

## Optical Tracker에서 좌우 적외선 영상의 동시 획득에 관한 연구

신동익 · 허수진\*

서울중앙병원 의공학과, \*울산대학교 의과대학 의공학교실  
(2001년 6월 20일 접수, 2001년 11월 15일 채택)

## A Synchronized Stereo Image Acquisition on the Optical Tracker

Dong Ik Shin, Soo Jin Huh\*

\*Department of Biomedical Engineering, Asan Medical Center, College of Medicine, University of Ulsan  
(Received June 20, 2001. Accepted November 15, 2001)

**요약** : 컴퓨터 보조의 3차원 수술지원시스템(CAS, Computer Assisted Surgery)의 3차원 위치검출을 위한 광학식 추적자(Optical Tracker)에서 수술도구에 장착되는 적외선 LED의 좌우 영상을 CCD 카메라로 획득하는 데 있어서 기존의 2개의 프레임그래버를 이용하는 방법을 개선하여 하나의 그래버로 획득하는 방법을 개발하였다. 좌우의 영상은 칼라 프레임그래버의 색차신호로 부가되며 이에 관련된 하드웨어 및 검출 알고리즘을 개발하였다. 결과적으로 본 연구에서 개발된 방법은 비용이 절감되며 좌우영상의 추출이 빠른 것이 장점이다.

**Abstract** : Conventional stereo image acquisition uses a pair of frame grabbers in the CAS(Computer Assisted Surgery) system. In this paper, we developed a synchronized stereo image acquisition method with only one frame grabber. Two images from left and right camera each other, were merged with different color space without time delay and thus only one frame grabber was enough for stereo image. Due to this synchronous property of image acquisition, we can improve spatial resolution on the computation of 3D position. Furthermore, the overall costs for 3D navigator can be down and the extraction time of stereo position can be shortened.

**Key words** : CAS, Optical tracker, Three Dimension, Synchronized acquisition, Stereo

### 서 론

외과 수술분야의 혁신적인 발전을 가져온 영상유도수술(Image Guided Surgery)은 쾨트겐의 X선 발견 직후인 1896년 영국의 Clayton에 의해 처음 시도된 이후, 1908년 Horsely와 Clarke 등이 stereotatic 방법을 동물에 적용하고 나서 광범위하게 사용되었다. 이들이 시도한 방법은 외부의 강철 프레임틀을 뇌의 해부학적인 기준점(landmark)들에 고정시키고 이를 미리 촬영한 X선 영상과 비교하여 두 개의 공간 즉, 영상공간과 환자의 물리적 공간을 일치시키는 것이었다. 이러한 기법은 1960년대 중반 이후 광범위하게 이용되었고 실제로 파킨슨씨병 등을 치료하는데 많은 도움을 주었다[1-4].

1970년대 들어 CT가 개발되면서 이러한 초보적인 stereo-taxi는 비약적인 발전을 이루게 되었다. 영상공간이 3차원으로 확장됨으로 해서 물리적 공간과의 일치성이 증가하였기 때문이다. 이후 80년대와 90년대로 진행하면서 컴퓨터의 급속한 발달에 힘입어 영상공간의 3차원화뿐 아니라 3차원 추적자(Tracker)에 의한 물리적 공간의 3차원화가 가시화되면서[5] 정밀도와 편의성이 증대되었다[6-7].

이러한 영상유도 수술 시스템은 초기에는 "Stereotaxy", "Image Guided Surgery" 등으로 불리우다가 현재에는 "Computer Assisted Surgery : CAS"라 통칭되고 있다.

CAS 시스템은 최근들어 상품화 단계를 거쳐 점차 그 이용이 확대되고 있다. 이는 수술도구의 3차원 위치를 실시간으로 추적하여 미리 재구성된 환부의 3차원 영상위에 나타냄으로써 시술 위치를 정확히 파악할 수 있도록 해주는 장비이며 이에 따라 정밀 시술에 따른 부담을 줄일 수 있으며 전체적으로 시술시간이 짧아지고 정확해지는 잇점이 있다. 이러한 3차원 수술지원시스템에서 가장 핵심적인 기술은 수술도구의 3차원 위치를 검출해 내는 추적 기술이다. 3차원 위치추적 기술은 CAS

본 연구는 1998년도 보건복지부의 보건의료기술개발사업의 연구비 지원에 의해 수행되었음. (과제번호 : HMP-E-1-0003)

통신저자 : 신동익, (138-736) 서울시 송파구 풍납동 388-1  
서울중앙병원 의공학과

Tel. 02-3010-5103, Fax. 02-3010-5290

E-mail. kbread@amc.seoul.kr

시스템이 개발된 이래 여러 가지 방법으로 구현되어 왔다. 최초로 개발된 방법은 다관절의 기계식 arm에 위치센서를 부착하여 3차원 위치를 계산하는 방법이며 이후 적외선 표지자와 선형 CCD 혹은 CCD 카메라를 이용하는 방법, 자기 센서를 이용하는 방법 등 지속적으로 발전하고 있다[8-9]. 최근에는 적외선 조명하에 수술 도구에 부착된 적외선 반사판의 영상을 두 대의 CCD 카메라로 획득하여 3차원 위치를 검출하는 방법이 개발되어 상용화되고 있다[9].

