

# 광추적기와 내부 비전센서를 이용한 수술도구의 3차원 자세 및 위치 추적 시스템

## 3D Orientation and Position Tracking System of Surgical Instrument with Optical Tracker and Internal Vision Sensor

조 영 진, 오 현 민, 김 민 영\*  
(Young Jin Joe<sup>1,2</sup>, Hyun Min Oh<sup>1</sup>, and Min Young Kim<sup>1,\*</sup>)

<sup>1</sup>School of Electronics Engineering, Kyungpook National University

<sup>2</sup>Hanwha Thales Co.

**Abstract:** When surgical instruments are tracked in an image-guided surgical navigation system, a stereo vision system with high accuracy is generally used, which is called optical tracker. However, this optical tracker has the disadvantage that a line-of-sight between the tracker and surgical instrument must be maintained. Therefore, to complement the disadvantage of optical tracking systems, an internal vision sensor is attached to a surgical instrument in this paper. Monitoring the target marker pattern attached on patient with this vision sensor, this surgical instrument is possible to be tracked even when the line-of-sight of the optical tracker is occluded. To verify the system's effectiveness, a series of basic experiments is carried out. Lastly, an integration experiment is conducted. The experimental results show that rotational error is bounded to max 1.32° and mean 0.35°, and translation error is in max 1.72mm and mean 0.58mm. Finally, it is confirmed that the proposed tool tracking method using an internal vision sensor is useful and effective to overcome the occlusion problem of the optical tracker.

**Keywords:** surgical navigation system, image-based tracking, sensor fusion

### I. 서론

최근 의료로봇 기술의 발전에 따라 최소침습수술과 같은 최소한의 절개를 통해 내시경과 소형의 수술도구를 사용한 수술기법이 각광받고 있다[1,2]. 하지만 최소침습수술은 내시경만으로 환부에 접근하므로 시야확보의 불편이 있다. 이러한 불편을 해소하기 위해 수술내비게이션을 사용한다. 수술내비게이션 시스템은 현재 수술도구의 위치는 어디인지, 수술도구가 환부에 안전하게 접근하고 있는지에 대한 정보를 보여줌으로써 시술자의 부담을 줄이고 안전성을 높일 수 있다[3,4]. 일반적인 수술내비게이션 시스템은 작업용 컴퓨터, 소프트웨어, 위치추정 장치로 구성되어 있다[5]. 구성요소 중 위치추정 장치는 환부에 대한 상대적인 수술도구의 위치와 자세를 추적하는 장치로 수술내비게이션 시스템에서 필수적인 요소이다[6]. 수술도구의 추적을 위해 대표적으로 자기장추적기와 광추적기를 이용한 추적 방법이 있다.

자기장을 이용한 추적 시스템의 경우 일반적으로 자기장 발생기, 마커로 사용되는 코일로 구성되어 있으며, 자기장의 변화를 감지하여 추적하는 방식이다[8]. 자기장추적기는

주로 카테터 또는 바늘과 같이 환자의 내부에 삽입되는 수술도구를 추적하기 위해 사용되고, 추적기와 수술도구 사이의 시야가 확보되지 않아도 추적이 가능하다는 장점이 있다[5]. 하지만 자기장추적기의 경우 다른 추적방식에 비해 정확도가 떨어지고 의료용 기기에서 발행하는 외부 자기장이나 금속 물질에 의해 자기장 교란이 일어나면 추적이 어렵다는 문제점이 있다[7,8].

광추적 방식은 스테레오 비전 시스템을 이용한 3차원 측정 방식이다. 두 카메라 사이의 기하정보를 알고 있고, 각 카메라를 통해 얻은 영상에서 측정물체의 대응점을 찾으면 3차원 위치 정보를 알 수 있다. 만약 대응점이 3개 이상이라면 측정물체의 자세정보도 알 수 있다. 이 방법을 이용하여 환부 및 수술도구에 마커를 부착하여 환부와 수술도구의 위치 및 자세 정보를 알 수 있게 된다. 특히, 스테레오 비전 시스템은 다른 추적 방법에 비해 정확도가 높고 환경적 요인에 영향을 받지 않아 사용이 편리하다는 장점이 있다. 하지만 추적기와 수술도구 사이에 시야가 항상 확보되어야 하며 수술도구가 다른 장애물에 의해 가려지게 되는 경우 폐색(Occlusion)이 발생하게 되어 추적이 불가능하다[6,7,9].

