

## 진단 및 치료를 위한 3차원 의료 영상의 응용

이덕운, 남우현, 나종범(KAIST 전기 및 전자공학과 영상시스템 연구실)

### I. 서론

과거 대부분의 의료 역사에서 의사들은 병을 진단하고 환자의 상태를 점검하거나 수술을 할 때, 그들의 감각에 의존하는 일이 많았다. 그러나 지난 수십년 동안 개발된 XCT, MRI, 초음파와 같은 의료 영상 시스템 기술로 인하여, 눈으로 볼 수 없는 병을 비로소 보고 진단할 수 있는 길이 열리게 되었다. 또한 의료 영상은 병을 진단하는데 뿐만 아니라, 치료 계획을 세우거나 수술하는데 널리 사용되고 있다.

최근에는 의료 영상 기술과 컴퓨터의 발달로 3차원 의료 영상의 수요가 증가하고 있다. XCT와 MRI 시스템은 더 빠르고 좋은 해상도로 3차원 영상의 획득이 가능해지고 있고, 2차원 영상 위주였던 초음파 영상 시스템도 3차원 영상 프로브가 개발됨에 따라 실시간 3차원 영상의 획득이 점차 가능해지고 있는 추세이다. 이에 따라 3차원 의료 영상 처리 기술 또한 꾸준히 개발되어 응용 분야가 확대가 되고 있는 상황이다.

3차원 의료 영상의 응용 분야는 매우 광범위하다. 본 고에서는 3차원 의료 영상이 환자

의 진단 및 치료에 응용되는 대표적인 예를 몇 가지 소개함으로써 그 중요성을 짚어 보고자 한다. 본문에서는 응용 분야를 크게 진단 및 시뮬레이션과 영상 유도 수술로 나누고, 각 분야에서 대표적인 응용에 대해서 알아본다.

### II. 진단 및 시뮬레이션

의료 영상은 기본적으로 진단 분야에 널리 응용되어 왔다. 2차원 X-Ray 기기, XCT, MRI, 초음파 스캐너, PET 등 여러 종류의 의료 영상기기를 이용하여 환자로부터 병변 주위의 2차원 또는 3차원 의료 영상을 획득하고 있으며, 이들 영상을 통해 병변의 유무 및 위치 등의 정보를 파악함으로써 정확한 진단에 크게 도움을 주고 있다. 또한 의료 영상은 수술 시뮬레이션 분야에도 응용되고 있다. 고도의 숙련을 필요로 하는 위험한 수술의 경우, 시뮬레이션 시스템을 사용하여 경험을 쌓을 수 있다면 수술의 정확도는 더 향상될 수 있다.

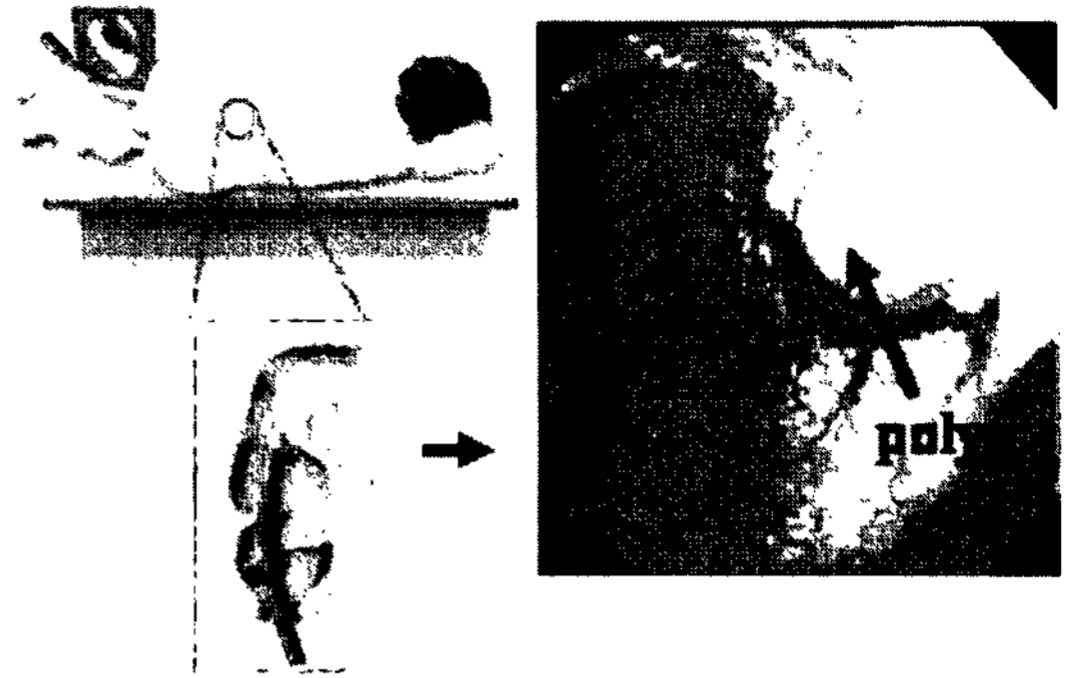
II절에서는 3차원 의료 영상의 응용 중, 진단 분야에서는 가상 대장 내시경을, 시뮬레이

선 분야에서는 척추 침 생검 시뮬레이션을 소개하고자 한다.

