

증강현실 기반의 최소침습수술용 인터페이스의 개발

Development of Immersive Augmented Reality interface for Minimally Invasive Surgery

문진기¹, 박신석², 김유진³, 김진욱⁴

Moon Jin-Ki¹, Park Shin-Suk², Kim Eugene³, Kim Jin-Wook⁴

Abstract This study developed a novel augmented reality interface for minimally invasive surgery. The augmented reality technique can alleviate the sensory feedback problem inherent to laparoscopic surgery. An augmented reality system merges real laparoscope image and reconstructed 3D patient model based on diagnostic medical image such as CT, MRI data. By using reconstructed 3D patient model, AR interface could express structure of patient body that is invisible outside visual field of laparoscope. Therefore, an augmented reality system improved sight information of limited laparoscope. In our augmented reality system, the laparoscopic view is located at the center of a wide-angle concave screen and reconstructed 3D patient model is displayed outside the laparoscope. By using a joystick, the laparoscopic view and the reconstructed 3D patient model view are changed concurrently. With our augmented reality system, the surgeon can see the peritoneal cavity from a wide angle of view, without having to move the laparoscope. Since the concave screen serves immersive environments, the surgeon can feel as if she is in the patient body. For these reasons, a surgeon can recognize easily depth information about inner parts of patient and position information of surgical instruments without laparoscope motion. It is possible for surgeon to manipulate surgical instruments more exact and fast. Therefore immersive augmented reality interface for minimally invasive surgery will reduce bodily, environmental load of a surgeon and increase efficiency of MIS.

Keywords : Minimally Invasive Surgery, Augmented Reality, Distortion Correction

1. 서 론

최소침습수술(Minimally Invasive Surgery)은 해부학적으로 우리 몸 속 깊숙이 접근 가능한 구멍을 이용하거나 혹은 수술 가능한 최소한의 피부절개(0.5~1.5cm 이내)를 통해 질병 및 손상 부위에 접근하여 수술하는 방법을 말한다. 몸에 있는 자연적인 구멍을 이용하는 경우에는 내과적 수술로 분류하고, 피부에 작은 구멍을 내어 환부에 접근하는 경우는 외과적 수술로 분류하지만 기술적인 측면에서 내과적, 외과적 최소침습수술의 큰 차이는

없다. 최소침습수술은 내시경 및 복강경을 이용하여 시야를 확보한 뒤, 레이저, 방사선, 초음파 및 특수 제작된 외과용 수술도구 등을 이용하여 수행된다. 환부에 큰 절개를 필요로 하는 전통적 외과수술(개복술, 개흉술)과 달리 최소침습수술은 절개 부위가 매우 작아 환부 이외 정상조직의 손상을 최소화시킨다. 따라서 최소침습수술은 환자의 고통, 외상, 부작용 및 합병증 등을 감소시키고 회복기간 또한 단축시켜준다. 이와 같은 장점으로 최소침습수술은 최근 10년 동안 비약적인 성장을 이루어 상당 수의 수술을 대체하고 있다. 최근에는 최소침습수술에 로봇, 진단의학영상(CT, MRI) 및 증강현실 기술 등이 접목되어 보다 안정된 수술이 가능해지고 있으며 초정밀수술과의 결합도 시도되고 있다.

전통적인 외과수술과 비교하여 최소침습수술은

※ 본 연구는 강북 삼성병원의 연구기금의 지원으로 수행되었음.

¹ 현대모비스 기술연구소 연구원

² 고려대학교 기계공학과 부교수

³ 성균관대학교 의과대학 정형외과 조교수

⁴ 한국과학기술연구원 지능시스템연구본부 영상미디어센터 선임연구원

환자에게 여러 장점을 제공하지만 수술에 필요한 시각 및 촉각 정보의 부족, 환자 몸 속 수술도구의 움직임 제한, 의사의 손 움직임과 복강경 화면에서 수술도구의 움직임의 직관적이지 못한 관계 등으로 인하여 의사들은 능숙한 수술을 구현하기 위하여 많은 어려움을 겪는다. 또한 장시간 수술 시 손목, 어깨 및 눈의 피로로 인하여 발생하는 손 떨림 및 집중력 감소와 같은 육체적 부담과 협소한 수술실에서 장시간 복강경 화면에 시야를 고정된 상태로 여러 명의 의사와 보조의사들이 작은 환부를 수술을 해야 하는 환경적 부담은 최소침습 수술의 효율을 크게 감소시킨다. 따라서 최소침습 수술 분야의 전문가가 되기 위해서는 전문적 지식 뿐만 아니라 다년간의 수술훈련 과정을 경험해야 한다.

최소침습수술 시, 복강경 화면만으로는 성공적 수술을 위해 필요한 모든 정보를 표현할 수 없다. 이와 같은 이유로 Computed Tomography (CT), Magnetic Resonance Imaging (MRI) 등의 진단의학 영상자료가 이용되지만 의사들은 수술과정 중 복강경 화면과 진단의학영상 자료를 해석하고 혼합해야 하는 어려움을 겪는다. 이러한 어려움을 해결하기 위해 증강현실 시스템이 이용된다. 증강현실 시스템은 진단의학 영상자료를 기반으로 복원된 3차원 모델을 이용하여 수술에 필요한 정보를 복강경 화면에 중첩시킴으로써 수술이 성공적으로 수행되도록 도와준다^[1, 2, 3].

본 논문은 최소침습수술 과정 중 의사가 환자 몸 안의 수술도구를 직관적으로 조종할 수 있도록 돕는 증강현실 기반의 최소침습수술 인터페이스의 개발에 대하여 표현하였다. CT, MRI와 같은 진단의학 영상자료를 기반으로 복원된 3차원 환자모델과 실제 수술영상을 혼합한 증강현실 인터페이스는 제한된 복강경의 시각정보를 훨씬 더 개선하였다. 복원된 3차원 환자모델을 이용하여 복강경 시야 밖의 보이지 않는 환자 몸의 구조들을 표현할 수 있었고 넓은 시야각의 대형 스크린(concave screen)은 몰입적 환경을 제공함으로써 의사에게 환자의 몸 안에서 수술하는 것과 같은 느낌을 전달해 주었다. 따라서 의사는 복강경을 움직이지 않고도 수술부위의 깊이 정보 및 수술도구의 위치정보를 쉽게 인식할 수 있었고 보다 빠르고 정확하게 수술도구를 조종할 수 있었다. 본 논문에서 제안된 몰입형 증강현실 인터페이스는 최소침습수술이 보다 빠르고 정확하게 수행되도록 도와줄 것이고 의

사의 육체적, 환경적 부담을 줄여주어 수술의 효과를 매우 향상시킬 것이다.

