 속도로 학습하는 경향을 보여주었으며, 사용자 간 변산도 (Inter-user variability) 또한 매우 작았다.

내시경과 수술 도구를 동시에 제어하는 경우, 내시경 하드웨어와 수술 도구 사이의 충돌에 취약할 수 있다. 이에, HMD를 기반으로 ECS를 조종할 때에 적용되는 충돌 방지 전략을 개발하였다. 수술 기구와 내시경을 둘러싸는 Oriented bounding boxes (OBBs)를 정의하고 박스들 간의 충돌 가능성을 계산함으로써 수술 기구와 내시경 간의 충돌 여부를 추정하였으며, 사용자의 의도와 충돌 방지를 동시에 제어 신호에 반영하였다. dVRK에서는 End-effector의 실시간 위치 추적 데이터를 제공하지 않기 때문에 충돌 방지 전략을 검증하기 위해 MATLAB<sup>®</sup>을 활용한 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다. 그 결과, 충돌 방지 전략이 수술 환경의 안전성을 보장함을 확인할 수 있었고, 안전성과 사용자의 의도 간 Trade-off를 적절히 고려한 Blending 파라미터 범위를 제안하였다.

본 연구를 통해 제안하는 HMD 기반 내시경 제어는 집도의의 목, 어깨 그리고 등에 발생하는 통증을 감소시킬 수 있어, 결과적으로 보다 효율적인 수술이 가능할 것이다. 또한, 기존의 Stereo viewer와 비교하여 공간적 효율성 또한 크게 개선할 수

있어, 차세대 수술 로봇의 제어 인터페이스로서 활용이 가능할 것으로 사료된다.

주요어: 수술 로봇, dVRK, HMD, 충돌 방지, OBB, 협업 제어,  
사용성 평가

학 번: 2017-25767

# 목차

국문초록.....	i
목차 .....	iv
그림 목차.....	vi
표 목차 .....	viii
1. 서론.....	1
1.1. 수술 로봇 개요 .....	1
1.1.1. 로봇을 활용한 최소 침습 수술.....	1
1.1.2. 현존하는 수술 로봇의 문제점.....	3
1.1.3. 선행 연구들의 문제점.....	3
1.2. 연구의 목적 .....	4
1.2.1. HMD 기반의 내시경 제어 시스템.....	4
1.2.3. 충돌 방지 전략.....	5
1.3. 기대 효과.....	5
2. 방법.....	7
2.1. Hardware 구현.....	7
2.1.1. ECS 를 활용한 수술 로봇의 구성 .....	7
2.1.2. ECS 제어를 위한 HMD.....	9
2.2. HMD 기반의 제어 알고리즘 .....	9
2.3. HMD 기반 제어의 검증 .....	12
2.3.1. Peg transfer task .....	12
2.3.2. Line tracking test.....	15

2.4. 충돌 방지.....	12
2.4.1. 충돌 방지 알고리즘 .....	17
2.4.2. 이론적 고찰.....	18
2.5. OBB .....	12
2.5.1. OBB 의 정의.....	19
2.5.2. OBB 간의 거리.....	20
2.6. 보상 벡터의 계산.....	23
2.7. 충돌 방지의 검증.....	24
3. 결과 및 분석.....	27
3.1. HMD 기반 제어의 평가 .....	27
3.2. 충돌 방지의 평가.....	29
4. 고찰.....	40
4.1. Peg transfer task.....	40
4.2. Line tracking test .....	41
4.3. 충돌 방지 알고리즘 .....	42
5. 결론.....	43
5.1. 결론 .....	43
5.2. 향후 연구.....	44
참고 문헌.....	45
Abstract.....	48
감사의 글.....	51



# 그림 목차

그림 1. (a) Automated Endoscopic System for Optimal Positioning (AESOP®), (b) Zeus 수술 로봇 시스템, (c) da Vinci 수술 로봇 시스템 .....	2
그림 2. HMD 기반 ECS의 Hardware 구성도.....	8
그림 3. 머리의 (a) yaw, (b) pitch, (c) roll 회전에 기반한 속도 제어 전략 .....	11
그림 4. Peg transfer task의 환경 설정.....	14
그림 5. Line tracking test를 위한 세 가지 도형.....	16
그림 6. 원기둥 모양을 둘러싼 OBB와 OBB의 정의를 위한 3개의 파라미터, SP, FP, DL.....	20
그림 7. (a) OBB를 둘러싸는 원기둥, (b) Case 1, (c) Case 2&3, (d) $dist(L_i, L_j) = (k_i + k_j)/2$ 일 때의 Case 4. Case 1은 두 원기둥의 측면이 접촉한 상태이며 Case 2&3는 반구와 원기둥 면이 접촉을 경우를, Case 4는 두 반구 간의 접촉을 나타낸다.....	22
그림 8. (a) 각 $\theta$ 와 $\varphi$ 의 정의, (b) End-effector와 내시경의 Base lines 사이의 $dist$ .....	23
그림 9. Peg transfer task의 수행 시간.....	27
그림 10. $\alpha$ 가 0.2-1.0까지 증가할 때의 $dist$ (시뮬레이션 1). (a) 내시경과 End-effector 1 간의 $dist$ . (b) 내시경과 End-effector 2 간의 $dist$ .....	33
그림 11. $\alpha$ 의 범위가 0.40-0.06일 때의 $dist$ (시뮬레이션 1). (a) 내시경과 End-effector 1 간의 $dist$ . (b) 내시경과 End-effector 2 간의 $dist$ .....	34
그림 12. $\alpha$ 가 각각 (a) 0.4, (b) 0.6, (c) 1.0인 경우에 내시경의	

경로 (시뮬레이션 1).....	35
그림 13. $\alpha$ 의 범위가 0.2에서 1.0일 때의 <i>dist</i> (시뮬레이션 2). (a) 내시경과 End-effector 1 사이의 <i>dist</i> . (b) 내시경과 End-effector 2 사이의 <i>dist</i> .....	14
그림 14. $\alpha$ 의 범위가 0.60에서 1.80일 때의 <i>dist</i> (시뮬레이션 2). (a) 내시경과 End-effector 1 사이의 <i>dist</i> . (b) 내시경과 End-effector 2 사이의 <i>dist</i> .....	38
그림 15. $\alpha$ 가 각각 (a) 0.4, (b) 0.8, (c) 1.0인 경우에 내시경의 경로 (시뮬레이션 2).....	39

# 표 목차

표 1. 충돌 방지 시뮬레이션의 매개변수 설정 .....	25
표 2. 표 2. 충돌 방지 시뮬레이션의 물리적 조건.....	25
표 3. Peg transfer task의 수행 시간.....	28
표 4. Line tracking test의 수행 시간 .....	29
표 5. 시뮬레이션 1을 위한 환경 설정.....	30
표 6. 시뮬레이션 2을 위한 환경 설정.....	30

# 1. 서론

## 1.1. 수술 로봇 개요

### 1.1.1. 로봇을 활용한 최소 침습 수술

로봇에 의해 보조되는 최소 침습 수술 (Minimally invasive surgery, MIS)은 1994년에 처음 도입된 이후로 많은 발전을 이루었다 [1]. National Air and Space Administration (NASA)와 Computer Motion Inc.가 공동으로 개발한 Automated Endoscopic System for Optimal Positioning (AESOP®)이 처음으로 FDA의 승인을 획득한 이래, Zeus (Computer Motion Inc., Santa Barbara, CA, USA)와 da Vinci (Intuitive Surgical, Inc., Sunnyvale, CA, USA) 등 원격 수술을 지원하는 전문 수술 로봇 시스템이 시장에 출시된 바 있다 [2, 3] (그림 1).

로봇에 의해 보조되는 최소 침습 수술은 흉터의 최소화, 통증과 감염 위험의 감소, 적은 출혈, 및 빠른 회복 시간과 같은 MIS의 장점을 지니는 동시에 최신 로봇 기술을 사용함으로써 긴 학습 기간, 정교함 (Dexterity)의 감소, 물리적 떨림 현상, 및 제한적인 자유도 (Degrees of freedom, DOF) 등과 같은 기존 MIS의 한계점들을 극복할 수 있다 [4-8].



(a)



(b)



(c)

그림 1. (a) Automated Endoscopic System for Optimal Positioning (AESOP<sup>®</sup>) [3], (b) Zeus 수술 로봇 시스템 [9], (c) da Vinci 수술 로봇 시스템 [10].

### 1.1.2. 로봇 수술의 한계

로봇을 활용한 MIS는 고전적인 침습 수술과 비교하여 여러 개선점으로 인해 오늘날 널리 보급되어 왔음에도 불구하고, 몇 가지 한계점들이 여전히 지적되고 있다. 고가의 구입 및 유지비용, 수술 중에 발생하는 제어의 불연속성, 그리고 촉각 피드백의 부재 등이 한계점으로 제기되어 왔다 [11-14]. 또한, 기존의 수술 로봇 시스템에서 Stereo viewer를 통하여 복강 내 영상을 관찰할 시 집도의가 장시간 고개를 숙인 자세를 유지하고 있어야 하며, 이는 근골격계 질환의 원인이 된다. 기존 문헌에 의하면 50% 이상의 집도의가 목과 등의 통증으로 어려움을 겪고 있어, 공학적인 솔루션을 적용한 해결이 요구된다 [15]. 그 외에도, 기존 수술 로봇에서는 마스터 시스템 (Master system)의 역할을 하는 한 쌍의 Master tool manipulator (MTM)에 수술 도구로 구성되는 Patient-side manipulator (PSM)와 내시경이 Slave system으로서 동시에 종속되어 있다. 따라서 PSM을 제어 대상으로 하여 수술을 진행하는 중에 내시경의 이동이 요구된다면, 집도의의 발에 위치한 Foot pedal 상의 Clutch을 활용하여 제어 대상을 전환한 후 내시경을 제어하게 된다. 이와 같이 제어 대상을 전환하는 상황에서 필연적으로 수술 과정의 불연속성이 발생하며 [16], 이러한 두 슬레이브 시스템 간의 전환 과정은 수술의 소요 시간을 증가시킴과 동시에 전환되는 제어 대상 간의 충돌이 환자에게 부상을 발생시켜 의료 사고로 이어질 위험을 내포한다 [17].

### 1.1.3. 선행 연구

이러한 이유로 수술 로봇의 내시경 시스템을 제어할 수 있는 마스터 인터페이스들이 새롭게 제안되고 있다. 조이스틱, 키보드, innovative Novel Master Interface (iNMI)를 통해 손의 움직임을 이용하거나 [18, 19], 시선 추적 (Eye gaze) [20], 발의 움직임 [21] 등을 통한 신호 입력 방법들이 보고된 바 있다. 추가적으로, 사용자의 의도를 분류하기 위한 27개의 압력 센서와 작동의 활성화를 위한 하나의 홀 센서 (Hall sensor)로 구성된 Head-mounted interface에 관한 연구도 수행되었다 [17]. 사용된 압력 센서는 수술 로봇 사용자의 이마 부위에 위치하며, 얼굴의 움직임에 따라 형성된 압력 값의 패턴이 Support vector machine을 거쳐 사용자의 제어 의도를 분류하는 원리이다. 그러나 해당 방법은 사람 얼굴의 기하학적 특이성에 의존하고, 정확한 분류를 위해서는 강한 압력을 필요로 한다. 더욱이 최소 침습 로봇 수술에서 가장 널리 사용되고 있는 da Vinci 수술 로봇 시스템은 장시간의 수술 진행 시 집도의가 목과 등에 통증을 느낄 수 있어, 인체공학적 측면에서 문제점을 지닌다 [22].

## 1.2. 연구의 목적

### 1.2.1. HMD 기반의 내시경 제어 시스템

따라서 본 연구를 통하여 로봇 수술을 위한 HMD 기반의 ECS를 새롭게 제안한다. 직관성과 무구속성을 고려한 HMD 기반의 제어 시스템에 대한 선행 연구가 Zinchenko에 의해 보고된 바 있다 [23]. 해당 연구에서 사용된 HMD는 AHRS를 포함하기

때문에 구속적인 압력센서를 필요로 하지 않고, HMD의 방위각이 문턱 값 (Threshold)을 넘을 때 내시경의 Roll, Pitch, 및 Yaw 회전이 발생한다. 또한 HMD 기반의 로봇 수술에서는 환부의 영상을 HMD으로 전송하기 때문에 현존하는 수술 로봇에 존재하는 Stereo viewer를 제거할 수 있다. 그러나 위 연구에서 제안한 시스템에서는 속도 제어와 충돌 방지 기능이 고려되지 않았다.