따라서 본 논문에서는 수술내비게이션에서 필수적인 요소인 수술도구의 추적에 관한 방법을 제시하고자 한다. 추적기로 사용되는 광추적 방식의 단점을 보완하여 폐색상황에서도 지속적으로 수술도구의 자세 및 위치추적이 가능한 시스템을 개발하는데 목적을 두었다. 이는 수술을 진행하는 동안 폐색상황에 의해 흐름이 끊어지는 것을 방지할 수 있다. 이를 위해 단일 비전 센서를 수술도구에 부착하여 폐색

\* Corresponding Author

Manuscript received May 24, 2016 / revised July 7, 2016 / accepted July 25, 2016

조영진: 경북대학교 전자공학부/한화탈레스(yjin0319@knu.ac.kr)

오현민, 김민영: 경북대학교 전자공학부

(ohm\_brock@ee.knu.ac.kr/mykim@ee.knu.ac.kr)

\* 이 논문은 2015학년도 경북대학교 복원학술연구비에 의하여 연구되었음.

상황 발생 시, 수술도구에 부착된 비전센서를 이용하여 지속적으로 자세 및 위치를 추적하는 방법을 제안한다.

**II. 수술도구 추적 시스템**

**1. 시스템 구성**

본 논문에서 제안하는 시스템의 구성은 그림 1과 같다. 제안하는 시스템은 3개의 마커와 광추적기 그리고 내부 비전센서로 구성되어 있다. 각 마커는 4개의 구형마커로 구성되어 있고 마커1, 마커3은 광추적기로 마커2는 내부 비전센서로 각각의 위치와 자세를 인식한다. 마커1은 수술도구에 고정되어 수술도구의 위치와 자세를 측정하고, 마커2는 환부 주변에 고정하여 마커1과 환부의 위치와 자세를 측정한다. 마커3은 환부에 고정되어 환부의 움직임을 측정하기 위한 것으로 마커2의 값을 보상한다. 본 논문에서 제안하는 방법은 마커1이 폐색되었을 경우 내부 비전센서를 이용해 지속적인 추적을 유지하기 위한 방법이다. 따라서 마커2와 마커3은 폐색되지 않은 상황을 가정한다.

**2. 좌표축 보정**

본 논문에서 제안하는 시스템을 구성하는 각각의 요소들은 서로 독립된 좌표계를 가지고 있기 때문에 좌표계 보정을 통해 좌표계를 일치시키는 과정이 필요하다. 좌표축 보정을 위해 체스보드를 사용하였으며, 그림 2는 제안한 시스템 내의 각각의 요소들 사이의 변환 관계를 나타낸 것이다.

$T_{o2m1}$ ,  $T_{o2m2}$ 는 광추적기에서 마커로 변환되는 이동, 회전 관계를 나타낸 행렬이며  $T_{c2b1}$ ,  $T_{c2b2}$ 는 내부 비전센서에

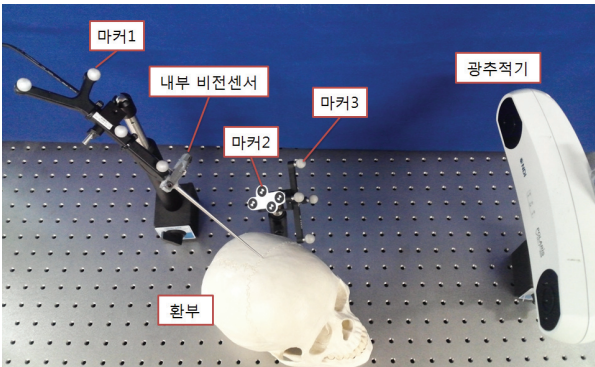


그림 1. 시스템 구성.

Fig. 1. System configuration.

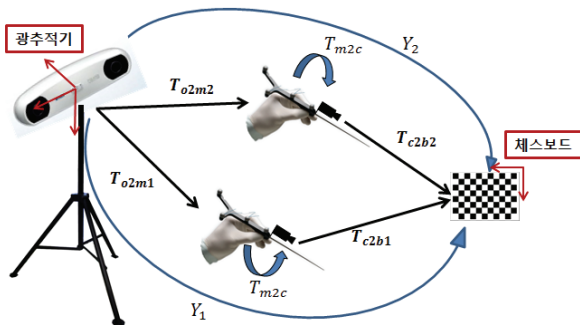


그림 2. 시스템 내의 변환 관계.