2. 의료분야에서의 증강현실 시스템

Ivan Sutherland의 see-through head mounted display (HMD)를 시초로 연구되어온 증강현실(augmented reality)은 가상현실(virtual reality)의 발전된 분야이다. 증강현실은 실제환경에 가상의 사물을 합성함으로써 가상의 사물이 실제환경에 존재하는 것처럼 보이게 하는 기술이다. 가상환경의 사용자는 실제환경의 영상을 볼 수 없지만, 증강현실은 가상과 실제환경을 동시에 볼 수 있도록 허락한다. 따라서 증강현실은 사용자에게 보다 향상된 현실감을 제공하며 실제환경의 이미지만으로는 얻기 어려운 정보들을 추가적으로 제공할 수 있다. 이와 같은 장점으로 한정된 분야에만 적용되던 가상현실과 달리 증강현실 기술은 의료, 제조, 건축 및 오락 등의 다양한 분야에서 다양한 목적으로 이용되고 있다^[4].

최근에는 수술분야에 증강현실 기술을 적용하려는 연구가 활발히 진행되고 있으며 주목할 만한 성장가능성을 보여주고 있다. 기존 외과수술에서는 수술계획을 세우기 위하여 CT, MRI, 및 ultrasonography 등의 진단의학영상 자료를 이용하고 있다. 이러한 진단의학영상 자료는 수술작업 전에 획득되어 수술작업 시 주요한 지침자료로 이용되지만, 대부분 2차원적이므로 환자의 내부구조에 대한 공간 정보를 제공하지 않는다^[5]. 따라서 수술작업 시 의사는 진단의학영상 자료와 실제 수술영상을 함께 해석해야 하는 어려움을 겪는다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 수술영상에 진단의학영상 자료를 기반으로 복원된 3차원 모델을 중첩시키는 증강현실 기술이 적용되고 있으며 다양한 의료분야에서 증강현실 시스템과 관련된 연구들이 활발히 진행되고 있다^[1].

3. 증강현실 기반의 최소침습수술 인터페이스

최소침습수술의 특성상, 복강경 화면은 성공적 수술을 위해 필요한 모든 정보를 표현할 수 없다. 예를 들면, 의사가 확인하고자 하는 부위가 복강경 화면의 시야 밖에 존재하거나 복막 등의 장애물에 의해 가려질 수 있다^[2]. 이러한 최소침습수술에 증강현실 시스템을 적용함으로써 제한적인 복

강경 정보를 훨씬 개선할 수 있다. 복원된 3차원 환자모델을 이용하여 복강경 시야 밖에 있는 환자의 해부학적 구조 및 중요부위에 대한 정보를 제공할 수 있다. 또한, 복강경 화면에서 수술도구와 수술부위의 거리 및 깊이 정보를 알려주어 수술도구의 네비게이션(navigation) 및 컨트롤(control)을 보다 빠르고 편리하게 도와줄 것이다.

이외에도 의사는 실제 수술영상과 진단의학 영상자료를 따로 해석하면서 수술할 필요가 없으므로 보다 편안하게 수술을 수행함으로써 수술의 효율도 증가할 것이다.

3.1 시스템 개요

본 논문에서 제안하는 증강현실 인터페이스는 복강경, 복강경 움직임 모듈, 디지털 비디오 변환기(Digital Video converter), 조이스틱, 워크스테이션, 3개의 프로젝터 그리고 대형 스크린 등을 이용하여 개발되었다. 증강현실 인터페이스에서 복강경 화면은 대형 스크린의 중앙에 고정되고 진단의학 영상자료를 기반으로 복원된 3차원 환자모델은 복강경 화면의 외곽에 표현된다 [그림 1]. 증강현실 시스템을 이용함으로써 의사는 복강경을 움직일 필요 없이 단순히 고개를 좌우로 움직임으로써 환자 몸의 내부구조를 파악할 수 있다. 또한, 의사는 필요에 따라 조이스틱을 이용하여 복강경과 복원된 3차원 환자모델의 시야방향을 동시에 변화시킬 수 있다.

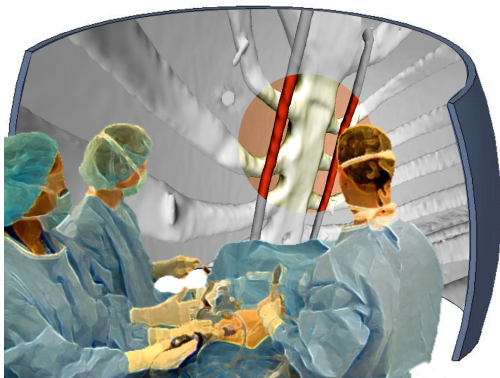


그림 1. Immersive augmented reality interface for MIS

3.2 진단의학영상 자료를 이용한 3D 환자모델의 복원

증강현실 시스템을 구성하기 위해서는 실제영상과 가상의 3D 모델이 필요하다. 본 연구에서는 복강경을 이용하여 실제영상을 획득하였고, 환자모델의 CT자료를 기반으로 3D Slicer(Surgical Planning

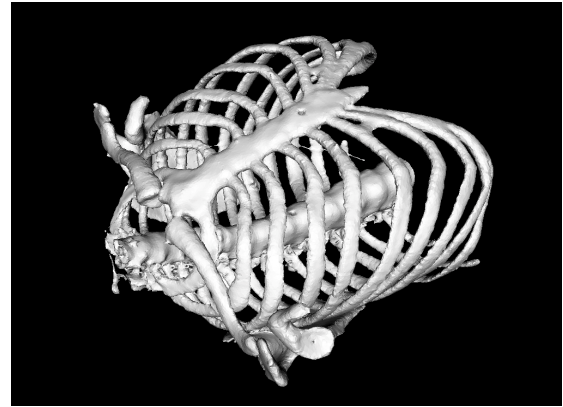


그림 2. Reconstructed 3D patient model

Laboratory, Brigham and Women's Hospital)를 이용하여 가상의 3차원 환자모델은 복원하였다 [그림 2]. 증강현실 시스템에서 복강경 영상과 복원된 3차원 환자모델을 일치시키기 위해서는 물리좌표와 영상좌표 사이의 좌표변환이 필요하다. 좌표변환 행렬을 구하기 위해서는 우선, 물리좌표에 존재하는 가상의 환자모델과 영상좌표에 존재하는 복원된 3차원 환자모델 사이의 관계를 계산해야 한다.