### 1.2.2. 충돌 방지 전략

충돌 방지는 HMD 기반 수술 로봇의 제어 시 필수적으로 고려되어야 하는 요소이다. 의도되지 않은 사용자 머리의 움직임과 불완전한 제어 전략은 환자의 인체에 심각한 손상을 미칠 수 있다. 또한 내시경의 끝 단에 카메라 모듈이 위치하므로 복강 내부의 전반적인 상황을 파악하는 데에 어려움이 존재한다. 따라서 시스템의 안전한 작동을 위해서는 사용자의 제어 의도를 반영하고, 동시에 충돌 방지 알고리즘을 포함하는 협업 제어의 적용이 요구된다.

## 1.3. 기대 효과

상기에 기술된 문제점들을 해결하기 위하여, 속도 제어 전략과 충돌 방지를 포함하는 HMD 기반의 ECS를 본 연구에서 제안한다. HMD 기반의 Peg transfer task와 Line tracking test를 통하여 제안된 시스템의 수술 로봇 플랫폼으로의 적용 가능성과 사용성을, 충돌 방지 알고리즘의 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 시스템의 안전성을 각각 검증하였다. 현존하는 da Vinci 수술



시스템에 포함되어 있는 Stereo viewer는 구조적 특징으로 인해 집도의의 목, 어깨, 그리고 등에 통증을 유발하기 때문에, 이를 HMD로 대체한다면 집도의의 신체적 부담을 줄이는 데에 도움이 될 것이다. 또한, 상대적으로 큰 규모의 Stereo viewer가 소형 HMD로 대체되므로, 수술 로봇 시스템이 차지하는 전체적인 부피가 효과적으로 축소될 수 있다.

## 2. 방법

### 2.1. Hardware 구현

#### 2.1.1. 구성 기기 종류 및 성능

복강경 로봇 수술을 위한 HMD 기반 ECS의 하드웨어 배치를 그림 2에 제시하였다. 전체 구성은 da Vinci research kit (dVRK, Intuitive Surgical, Inc., Sunnyvale, CA, USA), 4-DOF ECS, 카메라 모듈, 그리고 AHRS가 내장된 HMD로 이루어진다. dVRK는 da Vinci 수술 로봇의 1세대 버전으로서 실제 수술 로봇 환경을 효과적으로 모사하기 위해 활용되었다. 이는 한 쌍의 Master tool manipulator (MTM), 한 쌍의 PSM, Stereo viewer, 그리고 Foot pedal tray로 구성된다. Intuitive Surgical 사로부터 기증받은 dVRK에는 내시경 시스템이 부재하므로 4-DOF ECS와 2개의 카메라 모듈을 활용하여 입체 영상을 제공할 수 있도록 설계하였다. 시각적 피드백을 제공하기 위한 카메라 모듈은 두 개의 CMOS 카메라 (CMT-1MP-GC1009-Y033, CM Technology Company, Ltd, Shenzhen, CN)로 구성된다. 4-DOF ECS는 이중 평행사변형 구조 (Double parallelogram structure)로 제작되어, 복강경 수술에서의 절개 지점에서 고정된 움직임 (Fulcrum point motion)을 가능하게 하며 [24], 이는 LabVIEW® (2015, National Instrument Austin, TX. USA) 기반으로 구동된다. ECS를 구동하는 인터페이스에 관한 구체적인 정보는 선행 논문에서 소개되어, 본 논문에서는 생략한다 [19].

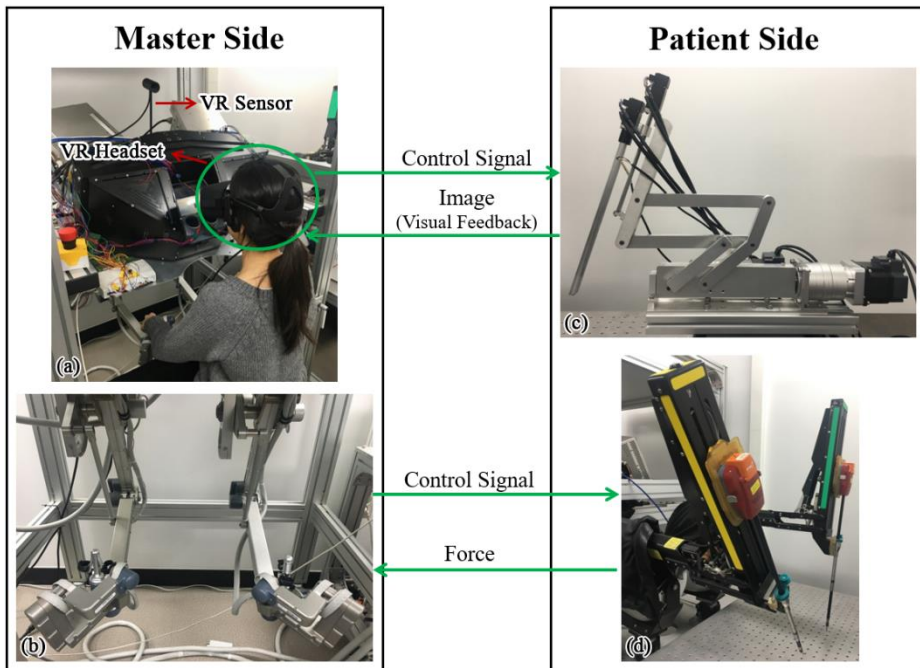


그림 2. HMD 기반 ECS의 Hardware 구성도. (a) Master side에서 HMD를 착용한 사용자가 MTM을 제어하는 모습 (b) MTM, (c) 내시경 로봇, (d) PSM.

### 2.1.2. ECS 제어를 위한 HMD

사용한 HMD는 Oculus Rift® (Oculus VR, Inc., Irvine, CA, USA)로 자이로스코프, 가속도계, 및 자력계를 포함하는 MEMS (Micro electrical-mechanical systems) 센서가 다수 내장되어있다. 현실 세계에서 사용자 얼굴의 움직임을 결정하고 시야를 실시간으로 동기화 하기 위하여 이 센서들로부터 획득한 정보는 Sensor fusion 절차를 통해 결합된다. HMD로부터 Yaw, Pitch, 및 Roll 데이터를 획득하기 위해서 Windows 10 운영체제 상에서 Window released 1.26.0 버전 Oculus software development kit (SDK)를 활용하였고, 샘플링주파수는 44.59 Hz로 설정하였다 [25]. 얼굴의 회전으로 ECS를 제어하기 위하여, Visual C++ 2015 (Microsoft Visual Studio Community 2015, version 14.0.25420.01, Microsoft, Redmond, WA, USA)를 이용해 HMD의 방위각을 획득한 후 LabVIEW® 기반으로 개발된 제어 알고리즘으로 전송한다. 구체적인 제어 알고리즘은 하기 2.2에 기술하였다.

## 2.2. HMD 기반의 제어 알고리즘

HMD을 활용한 기존 연구에서는 [26], 사용자의 얼굴 회전 각도가 지정한 문턱 값보다 크면 제어 대상이 일정한 속도로 움직이는 명령 신호를 부여하였다. 이러한 접근법은 문턱 값의 경계에서 불연속적인 속도 프로파일 (Velocity profile)을 발생시켜 계단 함수 형태의 액추에이터 속도 변화를 요구하므로, 보다 향상된 제어 알고리즘 설계가 요구된다.

본 연구에서는 얼굴의 Pitch, Yaw, 그리고 Roll 방향 동작을 각각 내시경 시야의 상하, 좌우, 그리고 Roll 방향 동작으로 매칭하였으며, 동작 각도에 기반하여 제어 신호를 아래와 같이 생성한다.

$$\dot{\theta}_1 = \text{sign}(\theta_Y) \times k_Y \times f\{|\theta_Y - \text{sign}(\theta_Y) \times TH_Y|\}, \quad (1)$$

$$\dot{\theta}_2 = \text{sign}(\theta_P) \times k_P \times f\{|\theta_P - \text{sign}(\theta_P) \times TH_P|\}, \quad (2)$$

$$\dot{\theta}_3 = \text{sign}(\theta_R) \times k_R \times f\{|\theta_R - \text{sign}(\theta_R) \times TH_R|\}. \quad (3)$$

위의  $f(x)$  함수는  $x < 0$  일 때에 0인 Rectified Linear Unit (ReLU)이며,  $\theta_Y$ ,  $\theta_P$ ,  $\theta_R$ 은 각각 HMD의 Yaw, Pitch, Roll 각도를,  $TH_Y$ ,  $TH_P$ ,  $TH_R$ 은 각각 Yaw, Pitch, Roll 동작에 대한 문턱 값을 나타내고, 내시경의 Yaw, Pitch, Roll 방향 움직임을 위한 ECS 액추에이터의 각도는 각각  $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ,  $\theta_3$ 로 나타내었다. 식 (1)–(3)의 액추에이터의 속도 제어 전략을 그림 3에 정리하여 나타내었다.

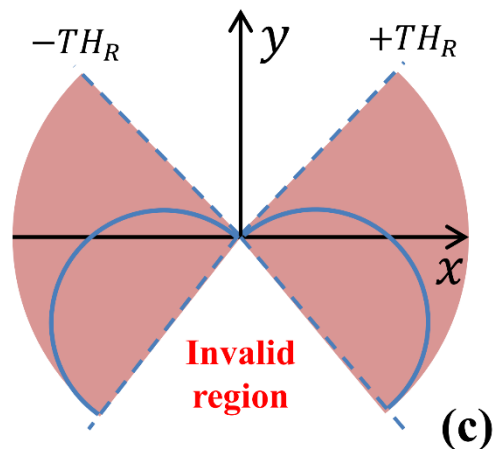
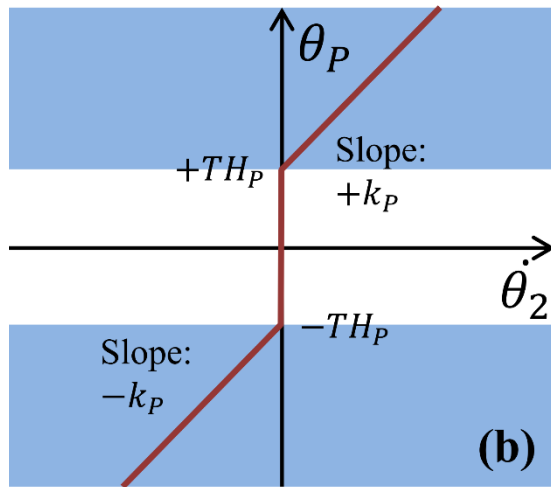
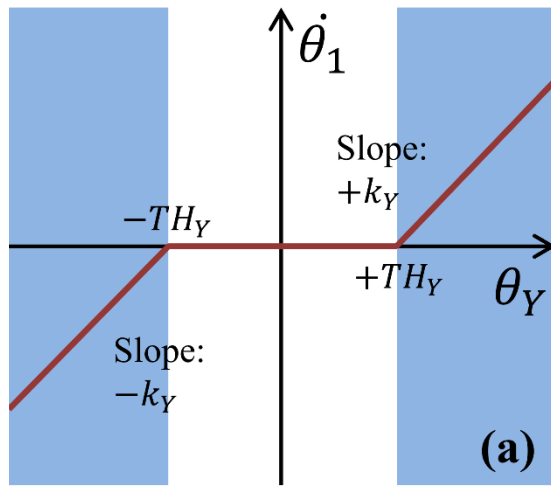


그림 3. 머리의 (a) yaw, (b) pitch, (c) roll 회전에 기반한 속도 제어 전략.

절댓값이 같은 문턱 값 사이에서는 액추에이터가 비활성화되며, 얼굴의 회전 각도가 문턱 값의 경계로부터 멀어질수록 액추에이터의 동작 속도가 선형적으로 증가하도록 설계하였다. 그렇기 때문에 사용자가 의도하지 않은 작은 움직임은 출력되지 않으며, 액추에이터의 이동 속도는 사용자의 얼굴 회전 정도에 따라 조절될 수 있다. 사용한 Scale factor  $k_V$ ,  $k_P$ ,  $k_R$ 은 사용성과 안전성을 고려하여 경험적으로 결정되었다. 그림 3(c)의 y축은 사용자가 정면을 향하는 방향이고, y축으로부터의 각도는 Roll 방향의 각을 나타낸다. 원점에서부터 파란색 실선까지의 거리는  $\theta_3$ 에 해당한다. 속도  $\dot{\theta}_3$ 은 얼굴의 회전 각도  $\theta_R$ 의 크기가 문턱 값  $TH_R$ 보다 클 때 활성화된다.  $\theta_R$  값이 과도하게 큰 경우에는 목의 정상적인 가동 범위를 벗어난 비정상적인 상황으로 판단되어 작동이 중단된다.

## 2.3. HMD 기반 제어의 검증

제안된 시스템을 검증하기 위하여 해당 시스템을 사용한 경험이 없는 4명의 지원자 (Novice volunteer)들을 모집하여 Peg transfer task 및 Line tracking test를 수행하게 하였고, 이들이 본 시스템을 학습하는 경향을 분석하였다.

