

3차원 초음파 시스템의 캘리브레이션 방법

황면중^{1*}

¹한라대학교 기계자동차공학부

Calibration Technique for Freehand 3-D Ultrasound System

Myun Joong Hwang^{1*}

¹School of Mechanical & Automotive Engineering, Halla University

요 약 본 논문에서는 의료용 초음파를 이용하는 로봇 시스템을 위한 3차원 캘리브레이션 방법을 제안한다. 고정된 기준점을 구성하기 위한 캘리브레이션 블록을 제작한 후 옵티컬 트래커(optical tracker)를 이용하여 초음파 프루브(probe)의 위치와 기준점의 위치를 측정한다. 초음파 영상의 픽셀 좌표와 센서로 측정된 위치를 비교하여 6개의 파라미터로 이루어진 초음파 프루브와 영상 내의 픽셀 좌표와의 관계 행렬을 구하고 2개의 파라미터로 이루어진 스케일링 행렬을 계산한다. 정밀한 캘리브레이션을 위해 캘리브레이션 블록 내부 모양과 매질 선택에 대한 적절성을 실험을 통해 검증한다. 제안된 방법은 간단한 형태의 캘리브레이션 블록과 옵티컬 트래커를 사용하여 설치에 많은 시간이 필요하지 않는 장점이 있기 때문에 초음파 영상을 이용하는 로봇 작업에 널리 적용이 가능하다.

Abstract This paper proposes a calibration method for a freehand 3-D ultrasound system in medical robotic research. The calibration block with six wires was designed to set the fixed target points. The positions of the ultrasound probe and calibration block were measured using an optical tracker. The relationship between the position of the ultrasound probe and the pixel coordinates in the images was derived using a calibration process. The scaling matrix was also calculated. The experimental results showed that the proposed method could find solutions using a simple least square method from one or multiple ultrasound images.

Key Words : Calibration, Image-guidance robot, Ultrasound

1. 서론

로봇을 이용한 수술 및 시술에 대한 관심이 증가하면서 의료 영상을 이용하는 영상 유도 수술 로봇 시스템에 대한 연구도 활발하게 진행되고 있다[1]. 이러한 의료 영상에 기반한 시스템은 정확한 목표 위치를 찾고 경로를 계획하는데 사용할 수 있기 때문에 사람에 대한 수술 및 시술 뿐만 아니라 동물에 대한 실험에도 적용되고 있다[2]. 의료용 영상 장비 중에서도 MRI는 폐쇄된 장치 내부에서 촬영이 이루어지고 금속물질에 대한 간섭 때문에 실시간으로 로봇을 적용하는 것이 어렵다[3]. CT와 X-ray 영상은 실시간으로 판독하기 어려운 단점이 있다[4]. 따라서 실시간으로 손쉽게 체내의 의료 영상을 얻을 수 있

는 초음파(ultrasound) 영상을 이용하는 의료용 시스템에 대한 연구가 많이 진행되고 있다[5].

의료용 초음파 영상은 의사가 초음파 프루브(probe)를 손으로 자유자재로 움직일 수 있기 때문에 영상에 표시되는 목표물의 로봇 또는 시술 도구에 대한 정확한 상대 위치를 파악하기 어렵다. 초음파 영상 내에서 추출된 목표 위치를 로봇 좌표계에 대한 3차원 위치로 변환하는 과정이 필요하고 이를 위한 캘리브레이션(calibration) 과정이 필요하다[6,7].

캘리브레이션을 위한 3차원 위치 측정 센서로는 마그네틱 트래커(magnetic tracker), 옵티컬 트래커(optical tracker) 등이 주로 사용되고 있다. 기준이 되는 정확한 상대 목표 점을 설정하기 위해 캘리브레이션 블록

*Corresponding Author : Myun Joong Hwang(Halla Univ.)