가상의 환자모델과 복원된 3차원 환자모델의 관계를 계산하기 위해 CT 촬영 전 가상의 환자모델에 5개의 마커(marker)를 부착하였고 물리좌표와 영상좌표의 마커들의 관계를 이용하여 좌표변환 행렬을 계산하였다.

복원된 3차원 환자모델은 CT자료를 기반으로 생성되기 때문에 CT자료의 분해능(resolution)이 작으면 작을수록 더 정확하게 3차원 환자모델을 복원할 수 있다. 또한 복원된 3차원 환자모델이 정확하면 정확할수록 영상좌표에서 더 정확한 마커의 위치정보를 획득할 수 있기 때문에 더 정확한 물리좌표와 영상좌표의 좌표변환이 가능하다. 본 연구에서는 분해능이 0.75mm 인 CT자료를 기반으로 정밀하게 복원된 3차원 환자모델을 이용하였다.

영상좌표에서 복원된 3차원 환자모델에 표시된 마커들(5개 핀)의 위치정보를 획득하기 위해 3차원 편집 프로그램을 이용하였고, 물리좌표에서 가상 환자모델에 부착된 마커들(5개 핀)의 위치와 복강경 좌표의 정보를 획득하기 위해 로봇 팔(BIOLOID, ROBOTIS, Inc.)을 이용하였다 [그림 3]. 이렇게 획득된 마커들의 위치 벡터를 이용하여 여러 개의 레지스트레이션 벡터(registration vector)를 생성하였고, 이 벡터들의 연산을 통해 좌표변환 행렬을 구할 수 있었다.

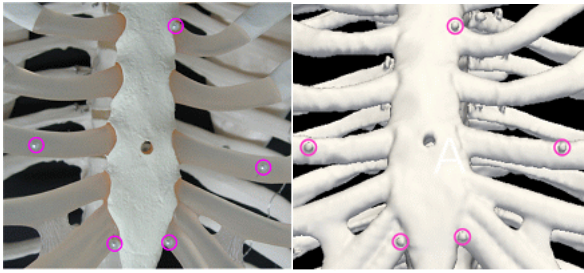


그림 3. Physical (left) and graphical (right) registration pin

결과적으로 획득된 좌표변환 행렬을 이용하여 물리좌표의 복강경 좌표를 영상좌표로 좌표변환하여 뷰(view) 좌표를 생성함으로써 복강경 영상과 복원된 3차원 환자모델을 일치시킬 수 있었다.

3.3 영상좌표와 물리좌표의 좌표변환

본 논문에서는 영상좌표와 물리좌표의 좌표변환을 위하여 3차원 크기변수를 포함하는 반복적인 레지스트레이션(registration) 방법을 제안한다. 일반적으로 레지스트레이션 문제는 가상의 환자모델에 부착된 마커와 복원된 3차원 마커 모델의 버텍스(vertex) 사이에 강체변환(rigid transformation) 관계를 찾는 것이다. 이러한 문제를 다루는 가장 효율적인 방법중의 하나는 반복적인 정렬 알고리즘인 ICP (iterative closest point) 알고리즘이다. ICP (iterative closest point) 알고리즘은 다음과 같이 세 단계로 구성되고

1. 유사성을 바탕으로 정렬될 두 구조물에 특징들의 관련성을 설정한다.
2. 첫 번째 조건을 가장 잘 맵핑시키는 강체 변환을 평가한다.
3. 이 변환을 첫 번째 구조물의 모든 조건에 대하여 적용한다.

이 3단계는 수렴할 때까지 반복된다^[6, 7]. 이러한 알고리즘과 관련하여 우리의 세팅에는 두 가지 주요한 점이 존재한다. 첫째, 우리는 이미 가상 환자모델의 마커들과 복원된 3차원 환자모델의 버텍스들 사이의 관련성을 알고 있기 때문에 문제는 매우 간단해 질 수 있다. 또한, 가상환자 모델의 마커들의 위치 값을 측정할 때 발생할 수 있는 에러를 고려하여 복원된 3차원 환자모델의 각 마커들로부터 관련된 버텍스 9개의 값을 선택하였다. 둘째는 3차원 환자모델의 복원과정과 측정시스템 사이에 단위 크기의 불일치에 의해 발생하는 크기조

정 요소를 알 수 없다는 것이다. 이 것은 회전행렬을 찾는 문제와 결합되어 매우 비선형적인 목적함수를 만드는 결과를 초래하고 찾아야 할 변수를 증가시키기 때문에 매우 해결하기 어렵다.

위에서 언급한 고찰과 관련하여 레지스트레이션 문제는 회전행렬, 이동 벡터 그리고 크기 변수를 찾는 식 (1)과 같이 비선형 최소자승 문제로 표현될 수 있다.

$$\min_{\substack{R \in \text{SO}(3) \\ p \in \mathbf{R}^3 \\ s \in \mathbf{R}^3}} \sum_i^n \sum_j^m \|R \text{diag}(s)x_i + p - y_{ij}\|^2 \quad (1)$$

$x_i \in \mathbf{R}^3$ 와 $y_{ij} \in \mathbf{R}^3$ 는 측정된 i 번째 marker의 위치 값과 복원된 3D 환자모델의 i 번째 marker에 대한 j 번째 버텍스의 위치 값을 나타낸다. 크기 요소(scale factor)를 제외시킨 전통적인 point-based registration problem인 식 (2)를 어떻게 해결하는지에 대하여 재검토해보자^[8, 9, 10].

$$\min_{\substack{R \in \text{SO}(3) \\ p \in \mathbf{R}^3}} \sum_i^n \sum_j^m \|R x_i + p - y_{ij}\|^2 \quad (2)$$

복원된 3D 환자모델의 마커에 대한 측정의 불확실성을 최소화시키기 위해 여러 버텍스들을 고려해야 한다는 점에서 기존의 목적함수와 약간 다르다. 그러나 그 문제는 식 (3)을 통해 쉽게 해결될 수 있다.

$$\min_{\substack{R \in \text{SO}(3) \\ p \in \mathbf{R}^3}} \sum_i^n \sum_j^m \|R x_i + p - \bar{y}_{ij}\|^2 \quad (3)$$

\bar{y}_i 는 $y_{ij} (j=1, \dots, m)$ 의 평균값을 나타낸다. 따라서 평균값을 이용함으로써 기존의 방식과 같은 방법으로 해결할 수 있다. 목적함수는 식 (4)와 같이 주어지고 목적함수의 국부 최소값(local minimum)은 식 (5)와 같은 상황에서 발생한다.