### 2.3.1. Peg transfer task

수술 로봇 플랫폼 상에서 HMD 기반 제어의 적용 가능성을 평가하기 위해 Peg transfer task 를 수행하였다. Peg transfer task 는 Fundamentals of Laparoscopic Surgery (FLS)에서

제안되었으며, 수술 도구를 다루는 의사의 숙련도를 평가하기 위한 표준적인 방법이다. Peg transfer kit 는 표준 규격의 Pegboard 와 고무로 제작된 6 개의 고리 모양 Object 로 구성된다 (그림 4).



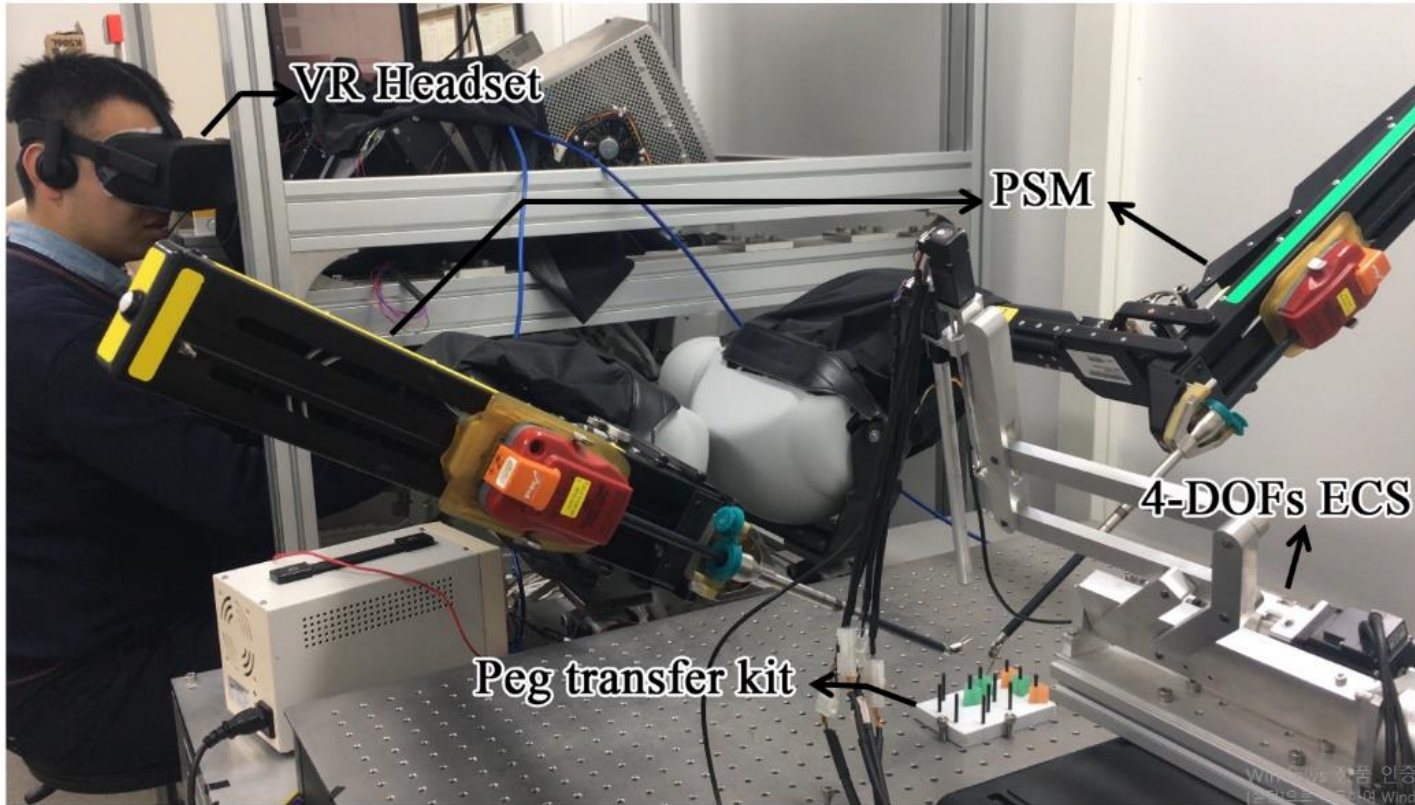


그림 4. Peg transfer task의 환경 설정.

FLS 에서 제안한 규칙에 따르면 [27], 모든 Object 는 왼손잡이 사용자에게는 Pegboard 상의 오른쪽 Peg 에, 오른손잡이 사용자에게는 Pegboard 상의 왼쪽 Peg 에 꽂혀 정렬되어야 한다. 사용자는 Object 와 가까운 쪽의 손으로 수술 도구를 조작하여 Object 을 들어올린 후 반대 쪽 손으로 이동시켜 Pegboard 의 반대쪽 Peg 로 Object 을 내려놓는다. 위의 방법으로 모든 Object 을 이동시킨 후 같은 절차를 거쳐 Object 을 다시 원래의 Peg 로 모두 되돌려 둔다. 기존의 표준적인 Peg transfer task 는 카메라의 화각 중심에 Pegboard 가 위치하고, Task setting 전체가 보이는 환경에서 진행되므로 내시경 로봇의 작동이 필요하지 않다. 따라서 HMD 기반의 ECS 제어를 시험하기 위하여 전통적인 방식을 수정하였다. 먼저, ECS 의 제어가 반드시 필요하도록 전체 Pegboard 의 대략 30% 정도만 카메라 화각 안에 위치시켰다. 또한 Task 의 간결함을 위하여 Pegboard 상에서 Object 를 한 쪽 방향으로 이동시키는 동작만 수행하게 하였고 그 역 과정은 생략하였다. 실험은 개발한 시스템의 직관성을 확인하고자 dVRK 와 HMD 기반의 ECS 를 경험 해보지않은 4 명의 초보 지원자를 대상으로 진행하였다. 한 사람당 하루에 두 번의 Trial 씩, 연속으로 4 일에 걸쳐 실험을 진행하였으며 각 Trial 에 소요된 시간을 측정한 후 학습 곡선을 획득하였다.

### 2.3.2. Line tracking test

HMD 기반 제어의 사용성을 평가하기 위한 목적으로 Line tracking test 를 진행하였다. 직관적이고 안정적인 조작성

가능하다면 궤적의 방향과 곡률에 관계없이 지속적인 제어 능력을 제공해야하기 때문에 모두 40 cm 로 같은 둘레 값을 갖는 네모, 원, 세모 모양의 궤적을 사용하였다. 같은 간격으로 배치한 원형의 마커는 도형의 둘레가 카메라의 앵글 밖으로 벗어났을 때 이에 기반하여 다시 돌아와 시작할 수 있도록 도움을 준다 (그림 5). 실험은 녹색 원으로부터 시작하며 이동 방향은 사용자가 자유롭게 선택할 수 있다. Peg transfer task 와 마찬가지로 4 명의 초보 지원자들이 참여하였고, 각 궤적 모양 당 3 번의 실험을 진행하여 한 명의 지원자는 총 9 번의 실험을 수행하였다. 지원자들은 실험을 수행하는 중에 선을 시야에서 벗어나지 않게 하라는 지시사항을 전달받았으며 각 시험에서 소요된 시간을 측정하였다.

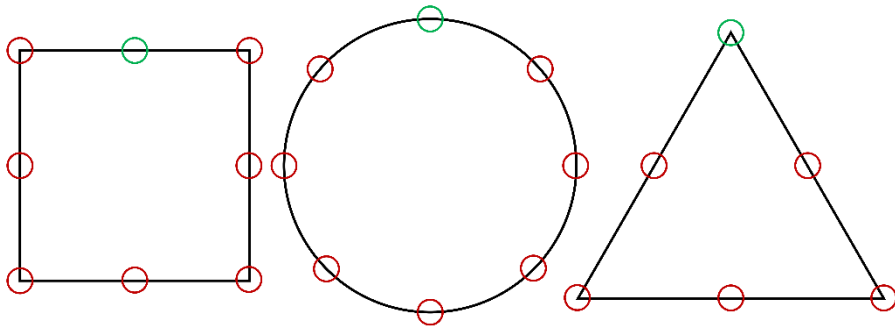


그림 5. Line tracking test를 위한 세 가지 도형.

## 2.4. 충돌 방지

### 2.4.1. 충돌 방지 알고리즘

Yaw와 Pitch 동작의 제어 신호는 다른 수술 기구들과 충돌을 일으킬 가능성이 존재하므로 안정적인 수술을 위해서는 추가적인 간섭을 발생시켜 충돌을 방지할 필요가 있다. 충돌 방지 전략의 설계 시에는 사용자의 의도와 충돌 방지를 동시에 반영하는 제어 신호를 생성하는 것이 고려해야할 주된 요소이다.

$$V_{compen} = \frac{k}{dist - (1+\beta) \times \frac{k_1+k_2}{2}} \times \frac{V_{\theta\phi}}{\|V_{\theta\phi}\|} \quad (4)$$

$$V_{cmd} = \alpha \times V_{OCC} + (1 - \alpha) \times \left( \frac{V_{compen,1} + V_{compen,2}}{2} \right) \quad (5)$$

$$V_{norm\_cmd} = V_{cmd} \times \frac{\|V_{OCC}\|}{\|V_{cmd}\|} \quad (6)$$

여기서  $dist$  는 내시경과 수술 기구 End-effector 의 Oriented bounding boxes (OBBs) 내 Baseline 간의 가장 짧은 거리를 나타낸다.  $V_{\theta\phi}$  는  $dist$  를 증가시키기 위해 설계된 벡터이며  $V_{\theta\phi}$  와 OBB 개념에 관해서는 다음 장에 상세히 기술하였다. 매개변수  $k_1$  과  $k_2$  는 각각 내시경과 End-effector 의 OBB 내 Diagonal length (DL)이다. 파라미터  $\beta$  (본 연구에서는 0.1 로 지정)는 충돌을 방지하기 위한 버퍼 (Buffer)이며, 파라미터  $\alpha$  는 Oculus ( $V_{occ}$ )와 두 End-effector ( $V_{compen,1}$  과  $V_{compen,2}$ )의 명령을 조합하는 비율 (Blending proportion)을 결정하는 Blending 파라미터이다 [28]. 조합된 속도 벡터 ( $V_{cmd}$ )는 내시경 로봇으로 입력될 명령에 사용되며, 식 (5)의 두 번째 항의 범위가 0 에서부터

무한대이기 때문에 최종 명령 신호는  $V_{occ}$ 의 크기에 대하여 정규화 (Normalization)하였다. 식 (4)-(6)에 기반하여 이루어지는 내시경 경로의 보상 과정은  $dist$ 가 문턱 값 (TH)보다 작을 때에만 계산되어 적용된다.

## 2.4.2. 이론적 고찰

이론적 관점에서 내시경과 End-effector 의 OBBs 간의 거리 ( $dist$ )가 버퍼의 크기에 가까워질수록  $V_{compen}$ 은 양의 무한대로 발산하기 때문에, 식 (5)에서 사람의 의도를 반영하는  $V_{occ}$  항은 억제되고 두 번째 항인 반발을 일으키는 보상 신호 (Repulsive compensation)의 크기가  $V_{cmd}$ 를 지배하게 된다. 하지만 실제 환경에서는 충돌 발생 가능성이 있는 세 가지 이유가 존재한다. 먼저, 명령 신호의 빈도가 불충분하다면 충돌 방지는 연속적인 모델로서 작동하지 않을 수 있다. 두 번째로는, 하드웨어가 지니는 제어의 한계로 인해 알고리즘에 의해 제안되는 궤도를 완벽히 추종하는 것이 어려울 수 있다. 마지막으로 End-effector 1, 2 의  $V_{compen}$ 이 서로 상쇄될 수 있으며, 이 경우에는 충돌 방지를 위한 식 (5)의 두 번째 항이 발현되지 않게 된다.

## 2.5. OBB

### 2.5.1. OBB의 정의

수술 기구 End-effector 의 모양은 굴곡지고 복잡하기 때문에 계산을 위해 수학적으로 모델링하는 것은 쉽지 않다. 대신에 수술 기구를 둘러싸는 OBB 를 정의하고 박스들 간의 충돌 가능성을 계산함으로써 수술 기구 간의 충돌 가능성을 추정할 수 있다 [29]. OBBs 간의 교차 지점을 계산함으로써 수술 기구 End-effector 의 충돌 가능 지역 (Possible collision area, PCA)을 발견할 수 있기 때문이다. OBB 는 그림 6 에서 보여지듯이 세 가지의 매개변수: Starting point (SP), Final point (FP), DL 을 활용하여 정의된다.