Fig. 2. Transformation relation in system.

서 체스보드로 변환되는 이동, 회전 관계를 나타낸 행렬이다. 마지막으로  $T_{m2c}$ 는 마커1에서 내부 비전센서로 변환되는 이동, 회전 관계를 나타낸 행렬이다. 반대 방향으로의 관계는 각 행렬의 역행렬을 구하면 된다. 그림 2에서 광추적기와 체스보드 사이의 관계를 표현하면 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$Y_1 = T_{o2m1} \cdot T_{m2c} \cdot T_{c2b1} \tag{1}$$

$$Y_2 = T_{o2m2} \cdot T_{m2c} \cdot T_{c2b2} \tag{2}$$

그림 2에서 광추적기와 체스보드는 고정되어 있으므로 식 (1),(2)는 같다고 볼 수 있다.

$$Y_1 = Y_2 \tag{3}$$

$$T_{o2m1} \cdot T_{m2c} \cdot T_{c2b1} = T_{o2m2} \cdot T_{m2c} \cdot T_{c2b2} \tag{4}$$

식 (4)를 정리해서 다시 쓰면

$$T_{o2m2}^{-1} \cdot T_{o2m1} \cdot T_{m2c} = T_{m2c} \cdot T_{c2b2} \cdot T_{c2b1}^{-1} \tag{5}$$

위의 식 (5)에서 왼쪽항의  $T_{o2m2}^{-1} \cdot T_{o2m1}$ 를  $A$ 라 하고 오른쪽항의  $T_{c2b2} \cdot T_{c2b1}^{-1}$ 를  $B$ ,  $T_{m2c}$ 를  $X$  하면 식 (5)는 다음과 같이 간단히 나타낼 수 있다.

$$AX = XB \tag{6}$$

식 (6)은 Hand-eye-calibration으로 알려져 있다[8]. 여기서 A,B는 알 수 있는 값이고 X는 구해야 하는 행렬로 내부 비전센서와 수술도구에 부착되는 마커 사이의 회전, 이동 관계를 포함하고 있는 3x4 행렬이다. 식 (6)에서 행렬 X를 구하기 위해서는 적어도 두 번의 수술도구의 움직임이 필요하다. 하지만 이로써는 정확한 X의 값을 얻기가 어렵기 때문에 더 많은 A,B행렬에 대한 정보가 필요하다.

$$A_i X = X B_i, i = 1, \dots, n \tag{7}$$

위의 식 (7)에서 구하고자 하는 X값은 최소 자승법(Least Square Method)을 통해 구할 수 있다.

$$\min_{X \in SE(3)} \sum_{i=1}^n (A_i X - X B_i)^2 \tag{8}$$

**3. 내부 비전센서를 이용한 자세 및 위치 추적**

폐색상황 발생시 지속적인 추적을 위해 수술도구에 고정되는 내부 비전센서로 단일 카메라를 사용하였으며, 환부 주위에 직접 제작한 49mm X 33mm 크기의 인공마커를 부착하여 추적할 수 있도록 구성하였다. 내부 비전센서를 사용하여 환부 주위에 부착된 마커를 추적하여 위치와 자세 정보를 받아오는 경우 스케일을 정의할 수 없는 문제가 있기 때문에[11] 추적하고자 하는 마커의 기하정보를 미리 알고 있어야 한다. 마커의 공간 좌표계와 영상 사이의 관계는 아래의 식 (9)로 표현할 수 있다.

$$s \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_1 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_2 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \tag{9}$$

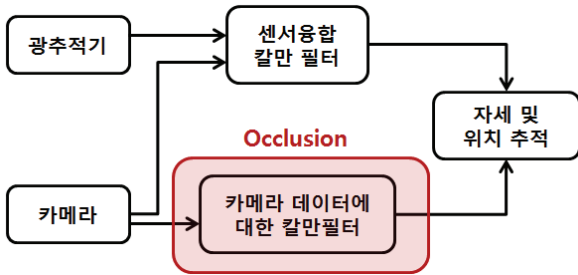


그림 3. 칼만필터를 이용한 센서융합 흐름도.  
Fig. 3. Flow chart of sensor fusion using Kalman filter.