$$\begin{aligned} f(R, p) &= \sum_i^n \|R x_i + p - y_i\|^2 \\ &= \sum_i^n (\|x_i\|^2 + \|p - y_i\|^2 + 2(p - y_i)^T R x_i) \quad (4) \end{aligned}$$

$$\frac{\partial f}{\partial p} = 2 \sum_i^n (p - y_i + R x_i) = 0 \quad (5)$$

목적함수가 P 와 관련된 2차 식이므로 이를 만족시키는 국부 최소값은 유일하게 존재한다. 따라서 적절한 해답은 다음 식을 만족시킨다.

$$p = \bar{y} - R\bar{x} \quad (6)$$

여기에서 \bar{x} 와 \bar{y} 는 각각 $i=1, \dots, n$ 에 대한 x_i 와 y_i 의 평균값을 나타낸다. 새로운 변수 $\hat{x}_i = x_i - \bar{x}$, $\hat{y}_i = y_i - \bar{y}$ 를 도입함으로써 목적함수는 식 (7)과 같이 간략해진다.

$$\begin{aligned} f(R) &= \sum_i^n (\|\hat{x}_i\|^2 + \|\hat{y}_i\|^2 - 2\hat{y}_i^T R\hat{x}_i) \\ &= \sum_i^n (\|\hat{x}_i\|^2 + \|\hat{y}_i\|^2) - 2tr(RXY^T) \end{aligned} \quad (7)$$

$$X = \begin{bmatrix} | & & | \\ \hat{x}_1 & \dots & \hat{x}_n \\ | & & | \end{bmatrix}, Y = \begin{bmatrix} | & & | \\ \hat{y}_1 & \dots & \hat{y}_n \\ | & & | \end{bmatrix} \quad (8)$$

최적의 회전행렬 R 은 $YX^T \in \mathbf{R}^{3 \times 3}$ 을 $SO(3)$ 로 프로젝션(projection)시킴으로써 획득되며^[11], 이는 YX^T 의 극분해(polar decomposition)를 이용함으로써 보다 효율적으로 계산할 수 있다^[12]. 이제 크기요소를 고려한 방법으로 기존 방법을 확장하면 최적의 이동벡터는 식 (6)을 만족시켜야 하며 크기요소 때문에 발생하는 유일한 차이점은 새로운 목적함수 식 (9)에 반영된다.

$$\begin{aligned} f(R, s) &= \sum_i^n (\|R\text{diag}(s)\hat{x}_i - \hat{y}_i\|^2) \\ &= tr(\text{diag}(s)^2 XX^T - 2\text{diag}(s)XY^T R) \\ &\quad + \sum_i^n (\|\hat{y}_i\|^2) \end{aligned} \quad (9)$$

$\text{diag}(s)$ 는 s 로 구성된 대각행렬(diagonal matrix)을 나타낸다. 목적함수를 크기요소 s 로 미분하여 다음과 같은 식 (10)을 얻을 수 있다.

$$\frac{\partial f}{\partial s} = 2(\text{diag}(\text{diag}(XX^T))s - \text{diag}(XY^T R)) = 0 \quad (10)$$

A 행렬의 대각 요소 A 로 구성된 벡터를 만들기

위한 연산자를 $\text{diag}(A)$ 를 도입하면, $\text{diag}(\text{diag}(A))$ 는 대각성분이 A 로 동일하고 나머지 성분이 모두 0인 행렬이 된다.

본 논문에서 제안하는 알고리즘의 주된 아이디어는 우선 크기요소와 관련된 목적함수를 최소화시키는 회전행렬을 계산하고 다음으로 크기요소와 관련된 회전행렬에 대하여 최소화를 시키는 것이다. 이 두 단계는 수렴조건을 만족시킬 때까지 반복된다. 제안된 알고리즘은 개념적으로 목적함수의 완벽한 정도 정보(gradient information)를 요구하지 않는 cyclic coordinate descent method와 유사하다. 또한, 문제를 두 부분으로 분리시킴으로써 최적의 회전행렬 얻기 위하여 이전의 결과를 사용할 수 있다는 장점을 가진다. 본 논문에서 제안한 알고리즘을 다시 한번 요약하면 다음과 같다.

1. \bar{x} 과 \bar{y} 을 계산하고 X, Y 의 행렬을 구성한다.
2. 수렴할 때까지 다음을 반복한다.
 - (a) $YX^T \text{diag}(s)$ 의 극분해를 적용해 회전행렬 R 을 계산한다.
 - (b) 식 (6)의 해를 구함으로써 크기요소 s 를 계산한다.
3. 식 (6)의 해를 구함으로써 이동요소 P 를 계산한다.

반복적 계산을 위해 요구되는 초기의 회전행렬과 크기요소를 단위행렬(identity matrix)과 단위 크기요소(1 1 1)을 이용하였다. 각 x, y, z 축에 대하여 크기요소가 큰 비율을 가질 때 상대적으로 느린 수렴이 발생하였다. 그러나 이처럼 단순하게 크기조정이 된 경우에는 보다 적은 수의 반복을 통해 문제를 해결할 수 있었다. 위와 같은 알고리즘을 통하여 획득된 R, s, P 를 이용하여 $\mathbf{T}_{\text{transformation}}$ 을 구할 수 있었고 이를 이용하여 물리좌표에서 복강경 렌즈초점의 위치와 동일한 위치에 가상공간의 시점(view point)을 생성하고 업데이트 함으로써 복강경 영상과 복원된 환자모델을 일치시킬 수 있었다.

$$\begin{aligned} {}^i \bar{\mathbf{r}}_{\text{view point}} &= \mathbf{T}_{\text{transformation}} \cdot {}^P \bar{\mathbf{r}}_{\text{laparoscope focus}} \\ {}^i \bar{\mathbf{r}}_{\text{view direction}} &= \mathbf{T}_{\text{transformation}} \cdot {}^P \bar{\mathbf{r}}_{\text{laparoscope direction}} \\ {}^i \bar{\mathbf{r}}_{\text{view up direction}} &= \mathbf{T}_{\text{transformation}} \cdot {}^P \bar{\mathbf{r}}_{\text{laparoscope up direction}} \end{aligned} \quad (11)$$

3.4 복강경 영상의 왜곡문제 해결

최소침습수술에 사용되는 복강경은 원활한 수술을 위해 의사에게 광각의 시야를 제공해야 한다.