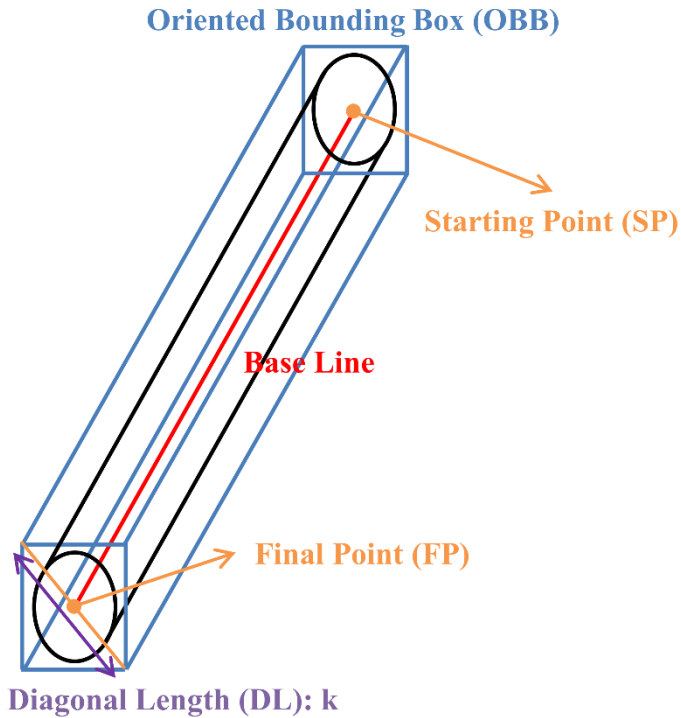


그림 6. 원기둥 모양을 둘러싼 OBB와 OBB의 정의를 위한 3개의 파라미터, SP, FP, DL.

### 2.5.2. OBB 간의 거리

내시경과 수술 기구 End-effector 의 경우, SP 는 Trocar 의 중심으로, FP 는 End-effector 의 끝 점으로 정의하며 DL 은 수술 기구 End-effector 를 포함하는 최소 길이로 정의한다.  $dist$ 의 크기는 식 (7)의 논리에 기반하여 계산된다 [24].

$$\begin{aligned}
& \text{dist}(L_i, L_j) \\
& = \begin{cases} \text{Case1: } \|P_1 - P_2\| \text{ (if } P_1 \in L_i \text{ and } P_2 \in L_j), \\ \text{Case2: } \min\{\|A - P_2\|, \|B - P_2\|\} \text{ (if } P_1 \in L_i^C \text{ and } P_2 \in L_j), \\ \text{Case3: } \min\{\|C - P_1\|, \|D - P_1\|\} \text{ (if } P_1 \in L_i \text{ and } P_2 \in L_j^C), \\ \text{Case4: } \min\{\|A - C\|, \|A - D\|, \|B - C\|, \|B - D\|\} \text{ (if } P_1 \in L_i^C \text{ and } P_2 \in L_j^C), \end{cases}
\end{aligned} \tag{7}$$

$$\text{Collision Index (CI)} = \text{dist}(L_i, L_j) - \frac{k_i + k_j}{2}. \tag{8}$$

위 식에서  $\|*\|$  기호는 두 점 간의 유클리드 거리 (Euclidean distance)를 나타낸다.  $L_i, L_j$ 는 각각 OBB  $i, j$ 의 Base line 을 나타내며,  $A, B$ 는  $L_i$ 의 양 끝 점을,  $C, D$ 는  $L_j$ 의 양 끝 점을 나타낸다.  $L_i, L_j$ 와 동시에 수직을 이루는 선분과  $L_i, L_j$ 과의 교차점을 각각  $P_1, P_2$ 라 하며, OBB  $i, j$ 의 DL 을 각각  $k_i, k_j$ 이라 한다.

$\text{dist}(L_i, L_j) > \frac{k_i + k_j}{2}$ 일 때, 두 개의 OBBs 는 겹치기 않기 때문에 PCA 는 존재하지 않는다.  $\text{dist}(L_i, L_j) > \frac{k_i + k_j}{2}$ 의 조건은 OBB 간의 충돌을 판단하는 데에 있어 필요충분조건은 아니나, 충돌의 예방을 보장하는 충분조건임이 알려져 있다 [24]. CI 가 음인 경우 PCA 가 존재할 수 있고, 충돌 가능성을 내포한다. 그림 7 에서, 충돌의 경계를 OBB 를 둘러싸면서 양 단이 반구로 이루어진 원기둥으로 표현하였으며, 원기둥 부분과 반구의 반지름은  $\frac{DL}{2} = \frac{k}{2}$ 이다. 그림 7 의 (b)-(d)는 두 OBBs 의 경계가 접촉한 상태로, 식 (7)에서  $\text{dist}(L_i, L_j) = \frac{k_i + k_j}{2}$ 인 경우이다. 따라서, 경계 안에 있는 두 OBBs 는  $\text{dist}(L_i, L_j) > \frac{k_i + k_j}{2}$ 인 경우에서 서로 교차하지 않는다.



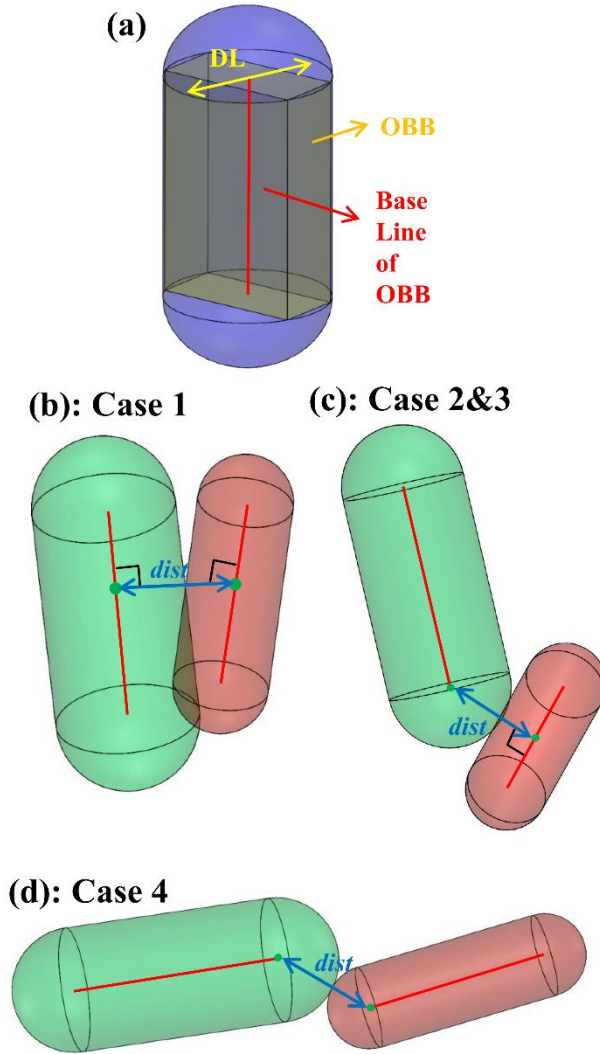


그림 7. (a) OBB를 둘러싸는 원기둥, (b) Case 1, (c) Case 2&3, (d)  $dist(L_i, L_j) = (k_i + k_j)/2$ 일 때의 Case 4. Case 1은 두 원기둥의 측면이 접촉한 상태이며 Case 2&3는 반구와 원기둥 면이 접했을 경우를, Case 4는 두 반구 간의 접촉을 나타낸다.

## 2.6. 보상 벡터의 계산

OBB 의 개념에서  $V_{compen}$  은 Base lines 간의 거리를 증가시키는 벡터를  $\theta$ 와  $\varphi$  공간 (그림 8(a), (b))으로 투영함으로써 유도될 수 있다. 식 (7)의 논리를 활용하면, 내시경과 End-effector 간의 거리가 최소가 되는 내시경과 End-effector 의 Base line 상의 점  $P_{endo}$ 와  $P_{End-eff}$ 를 얻을 수 있으며, 이 두 점을 가지고 아래와 같이  $V_{compen}$ 을 계산할 수 있다.

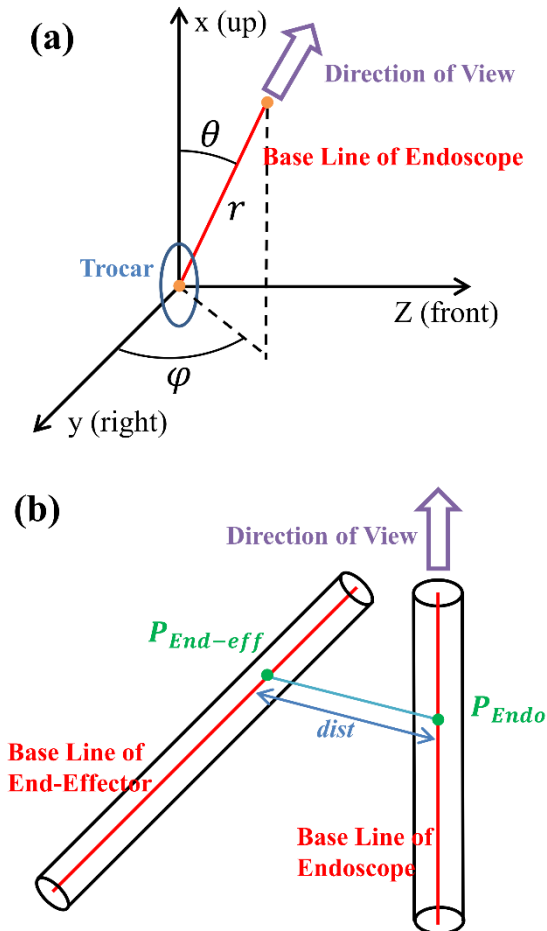


그림 8. (a) 각  $\theta$ 와  $\varphi$ 의 정의, (b) End-effector와 내시경의 Base lines 사이의  $dist$ .

$$\begin{bmatrix} \hat{r} \\ \hat{\theta} \\ \hat{\varphi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin \theta \cos \varphi & \sin \theta \sin \varphi & \cos \theta \\ \cos \theta \cos \varphi & \cos \theta \sin \varphi & -\sin \theta \\ -\sin \varphi & \cos \varphi & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{y} \\ \hat{z} \\ \hat{x} \end{bmatrix} = A \begin{bmatrix} \hat{y} \\ \hat{z} \\ \hat{x} \end{bmatrix}, \quad (9)$$

$$P_{End-eff} - P_{Endo} = a\hat{x} + b\hat{y} + c\hat{z}, \quad (10)$$

$$a\hat{x} + b\hat{y} + c\hat{z} = [b \quad c \quad a] \begin{bmatrix} \hat{y} \\ \hat{z} \\ \hat{x} \end{bmatrix} = B \begin{bmatrix} \hat{y} \\ \hat{z} \\ \hat{x} \end{bmatrix} = BA^{-1} \begin{bmatrix} \hat{r} \\ \hat{\theta} \\ \hat{\varphi} \end{bmatrix} = [V_r \quad V_\theta \quad V_\varphi] \begin{bmatrix} \hat{r} \\ \hat{\theta} \\ \hat{\varphi} \end{bmatrix}, \quad (11)$$

$$V_{\theta\varphi} = V_\theta \hat{\theta} + V_\varphi \hat{\varphi}. \quad (12)$$

식 (12)로부터 유도된  $V_{\theta\varphi}$ 를 이용하여, 식 (4)의  $V_{compen}$ 을 계산할 수 있다. 내시경의 각  $\theta$ 와  $\varphi$ 을 제어함으로써 충돌을 방지할 수 있게 된다. 위의 절에서 기술한 충돌 방지 전략은 End-effector로부터 내시경의 거리가 특정 범위 이내에 위치할 때에만 적용된다. 따라서, 식 (6)에 표현한 보상된 제어 명령은  $dist < TH$ 인 경우에만 입력되며, 이외의 경우에는  $V_{occ}$ 만이 단독으로 입력된다.

## 2.7. 충돌 방지의 검증

기증받은 dVRK에서는 End-effector의 실시간 위치 추적 데이터를 제공하지 않는다. 따라서, 충돌 방지 전략을 검증하기 위하여 MATLAB® (R2018a, Mathworks Inc., Natick, MA, USA)을 활용한 컴퓨터 시뮬레이션을 진행하였다. 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 보다 구체적인 정보들을 제공할 수 있는 이점을 가진다. 표 1에는 시뮬레이션에서 요구되는 매개변수들의 설정을, 표 2에는 가정된 물리적 조건 (Physical conditions)을 정리하였다.