식 (9)의 오른쪽 항에서 첫 번째 항렬은 카메라의 내부 행렬로 사전에 카메라 보정을 통해 얻을 수 있다[12]. 영상에서 원피팅을 통해 환부에 부착된 마커를 인식하고 원의 중심을 검출한 다음 유틸리티 플로우[13]를 이용하여 매 프레임마다 마커를 추적하며 자세와 위치정보를 추적한다.

4. 칼만필터를 이용한 센서 융합

칼만필터는 대상 시스템의 오차를 최소화 하는 알고리즘이며, 크게 예측 과정과 추정 과정으로 나누어진다. 예측 과정은 직전 추정 값을 입력으로 받아 최종 결과로 예측 값을 내놓고 추정 과정은 예측 값과 측정 값을 입력으로 받아 현재의 상태를 추정하는 과정이다. 그림 3은 칼만필터를 이용한 센서융합 흐름도로서 일반적인 상황에서는 칼만필터를 이용해 광추적기와 내부 비전센서의 데이터의 융합 과정을 통해 수술도구의 자세와 위치를 추적하게 된다. 폐색상황 발생 시에는 오직 내부 비전센서의 데이터만을 이용하여 수술도구를 추적하게 되며 데이터의 노이즈를 제거하기 위해 칼만필터를 사용하게 된다. 본 연구에서는 4개의 구형마커로 구성되어 있는 마커1에서 한 개 이상의 구형마커가 가려지게 되는 경우를 폐색상황으로 가정한다.

III. 실험 및 결과

1. 실험 환경

제안한 시스템에 사용하는 광추적기는 상용화된 제품인 NDI사의 Polaris Vicra를 사용하였으며 마커에 부착되는 내부 비전센서는 (주)휴엔텍 사의 보드레벨 카메라인 HUV10를 사용하였다. 또한 정확도 실험을 위해 PI사의 로테이션 스테이지를 사용하였다. 표 1~3은 각 제품의 사양을 나타낸다.

2. 정확도 실험 방법

그림 4는 정확도 실험을 위한 구성을 나타낸다. 제안하는 방법은 수술도구에 고정된 마커1의 폐색상황에 대한 보완 방안으로 환부는 움직이지 않고 수술도구가 움직이는 상황에서 실험을 수행한다. 로테이션 스테이지를 사용하여 수술도구를 10[°/s]의 속도로 -10° ~ +10°를 왕복운동 하여 얻은 광추적기와 내부 비전센서의 데이터를 비교하여 정확도 검증을 한다. 또한 왕복 운동의 주파수를 변경하며 실험을 실시하였다. 두 센서의 좌표축 보정을 위해 사전에 식 (5)-(7)을 이용하여 좌표축 보정을 실시하였다. 본 시스템에서 사용되는 광추적기와 내부 비전센서는 같은 물리량을 측정하기 때문에 두 센서로부터 얻은 데이터를 융합한 후 칼만 필터링 하는 측정 융합 모델을 사용한다[14].

표 1. Polaris Vicra 사양.

Table 1. Specification of Polaris Vicra.

변수	값
자세 정확도	0.12°
위치 정확도	0.25mm
측정 주파수	20Hz
동작 온도	10°C ~ 30°C
무게	0.80 kg

표 2. HUV10 사양.

Table 2. Specification of Polaris HUV10.

변수	값
해상도	640 x 480 pixel
초당 프레임수	30 fps
인터페이스	USB2.0
동작 온도	-30°C ~ 80°C
크기	20 x 10 x 4.4 mm

표 3. 로테이션 스테이지 사양.

Table 3. Specification of Rotation stage.

변수	값
정확도	0.025°
양방향 반복도	0.002°
최대 속도	60°/sec
최소단위	0.001°
최대하중	3kg

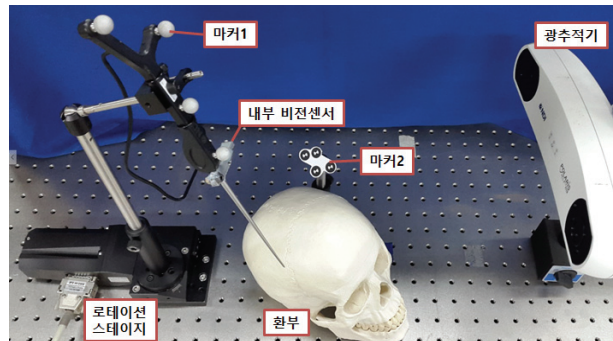


그림 4. 실험 환경 구성.  
Fig. 4. Experiment environment configuration.