이와 같이 적외선 영상을 두 개의 카메라로 획득하여 3차원 위치를 계산해내는 방법에 있어서 기존에는 두 대의 카메라에 두 개의 프레임그래버를 이용하고 있다[9]. 본 논문에서는 좌우 영상의 신호를 색차신호로 프레임그래버에 가함으로써 하나의 그래버로 좌우영상을 동시에 획득하는 방법에 대해 논하고자 한다. 이러한 방법의 개선은 결과적으로 전체 시스템의 비용을 절감할 수 있도록 해주며 간단한 처리로 좌우 영상을 분리할 수 있어서 수술도구의 3차원 위치를 계산하는 시간이 빨라진다.

**이론 및 실험방법**

**1. 시스템 구성**

**(1) 적외선 영상 시스템**

광학식 3차원 추적자(Optical Tracker)에서는 수술도구에 부착된 표지자(marker)를 배경 영상과 구분하기 위하여 전체적인 영상 시스템을 적외선화한다. 본 연구에서는 수술도구에 적외선 LED를 3~4개 부착하고 CCD 카메라의 렌즈 앞에 적외선 필터를 부착하였다. 그림 1은 이와 같이 구성된 적외선 영상 시스템의 블록도이다.

사용한 CCD 카메라는 580 nm의 적색계열에 가장 민감하게 반응하며 근적외선 영역인 780 nm 이후에도 상당한 감도를 지니고 있다. 한편, 상용화되어 있는 일반적인 적외선 LED는 940 nm 근처에서 최대 출력을 보이며 이에 따라 850 nm의 차단특성을 갖는 적외선 필터가 전체적인 광학 효율을 최대화할 수 있다는 것을 실험으로 확인할 수 있었다. 그림 2는 이와 같은 광학 시스템의 효율성을 보여준다.

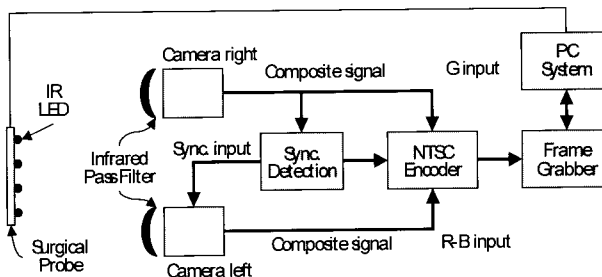


그림 1. Optical Tracker용 적외선 영상시스템의 블록도  
Fig. 1. A block diagram of a infrared imaging system for the navigator

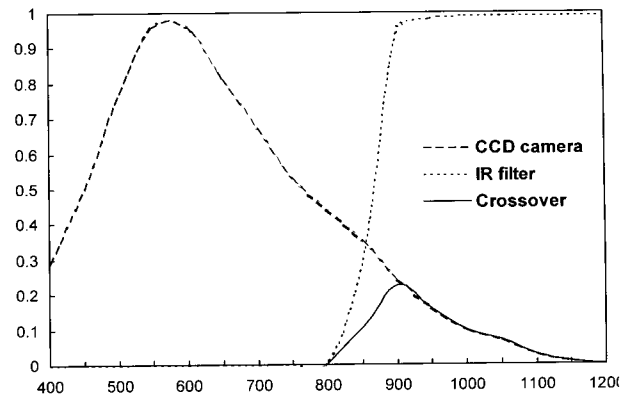


그림 2. 전체 광학시스템의 효율성  
Fig. 2. The efficiency of the overall optical system

그림 2는 CCD 카메라-적외선 필터-적외선 LED로 이어지는 광학 경로의 전체적인 파장별 감도 특성을 나타낸 것이다. CCD 카메라와 적외선 필터의 합성특성은 약 950 nm 근처에서 최대 감도를 나타내며 이러한 특성을 최대한 활용하기 위하여 940 nm의 적외선 LED를 이용하였다.

이러한 광학 시스템의 구성은 적외선만의 영상을 얻는데 아주 효과적이다. 그래프에서 알 수 있듯이 780 nm 이하의 가시광 영역은 철저히 차단되며 우리가 원하는 940 nm의 근적외선 영역은 CCD 카메라의 최대감도 대비 약 30% 정도의 감도를 얻을 수 있다. 이는 기존의 상품화된 저가의 CCD 카메라를 이용하여 아주 경제적인 적외선 영상시스템을 구현할 수 있는 것을 의미한다.

**(2) 적외선 LED의 선정 및 프로브의 제작**

적외선 LED는 수술용 프로브에 부착되어 카메라를 통해 영상화된다. 좌우 카메라의 영상에서 나타나는 LED의 2차원적인 위치가 프로브의 3차원 위치를 계산하는 실질적인 데이터가 된다. 따라서 이론적으로는 점광원의 형태로 나타날 때 가장 정확한 위치를 계산할 수 있으나, 실제적으로 이러한 시스템은 구현할 수 없다. 현실적으로 적합한 것은 가능하면 발광면적이 작고 출력이 높으며, 프로브를 회전시켰을 때도 가급적 카메라의 시야에서 사라지지 않도록 조사각도가 넓은 것이다. 또한 수술실의 주변환경에서 인가될 수 있는 적외선원, 즉 각종 조명등에서 방출되는 적외선과 구분할 수 있어야 한다. 일반적으로 이러한 광원들에서 방사되는 적외선은 대략 700 nm대의 적색 혹은 근적외선이며 이는 적절한 적외선 필터를 사용하면 충분히 제거될 수 있다.