광각렌즈를 사용하는 복강경은 넓은 수술부위를 빠르게 시각화 하지만 광각렌즈의 특성상 수술영상의 방사상 왜곡(Radial Distortion)을 발생시킨다. 이와 같은 복강경 영상의 왜곡은 영상의 중심에 위치한 이미지를 확대시키고 영상의 중심에서 멀어질수록 이미지를 작게 축소시키는 특징을 가지고 있다^[13]. 복강경 영상의 왜곡은 환부 및 종양의 크기를 왜곡시킴으로써 정확한 진단 및 측정을 방해하고 수술작업 시 수술도구와 수술부위의 거리 판단 및 깊이 인식에 어려움을 유발시킨다. 또한 최소침습수술의 증강현실 시스템에서 복강경 영상의 왜곡은 복강경 영상과 복원된 3차원 환자모델의 정확한 중첩을 방해하여 경계부위에서 불연속을 발생시킨다. 이러한 수술영상의 불연속은 의사에게 혼란을 발생시켜 원활한 수술을 방해할 수 있으므로 꼭 해결되어야 한다. 복강경 영상왜곡의 수정목적은 수술부위의 올바른 진단 및 측정을 가능하게 하고 수술작업 시 수술도구와 수술부위의 정확한 거리와 위치를 파악하도록 도와주어 수술작업을 원활하게 하는 것이다. 또한, 복강경 영상의 왜곡문제를 해결하는 과정은 관련된 시스템과의 안정된 상호작용을 위하여 CPU의 부하를 최소로 하여 시스템의 실시간성을 유지해야 한다^[14]. 이러한 요구에 부합하기 위하여 우리는 GPU 기반의 실시간 이미지 복원을 이용하였다.

본 논문에서 이용된 GPU기반 왜곡 수정과정의 기본적인 개념은 버텍스(vertex) 좌표가 맵핑(mapping)된 평면 메쉬(mesh)를 도입하고 왜곡 영상의 텍스처(texture) 좌표를 기본 메쉬의 버텍스 좌표와 일치하도록 조정하여 왜곡된 영상을 보정하였다 [그림 4]. 우선, 사각 평면의 메쉬를 정의하고 메쉬의 버텍스 좌표에 준비된 사각격자의 이미지를 맵핑한다. 사각격자의 이미지를 광각렌즈를 이용하여 캡처(capture)하게 되면 왜곡된 사각격자의 이미지를 얻을 수 있다. 왜곡된 사각격자 이미지의 텍스처 좌표에서 모든 격자 점의 위치를 추출한다.

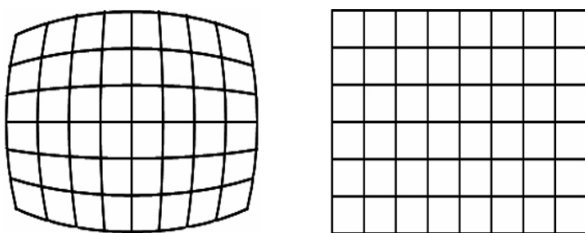


그림 4. Texture coordinate (left) and vertex coordinate (right)

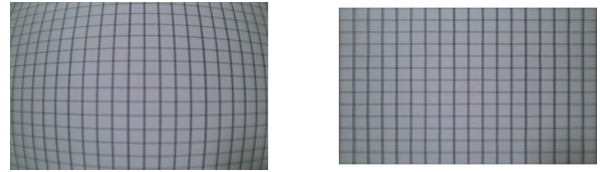


그림 5. Original (left) and distortion correction image (right)

왜곡된 이미지의 텍스처 좌표에서 추출된 격자 점의 위치를 기본 메쉬에 정의된 버텍스 좌표의 격자 점 위치로 이동시킴으로써 왜곡된 격자 점이 원래의 위치로 돌아가게 된다. 또한 격자 점들 사이에 존재하는 이미지 픽셀들은 격자 점들 사이의 선형 보간법(linear interpolation)을 이용하여 원래의 위치로 복원된다. 그러나 광각렌즈는 렌즈의 특성에 따라 입력영상을 비선형적으로 왜곡시킨다. 따라서 기존의 pixel by pixel 변환방법의 왜곡 수정은 광각렌즈의 특성에 따라 이미지 픽셀 하나 하나에 대하여 비선형적 관계를 파악하고 이를 비선형 변환시킴으로써 이미지를 복원하였다. 이러한 방법은 영상을 정확하게 복원할 수는 있지만 CPU에 너무 많은 부하를 발생시킴으로써 시스템의 실시간성을 저해하는 요인으로 작용하였다.

본 논문에서 제안한 텍스처 맵핑(texture mapping) 방법은 격자 점 사이에 존재하는 이미지 픽셀(pixel)들을 선형적인 방법으로 변환시켰지만 원하는 정확도를 얻을 때까지 격자의 크기 및 형태를 변경시킴으로써 훌륭한 이미지 복원결과를 얻을 수 있었다. 또한 GPU 기반의 선형적 계산법을 이용함으로써 기존의 pixel by pixel 변환방법 보다 CPU의 계산 부하를 크게 줄임으로써 주변 시스템과 실시간으로 상호작용 할 수 있는 장점을 가진다^[15]. 또한, 텍스처 맵핑 방법은 렌즈의 수학적 모델을 필요로 하지 않고 입력영상의 픽셀정보를 이용하여 수정된 위치를 계산할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 이처럼 본 논문에서 제안된 텍스처 맵핑 방법은 여러 가지 장점을 가지고 있으나 단점 또한 가지고 있다. 일반적으로 캡처된 이미지에서 격자 점은 많은 픽셀들에 걸쳐서 위치하는데 수동적으로 격자 점의 위치를 추출하였기 때문에 측정된 격자 점의 위치는 특유의 오차를 포함할 수 있다. 따라서 보다 더 정확하게 격자 점의 위치를 추출하는 방법의 개발이 요구된다.

3.5 복원된 3D 환자모델과 복강경 영상의 정합을 위한 Field of View 결정

수술영상을 획득하기 위한 장비는 복강경, 비디

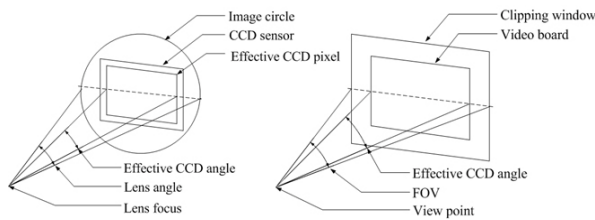


그림 6. Lens angle and effective CCD angle

오 신호증폭기, 비디오, 모니터 및 광원으로 구성된다. 복강경 렌즈를 통하여 들어온 환부의 이미지는 CCD 센서가 장착된 면에 원형의 영상을 만든다. 이 원형의 영상 중, effective CCD pixel 안의 영상정보만을 증강현실 시스템의 비디오 보드에 texture 하였다[그림 6].