Tel: +82-33-760-1225 email: mjhwang@halla.ac.kr

Received August 30, 2013

Revised (1st October 17, 2013, 2nd November 5, 2013)

Accepted December 5, 2013

(calibration block) 을 설계하여 그 내부에 위치한 한 점 또는 여러 점의 좌표를 목표점으로 정의한다. 초음파의 전달을 위해서 블록 내부에 매질을 채우고 영상에 나타난 목표점의 좌표들 사이의 관계를 이용하여 캘리브레이션 파라미터(parameter) 들을 계산한다. 하지만, 기존 연구 [7] 에서는 캘리브레이션 블록 형태에 제약을 두거나 초음파 프루브 방향을 특정 방향과 정확히 일치시키도록 하는 제한적인 요소가 있어 설치에 많은 시간이 필요하고 방향 오차가 발생할 수 있는 단점이 있다.

본 논문에서는 옵티컬 트래커를 이용한 캘리브레이션 방법을 제안한다. 빠르고 쉬운 캘리브레이션을 위해 다양한 점을 추출할 수 있는 캘리브레이션 블록의 모양을 제안하고 정밀도를 높이기 위한 설계를 실험적으로 검증한다. 초음파 프루브에 장착 가능한 옵티컬 마커를 제안하여 빠른 캘리브레이션이 가능하도록 한다.

본 논문의 내용은 다음과 같이 구성되어 있다. 2장에서는 캘리브레이션 시스템 구성을 설명한다. 3장에서는 초음파 영상으로부터 파라미터 구하는 캘리브레이션 계산 과정을 설명한다. 4장에서는 실제 초음파 영상을 이용한 테스트를 통해 제시된 방법을 적용하고 검증한다. 5장에는 본 논문의 결론과 추후 필요한 연구에 대해 기술한다.

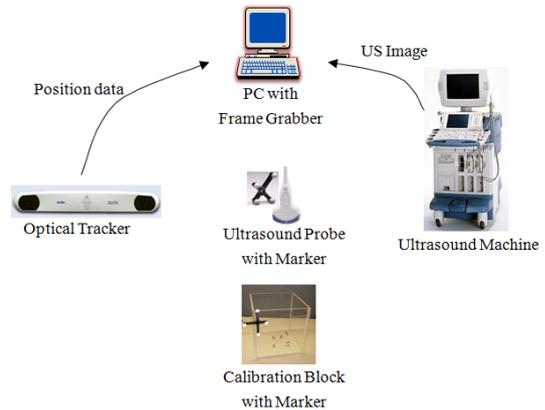
2. 캘리브레이션 셋업

의료용 초음파 영상과 옵티컬 트래커를 이용한 전체 시스템 구성은 Fig. 1 과 같다. 초음파 프루브와 캘리브레이션 블록의 위치와 방향을 측정하기 위해서 3차원 위치 센서인 NDI 사의 Polaris Vicra 옵티컬 트래커를 사용한다[8]. 이 센서는 0.25 mm (RMS) 정확도를 가진다. 측정된 위치 데이터는 PC 로 전송된다. 옵티컬 트래커의 장점은 상대적으로 저렴한 가격과 쉬운 설치가 가능하다는 점이다. 동일한 목적을 가지는 마그네틱 트래커의 경우 금속과의 간섭 문제로 재질 선정에 제한을 받고 레이저 트래커의 경우 상당히 고가의 장비이다. 따라서 최근에는 옵티컬 트래커가 의료 분야의 위치 측정 장비로 널리 사용되고 있다.

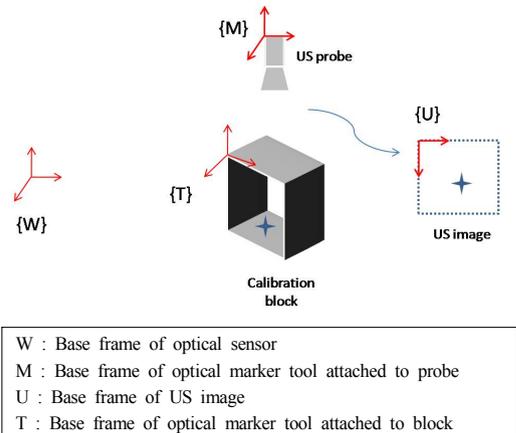
PC 에는 EURESYS 사의 프레임 그래버(frame grabber) 가 장착되어 있어 초음파 기기로부터 출력되는 영상을 파일로 저장할 수 있다. 이 영상의 해상도는 704×480 이며 JPEG 형태로 저장된다. 의료용 초음파 기기는 TOSHIBA 사의 Aplio 모델을 사용한다.