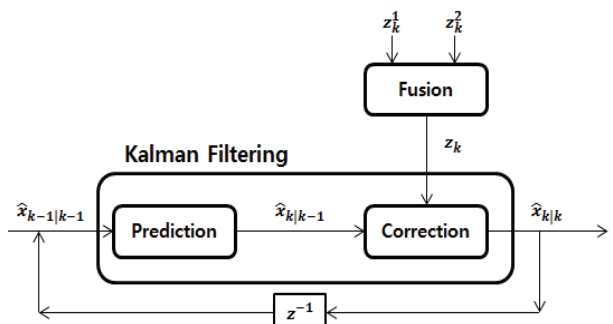


그림 5. 측정 융합 모델.  
Fig. 5. Measurement fusion model.

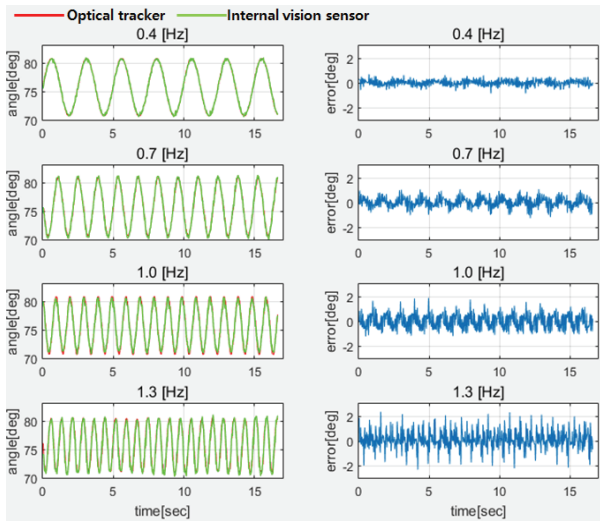


그림 6. 칼만필터 적용 전 자세 측정결과.  
Fig. 6. Pose measurement result before applying Kalman filter.

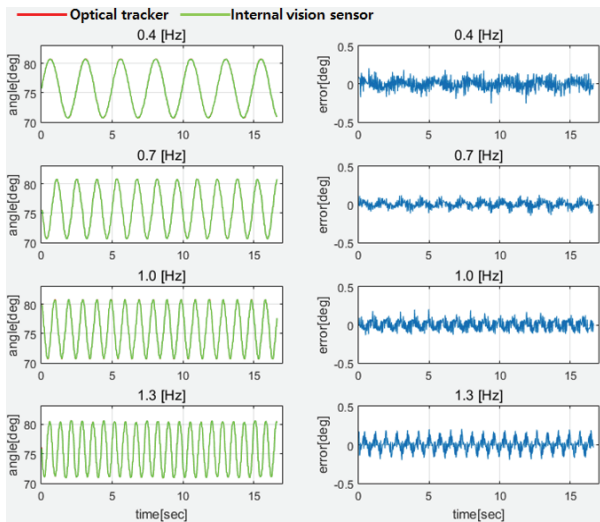


그림 7. 칼만필터 적용 후 자세 측정결과.  
Fig. 7. Pose measurement result after applying Kalman filter.

표 4. 주파수 변화에 따른 각도 오차.

Table 4. Angle error for frequency variation.

	0.4 [Hz]	0.7 [Hz]	1.0 [Hz]	1.3 [Hz]
최대	0.87	1.27	1.87	2.34
평균	0.23	0.34	0.54	0.59
표준편차	0.15	0.27	0.33	0.54

(단위 : degree)

표 5. 칼만필터 적용 후 주파수 변화에 따른 각도 오차.

Table 5. Angle error for frequency variation after applying Kalman filter.

	0.4 [Hz]	0.7 [Hz]	1.0 [Hz]	1.3 [Hz]
최대	0.26	0.15	0.20	0.21
평균	0.07	0.04	0.06	0.07
표준편차	0.04	0.03	0.04	0.06

(단위 : degree)

3. 자세 정확도 결과

그림 6,7과 표 4,5는 칼만필터 모델을 적용하기 전과 후의 주파수 변화에 따른 측정 그래프와 결과를 나타내고 있다. 그림 6,7의 경우 왼쪽 그래프는 두 데이터를 동시에 표현한 것이며 오른쪽 그래프는 오차를 표현한 것이다.