표 1. 충돌 방지 시뮬레이션의 매개변수 설정

파라미터	단위	값	참고 식
$k$	-	0.0005	(4)
$\beta$	-	0.1	(4)
$\alpha$	-	0.2-1.0 (0.2 간격)	(5)
$TH$	m	0.03	-

\*파라미터:  $k$  (식 4의 상수),  $\beta$  (충돌 버퍼),  $a$  (혼합 비율),  $TH$  (문턱 값)

표 2. 충돌 방지 시뮬레이션의 물리적 조건

환경 변수	단위	값	참고 식
$d_1$ (End-effector의 직경)	-	00083	-
$k_1 = \sqrt{2}d_1$ (End-effector의 DL)	-	0.01174	(4)
$d_2$ (내시경의 직경)	-	0.0140	-
$k_2 = \sqrt{2}d_2$ (내시경의 DL)	m	0.01980	(4)
내시경의 SP	m	[0 0 0]	-

\*약어: DL (Diagonal length), SP (Starting Point)

충돌 방지의 성능을 확인하고자, 제안된 제어 전략 상에서 Pseudo-signals 에 따라 모델링 된 내시경의 움직임을 관찰하였고,  $\alpha$  값을 0.2 부터 1.0 범위에서 0.2 의 간격으로 변경하며 실험을 반복하였다.  $\alpha = 1.0$ 에서는 사용자의 머리 회전에 의한 Oculus 의 방향 값만이 내시경의 움직임을 위한 입력 신호로 사용되고,  $\alpha$  값이 점차 줄어들어 따라 충돌 방지 알고리즘의 개입 정도가 증가한다.

### 3. 결과 및 분석

#### 3.1. HMD 기반 제어의 평가

아래의 그림 9과 표 3에서 나타낸 것과 같이, 진행된 Peg transfer task의 각 소요시간이 지원자들 전반에 걸쳐 감소하는 추세를 보였고, 평균 시간 또한 402.3 초에서 172.1 초로 감소하였다. Trial 반복에 따른 학습 곡선에 따르면, 특히 첫 번째부터 네 번째 Trial의 소요 시간이 매우 빠르게 감소하였고, Volunteer 4를 제외하고는 전반적으로 지원자들 간의 차이가 크지 않다는 것을 확인할 수 있었다. Volunteer 4의 데이터를 제외한다면, 실험의 마지막 Trial에서의 지원자들의 표준편차 (Standard deviation, SD)는 12.74 초 였으며, 이는 평균 수행 시간의 7.4 %에 해당한다.

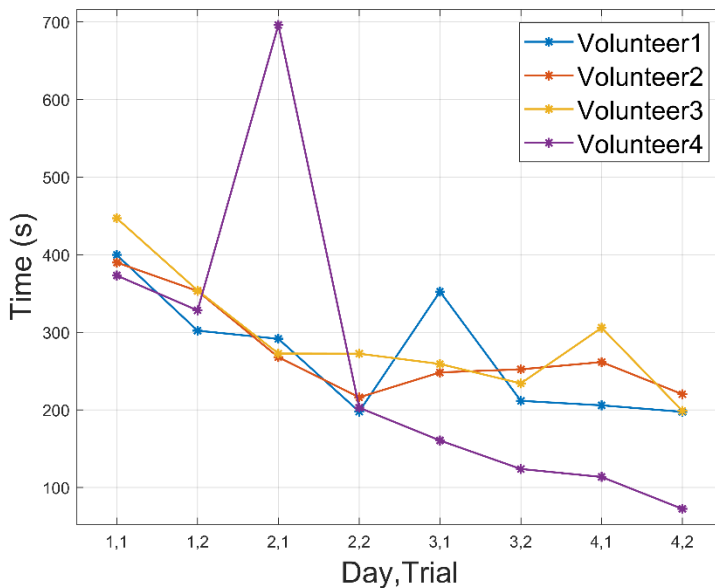


그림 9. Peg transfer task의 수행 시간.

표 3. Peg transfer task의 수행 시간

(Day, trial)	Volunteer no.				평균	SD
	1	2	3	4		
(1,1)	389.85	399.56	446.87	373.08	402.34	30.51
(1,2)	353.11	301.98	353.83	328.11	334.26	29.73
(2,1)	267.80	291.48	272.51	696.03	381.96	12.54
(2,2)	216.06	197.73	272.33	202.74	222.22	38.87
(3,1)	248.20	352.31	259.07	160.44	255.01	57.23
(3,2)	252.19	211.58	234.04	123.74	205.39	20.34
(4,1)	261.52	205.76	305.78	113.43	221.62	50.12
(4,2)	220.07	197.42	198.63	72.27	172.10	12.74

\*단위: 초, 약어: SD (Standard deviation)

Line tracking test의 수행 시간은 표 4에 정리하였다. 첫 번째 Trial에서 지원자들의 평균 수행 시간은 50.3 초이며, 두 번째와 세 번째 Trial에서는 각각 46.2, 45.4 초로 감소하였다. 마지막 Trial에서 지원자들은 평균 0.88 cm/s의 속력으로 테스트를 수행하게 되었다. 또한, 서로 다른 모양에 대한 수행 시간의 표준편차는 평균 3.63 초이며 이는 평균 소요시간의 단지 8.0 %에 해당한다. 세 번째 Trial에서 원형과 삼각형, 사각형 Tracking에 소요된 평균 시간은 각각 46.25, 42.75, 47.25 초이다.

표 4. Line tracking test의 수행 시간

Trial	Volunteer 1			Volunteer 2			Volunteer 3			Volunteer 4		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
원형	54	47	52	48	45	48	48	39	33	54	53	52
삼각형	58	50	44	48	49	42	50	41	36	52	51	49
사각형	48	47	47	43	45	48	42	35	41	59	52	53
평균	53	48	48	46	46	46	47	48	37	55	52	51
SD	5	2	4	3	2	3	4	3	4	4	1	2

\*단위: 초, 숫자는 반올림하였음, 약어: SD (Standard deviation)

### 3.2. 충돌 방지의 평가

컴퓨터 시뮬레이션은 두 차례 진행하였고 (시뮬레이션 1, 2), 추가적으로 필요한 환경 설정들은 표 5와 6에 요약하였다.



표 5. 시뮬레이션 1을 위한 환경 설정

Condition	Unit	Value
SP of surgical end-effector 1	m	[-0.05 0.05 0]
FP of surgical end-effector 1	m	[0 0 0.1]
SP of surgical end-effector 2	m	[0.05 0.05 0]
FP of surgical end-effector 2	m	[0 0.06 0.1]
Initial value of $\theta$	rad	$\frac{\pi}{2}$
Increment per epoch of $\theta$	rad	0
Initial value of $\varphi$	rad	$\frac{\pi}{8}$
Increment epoch of $\varphi$	rad	$\frac{\pi}{200}$
Total epoch	-	100

표 6. 시뮬레이션 2을 위한 환경 설정

Condition	Unit	Value
SP of surgical end-effector 1	m	[-0.05 0.05 0]
FP of surgical end-effector 1	m	[0 0 0.1]
SP of surgical end-effector 2	m	[0.05 0.05 0]
FP of surgical end-effector 2	m	[0.02 0.05 0.1]
Initial value of $\theta$	rad	$\frac{\pi}{2}$
Increment per epoch of $\theta$	rad	$-\frac{\pi}{400}$
Initial value of $\varphi$	rad	$\frac{\pi}{4}$
Increment epoch of $\varphi$	rad	0
Total epoch	-	100

시뮬레이션 1의 결과는 그림 10에 나타내었다. 그래프에서 볼 수 있듯이, 충돌을 방지하기 위한 보상은  $dist < TH$  (갈색 선)인 경우에 적용되고,  $dist$ 가 빨간 선보다 작은 값일 때에는 충돌이 즉각적으로 발생할 수 있는 지점이다.  $\alpha$ 가 증가할 때, 시뮬레이션 중의 최소  $dist$ 는 증가하는 경향을 보인다. 특히, 보상이 적용되지 않는 경우에는 ( $\alpha = 1$ ),  $dist$ 가 빨간 선으로 표현한 충돌 단계보다 작은 값인 지점들이 발생하고,  $\alpha < 1.0$ 일 때에는 충돌 방지를 위한 보상 신호가 조합되기 때문에 충돌이 발생하지 않는다.  $\alpha \leq 0.4$ 인 경우에는, 충돌 방지를 위한 보상이 과도하게 적용되어  $dist$ 는 갈색 선 아래의 값으로 크게 감소하지 않는다.

파라미터  $\alpha$ 를 미세 조정하면서 시뮬레이션을 반복하였다.  $\alpha$ 를 0.4에서 0.6까지 0.05 간격으로 증가시키면서 시뮬레이션을 반복하였고, 그 결과를 그림 11에 나타내었다. 이 그래프를 통하여  $\alpha < 0.6$ 일 때,  $dist$ 가 특정한 평형점 (Equilibrium point)에서 진동함을 볼 수 있다.  $\alpha$ 가 감소할수록 내시경과 End-effector를 반발하게하는 보상 신호(반발 보상 신호)가 더 많이 작용하므로,  $dist$ 의 평형 구간이 더 큰 값을 중심으로 발생한다.

그림 12(a)-(c)에서는  $\alpha = 0.40, 0.60, 1.0$ 일 때의 내시경의 경로를 나타내었다.  $\alpha = 0.4$ 인 경우에는, 반발 보상 신호가 Pseudo-signal을 저항하기에 충분한 비중으로 작용하므로, 내시경이 Pseudo-signal에 의해 명령된 궤적으로 이동하지 않는 모습을 보인다. 반발 보상 신호와 제어 신호가 균형을 이루어 제어되는 내시경이 빠져나가지 못하는 Local minima에 갇히기 때문이다. 그림 11에서 볼 수 있듯이, 반발 보상 신호가 작은 비율로 적용될수록 반발력이 작아지므로, End-effector와 더

가까운 지점에서 Local minima가 형성되는 것을 확인할 수 있다. 컴퓨터 시뮬레이션은 두 차례 진행하였고 (시뮬레이션 1, 2), 추가적으로 필요한 환경 설정들은 표 5와 6에 요약하였다.

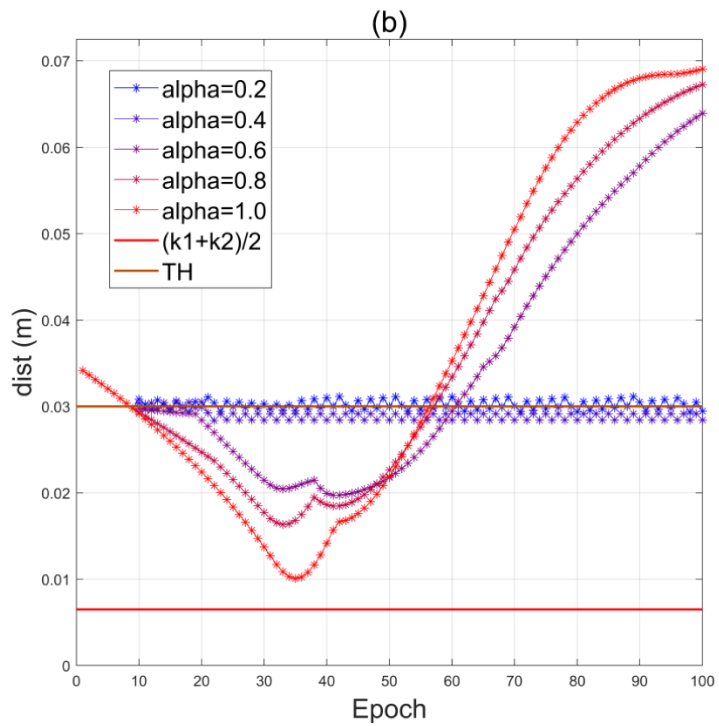
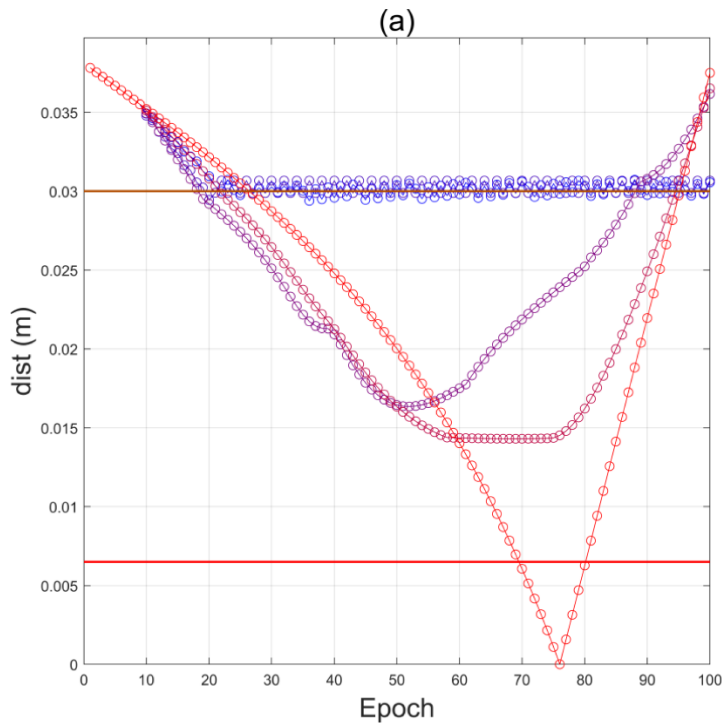


그림 10.  $\alpha$ 가 0.2–1.0까지 증가할 때의  $dist$  (시뮬레이션 1). (a) 내시경과 End-effector 1 간의  $dist$ . (b) 내시경과 End-effector 2 간의  $dist$ .