각 부분의 위치를 나타내기 위한 좌표계는 Fig. 2와 같이 정의한다. 측정 시스템인 옵티컬 트래커의 기준좌표계는 {W} 라 하고, 초음파 프루브에 고정된 좌표계를 {M}

이라 한다. 초음파 기기로부터 프레임 그래버를 통해 저장된 영상의 기준 2차원 좌표계는 {U} 라 한다. 로봇 또는 의료 기기 등의 고정물에 설치되는 캘리브레이션 블록의 기준좌표계는 {T} 라 정의한다. {M} 을 기준으로 한 {U} 의 상대 위치를 찾아야 영상에 나타난 목표 위치의 픽셀(pixel) 좌표로부터 실제 3차원 위치 정보를 추출할 수 있다.

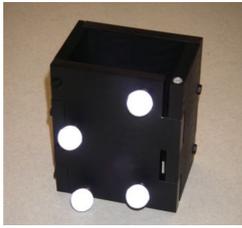


[Fig. 1] Schematic diagram of overall calibration system

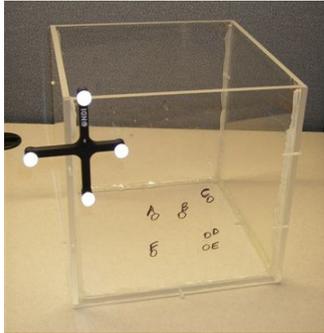


[Fig. 2] Coordinates of calibration system

위치 측정을 위한 옵티컬 마커(marker) 를 초음파 프루브에 부착하기 위해서 Fig. 3 과 같이 프루브를감쌀 수 있도록 하는 플라스틱 구조에 옵티컬 마커 톨을 제작하였다. Fig. 3 의 왼쪽 세로 모서리는 볼트 구조로 개폐가 가능하고 오른쪽 세로 모서리는 힌지(hinge) 구조를 가지고 있다. 프루브에 부착하기 위해서는 마커가 부착된 면을 연 후 프루브를 끼우고 다시 해당 면을 닫은 후 볼트로 고정하면 된다.



[Fig. 3] Optical marker tool for ultrasound probe



[Fig. 4] Calibration block

옵티컬 트래커에서는 각 마커의 3차원 위치를 측정할 수 있다. 따라서 고정된 3개의 마커의 위치를 이용하여 좌표계를 구성할 수 있다. 이때 오차를 최소화 하여 정확도를 높이기 위해서 4개의 마커를 이용하여 틀의 좌표계를 구성하도록 하였다.

고정된 기준 목표점을 구성하기 위해 Fig. 4 와 같은 블록을 제작하였다. 이 블록 내부에 초음파 전달을 위한 매질을 채운 후 위에서 아래 방향으로 프루브를 위치시킨 후 영상을 촬영하게 된다. 이때 초음파 기기의 RGB 출력이 프레임 그래버를 통하여 PC 로 전송되고 이 영상과 각 마커들의 좌표가 동시에 측정된다.

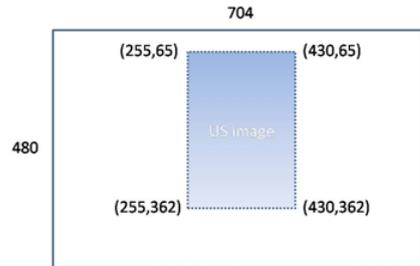
3. 캘리브레이션 방법

2장에서 설명한 시스템을 이용하여 얻어진 초음파 영상 내의 픽셀 좌표와 옵티컬 트래커로 측정된 각 부분의 위치 정보를 이용하여 파라미터를 계산하는 것이 캘리브레이션 과정이다.