실험결과 칼만필터 모델 적용 전의 경우 왕복운동의 주파수가 증가할수록 각도 오차가 증가하였으나, 칼만필터 모델 적용 후의 결과를 보면 주파수가 증가해도 오차가 증가하지 않으며, 필터링 효과가 있음을 확인할 수 있다.

4. 위치 정확도 결과

그림 8과 표 6의 결과를 보면 왕복운동의 주파수가 증가함에 따라 위치 오차 역시 증가함을 확인할 수 있다. 다음 그림 9와 표 7은 칼만필터 모델 적용 후의 위치 정확도를 나타낸다. 칼만필터 적용 후 주파수가 증가해도 최대 오차가 0.5 mm 이내에 들어옴을 확인할 수 있다.

5. 통합 실험

마지막으로 제안된 시스템의 통합실험을 실시한다. 통합 실험은 수술도구의 자유이동을 실시한 후 폐색상황을 발생시켰을 때 내부 비전센서를 이용하여 계속해서 자세와 위치 추적이 가능한지에 대한 실험이다. 그림 10,11는 실험 결과를 나타내는 그래프로서 폐색상황 발생 시 두 센서의 자세와 위치 정보, 그리고 오차를 나타낸다.

실험 결과 폐색상황 발생 전과 후의 각 축의 자세 및 위치의 최대오차와 평균오차를 구분하여 표 8에 나타내었다.

통합실험 결과 폐색발생 전 오차의 경우 자세와 위치의 평균 오차가 각각 0.15[degree], 0.26[mm]로 발생했으며 폐

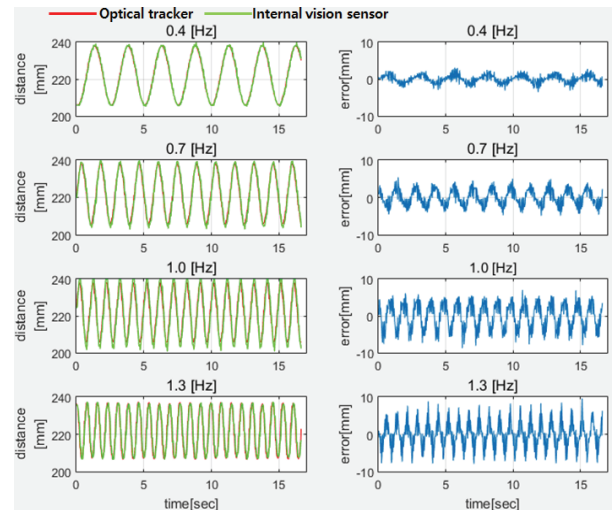


그림 8. 칼만필터 적용 전 위치 측정결과.  
Fig. 8. Position measurement result before applying Kalman filter.

표 6. 주파수 변화에 따른 위치오차.

Table 6. Position error for frequency variation.

	0.4 [Hz]	0.7 [Hz]	1.0 [Hz]	1.3 [Hz]
최대	3.57	5.41	8.79	9.58
평균	0.95	1.90	3.09	2.76
표준편차	0.76	1.25	1.95	2.42

(단위 : mm)

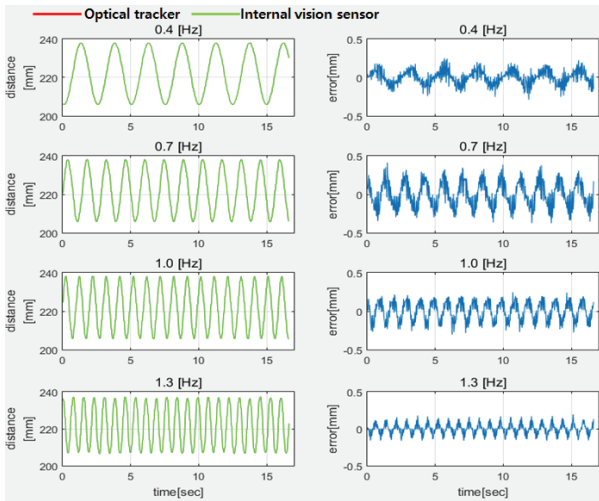


그림 9. 칼만필터 적용 후 위치 측정결과.

Fig. 9. Position measurement result after applying Kalman filter.

표 7. 칼만필터 적용 후 주파수 변화에 따른 위치오차.

Table 7. Position error for frequency variation after applying Kalman filter.