본 연구에서는 3차원 위치를 측정하기 위한 세 개의 LED와 프로브의 방향을 탐지하기 위한 하나의 LED를 프로브에 부착하였다. 방향탐지용 LED는 영상내에서 다른 LED들과 밝기 및 크기로 구분할 수 있도록 하였다. 각 LED들의 사양은 표 1과 같다.

표 1. 3차원 위치 측정용 및 방향 탐지용 적외선 LED의 특성  
Table 1. Specifications of infrared LEDs on the surgical probe

항 목	위치측정용 (PA,PB,PC)	방향 탐지용 (PR)
구성물질	GaAs	GaAs
발광면적	3.2mm $\varnothing$	5.1mm $\varnothing$
순방향전류(mA)	60	80
최대출력(mW)	80	100
단위면적당 출력	1.8mW/sr	2.5mW/sr
출력 광파장	940nm	940nm
조사각도	$\pm 53^\circ$	$\pm 53^\circ$

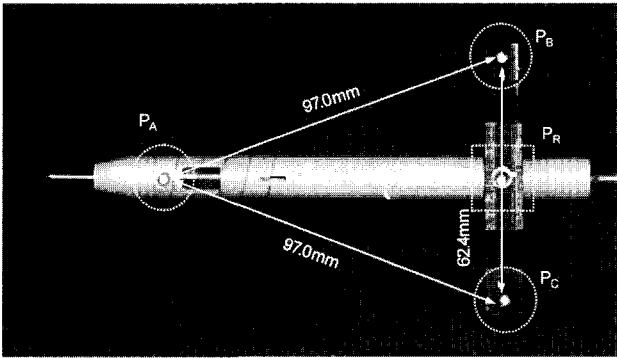


그림 3. 적외선 LED가 부착된 프로브  
Fig. 3. A test probe with infrared LEDs

그림 3은 위와 같은 방법으로 제작한 LED가 부착된 프로브의 모습이다. 이것은 프로토타입으로서 수술에 적용할 시는 실제 사용되는 수술용 도구에 적절한 방법으로 부착할 수 있도록 고안되어야 할 것이다.

그림 3과 같이 프로브 상의 정확한 이동변 삼각형의 꼭지점

에 세 개의 LED  $P_A, P_B, P_C$ 가 위치하도록 하였고  $P_A$ 와  $P_B$  중간에 프로브의 방향을 알 수 있도록 PR을 장착하였다. 이로써 프로브 팁의 방향은  $P_A-P_B-P_C$ 가 이루는 평면상에서  $P_R-P_A$ 를 지나는 벡터로 표시된다.

### 2. 좌우 영상의 동시 획득

기존의 광학식 Navigator에서는 두 대의 CCD 카메라로부터 얻어지는 적외선 영상을 두 대의 프레임그래버로 획득하여 처리하거나 하나의 프레임그래버로 순차적으로 획득하여 처리하고 있다. 이러한 방식은 비용이 많이 들거나 두 영상 사이의 시간지연으로 인한 오차가 발생하는 단점이 있다. 본 연구에서는 이러한 단점을 해결하기 위하여 하나의 프레임그래버를 이용하여 동시에 좌우의 영상을 획득하는 방법을 고안하였다.

일반적으로 하나의 프레임그래버를 이용하여 스테레오 영상을 획득하는 방법은 두 가지가 있다. 하나는 순차적으로 한 프레임씩 좌우의 영상을 받는 것이다. 이 경우 좌우 영상사이에 시간지연이 발생하며 영상획득 속도도 반으로 줄어든다. 따라서 오차가 발생하며 처리시간이 증가한다. 또 하나의 방법은 비월주사에서 한 필드씩 영상을 순차적으로 획득하고 필드보간법을 이용하여 하나의 프레임으로 복원하는 방식이다. 그러나 이 경우에도 필드 사이의 시간차 1/60초가 존재하며 해상도가 저하되어 오차의 요인이 된다.

본 연구에서 새로이 고안한 방법은 좌우 영상에 색차신호를 부가하여 하나의 영상으로 합성하고 획득하는 것이다.

우측 카메라의 영상신호로부터 동기신호를 검출하여 좌측 카메라에 인가함으로써 좌우의 카메라는 동기화된다. 카메라의 동기화는 정확한 위치 검출에 있어서 필수적인 조건이다. 동기화된 두 카메라의 영상신호는 NTSC 인코더(encoder)로 인가된다. 각각의 카메라의 영상신호는 흑백이다. 이 때, 좌측카메라의 영상신호는 NTSC 인코더의 적색-청색 입력으로 동시에 인가되고, 우측카메라의 영상신호는 녹색 입력으로 인가된다.