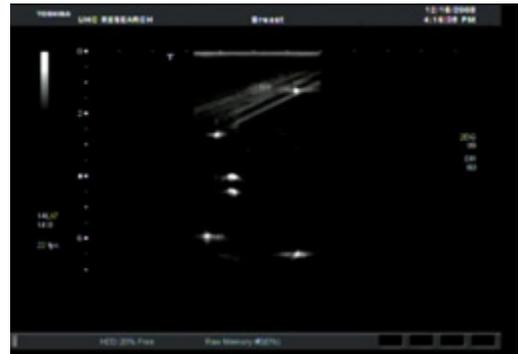
프레임 그래버를 통해 저장된 JPEG 영상은 Fig. 5 와 같은 704×480 의 픽셀 크기를 가지며 이 중 중간 부분에 사각형으로 표시된 픽셀들이 실제 스캔된 초음파 영상 부분이다. 캘리브레이션 블록 내부의 목표점 위치는 실제 영상 내에서는 Fig. 6 과 같이 작은 흰색 점으로 나타난다. 본 연구에 사용한 초음파 기기는 흑백 영상을 출력하

는 기기로서 PC 로 전송된 해당 흑백 영상 데이터를 JPEG으로 저장 후 이진화(thresholding) 기법을 이용하여 처리하면 흰색의 점으로 표시되고 해당 위치의 픽셀 좌표를 구할 수 있다. 이 목표점의 픽셀 좌표 ${}^U P$ 는 식(1) 과 같이 2×1 벡터로 나타낼 수 있다.

$${}^U P = \begin{pmatrix} U_x \\ U_y \end{pmatrix} \quad (1)$$



[Fig. 5] Size of ultrasound image in JPEG file



[Fig. 6] Target points shown in ultrasound image

옵티컬 트래커에 의해 측정되는 초음파 프루브에 부착된 틀과 캘리브레이션 블록의 위치 정보는 각각 4×4 크기를 가지는 동차변환행렬(homogeneous transformation matrix) ${}^W_M T$ 와 ${}^W_T T$ 로 나타낼 수 있다[9]. ${}^T P$ 는 캘리브레이션 블록 내 목표점의 위치로서 제작된 캘리브레이션의 홀(hole) 위치로부터 이미 알고 있는 정보이며 동차변환행렬과의 곱을 위해 식(2) 와 같이 4×1 크기의 벡터로 나타낸다. ${}^U P$ 와 ${}^T P$ 와의 관계는 식(3) 과 같이 나타낼 수 있다.

$${}^T P = \begin{pmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

$${}^U P = S \cdot {}^U T \cdot {}^M T \cdot {}^W T \cdot {}^T T \cdot {}^T P \quad (3)$$

이 때, 실제 목표점의 좌표와 영상에 표시되는 2차원 픽셀 좌표와의 크기 관계는 식(4)와 같은 스케일링 행렬 (scaling matrix) S 에 의해 정의된다.

$$S = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & s_z & 0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

캘리브레이션 과정은 초음파 영상과 옵티컬 트래커를 통해 측정된 위치 정보를 이용하여 식(3)의 관계에서 미지수인 ${}^M T$ 와 S 를 계산하는 것이다. ${}^M T$ 는 Fig. 3의 마커들로 구성된 좌표계와 초음파 영상의 픽셀 좌표의 원점과의 관계를 나타내는 동차변환행렬이다. 프루브에 옵티컬 마커 틀을 체결하면서 생기는 회전 오차 등에 의해서 틀의 방향과 프루브의 방향이 일치하지 않을 수도 있다. 따라서 기준좌표계의 원점에 대한 각축 방향의 위치 x, y, z 와 각축을 중심으로 한 방향각들을 오일러각 (euler angle) α, β, γ 로 정의하여 식(5)와 같이 동차변환행렬로 정의한다[9].

따라서, 캘리브레이션을 통해 구해야 하는 ${}^M T$ 와 S 는 각각 6개, 2개의 파라미터로 이루어져 있다. 총 8개의 파라미터로 이루어진 함수식과 ${}^U P$ 와의 차이는 식(6)과 같이 나타낼 수 있으며 이론적으로 0이 되어야 한다.