	0.4 [Hz]	0.7 [Hz]	1.0 [Hz]	1.3 [Hz]
최대	0.29	0.41	0.31	0.19
평균	0.08	0.15	0.11	0.06
표준편차	0.06	0.10	0.07	0.05

(단위 : mm)

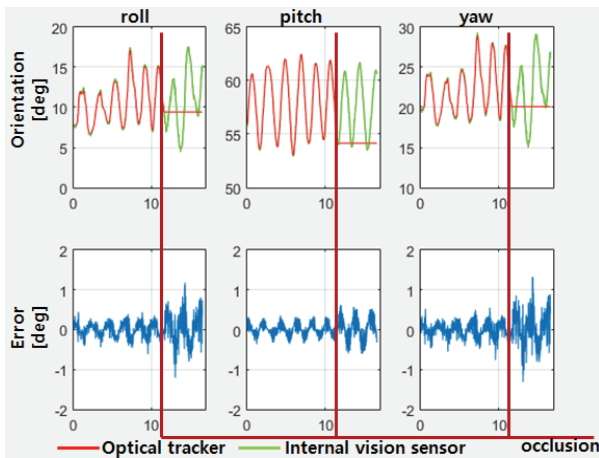


그림 10. 두 센서의 자세 정보 및 오차.

Fig. 10. Orientations information and error of two sensor.

색발생 후 오차의 경우 자세와 위치의 평균 오차가 각각 0.35[degree], 0.58[mm]로 나타났다. 폐색발생 후의 평균오차가 증가하는 것을 확인할 수 있는데 이는 내부 비전센서의 경우 단일 비전센서를 사용하여 6자유도(위치, 자세)를 추정하기 때문에 3차원 데이터에 기반한 스테레오 비전센서를 사용하는 광추적기에 비해 추정 오차가 약 2배 증가하는 것으로 판단된다. 이는 광추적기에 사용되는 카메라의 사양에 비해 내부 비전센서에 사용된 카메라는 수술도구에 고정하기 위해 소형카메라를 사용하여 광학적해상도가 낮음

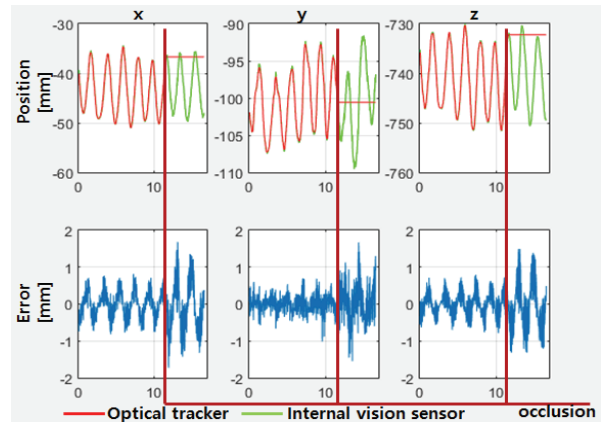


그림 11. 두 센서의 위치 정보 및 오차.

Fig. 11. Position information and error of two sensor.

표 8. 통합실험 오차 결과.

Table 8. Error result of the integration test.

	폐색발생 전 오차		폐색발생 후 오차		단위
	최대	평균	최대	평균	
roll	0.62	0.15	1.21	0.37	deg
pitch	0.36	0.14	0.62	0.27	
yaw	0.76	0.16	1.32	0.41	
x	0.82	0.29	1.73	0.63	mm
y	1.01	0.20	1.67	0.49	
z	0.78	0.28	1.49	0.61	

에 기인한다. 또한 통합실험의 경우 수술도구 모형을 손으로 들고 실험을 실시한 것으로 손의 떨림 등이 오차에 영향을 준 것으로 판단된다.

#### IV. 결론

본 논문에서는 수술용 광추적기의 문제점인 폐색상황 발생 시 지속적으로 수술도구를 추적할 수 있는 방법에 대해 제안하였다. 수술도구 모형 내부에 내부 비전센서를 부착하였고 좌표축 보정을 통해 내부 비전센서를 이용하여 자세와 위치 데이터를 받아들 수 있도록 구성하였다. 또한 칼만 필터를 이용하여 광추적기와 내부 비전센서의 융합을 실시하였다. 이를 바탕으로 통합 실험을 실시한 결과 폐색상황에서 내부 비전센서만으로 수술도구의 위치와 자세를 계속해서 추적할 수 있음을 확인하였다. 이는 여러 시술자가 참여하는 수술상황에서 폐색상황에 의해 흐름이 끊어짐을 방지할 수 있다는 장점이 있다. 하지만 내부 비전센서만을 사용하여 수술도구의 위치와 자세를 추적하는 경우에는 오차가 증가하는 결과를 보였고, 추후 과제로 폐색 상황에서 시스템의 오차를 줄이기 위해 단일 비전센서를 이용한 추적의 정확도 향상 방법에 대해 연구할 예정이다.