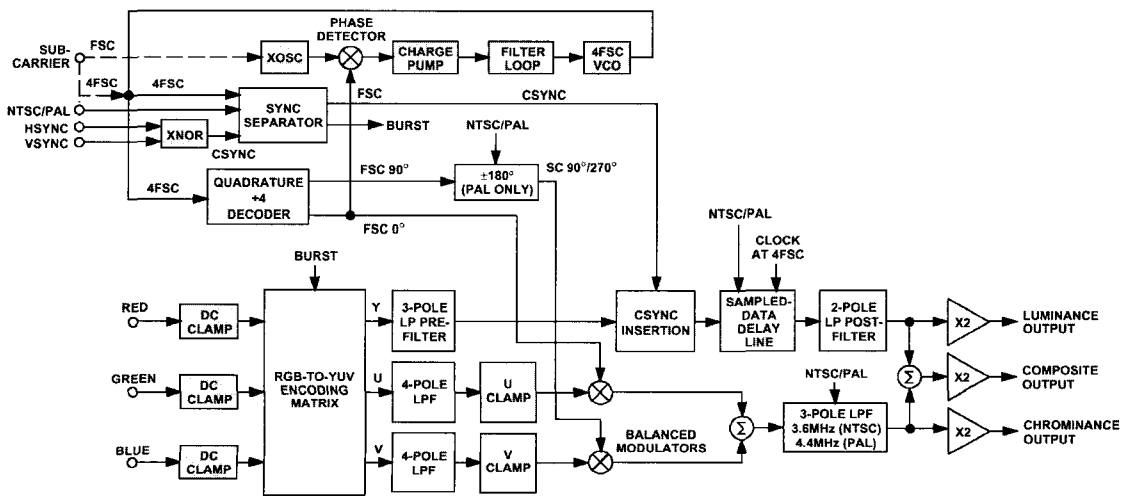


그림 4. NTSC 인코더(AD722, Analog Device)의 블록도  
Fig. 4. The block diagram of NTSC Encoder

이에 따라 인코더에서 출력되는 영상은 좌측 카메라의 LED는 보라색으로, 우측 LED는 녹색으로 나타나게 된다. 좌우 영상 사이의 시간지연은 없으며 해상도의 저하도 당연히 없다. 출력 영상은 NTSC의 칼라 영상이므로 일반적으로 제작된 칼라 프레임그래버를 이용하여 문제없이 획득이 가능하다. 사용된 NTSC 인코더는 NTSC의 색부반송파(color subcarrier)의 주파수인 3.58 MHz의 4배수인 14.31818 MHz의 클럭을 인가하여 칼라영상을 합성하는 구조로 되어 있다.

그림 4는 제작에 사용한 NTSC 인코더의 블록도이다[10]. 좌상단에서, 칼라부반송파의 4배 주파수(4FSC)가 인가되어 전체적인 타이밍에 사용하고 있고, 좌하단에 R,G,B의 아날로그 입력을 가하도록 되어 있다. 본 연구에서는 좌측 카메라의 영상 출력을 R,B에 인가하고 우측 카메라의 영상 출력을 G에 인가하였다. 이렇게 한 이유는, 칼라영상에서 녹색신호가 가장 큰 휘도를 차지하며 적색과 청색은 상대적으로 신호레벨이 낮기 때문이다. 실제로 칼라영상을 디지털 변환하는 응용에서 녹색을 8비트(bit)로 대응시키고 적색-청색은 둘을 합하여 8비트로 할당하고 있다.

인코더의 영상 출력은 그림 4의 우하단에서 보듯이 총 3가지의 형태로 나타난다. 콤포지트 출력(Composite output)은 R,G,B 및 휘도신호와 동기신호가 합성된 형태로서 단 하나의 라인으로 영상을 전송하기 위한 규격이다. 전송라인은 하나로 줄어들지만 칼라신호가 3.58 MHz의 부반송파 형태로 영상신호에 복합되므로 나중에 이를 분리해 주는 회로가 필요하고 이에 따라 화질의 열화가 불가피하게 나타난다. 휘도신호(Luminance)와 색차신호(Chrominance)는 각각 분리하여 출력하는 형태로서 영상전송은 두 개의 라인을 통해 이루어진다. 휘도와 색차가 분리되므로 별도의 복원회로가 필요하지 않고 열화되지 않은 고품질의 영상을 얻을 수 있다. 다만, 이를 처리하려면 분리된 휘도와 색차신호를 처리할 수 있는 프레임그래버를 이용해야 한다. 본 연구에서 직접 설계하여 제작한 프레임그래버는 이러한 형태의 영상신호를 처리할 수 있도록 되어 있다.

그림 5는 일반적인 NTSC 신호의 수평 타이밍을 나타낸 것이다. 그림의 9주기(cycle)에 상당하는 정현파신호가 바로 색부

반송파로서 휘도와 분리된 색차신호를 나타낸다. 복합영상신호인 Composite 신호에서는 이러한 색차신호가 동기신호의 뒷부분에 실려있다. 슈퍼비디오 출력에서는 이러한 색차신호가 독립적으로 분리된다. 따라서 고품질의 영상출력을 얻을 수 있게 된다.