이 8개의 파라미터들은 캘리브레이션 블록 내의 n 개의 목표점들의 위치를 이용하여 최소자승법(least square method)을 통해 식(7)과 같이 구할 수 있다.

$${}^M T = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} r_{11} &= \cos \alpha^* \cos \beta \\ r_{12} &= \cos \alpha^* \sin \beta^* \sin \gamma - \sin \alpha^* \cos \gamma \\ r_{13} &= \cos \alpha^* \sin \beta^* \cos \gamma + \sin \alpha^* \sin \gamma \\ r_{21} &= \sin \alpha^* \cos \beta \\ r_{22} &= \sin \alpha^* \sin \beta^* \sin \gamma + \cos \alpha^* \cos \gamma \\ r_{23} &= \sin \alpha^* \sin \beta^* \cos \gamma - \cos \alpha^* \sin \gamma \\ r_{31} &= -\sin \beta \\ r_{32} &= \cos \beta^* \sin \gamma \\ r_{33} &= \cos \beta \end{aligned}$$

$$f(\alpha, \beta, \gamma, x, y, z, s_x, s_z) - {}^U P = 0 \quad (6)$$

where, $f = S \cdot {}^U T \cdot {}^M T \cdot {}^W T \cdot {}^T T \cdot {}^T P$

$$\min \sum_{i=1}^n \| f_i(\alpha, \beta, \gamma, x, y, z, s_x, s_z) - {}^U P_i \|^2 \quad (7)$$

4. 실험

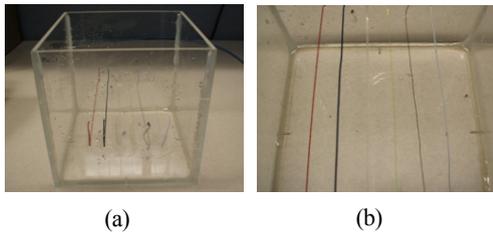
4.1 캘리브레이션 블록 테스트

캘리브레이션 블록 내에 목표점을 생성하기 위하여 본 논문에서는 여러 개의 줄을 설치하고 각 줄들의 교차점들을 목표점으로 설정하였다. 6 종류의 줄을 이용하여 초음파 영상의 선명도와 적절성을 테스트 하였다. 실험에 사용한 6 종류의 줄들은 재질과 두께를 달리하여 Table 1과 같이 정하였다. 각 줄들은 Fig. 7과 같이 아크릴로 제작된 캘리브레이션 블록 내부에 배치되었다. 캘리브레이션 블록 내부에 채우는 매질의 종류도 바꾸어가며 Table 2과 같이 4가지 경우에 대한 테스트를 수행하였다. 여기서 물(water)은 증류수를 의미하고 혼합용액 (mixture)은 90.5%의 증류수와 9.5%의 글리세린 (glycerin)을 섞은 용액을 의미한다. 혼합용액을 사용한 이유는 이러한 비율의 혼합용액 내에서의 음파의 이동 속도가 사람의 인체 내에서 이동하는 속도와 유사하기 때문이다.

4가지 테스트에서 얻은 초음파 영상을 분석해 본 결과 물을 사용한 경우에는 Fig. 8의 (a)와 같이 반사와 물결 때문에 가로 줄무늬 모양의 에코(echo)가 보이는 경우가 있어 목표점을 찾기 어려운 경우가 있었다. 하지만 혼합용액을 사용한 3번과 4번 테스트의 경우 Fig. 8의 (b)(c)와 같이 에코 없이 목표점이 점으로 보이는 것을 확인할 수 있다. Fig. 8 (b)의 왼쪽에 있는 3번 줄은 상대적으로 흐리게 나타나기 때문에 보이지 않는 경우도 있었으나 나머지 5개의 줄들은 모든 영상에서 비교적 선명하게 나타났다. 그 중에서도 Fig. 8 (c)의 왼쪽에 있는 5번 줄이 상대적으로 뚜렷하게 보임을 알 수 있다.