복강경 영상과 복원된 3차원 환자모델의 경계 부분에서 두 영상을 서로 일치시키기 위해서는 비디오 보드의 크기와 증강현실 시스템의 FOV (field of view)가 계산되어야 한다. 클리핑 윈도우(clipping window)에서 비디오 보드의 크기는 프로그래밍에 의해 임의로 조절 가능하다. 클리핑 윈도우에서 비디오 보드의 크기가 결정이 되면 렌즈 각 (α°), effective CCD 수평 각 (x°), 그리고 수직 각 (y°) 을 이용하여 수평, 수직의 FOV (X°, Y°)를 계산할 수 있었다 [그림 7].

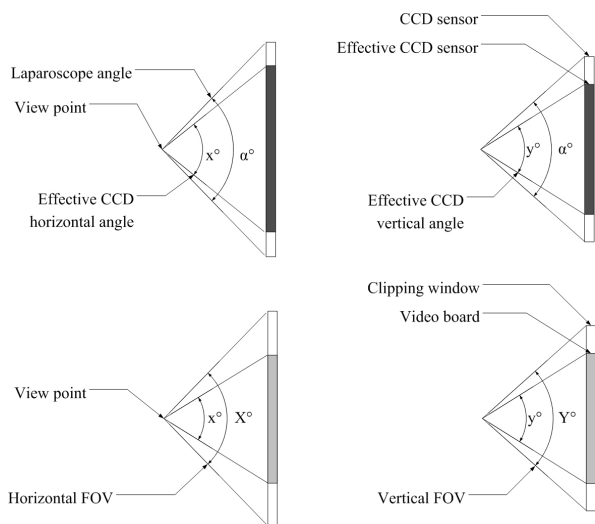


그림 7. Effective CCD angle (up) and FOV (down)

3.6 복원된 3D 환자모델과 복강경 영상의 처리과정

증강현실 시스템을 구현하기 위한 네트워크 시스템으로 NAVERLib이 사용되었다. NAVERLib의 여러 모듈은 (nvmLoader, nvmDisplay, nvmDeviceManager,

nvmStreaming) 증강현실 시스템의 사용자 환경과 상호작용을 위해 다양한 라이브러리를 제공한다. 따라서 NAVERLib의 여러 모듈은 OpenGL Performer, Virtual Reality Peripheral Network (VRPN), 그리고 Digital Video Transport System (DVTS) 등 다양한 소프트웨어 및 라이브러리와 상호작용한다. 복원된 3D 환자모델은 OpenGL Performer의 pfvmLoader와 같이 scene-graphs node를 구성하는 nvmLoader 모듈을 이용하여 대형 스크린에 디스플레이 된다. nvmLoader는 3대의 컴퓨터를 연결하여 몰입적 사용자 환경을 제공하는 비주얼 클러스터링 시스템 (visual clustering system)을 구성한다.

nvmStreaming module은 DVTS 라이브러리를 사용하여 디지털 비디오(Digital Video) 형식의 복강경 비디오 스트리밍(streaming) 데이터를 이더넷(ethernet)을 통해 주고 받을 수 있다. 복강경으로부터 획득된 영상신호는 디지털 비디오 변환기를 통해 디지털 비디오 형식으로 변환된 후, DVTS 라이브러리를 이용하는 nvmStreaming 모듈에 의하여 전송되어 비디오 보드에 텍스처 된다. DVTS의 실시간 전송프로토콜(RTP)은 이더넷을 통해 실시간으로 스트리밍 데이터를 전송하도록 설계되었다. 이러한 이유로 DVTS는 텔레-메디신(tele-medicine) 시스템에서 자주 이용된다^{16, 17}. 본 논문에서 제안된 증강현실 시스템도 DVTS의 실시간 전송 프로토콜을 이용하여 실시간으로 복강경 영상을 전송하였다.

3.7 복강경 움직임 모듈의 제어

본 논문에서는 조이스틱을 이용하여 복강경 움직임 모듈을 조종함으로써 물리좌표에서 복강경 시야의 방향을 바꿀 수 있었다. 복강경 움직임 모듈과 직관적으로 맵핑된 조이스틱을 이용하여 물리좌표에서 복강경의 피치(pitch)와 요(yaw) 움직임을 조종할 수 있었다. 이와 같은 마스터-슬레이브(master-slave) 시스템의 통신을 위해 NAVERLib의 nvmDeviceManager 모듈이 이용되었다. 또한, 증강현실 시스템의 주변장치(조이스틱, 복강경 움직임 모듈)와 연결된 서버(server)와 클라이언트(client)의 통신을 위해 nvmDeviceManager 모듈은 VRPN을 이용하였다¹⁸.

VRPN은 라이브러리 클래스의 집합과 가상환경 시스템에 사용되는 장비와 적용 프로그램 사이의 네트워크 인터페이스에 구매를 받지 않는 독립적인 서버들의 집합으로 구성된다. 이러한 특징으로 인하여 VRPN 시스템은 수술용 로봇의 햅틱 장치

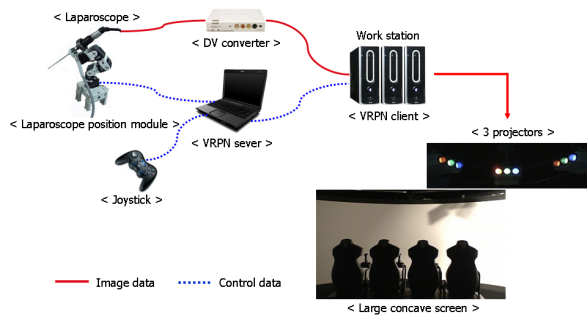


그림 8. DVTS and VRPN system configuration

(haptic device)의 통신을 위하여 자주 이용된다 [19, 20]. VRPN 클라이언트가 일정한 주기로 VRPN 서버에게 데이터 요청을 할 때 마다 VRPN 서버는 복강경 움직임 모듈에 장착된 모터의 엔코더(encoder) 값을 VRPN 클라이언트에게 보낸다. 이 엔코더 값을 이용하여 복강경 움직임 모듈의 전기구학(forward kinematics)이 계산되고 이 전기구학을 이용하여 nvmDeviceManager는 증강현실 시스템에서 시야의 위치와 방향을 업데이트 한다. 그림 8은 주변장치와 연결된 VRPN과 DVTS의 개략도를 보여준다.