### 3. 실험용 두부모형의 제작

프로브의 3차원 위치를 추정하기 위하여 여러 가지 3차원 구조를 갖는 인체의 두부 모형을 제작하였다. 모형의 재질은 아크릴과 실리콘 본드이며, 두부 단면 모양의 폐곡선 형태로 아크릴을 절단하여 단층촬영하듯이 쌓아 나갔다. 내부에는 직경 5mm의 아크릴 봉을 4가지의 길이로 총 22개를 부착하였다. 부착된 위치 및 높이는 두부 내의 주요기관의 해부학적 위치를 고려하여 결정하였다.

이 모형은 분원 신경외과에 설치되어 있는 1세대 기계식 다관절 방식의 수술용 내비게이터 시스템의 정밀도 측정 및 3차원 영상정보 획득용으로 제작된 것이다. 뒷부분의 전체 시스템 사진에서 이같이 제작된 두부모형의 모습을 볼 수 있다.

### 4. 프레임그래버(Frame Grabber)의 설계 및 제작

두 대의 CCD 카메라로부터 얻어진 적외선 LED의 영상은 좌우영상 합성장치에서 하나의 영상신호로 합성되고 이를 자체 설계 제작한 프레임그래버를 이용하여 PC에서 획득하도록 하였다. PC 내로의 영상전송은 빠른 속도가 가능한 PCI 인터페이스를 적용하였으며 합성된 좌우영상이 색정보를 포함하고 있으므로 칼라 영상처리가 가능하도록 하였다. 입력된 칼라 영상신호는 NTSC 인코더에 의해 디지털 신호로 변환되고 PCI 버스를 통하여 PC 내의 메모리로 전송된다. 각 소자의 제어는 I<sup>2</sup>C라는 특수한 제어선에 의해서 간단히 이루어진다. I<sup>2</sup>C는 두 라인으로 이루어져 있으며 보드내 소자들의 인터페이스를 담당하고 있다. 제작된 프레임그래버는 영상의 획득뿐만 아니라 카메라의 제어 및 LED의 구동도 PC에서 가능하도록 몇 개의 디지털 I/O 포트를 내장하고 있다. 이로써 PC상에서 소프트웨어적으로 전체 시스템을 제어할 수 있다.

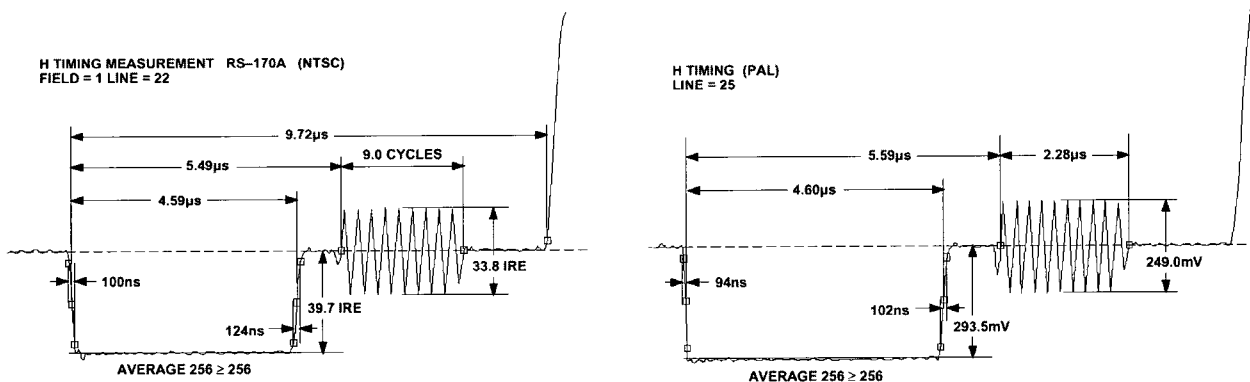


그림 5. NTSC 신호의 수평 타이밍도

Fig. 5. Timing chart of the NTSC signal

## 5. LED 중심위치의 계산

하나의 영상에 좌우 영상을 색인호를 부가하여 합성하는 독특한 방법으로 인하여, 합성된 영상을 다시 좌우 영상으로 분리하는 것은 매우 간단하다. 프레임그래버에서 PCI 버스를 통해 PC내로 영상을 저장할 때 영상데이터는 R,G,B의 3채널로 저장된다. 따라서 우측 카메라의 영상은 G 채널에서, 좌측 카메라의 영상은 R 및 B의 채널을 합성하여 추출해 내면 된다. 이렇게 분리된 좌우 영상에서 하드웨어 검출장치에서 미리 검출해 낸 LED들의 대략적인 위치를 중심으로 각각 20 픽셀씩의 영역 내에서 LED의 경계면을 검출하고 이들 경계로 이루어진 폐곡선의 중앙이 최종적인 LED의 중심 위치가 된다.

폐곡선의 중앙을 구하는 것은 다음의 두 가지 방법을 실험하였다. 첫째로, 기하학적인 중심을 구하는 것이다. LED의 경계면은 픽셀값 80을 경계치로 하여 검출하였고 이 픽셀들의 위치를 평균하여 중심을 구하였다.