[Table 1] Wires to be used in the test.

No.	Materials	Thickness	Color
1	Cotton thread	0.50 mm	Red
2	Paper covered color cord	0.75 mm	Blue
3	Flexible jewelry	1.8 mm	Colorless
4	Fishing line	0.56 mm	Green
5	Nylon thread	0.30 mm	Black
6	Paper covered metal wire	0.70 mm	White



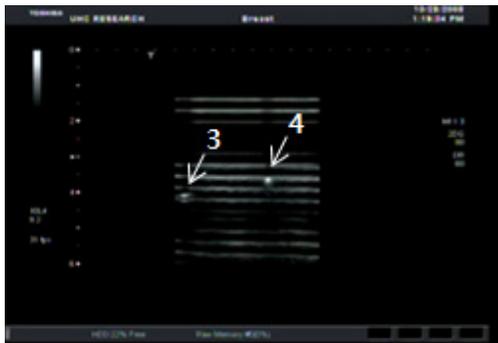
[Fig. 7] Six wires in the calibration block
 (a) Calibration block (8 in × 8 in × 8 in) (b) Wires

[Table 2] The details of four experiments.

No.	Liquid	Probe direction
1	Water	Parallel (wire is shown as a line in the image)
2	Water	Vertical (wire is shown as a point in the image)
3	Mixture	Parallel
4	Mixture	Vertical

4.2 캘리브레이션 실험

앞 절에서 검증한 캘리브레이션 블록과 5번 줄을 이용하여 3장에서 제안한 방법을 적용한 캘리브레이션 과정을 테스트하였다. 각 줄들의 조합에 의해 하나의 초음파 영상에 6개의 목표점을 구성할 수 있고 Fig. 9 와 같은 과정을 거치며 식(7) 을 이용하여 8개의 파라미터에 대한 해를 구할 수 있다. 1장의 영상을 이용하여 계산한 결과는 Table 3 와 같다. 프루브를 이동함에 따라 단시간에 여러 장의 영상 촬영이 가능하므로 다양한 방향에서 얻은 4개의 영상을 동시에 이용하여 캘리브레이션을 수행하였다. 그 결과 Table 4 의 결과와 같이 최적화된 해를 구할 수 있었다. 1 장의 영상을 이용한 결과와 비교하였을 때 여러 장의 영상을 이용한 경우 오차가 줄어든 것을 확인할 수 있다.



(a)



(b)



(c)

[Fig. 8] Wires in the ultrasound images

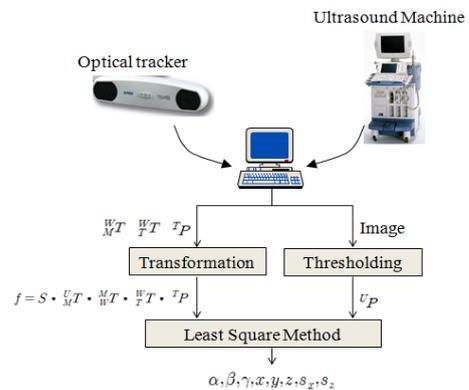
- (a) Wire 3 (left) and 4 (right) in Test 1
- (b) Wire 3 (left) and 4 (right) in Test 4
- (c) Wire 5 (left) and 6 (right) in Test 4

[Table 3] Result using one image

α	β	γ	x	y	z	S_x	S_y	error
1.54	0.17	1.62	32.8	17.5	19.8	4.59	4.38	4.85

[Table 4] Result using multiple images

α	β	γ	x	y	z	S_x	S_y	error
1.53	0.15	1.59	32.2	17.7	19.5	4.61	4.34	1.12



[Fig. 9] Overall calibration process

5. 결론

본 논문에서는 의료용 초음파를 이용한 로봇 작업을 위한 간단한 캘리브레이션 방법을 제안하였다. 의료용으로 널리 사용되는 옵티컬 트래커를 이용하여 위치 계산에 필요한 8개의 파라미터를 계산하고 초음파 영상의 픽셀 위치로부터 해당 좌표의 로봇에 대한 실제 상대 좌표를 계산할 수 있다. 초음파 영상의 목표점을 설정하기 위한 캘리브레이션 블록 모양과 다수의 줄을 이용하는 방법을 제안하고 실험적으로 매질과 줄 선택에 대한 적절한 조합을 검증하였다.