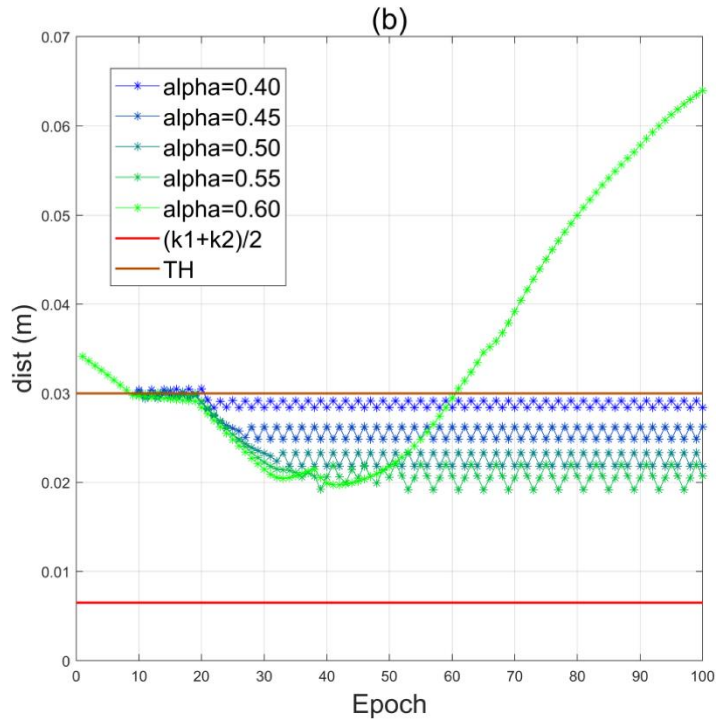
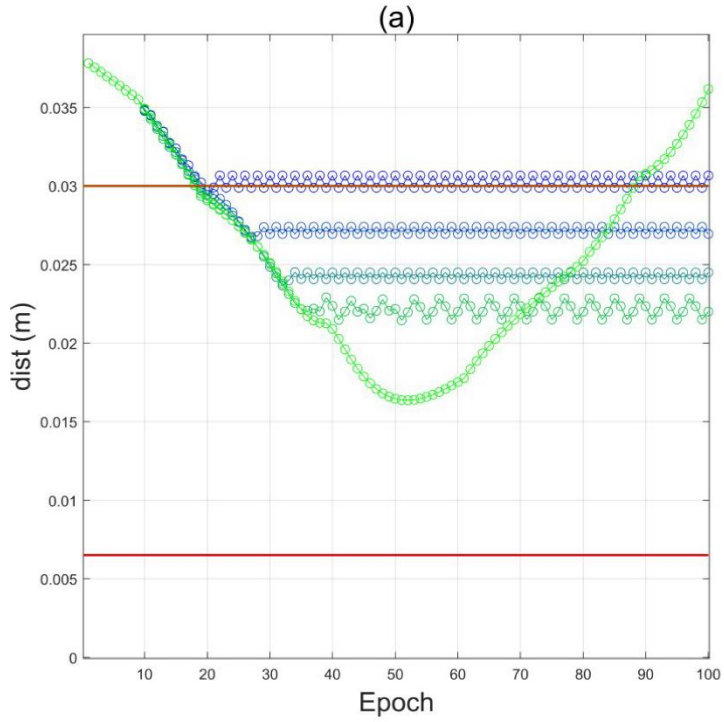


그림 11.  $\alpha$ 의 범위가 0.40–0.60일 때의  $dist$  (시뮬레이션 1). (a) 내시경과 End-effector 1 간의  $dist$ . (b) 내시경과 End-effector 2 간의  $dist$ .

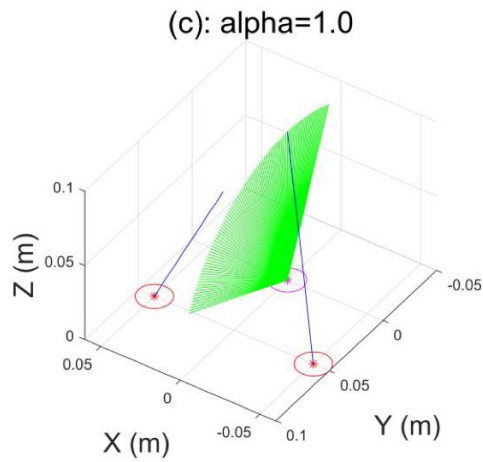
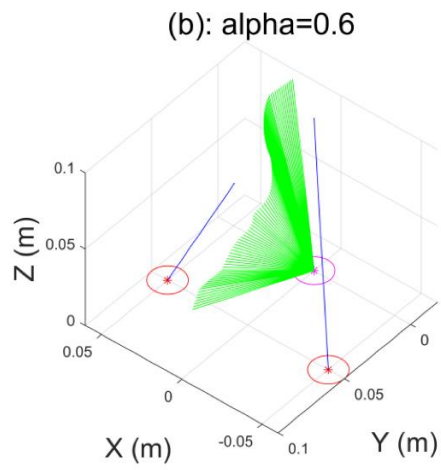
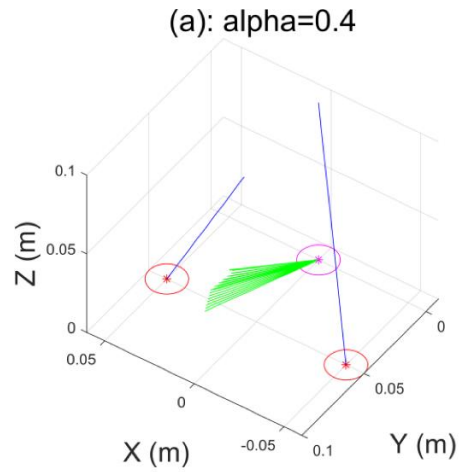


그림 12.  $\alpha$ 가 각각 (a) 0.4, (b) 0.6, (c) 1.0인 경우에 내시경의 경로.  
(시뮬레이션 1)

시뮬레이션 2의 환경에서도 위의 과정을 반복하여

진행하였으며, 그 결과는 그림 13에 나타내었다.  $\alpha = 1.0$ 에서는 충돌이 발생하였고 그 외  $\alpha < 1.0$ 에서는 발생하지 않음을 확인할 수 있다.

$\alpha$ 를 0.6에서 0.8까지 0.05의 간격으로 증가시키면서 추가적인 시뮬레이션을 진행하였고 그 결과를 그림 14에 나타내었다.  $\alpha$ 가 감소할수록 반발 보상 신호가 더 크게 작용하므로, End-effector로의 접근이 어려워진다. 특히  $\alpha \leq 0.60$ 일 때에는, 반발력이 충분한 세기로 작용하므로, *dist*가 TH (갈색 선) 근처에서 진동한다.

그림 15의 (a)-(c)는  $\alpha = 0.40, 0.80, 1.0$ 일 때 내시경의 궤적을 묘사한다.  $\alpha = 1.0$ 일 때에는, 보상 신호가 적용되지 않으므로 충돌이 발생하지만,  $\alpha = 0.8$ 일 때에는, 충돌이 발생하지 않고 *dist*가 1.56 cm (빨간 선으로부터 0.91 cm인 지점)로 접근한다. 하지만  $\alpha = 0.4$ 일 때에는 비교적 강한 반발 보상이 적용되기 때문에, 내시경은 End-effector로 충분히 접근하지 못한다.

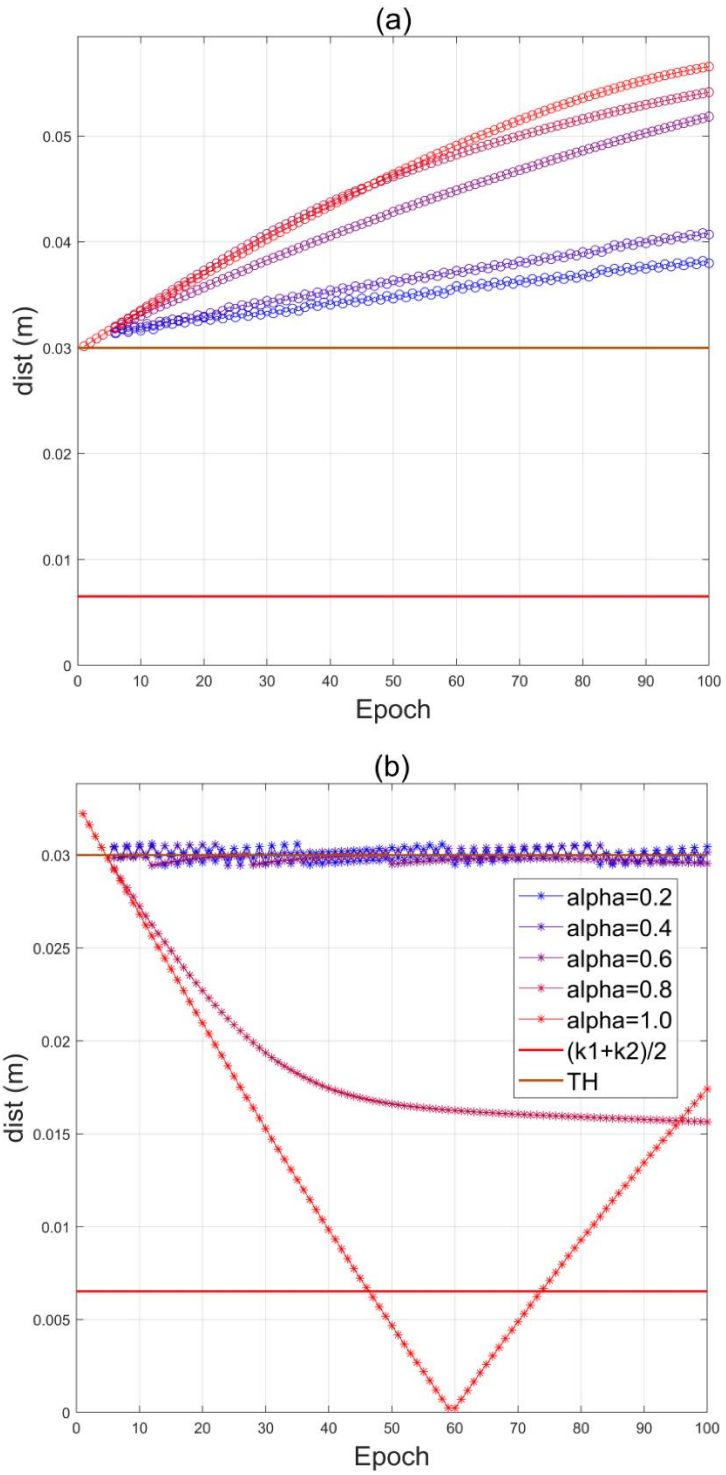


그림 13.  $\alpha$ 의 범위가 0.2에서 1.0일 때의  $dist$  (시물레이션 2). (a) 내시경과 End-effector 1 사이의  $dist$ . (b) 내시경과 End-effector 2 사이의  $dist$ .