이를 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$P_{CENTER}(x) = \frac{1}{N} \sum_i P_i(x) \quad (1)$$

$$P_{CENTER}(y) = \frac{1}{N} \sum_i P_i(y) \quad (2)$$

둘째로, 픽셀값의 중심을 구하는 것이다. 각 픽셀의 위치에 픽셀값의 가중치를 두어 중심위치를 환산하였다.

$$P_{CENTER}(x) = \frac{1}{N} \sum_i \left\{ P_i(x) \cdot \frac{G_i}{G_T} \right\} \quad (3)$$

$$P_{CENTER}(y) = \frac{1}{N} \sum_i \left\{ P_i(y) \cdot \frac{G_i}{G_T} \right\} \quad (4)$$

where,

$G_i$  is a pixel value of  $P_i$

$$G_T = \sum_i G_i$$

## 6. 프로브의 3차원 위치 계산

구해진 LED들의 2차원 좌표와 실제 프로브상에서의 위치는 영상에서의 기하학적인 모양과 방향 검출용 LED(PR)에 의해 결정된다. 일단 세 개의 LED(PA,PB,PC)의 위치가 결정되면 세 쌍의 2차원 좌표로부터 다음과 같이 프로브 팁의 3차원 위치가 계산된다.

프로브의 정확한 3차원 좌표를 구하기 위해서는 최소 5점에 대한 정보가 필요한 것으로 알려져 있다. 그러나 본 연구에서

는 그림 3과 같이 프로브를 설계하고 카메라-프로브 축상에서 프로브의 팁 방향이 카메라 쪽을 향하되 90도 이상 회전하지 않는다는 가정을 하였다. 이러한 가정들을 이용하면 다음과 같이 4점의 LED 쌍에 대한 정보만으로 3차원 좌표를 구할 수 있게 된다.

프로브의 3차원 좌표는 프로브의 위치  $v_H$ 와 뒤틀린 방향  $(\varphi, \theta, \psi)$ 으로 결정된다. 방향  $(\varphi, \theta, \psi)$ 은 z-x-y 좌표축에서 오일러 각도(Euler's angle)에 해당된다. 이에 따라 프로브 팁의 위치  $B_{Vtip}$ 은 다음과 같이 기술된다.

$$\begin{aligned} B_{Vtip} &= [R_z(\phi) R_x(\theta) R_z(\psi)]^{-1} H_{Vtip} + B_{v_H} \\ &= R^{-1} H_{Vtip} + B_{v_H} \end{aligned} \quad (5)$$

where,

$$R_x(\alpha) = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

and,

$$R_z(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (7)$$

고정된 점을 중심으로 프로브를 회전시켰을 때 얻어지는 위치를  $H_{Vtip}$ 이라고 하면 다음과 같은 homogeneous matrix를 통하여 프로브 선단의 3차원 위치  $B_{Vtip}$ 을 구할 수 있다.

$$B_{r_H} = \begin{bmatrix} [R^{-1}] & H_{Vtip} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$H_{Vtip}$ 의 데이터 세트로부터 다음 식을 적용하여 표준편차가 최소가 되도록 반복계산하면 최종적으로 보정된 프로브 팁의 위치  $B_{Vtip}$ 이 구해진다.

$$\begin{bmatrix} B_{Vtip} \\ 1 \end{bmatrix} = B_{r_H} \begin{bmatrix} H_{Vtip} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

## 결 과

### 1. 시스템 제작 결과

그림 6은 본 연구에서 제작한 적외선 방식의 3차원 Navigator의 전체 모습이다. 적외선 LED가 부착된 프로브는 두 대의 카메라에 의해 영상화되고 이는 좌측의 영상합성장치에서

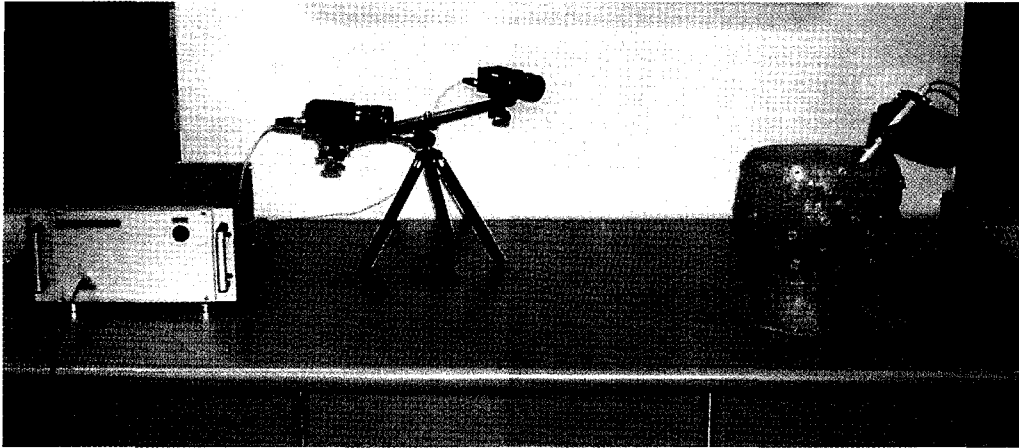


그림 6. 전체 시스템의 모습  
Fig. 6. Photograph of overall system

하나의 영상으로 합성되어 PC의 프레임그래버로 전송된다.