4. 실험결과

4.1 복강경 영상의 왜곡수정에 대한 평가

카메라 영상의 왜곡 수정에 대한 평가는 수정된

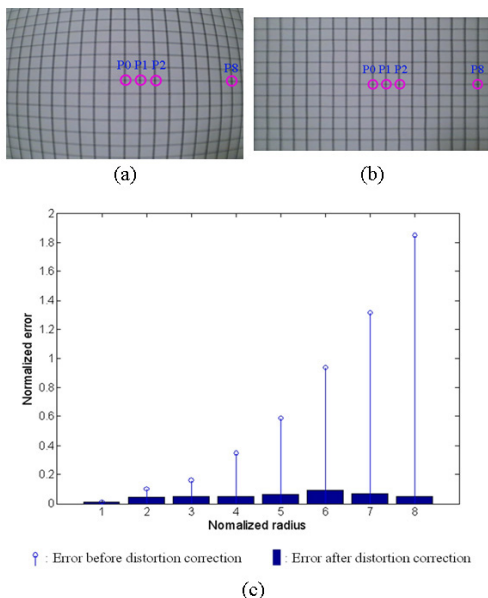


그림 9. Original (a) image, distortion correction image (b) and error estimation (c)

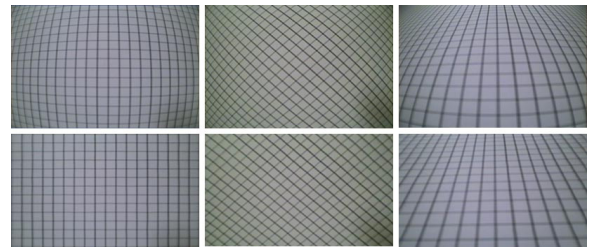


그림 10. Original (up) and distortion correction image (down)

영역의 넓이오차에 대한 평가와 영상중심에서부터의 표준거리 오차에 대한 평가 크게 두 가지로 나누어진다. 본 논문에서는 표준거리 오차에 대한 방법을 이용하였다. 영상의 중심을 P0으로 하고 영상의 끝점을 P8으로 하여 P0과 P1 사이의 거리를 기준 거리로 이용하였다. 이 기준 거리를 바탕으로 P1에서부터 P8까지의 오차를 계산하였다.

왜곡된 이미지는 영상중심에서 멀어질수록 오차가 급격히 증가하였지만 왜곡이 수정된 이미지는 전반적으로 작은 오차 값을 보였다 [그림 9]. 수정된 이미지의 오차는 3.4에서 언급된 것처럼 기본 메쉬(mesh)에서 격자 점의 위치를 수동적으로 추출하는 과정에서 발생하였다. 이 오차는 매우 작으므로 무시될 수 있으며 필요에 따라 격자 점의 수를 늘림으로써 오차를 원하는 만큼 작게 줄일 수 있다. 그림 10은 다양한 각도에서 촬영된 영상의 왜곡을 수정한 결과이다. 복강경 영상의 왜곡으로 휘어졌던 직선들이 모두 올바르게 수정되었음을 확인할 수 있었다.

4.2 최소침습수술을 위한 증강현실 기반의 몰입형 인터페이스

본 논문에서는 최소침습수술과정 중 의사가 환자 몸 안의 수술도구를 직관적으로 조종할 수 있도록 돕는 최소침습수술을 위한 증강현실 기반의 몰입형 인터페이스의 개발에 대하여 표현하였다. 복강경의 영상정보는 대형 스크린(concave screen) 중앙에 고정되고 그 주변에는 수술작업 전 진단의 학영상 자료를 기반으로 복원된 3D 환자모델이 표현된다. 증강현실 기반의 몰입형 인터페이스는 제한된 복강경의 영상정보를 훨씬 더 개선하였다. 복원된 3D 환자모델을 이용하여 복강경 시야 밖의 보이지 않는 환자 몸의 구조를 표현할 수 있었고 넓은 시야각의 대형 스크린은 몰입적 환경을 제공함으로써 의사에게 마치 환자의 몸 안에서 수술하는 것과 같은 느낌을 전달해 주었다 [그림 11]. 이로 인하여 의사는 복강경을 움직이지 않고도

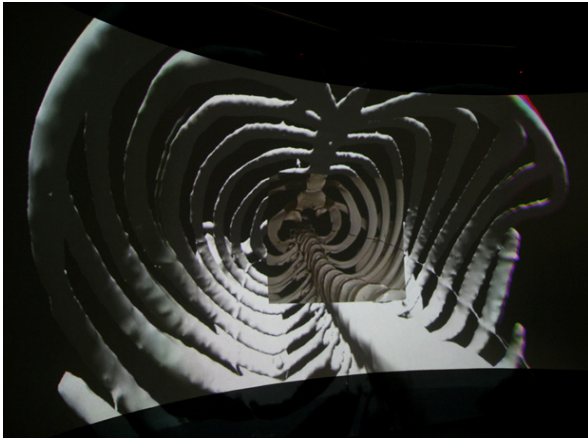


그림 11. Immersive augmented reality interface for MIS

환자 몸의 내부구조에 대한 깊이 정보 및 수술도구의 위치정보를 쉽게 인식하여 보다 빠르고 정확하게 수술도구를 조종할 수 있었다. 또한 필요에 따라서 의사는 조이스틱을 이용하여 복강경의 방향 및 그래픽 공간에서 시야의 방향을 동시에 바꿈으로써 수술을 더욱 원활하게 수행할 수 있었다.

5. 결 론

첨단 복강경 기술의 개발은 최소침습수술이 현대 수술의 가장 중요한 영역을 차지하는데 크게 기여하였다. 그러나 복강경의 영상정보는 성공적인 수술을 위해 필요한 모든 정보를 제공할 수 없기 때문에 능숙한 최소침습수술의 구현이 어렵다. 따라서 복강경의 영상정보와 CT, MRI 등의 진단의학적 영상 자료가 함께 이용되고 있지만 수술과정 중 복강경의 영상정보와 진단의학적 영상 자료를 함께 해석하고 수술을 수행하는 것은 매우 복잡한 일이므로 수술의 효율성을 저하시키는 요인으로 작용한다.