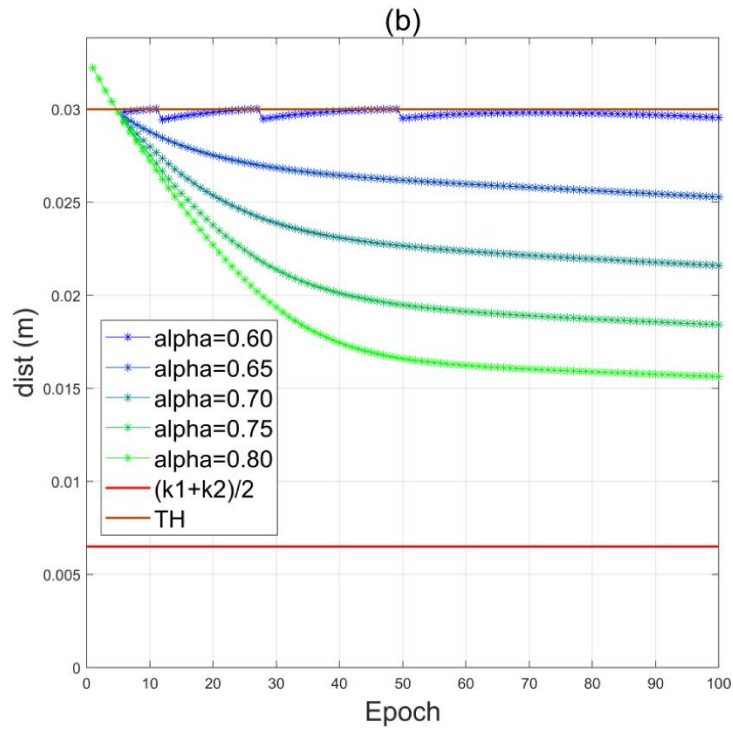
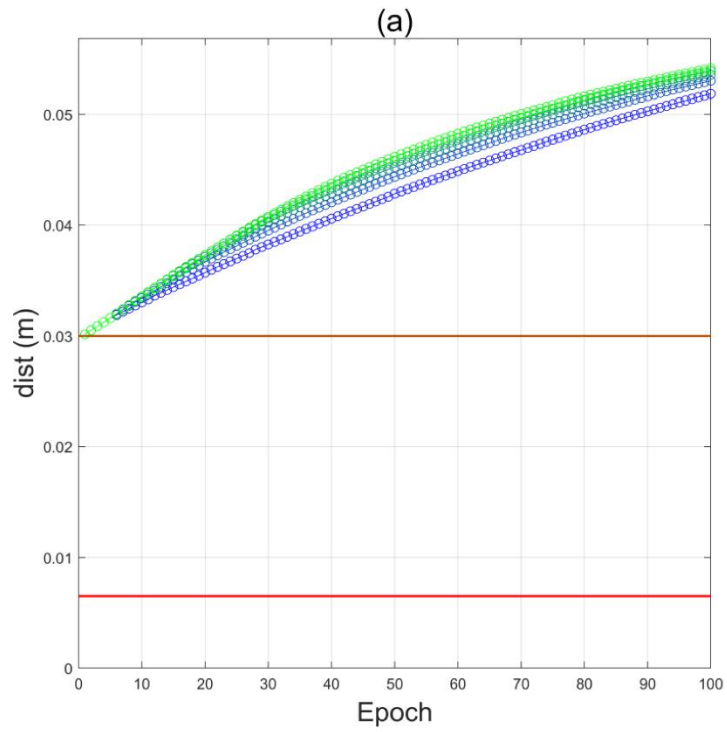


그림 14.  $\alpha$ 의 범위가 0.60에서 0.80일 때의  $dist$  (시뮬레이션 2). (a) 내시경과 End-effector 1 사이의  $dist$ . (b) 내시경과 End-effector 2 사이의  $dist$ .

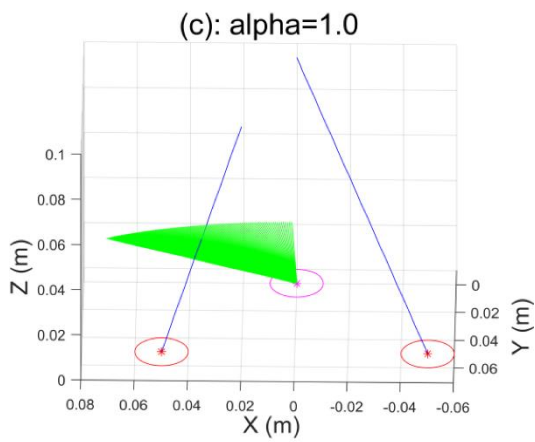
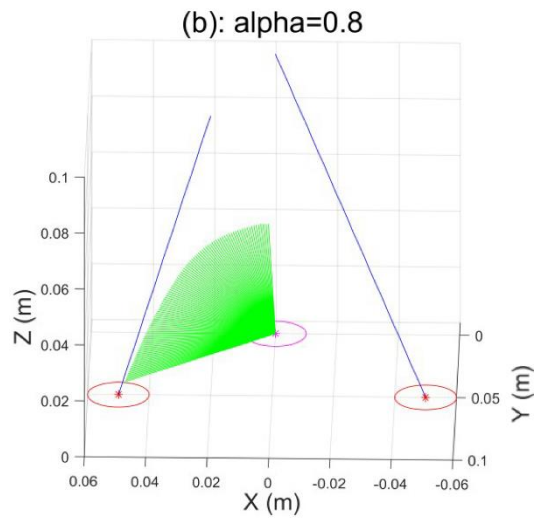
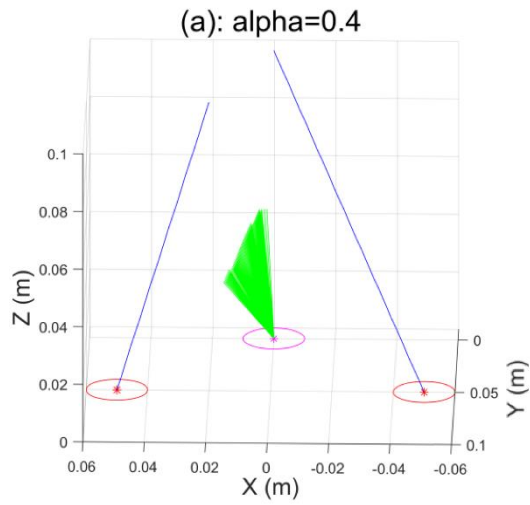


그림 15.  $\alpha$ 가 각각 (a) 0.4, (b) 0.8, (c) 1.0인 경우에 내시경의 경로 (시뮬레이션 2).

## 4. 고찰

이번 연구에서는 HMD를 사용하여 수술 로봇의 ECS를 제어하였다. 이러한 접근은 크고 무거운 Stereo viewer를 제거할 수 있고 직관적인 제어를 가능하게 한다는 큰 장점이 있다. ECS의 움직임은 머리의 Roll, Pitch, 및 Yaw 동작을 매핑함으로써 구현하였고, Peg transfer task를 응용한 실험과 Line tracking test를 진행하여 본 시스템의 성능을 검증하였다.

### 4.1. Peg transfer task

Peg transfer task에서는, 사용자가 Trial를 반복할수록 수행 시간이 빠르게 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 마지막으로 진행된 여덟 번째의 수행 시간은 첫 번째 시도와 비교할 경우 평균 57.2 % 감소하였다. 특히, 첫 번째와 네 번째 시도의 수행 시간을 비교해보면 44.8 %가 감소하였다. 지원자 대부분의 소요시간은 4회의 시도 만에 수렴하였고, 이 결과를 통하여 제안된 시스템에 적응하는 데에는 장기간의 훈련이 필요하지 않다는 것을 확인할 수 있었다. 더욱이, 한 명의 지원자 (Volunteer 4)를 제외하고는 사용자 간 변산도 (Inter-user variability) 또한 매우 작았다 (SD=7.4 %). 세 명의 사용자에서는 감소하는 실행 시간의 Pattern 뿐만 아니라 절대적인 실행 시간도 비슷하다는 것을 확인할 수 있었다 (그림 9와 표 3). 사용자 간 변산도가 작다는 것은 제안된 시스템이 사용자에게 관계 없이 일관된 성능을 지닌다는 것을 의미한다. Volunteer 4의 학습 곡선의 경우, 다른 사용자들에 비해

훨씬 좋은 성적으로 수렴하는 것으로 확인되며, 이를 통해 이 사용자는 복잡한 기구를 다루는 데에 소질이 있다고 판단된다.

## 4.2. Line tracking test

개발한 시스템의 사용성을 검증하기 위하여 Line tracking test 또한 진행하였다. 모든 사용자가 해당 시스템이 Line tracking에 대하여 매우 직관적이고 편리하다는 의견을 주었다. 실험이 반복됨에 따라 수행 시간의 감소량이 매우 작았기 때문에 시스템을 제어함에 있어서 학습되어가는 단계는 명확히 관찰되지 않았다. 세 번째 시도에서는 첫 시도의 수행 시간과 비교하여 평균 9.8 %만이 감소하였다. 수행 시간의 감소량이 미비했던 이유는 사용자들이 이 전에 수행된 Peg transfer task에서 시스템에 대하여 충분히 훈련되었기 때문이었다고 예상된다. 또한 Line tracking test는 dVRK의 작동없이 HMD 기반의 ECS만을 포함하기 때문에, Peg transfer task보다 제어의 난이도가 낮다. 사용자들 또한 dVRK를 제외한 ECS만의 제어가 보다 더 수월하였으며, 수행 시간의 감소를 위한 추가적인 훈련의 필요성을 느끼지 못했다고 언급하였다. 각 도형에서 진행된 세 번째 시도의 수행 시간 간의 SD는 매우 작으며, 이는 제어 성능이 궤적의 방향이나 곡률에 크게 의존하지 않다는 것을 나타낸다. 특히, 세 도형 중 세모에서의 수행 시간이 가장 작았는데, 이는 원과 네모에 비해 궤적을 따라가는 데에 필요한 방향 전환의 횟수가 적기 때문으로 보인다.

### 4.3. 충돌 방지 알고리즘

본 연구에서는 로봇 수술에서의 충돌 관련 문제를 심도 있게 다루었고, 시뮬레이션을 통하여 ECS와 End-effector 간의 충돌을 예방한다는 것을 확인하였다. 작은  $\alpha$ 에 의해 생성되는 충분한 크기의 보상 신호는 안전한 수술 환경을 보장하였다. 반면, 원하지 않은 반발 효과는 사용자의 조작만으로 제어되는 무구속적인 ECS의 동작을 방해할 수 있다. 따라서, 충돌 방지와 무구속적 제어는 Trade-off 관계에 있다. 두 OBBs 간의 거리가 가까워짐에 따라  $dist$  값이 충돌 가능 수준으로 수렴하면 식 (4)의 반발 보상이 충분히 큰 값으로 발산하여 충돌이 방지된다. 시뮬레이션 결과를 통해서도  $\alpha < 1$ 인 경우에 이론적으로는 항상 충돌이 발생하지 않는 것을 확인할 수 있었다. 하지만, 실제 시스템에서는 명령 신호 주파수 (Command signal frequency)와 시간 지연 (Time latency) 등의 이슈로 인해 이론적으로 예측한 결과가 항상 실현되지는 않는다. 결과적으로,  $\alpha$ 는 추가적인 여유 (Margin)를 두고 결정되어야 하며, 추가적인 여유를 고려한다면,  $\alpha$ 의 적합한 범위는 0.70-0.90로 제시될 수 있다.  $\alpha < 0.65$ 에서는, 사용자의 제어 명령과 반발 보상의 합(net)이 평형을 이루어 Local minima가 발생한다.  $\alpha$ 가 증가할수록 사용자의 명령이 우세 해지기 때문에 대상 간의 더 가까운 접근이 가능해진다. 두 차례의 시뮬레이션에서 제시한  $\alpha$ 의 범위 (0.70-0.90)에서 Local minima 및 충돌이 발생하지 않았다. 보다 검증된  $\alpha$ 의 범위를 찾기 위해서는 시스템에 대한 더 많은 시뮬레이션이 설계되고 수행되어야 한다.

# 5. 결론

## 5.1. 결론

본 연구에서는 수술 로봇 플랫폼 상에서 HMD 기반의 제어 시스템을 적용하여 새로운 제어 도구로서의 사용 가능성을 확인하였다. AHRSG가 내장된 HMD는 dVRK 및 da Vinci 수술 로봇을 구성하는 Stereo viewer를 대체하고 내시경을 제어함에 활용할 수 있다. 초보 지원자들은 개발된 시스템으로 수행한 Peg transfer task에서 매우 빠르게 학습되는 경향을 보여주었고 사용자 간 변산도 또한 매우 작았다. 추가적으로, 해당 시스템을 가지고 세 가지 모양의 궤적을 추적하는 Line tracking test를 수행하였다. 그 결과 각 모양 별 수행 시간 간의 차이는 매우 미묘 하였고 이를 통하여 해당 시스템의 제어는 궤적의 방향과 곡률에 크게 의존하지 않는다는 것을 알 수 있었다. 마지막으로, HMD 기반 ECS의 제어를 위한 충돌 방지 전략을 제시하였고, 시뮬레이션을 통하여 이를 검증하였다. 시뮬레이션 결과에 기반하여, 안전성 및 제어의 편리성을 고려한 적절한 파라미터의 범위 또한 확인하였다.

결론적으로, 본 연구를 통하여 집도의의 불편한 자세를 경감하기 위한 인체공학적 수술 로봇 시스템 관련 시도를 하였다. 또한, 하나의 마스터 시스템으로 수술 도구와 내시경을 동시에 제어할 때 발생하는 수술 과정의 불연속성을 해소하기 위해 HMD 기반의 ECS 제어 시스템을 제안하였고, 제안된 시스템의 수술 로봇 플랫폼 상으로의 적용 가능성과 사용성 및 안전성을 검증하였다. 제안된 시스템은 기존의 Stereo viewer와 비교하여 공간적 효율성

또한 크게 개선할 수 있어, 차세대 수술 로봇의 제어 인터페이스로서 활용 가능할 것으로 평가된다.