2. 좌우영상의 동시획득 및 분리

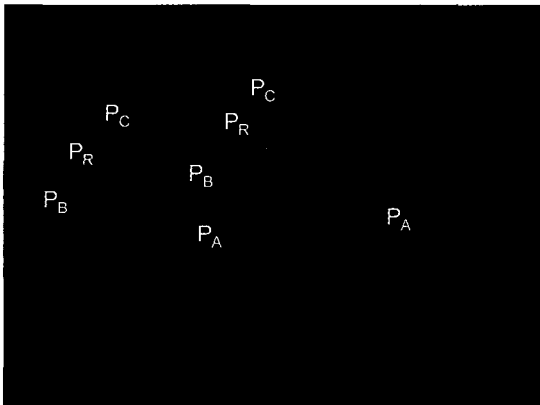
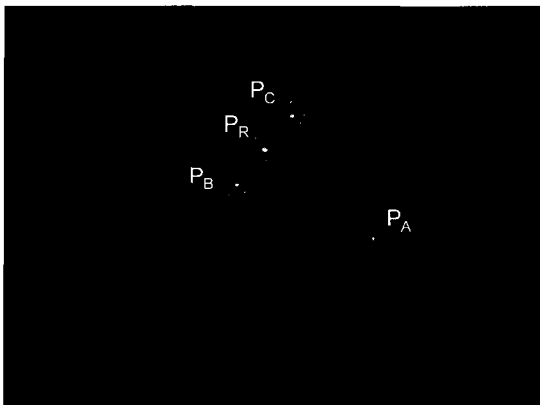


그림 7. 획득된 좌우합성 영상  
Fig. 7. A synchronized image

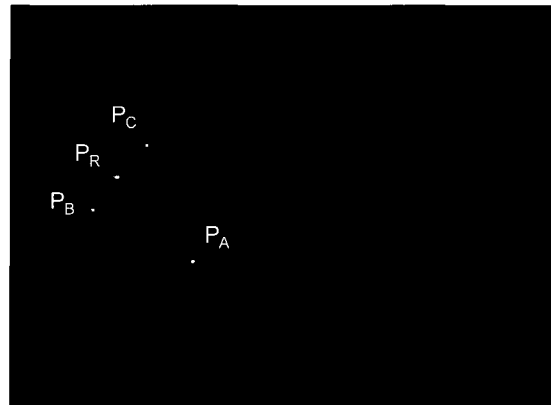
그림 7은 이같은 시스템에 의해 획득된 좌우합성 영상이다. 우측 카메라에 의한 프로브상의 LED들은 녹색의 점들로, 좌측 카메라에 의한 LED들은 보라색의 점들로 나타난다. 그림 8은 획득된 좌우합성 영상을 PC에서 분리하여 우측 카메라 및 좌측 카메라의 영상으로 분리한 결과이다.

3. 3차원 좌표계산 결과

좌우 영상의 동시획득 시스템의 성능을 평가하기 위하여 인체 두부모형내에 네 가지 길이의 아크릴 봉을 총 22개 배치하고 앞에서 언급한 방법을 시스템에 적용하여 표 2와 같은 결과를 얻었다. 측정은 각 위치에 대해 20번씩 시행하였으며 측정오차는 (x,y,z)의 평균값을 적용하였다. 또한 A 막대의 (0,0,50) 위치에 대해 최초로 측정한 값을 기준위치로 설정하였다. 최종적으로 평균 3.35 mm의 측정오차를 나타내고 있는데 이는 상용화된 제품들의 1mm 이내보다 훨씬 큰 값이다. 이렇게 측정오차가 크게 나타난 이유는 첫 번째로 본 연구에서 사용한 카메라의 해상도가 상대적으로 낮기 때문이다. 상용화된



(a)



(b)

그림 8. (a) 분리된 우측 카메라의 영상 (b) 분리된 좌측 카메라의 영상  
Fig. 8. (a) A separated image by right camera (b) A separated image by left camera

표 2. 3차원 위치측정 결과

Table 2. A result of 3D measurements

막대 종류	위치(mm)	측정오차(mm)	표준편차(mm)
A(50mm)	(0.0,50)	3.6	1.12
	(30.30,50)	3.8	0.92
	(90.90,50)	4.1	1.20
B(70mm)	(30.0,70)	2.4	0.83
	(60.30,70)	3.1	0.92
	(90.60,70)	3.8	1.03
C(90mm)	(60.0,90)	2.5	0.77
	(90.30,90)	3.6	1.06
	(0.60,90)	3.3	1.08
평 균		3.36	0.99

제품들은 대부분 1k×1k의 해상도를 지니는 카메라를 사용하는 반면, 본 연구에서는 512×512의 해상도를 갖는 카메라를 이용하였다. 또한 본 연구의 알고리즘에서는 카메라 렌즈의 왜곡에 따른 보정을 하지 않았기 때문에 상대적으로 큰 오차를 보이고 있는 것으로 해석된다.