#### REFERENCES

[1] M. Y. Kim and H. S. Cho, "Technological trend of endoscopic robots," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 20, no. 3, pp. 345-355, 2014.  
 [2] S. M. Yoon, W. J. Kim, and M. C. Lee, "Impedance

model based bilateral control for force reflection of a laproscopic surgery robot," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 20, no. 8, pp. 801-806, 2014.

- [3] D. J. Mirota, M. Ishii, and G. D. Hager, "Vision-based navigation in image-guided interventions," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 13, pp. 297-319, 2011.
- [4] U. Mezger, C. Jendrewski, and M. Bartels, "Navigation in surgery," *Langenbeck's Archives of Surgery*, vol. 398, no. 4, pp. 501-514, 2013.
- [5] K. Cleary, H. Zhang, N. Glossop, and E. Levy, "Electromagnetic tracking for image-guided abdominal procedures: Overall system and technical issues," *Proceedings of 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pp. 6748-6753, 2005.
- [6] W. Birkfellner, J. Hummel, E. Wilcon, and K. Cleary, "Tracking devices," *Image-Guided Interventions: Technology and Applications*, Springer, pp. 23-44, 2008.
- [7] Z. Yaniv, E. Wilson, D. Lindisch, and K. Cleary, "Electromagnetic tracking in the clinical environment," *Medical Physics*, vol. 36, no. 3, pp. 876-892, 2009.
- [8] G. Widmann, "Image-guided surgery and medical robotics in the cranial area," *Biomed Imaging Intervention Journal*, vol. 3, no. 1, e11, 2007.
- [9] J. Wang, M. Q. H Meng, and H. Ren, "Towards occlusion-free surgical instrument tracking: A modular monocular approach and an agile calibration method," *Automation Science and Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 12, no. 2, pp. 588-595, 2015.
- [10] M. Shah, R. D. Eastman, and T. Hong, "An overview of robot-sensor calibration methods for evaluation of perception systems," *Proceedings of the Workshop on Performance Metrics for Intelligent Systems*, ACM, 2012.
- [11] R. Hartley and A. Zisserman, *Multiple View Geometry in Computer Vision*, Cambridge University Press, 2003.
- [12] Z. Zhang, "A flexible new technique for camera calibration," *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 22, no. 11, pp. 1330-1334, Nov. 2000.
- [13] B. D. Lucas and T. Kanade, "An iterative image registration technique with an application to stereo vision," *Proceedings of International Joint Conference on Artificial Intelligence*, vol. 81, 1981.
- [14] J. B. Gao and C. J. Harris, "Some remarks on Kalman filters for the multisensor fusion," *Information Fusion*, vol. 3, no. 3, pp. 191-201, 2002.



### 조영진

2014년 영남대학교 전기공학과 졸업. 2014년~현재 경북대학교 전자공학부 대학원 석사과정 재학 중. 2016년~현재 한화탈레스 전자광학PE팀 연구원. 관심분야는 영상처리, 특징점 검출, 3차원 추적.



### 오현민

2013년 경북대학교 전자공학부 졸업. 2015년 동 대학원 석사. 2015년~현재 동 대학 박사과정 재학 중. 관심분야는 영상처리, 의료로봇, 3차원 추적.



### 김민영

1996년 KAIST 기계공학과 학사. 1998년 KAIST 대학원 석사 및 2004년 KAIST 대학원 박사. 2004년~2005년 (주)미래산업 연구소 선임연구원. 2005년~2009년 (주)고영테크놀로지 연구소 머신비전 책임연구원 및 그룹장. 2009년~현재 경북대학교 IT대학 전자공학부 부교수. 2014년~2015년 Johns Hopkins University 의용생체공학과 및 전기컴퓨터공학과 방문교수. 2013년~현재 경북대학교 뇌수술 로봇시스템 연구소 부소장. 관심분야는 광메카트로닉스, 로봇 및 머신 비전, 로봇센서 및 구동 시스템, 의료 로봇 시스템.