제안된 방법은 간단한 형태의 캘리브레이션 블록과 설치에 제약이 없어 의료용으로 널리 사용되는 옵티컬 트래커를 사용함으로써 빠른 설치가 가능한 장점이 있기 때문에 초음파 영상을 이용하는 로봇 작업에 널리 적용이 가능하다. 또한, 초음파 프루브 외부에 부착하는 옵티컬 마커 튜를 제작함으로써 프루브의 방향과 마커의 방향이 일치하지 않아도 캘리브레이션 과정을 통해 그 방향각 차이를 계산함으로써 정확한 파라미터를 얻을 수 있다.

추후에는 움직이는 초음파 영상을 실시간으로 트래킹하기 위한 연구가 필요하다.

References

- [1] K. Cleary, A. Melzer, V. Watson, G. Kronreif, and D. Stoianovici, "Interventional robotic systems: Applications and technology state of-the-art," *Minimally Invasive Therapy*, vol. 15, no. 2, pp. 101 - 113, 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/13645700600674179>
- [2] Y. H. Huang, T. H. Wu, M. H. Lin, C. C. Yang, W. Y. Guo, Z. J. Wang, C. L. Chen, and J. S. Lee, "An automated robot arm system for small animal tissue biopsy under dual-image modality," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 569, no. 2, pp. 230 - 234, December 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2006.08.072>
- [3] R. C. Susil, J. H. Anderson, and R. H. Taylor, "A Single Image Registration Method for CT Guided Interventions," *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 1697, pp. 798-808, 1999.
DOI: http://dx.doi.org/10.1007/10704282_87
- [4] S. P. Dimaio, E. Samset, G. Fischer, I. Iordachita, G. Fichtinger, F. Jolesz, and C. M. Tempny, "Dynamic

MRI Scan Plane Control for Passive Tracking of Instruments and Devices," *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 4792, pp. 50-58, 2007.

DOI: http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-75759-7_7

- [5] P. Abolmaesumi, S. Salcudean, W. Zhu, M. Sirouspour, and S. DiMaio, "Image guided control of a robot for medical ultrasound," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 18, no. 1, pp. 11 - 23, February 2002.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/70.988970>
- [6] A. C. Waspe, J. C. Lacefield, and A. Fenster, "Registration of three dimensional high-frequency ultrasound images to a robotic needle positioning system for preclinical research," *Proc. of the 4th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro (ISBI)*, Arlington, USA, April 12-15, pp. 1132 - 1135, 2007.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/ISBI.2007.357056>
- [7] L. Mercier, T. Lango, F. Lindseth, and L. D. Collins, "A Review of Calibration Techniques for Freehand 3-D Ultrasound Systems," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 31, no. 2, pp. 143-165, 2005.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2004.11.001>
- [8] NDI, Polaris Vicra Optical Tracker System, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada, 2009. Available From: <http://www.ndigital.com/medical/polarisfamily-techspecs.php>
- [9] John J. Craig, *Introduction to Robotics*. pp. 30-49, Addison Wesley, 1989.

항 면 중(Myun Joong Hwang)

[정회원]



- 2001년 2월 : KAIST 기계공학과 (공학사)
- 2003년 2월 : KAIST 기계공학과 (공학석사)
- 2007년 8월 : KAIST 기계공학과 (공학박사)
- 2007년 9월 ~ 2007년 12월 : KAIST 기계기술연구소 연수연구원
- 2008년 1월 ~ 2009년 12월 : Case Western Reserve Univ. Research Associate
- 2010년 2월 ~ 2013년 2월 : 삼성전자 생산기술연구소 책임연구원
- 2013년 3월 ~ 현재 : 한라대학교 기계자동차공학부 조교수

<관심분야>

로봇 제어, 양팔 로봇, 의료용 로봇, 모션 제어