### 결론 및 고찰

광학식 3차원 위치 탐측기술을 연구하면서 기존의 값비싼 적외선 카메라를 이용하는 방식에서 벗어나 값싸고 사용하기 편한 CCD 카메라를 적외선 영역에서 활용할 수 있는 방법을 연구하였다. 본 연구의 적외선 시스템은 저가의 CCD 카메라, 적외선 광학 필터, 적외선 LED 등으로 구성되었다.

서론에서 언급한 바와 같이 3차원 Navigator에서 정확도는 획득되는 영상의 해상도 및 화질 외에도 두 대의 카메라로부터 얻어지는 영상의 동시성이 중요한 관건이다. 본 논문에서 고안한 방법은 영상의 동시획득을 위하여 좌우 영상신호에 색신호를 추가하여 하나의 영상으로 합성함으로써 두 영상 사이의 시간지연을 없애고 더불어 하나의 프레임그래버로 획득할 수 있게 함으로써 정밀도, 계산속도, 비용절감을 동시에 얻을 수 있었다.

위치검출의 정확도는 적외선 LED의 영상을 얼마나 좋은 화질로 획득하느냐가 1차적인 관건이다. 본 연구에서 개발한 시스템으로 획득된 적외선 LED의 영상(그림 7)을 보면 정확한 원의 형태로 나타나지 않고 좌우 혹은 대각선 방향으로 퍼진 모습을 보이고 있다. 이는 값싼 렌즈의 색수차와 좌우 영상을 색신호로 합성하는 NTSC Encoder 소자에 관련된 회로와 관계있는 것으로 생각된다. 따라서 이는 고품질의 렌즈와 아울러 하드웨어 회로부분을 저노이즈로 개선함으로써 충분히 해결될 것으로 생각된다.

CAS(Computer Assisted Surgery) 시스템은 본 연구 결과의 3차원 Navigator와 더불어 MRI, CT 등 의학영상장비를 통한 환자 영상의 획득, 이를 3차원으로 재구성하는 소프트웨어, Navigator와 이들 소프트웨어와의 인터페이스 등으로 이루어

어지게 된다.

차후의 활용을 위해서는 이러한 소프트웨어까지 포함하는 CAS 시스템 전체를 개발하는 연구가 이어져야 할 것이다. 뇌 및 척추수술 뿐 아니라 성형외과, 치과 등 대부분의 외과적 수술에서 CAS 시스템의 활용은 이미 초기 적용을 벗어나 차세대 수술지원도구로서 각광을 받고 있다. 오히려 이러한 시스템에 들어가는 핵심기술에 대한 연구가 때늦은 감도 있다. 그러나 본 연구결과를 바탕으로 앞으로 관련기술의 연구에 힘을 쏟는다면 충분히 만족할 만한 결과를 얻을 것으로 생각된다.

### 참고 문헌

1. Eben Alexander III, Blaine S. Nashold, Jr. *Advanced Neurosurgical Navigation*, New York, Thieme, pp. 3-14, 1999
2. Guridi, Jorge, M.D., Ph.D., Gorospe, Arancha, M.D., Ramos, Eduardo, M.D., Linazasoro, Gurutz, M.D., Rodriguez, Maria C., M.D., Obeso, Jose Angel, M.D., Ph.D. *Stereotactic Targeting of the Globus Pallidus Internus in Parkinson's Disease: Imaging versus Electrophysiological Mapping*, Neurosurgery Vol. 45, No. 2, p. 278, 1999
3. Mascott, Christopher R. *The Cygnus PFS Image-guided System*, Neurosurgery Vol. 46, No. 1, p. 235, 2000
4. Adler, John R., Jr., M.D., Murphy, Martin J., Ph.D., Chang, Steven D., M.D., Hancock, Steven L., M.D. *Image-guided Robotic Radiosurgery*, Neurosurgery, vol. 44, No. 6, p. 1299, 1999
5. Chris Hand *A survey of 3-D input Devices*, Internet Web site, 1993
6. Robert J. Maciunas *Advanced Neurosurgical Navigation*, New York, Thieme, pp. 15-32, 1999
7. Scot. A. Tebo et. al. *An Optical 3D Digitizer for Frameless Stereotatic Surgery*, Applications in Surgery and Therapy, pp. 55-59, Jan. 1996
8. Hata, Nobuhiko, M.S., Dohi, Takeyoshi, Ph.D., Iseki, Hiroshi, M.D., Ph.D., Takakura, Kintomo, M.D., Ph.D. *Development of a Frameless and Armless Stereotactic Neuronavigation System with Ultrasonographic Registration*, Neurosurgery, Vol. 41, No. 3, p.608, 1997
9. Gumprecht, Hartmut K., M.D., Widenka, Darius C., M.D., Lumenta, Christiano B., M.D. *BrainLab VectorVision Neuronavigation System: Technology and Clinical Experiences in 131 Cases*, Neurosurgery, Vol. 44, No. 1, p. 97, 1999
10. Analog Devices *A datasheet of AD722*, www.analog.com, 1999