본 논문은 최소침습수술 과정 중 의사가 환자 몸 안의 수술도구를 직관적으로 조종할 수 있도록 돕는 증강현실 기반의 최소침습수술 인터페이스의 개발에 대하여 표현하였다. CT, MRI 등의 진단의학적 영상 자료를 기반으로 복원된 3차원 환자모델과 실제 수술영상을 혼합한 증강현실 기반의 몰입형 인터페이스는 제한된 복강경의 시각정보를 훨씬 더 개선하였다. 복원된 3차원 환자모델을 이용하여 복강경 시야 밖의 보이지 않는 환자 몸의 구조들을 표현할 수 있었고 수술부위에 대한 깊이 정보 및 수술도구의 위치 정보를 쉽게 인식하여 보

다 빠르고 정확하게 수술도구를 조종할 수 있었다. 또한, 넓은 시야각의 대형 스크린은 몰입적 환경을 제공하여 의사에게 마치 환자의 몸 안에서 수술하는 것과 같은 느낌을 전달해 주었다. 이처럼 몰입형 증강현실 인터페이스는 최소침습수술을 보다 빠르고 정확하게 수행할 수 있도록 도와주어 수술의 효과를 극대화시킬 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Stijn De Buck, Johan Van Cleynenbreugel, Indra Geys, Thomas Koninckx, Philippe R. Koninck, and Paul Suetens., "A System to Support Laparoscopic Surgery by Augmented Reality Visualization," MICCAI 2001, LNCS, Vol.2208, 2001, pp. 691-698.
- [2] Jeffrey H. Shuhaiber, "Augmented Reality in Surgery," Arch Surg. Vol.139, 2004, pp170-174
- [3] Jacques Marescaux, Francesco Rubino, Mara Arenas, Didier Mutter, Luc Soler, "Augmented-Reality-Assisted Laparoscopic Adrenalectomy," JAMA, Vol 292, No.18, November 2004, pp 2214-2215
- [4] Ronald T. Azuma, "In A Survey of Augmented Reality," Presence: Teleoperators and Virtual Environments, Vol.6, No.4, August 1997, 355-385.
- [5] Tang SL, Kwok CK, Teo MY, Sing NW, Ling KV. "Augmented reality systems for medical applications," IEEE Eng Med Biol Mag. 1998;17(3):49-58.
- [6] P. J. Besl and H. D. McKay. "A method for registration of 3-d shapes," IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14(2):239-256, 1992.
- [7] Z. Zhang. "Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces," International Journal of Computer Vision, 13(2):119-152, 1994.
- [8] J. Michael Fitzpatrick, Jay B. West, and Calvin R. Maurer Jr., "Predicting error in rigid-body, point-based registration," IEEE Trans. Med. Imaging, 17(5):694-702, 1998.
- [9] P. H. Schonemann and R. M. Carroll., "Fitting one matrix to another under choice of a central dilation and a rigid motion," Psychometrika, 35:245-255, 1970.
- [10] B. F. Green. "The orthogonal approximation of an oblique structure in factor analysis," Psychometrika, 17:429-440, 1952.

[11] Ken Shoemake and Tom Du., "Matrix animation and polar decomposition," pages 258-264, 1992.

[12] Nicholas J Higham., "Computing the polar decomposition with applications," SIAM J. Sci. Stat. Comput., 7(4):1160-1174, 1986.

[13] Chieh-hao Hsu, Shaou--Gang Miaou, Feng-Ling Chang, "A distortion correction method for endoscope images based on calibration patterns and a simple mathematic model for optical lens," Biomedical Engineering Applications, Basis & Communications, Vol. 17, No. 6, December 2005

[14] Ramin Shahidi, Michael R. Bax, Calvin R. Maurer, Jr., Jeremy A. Johnson, Eric P. Wilkinson, Bai Wang, Jay B. West, Martin J. Citardi, Kim H. Manwaring, and Rasool Khadem, "Implementation, Calibration and Accuracy Testing of an Image-Enhanced Endoscopy System," IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 21, NO. 12, DECEMBER 2002, pp.1524-1535

[15] Michael R. Bax. "Real-time Lens Distortion Correction : 3D Video Graphics cards Are Good for More than Games," Stanford ECJ, spring , 2004, pp. 9-13.

[16] S. Shimizu, N. Nakashima, K. Okamura, J.S. Hahm, Y. W. Kim, B. I. Moon, H. S. Han, M. Tanaka, "International transmission of uncompressed endoscopic surgery images via superfast broadband Internet connections," Surg Endosc, Vol. 20, 2006, pp.167-170.

[17] N. Nakashima, K. Okamura, J.S. hahm, Y.W. Kim, H. Mizushima, H. Tatsumi, B.I. Moon, H.S. Han, Y.J. Park, J.H. Lee, S.K. Youm, C.H. Kang, S. Shimizu, "Telemedicine with Digital Video Transport System in Asia-Pacific Area," Proceedings of the 19th International Conference on Advanced Information Networking and Applications (AINA'05) 2005 IEEE

[18] Taylor RM II, Hudson TC, Seeger A, Weber H, Juliano J, Helser AT, "VRPN: a device-independent, network-transparent VR peripheral system," Proceedings of ACM Symposium on Virtual Reality Software & Technology, 2001, pp 55-61.

[19] M. Tavakoli, R.V. Patel, M. Moallem, "A haptic interface for computer-integrated endoscopic surgery and training," Virtual Reality, Vol. 9, 2006, pp 160-176

[20] M. Tavakoli, A. Aziminejad, R.V. Patel, M. Moallem, "Methods and mechanisms for contact feedback in a robot-assisted minimally invasive environment," Surg Endosc Vol. 20, 2006, pp 1570-1579



문진기

2006 고려대학교 기계공학과 (공학사)
 2008 고려대학교 기계공학과 (공학석사)
 2008~현재 현대모비스 기술 연구소 연구원

관심분야: HMI, 로봇 머니플레이션, 수술로봇



박신석

1989 서울대학교 기계설계학과(공학사)
 1991 서울대학교 기계설계학과(공학석사)
 1999 MIT 기계공학과 (공학박사)

1999~2000 Nissan Motor 방문연구원
 2000~2002 Harvard 대학 Postdoctoral Fellow
 2002~2004 Keio 대학 방문교수
 2004~현재 고려대학교 기계공학부 부교수
 관심분야: HMI, 로봇 머니플레이션



김유진

1996 연세대학교 의과대학의학과(의학사)
 2001 울산대학원 의과대학생리전공(의학박사)
 2005~현재 성균관대학교 의과대학 정형외과학교수

관심분야: 최소침습로봇수술



김진욱

1995 서울대학교 기계설계학과(공학사)
 1997 서울대학교 기계설계학과(공학석사)
 2002 서울대학교 기계항공공학부(공학박사)

2005 NYU Postdoctoral Fellow
 2006 ULCA Postdoctoral Fellow
 2002~현재 한국과학기술연구원 영상미디어연구센터 선임연구원
 문화대학교 정보통신공학과 박사과정
 관심분야: Physics based Simulation, Virtual Reality, GPGPU