## 5.2. 향후 연구

향후, HMD 기반 제어를 적용한 수술 로봇과 기존 수술 로봇의 구동 방식에 대한 사용성 비교 평가를 진행할 수 있다. 비교 평가의 대상으로서 먼저, 본 연구를 통해 제안한 HMD 기반의 제어 시스템이 기존 수술 로봇의 Stereo viewer가 유발하는 목, 어깨, 그리고 등의 통증을 경감시켜 인체공학적 수술 환경을 제공하는지의 여부를 확인할 수 있다. 이외에도 영상의 질, 제어 성능 등 다양한 항목들을 대상으로 제안한 시스템과 기존 수술 로봇 간의 비교 평가가 진행된다면 HMD의 적용 가능성을 보다 체계적으로 평가할 수 있을 것이다.

추가적으로, 사용자의 제어 의도가 ECS의 움직임으로 반영되기 시작하는 적절한 문턱 값의 최적화를 위한 연구가 진행될 수 있다. 본 연구에서는 각 사용자의 편의에 따라 문턱 값을 지정하였지만, 안정성과 사용성을 동시에 고려한 문턱 값이 결정된다면 보다 향상된 제어 시스템을 구축할 수 있을 것이다.

마지막으로, 본 연구에서 제안하는 HMD 기반의 제어 전략 및 충돌 방지 전략은 단지 수술 로봇에만 국한되는 것이 아닌 HMD를 이용한 사용자의 머리 자세 기반 제어 시스템에서 폭넓게 활용될 수 있을 것으로 예상된다.

# 참고 문헌

- [1] G. H. Ballantyne, “Robotic surgery, telerobotic surgery, telepresence, and telementoring,” *Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*, vol. 16, no. 10, pp. 1389-1402, October 2002.
- [2] J. H. Palep, “Robotic assisted minimally invasive surgery,” *Journal of Minimal Access Surgery*, vol. 5, no. 1, pp. 1-7, Jan-Mar 2009.
- [3] Dan Lockney, “Robotic Surgery,” <https://spinoff.nasa.gov/spinoff2000/hm1.htm>, Accessed Apr. 1, 2020.
- [4] A. T. Ng and P. C. Tam, “Current status of robot-assisted surgery,” *Hong Kong Medical Journal*, vol. 20, no. 3, pp. 241-250, May 2014.
- [5] T. E. Ahlering, D. Sharecky, D. Lee, and R. V. Clayman, “Successful transfer of open surgical skills to a laparoscopic environment using a robotic interface: initial experience with laparoscopic radical prostatectomy,” *The Journal of Urology*, vol. 170, no. 5, pp. 1738-1741, November 2003.
- [6] V. Ficarra, G. Novara, W. Artibani, A. Cestari, A. Galfano, M. Graefen, G. Guazzoni, B. Guillonneau, M. Menon, F. Montorsi, V. Patel, J. Rassweiler, and H. Van Poppel, “Retropubic, laparoscopic, and robot-assisted radical prostatectomy: A system review and cumulative analysis of comparative studies,” *European Urology*, vol. 55, no. 5, pp. 1037-1063, May 2009.
- [7] J. P. Ruurda, T. J. van Vroonhoven, and I. A. Broeders, “Robot-assisted surgical systems: a new era in laparoscopic surgery,” *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, vol. 84, no. 4, pp. 223-226, July 2002.
- [8] J. Finkelstein, E. Eckersberger, H. Sadri, S. S. Taneja, H. Lepor, and B. Djavan, “Open versus laparoscopic versus robot-assisted laparoscopic prostatectomy: The European and US experience,” *Reviews in Urology*, vol. 12, no. 1, pp. 35-43, 2010.
- [9] Winata Stanley, “Wireless Teleoperation Control Interface of Articulated Forceps for Minimally Invasive Surgery,” Nagoya university, July 28, 2018.
- [10] A. C. Ramos, E. L. de Souza Bastos, and K. C. Kim, “Perspective of Robotic Bariatric Surgery,” *Obesity and Diabetes*, Springer International Publishing Switzerland 2015, Aug. 2015.
- [11] O. A. J. van der Meijden and M. P. Schijven, “The value of haptic feedback in conventional and robot-assisted minimal invasive surgery and



- virtual reality training: a current review,” *Surgical Endoscopy*, vol. 23, no. 6, pp. 1180-1190, June 2009.
- [12] G. Turchetti, F. Pierotti, and A. Cuschieri, “Economic evaluation of da Vinci-assisted robotic surgery: a systematic review,” *Surgical Endoscopy*, vol. 26, no. 3, pp. 598-606, March 2012.
- [13] C. W. Kim, C. H. Kim, and S. H. Baik, “Outcomes of robotic-assisted colorectal surgery compared with laparoscopic and open surgery: a systematic review,” *Journal of Gastrointestinal Surgery*, vol. 18, no. 4, pp. 816-830, April 2014.
- [14] A. Ahmad, Z. F. Ahmad, J. D. Carleton, and A. Agarwala, “Robotic surgery: current perceptions and the clinical evidence,” *Surgical Endoscopy*, vol. 31, no. 1, pp. 255-263, January 2017.
- [15] C.-C. H. Stucky, K. D. Cromwell, R. K. Voss, and J. N. Cormier, et al, “Surgeon symptoms, strain, and selections: Systematic review and meta-analysis of surgical ergonomics,” *Annals of Medicine and Surgery*, vol. 27, pp. 1-8, Mar. 2018.
- [16] J. B. Gomez, A. Ceballos, F. Prieto, and T. Redarce, “Mouth gesture and voice command based robot command interface,” *Proc. of the Conf. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, July 2009.
- [17] N. Hong, M. Kim, C. Lee, and S. Kim, “Head-mounted interface for intuitive vision control and continuous surgical operation in a surgical robot system,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 57, no. 3, pp. 601-614, March 2019.
- [18] M. Kim, C. Lee, W. Park, Y. S. Suh, H. K. Yang, H. J. Kim, and S. Kim, “A development of assistant surgical robot system based on surgical operation-by-wire and hands-on-throttle-and-stick,” *Biomedical Engineering Online*, vol. 15, no. 58, May 2016.
- [19] M. Kim, C. Lee, N. Hong, Y. J. Kim, and S. Kim, “Development of stereo endoscope system with its innovative master interface for continuous surgical operation,” *Biomedical Engineering Online*, vol. 16, no. 81, pp. 1-16, June 2017.
- [20] Y. Cao, S. Miura, Y. Kobayashi, K. Kawamura, S. Sugano, and M. G. Fujie, “Pupil variation applied to the eye tracking control of an endoscopic manipulator,” *IEEE Robotics and Automation Letter*, vol. 1, no. 1, pp. 531-538, January 2016.
- [21] T. Kawai, M. Fukunish, A. Nishikawa, Y. Nishizawa, and T. Nakamura, “Hands-free interface for surgical procedures based on foot movement patterns,” *Proc. of the 36<sup>th</sup> Conf. Annual International Conference of the*

- IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 345-348, November 2014.
- [22] M. M. Lux, M. Marshall, E. Erturk, and J. V. Joseph, "Ergonomic evaluation and guidelines for use of the DaVinci robot system," *Journal of Endourology*, vol. 24, no. 3, March 2010.
- [23] Oculus VR, "Initialization and Sensor Enumeration," <https://developer.oculus.com/documentation/pcsdk/latest/concepts/dgsensor/>, Accessed May 29, 2018.
- [24] Genliang Chen, Wang Jiepeng, Hao Wang, "A New Type of Planar 2-DOF Remote Center-of-Motion Mechanisms Inspired by the Peaucellier-Lipkin Straight-line Linkage," *Journal of Mechanical Design*, vol. 141, no. 1, March 2018.
- [25] Y. Jo, Y. J. Kim, H.-M. Moon, and S. Kim, "Development of virtual reality-vision system in robot-assisted laparoscopic surgery," *Proc. of the 18th Conf. International Conference on Control, Automation and System*, pp. 1708-1712, 2018.
- [26] K. Zinchenko, O. Komarov, and K. T. Song, "Virtual reality control of a robotic camera holder for minimally invasive surgery," *Proc. of the 11th Conf. Asian Control Conference*, pp. 970-975, February 2017.
- [27] Fundamentals of Laparoscopic Surgery, "FLS manual skills written instructions and performance guideline," <https://www.unmc.edu/surgery/residencies-fellowships/mis-fellowships/training/manual-skills-guidelines-for-cd.pdf>, Accessed January 2019.
- [28] Y. J. Kim, H. S. Nam, W. H. Lee, H. G. Seo, J.-H. Leigh, B.-M. Oh, M. S. Bang, S. Kim, "Vision-aided brainmachine interface training system for robotic arm control and clinical application on two patients with cervical spinal cord injury," *BioMedical Engineering Online*, vol. 18, no. 14, February 2019.
- [29] Y. Qiu, Z. Yan, Y. Miao, and Z. Du, "Real-time collision avoidance algorithm for surgical robot based on OBB intersection test," *Proc. of the 19th Conf. International Conference on Intelligent Robotics and Applications*, pp. 195-205, August 2017.

# Abstract

## A Novel Head-mounted Display based Control in Robotic Surgery

Yeeun Jo

Interdisciplinary program in Biomedical Engineering

The Graduate School

Seoul National University

Robotic laparoscopic surgery has provided various benefits, but during the surgery, the surgeons are experiencing uncomfortable positioning issue which leads to neck, shoulder, and back pain. For improving this issue, a novel head-mounted display (HMD) based endoscope control system (ECS) considering an ergonomic aspect is proposed in this research.

The overall system is composed of a da Vinci research kit (dVRK), 4-degree-of-freedom ECS, endoscope module, and HMD with a built-in attitude and heading reference system (AHRS). The endoscope module is controlled by a built-in AHRS in the HMD. The stereo viewer in dVRK could be replaced by the HMD, so it would reduce the size of surgical robot system.

Applicability of the proposed system to surgical robot platform was verified by peg-transfer task with four novice volunteers. Also, line tracking test was conducted to assess usability of the HMD based control. They showed rapid learning to the system and small value of inter-user variability.

In the case of simultaneous control of HMD and surgical instruments, the collision issue between them could be raised. Thus, a collision avoidance strategy for HMD based ECS control was developed. Oriented bounding boxes (OBBs) containing the surgical instruments and endoscope were defined. And then, it is estimated whether the surgical instruments and endoscope collide through calculating the possibility between the OBBs. The control signal to endoscope includes both the user intention and collision avoidance strategy. dVRK does not provide real-time position data of its end-effectors, so computer-based simulations through MATLAB® were performed to verify the collision avoidance strategy. As a result, the strategy was

assured of safety of surgery, and the range of blending parameter considering a trade-off between the user intention and safety was proposed.

The HMD based ECS proposed in this research could reduce surgeon's pains in neck, shoulder, and back, so it would lead to more efficient surgery. Additionally, space efficiency could be improved compared with the existing stereo viewer, so it is considered that the proposed system could be used as the control interface of the next-generation surgical robot.

*Keywords: robot-assisted surgery, da Vinci Research Kit (dVRK), HMD, collision avoidance, OBB, shared control usability evaluation*

*Student Number: 2017-25767*

# 감사의 글

언제나 사랑으로 마음의 안식처가 되어 주시며 눈물로 길러주신 부모님께 감사드립니다. 가정에 기쁨이 되어주는 귀염둥이 막내 성은이, 기도로 응원 해주시며 항상 제 편이 되어주시는 할머니, 할아버지 사랑하고 감사합니다.

인턴 기간을 포함하여 3년 반이라는 시간 동안 많은 것을 보고, 경험할 수 있도록 기회를 주시고, 연구자로서의 소양을 가르쳐 주시며, 좋은 연구 환경을 제공해주신 김성완 교수님께 깊이 감사 드립니다. 귀한 시간을 내주시어 학위 심사 및 소중한 조언을 베풀어주신 박광석, 이정찬 교수님께도 감사드립니다.

생체 모델링 및 제어 (BMC) 연구실에서 소중한 인연이 되어주신 모든 연구원 분들께도 감사드립니다. 수술 로봇 연구의 앞 길을 닦아 주신 치원 오빠, 언제나 유쾌하게 문제들을 해결 해주셨던 사수 명준 오빠, 겉으로는 무뎠지만 세심히 많은 도움을 주셨던 윤재 오빠, 항상 본인 일과 같이 신경 써 주셨던 민우 오빠, 존재만으로도 든든했던 나영 언니, 분위기 메이커 병준 오빠, 많은 응원 주었던 혜민 언니, 짧은 기간 함께했지만 연구자로서의 본이 되어 주셨던 남형석 선생님, 언제나 친절하게 도움을 주시고 다방면에서 많은 조언을 주셨던 임민혁 선생님과 이우형 선생님께 감사 인사 드리며,

더불어 학위 과정 동안 소중한 인연을 맺게 된 모든 분들께도 감사드립니다.

마지막으로 모든 감사와 영광을 하나님께 돌리며 석사 학위 논문을 마무리합니다. 끝으로 이 논문은 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구입니다 (No. 2017R1A2B2006163). Da Vinci Research Kit 는 Intuitive Surgical, Inc. (Sunnyvale, CA, USA)로부터 2014 년에 기증받았습니다.