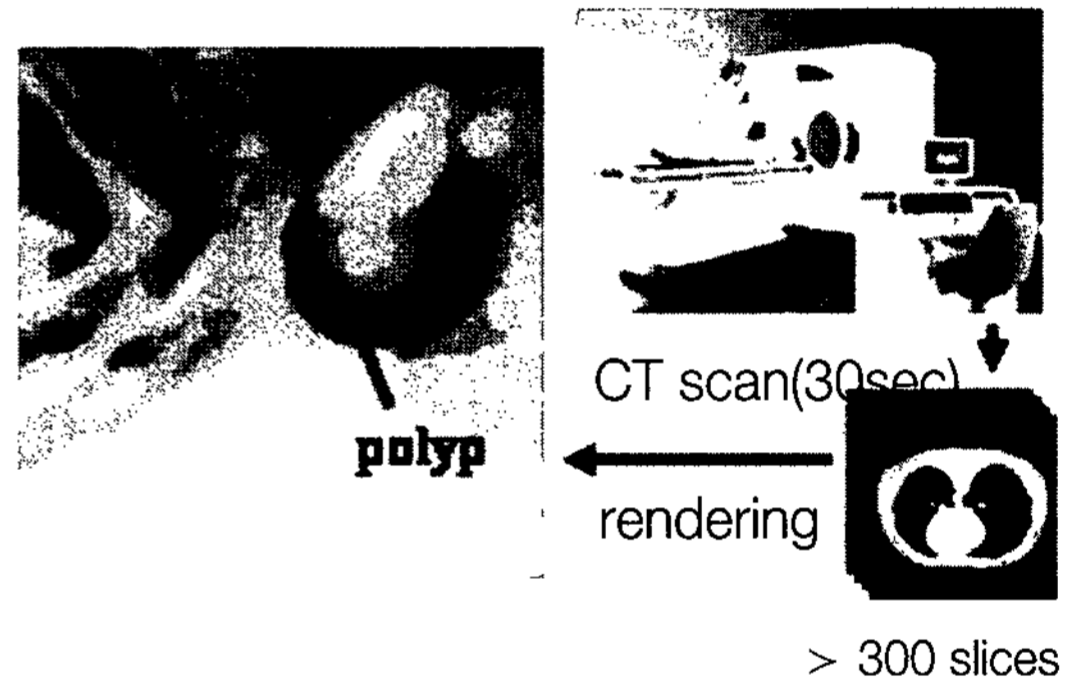
## 1. 가상 대장내시경

대장암은 우리나라에서 4번째로 호발하는 암으로 해마다 증가하는 추세이다. 대부분의 대장암은 암 발생 이전에 존재하는 용종(polyp)에서부터 시작하므로 암의 전구가 되는 용종의 조기 진단 및 제거는 대장암의 발생 빈도를 낮출 수 있다. 지금까지는 그림 1과 같이 주로 광학 내시경을 결장 내에 삽입하여 내시경 끝에 달려 있는 소형 카메라가 찍은 영상을 직접 보면서 진단을 하였다. 그러나 이는 환자의 거부감과 고통이 극심하다는 단점이 있다. 이런 기존의 침습적인 대장 진단법의 문제점을 해결하고자 Multilayer XCT의 영상을 이용하는 방법이 시도될 수 있다. 하지만 이러한 2차원 의학영상은 평면적인 단면 영상만을 제공함으로써 사실감이 떨어질 뿐만 아니라 그 형태가 매우 복잡하고 길이가 긴 대장 안에 존재하는 작은 크기의 용종들을 효과적으로 찾아내는 데는 한계가 있다.

따라서 XCT 를 이용하여 환자의 영상정보를 얻은 후 대장내강에 대한 3차원 이미지를 재구성(rendering)하여 마치 광학 영상의 대장 내시경에서 얻어지는 영상과 비슷한 3차원 영상을 재구성하고 도시함으로써 대장 내부의 종양을 빠르고 쉽게 진단할 수 있는 그림 2와 같은 가상 대장내시경시스템(virtual colonoscopy system)이 개발되었다<sup>11-2)</sup>. 이를 이용하면 많은 수의 2차원 XCT영상을 판독하는 데 비해 진단 시간을 줄일 수가 있다는 장점이 있다. 또한 광학 대장내시경의 경우에서와 같은 장비 삽입에 따



〈그림 1〉 광학 대장내시경 시스템

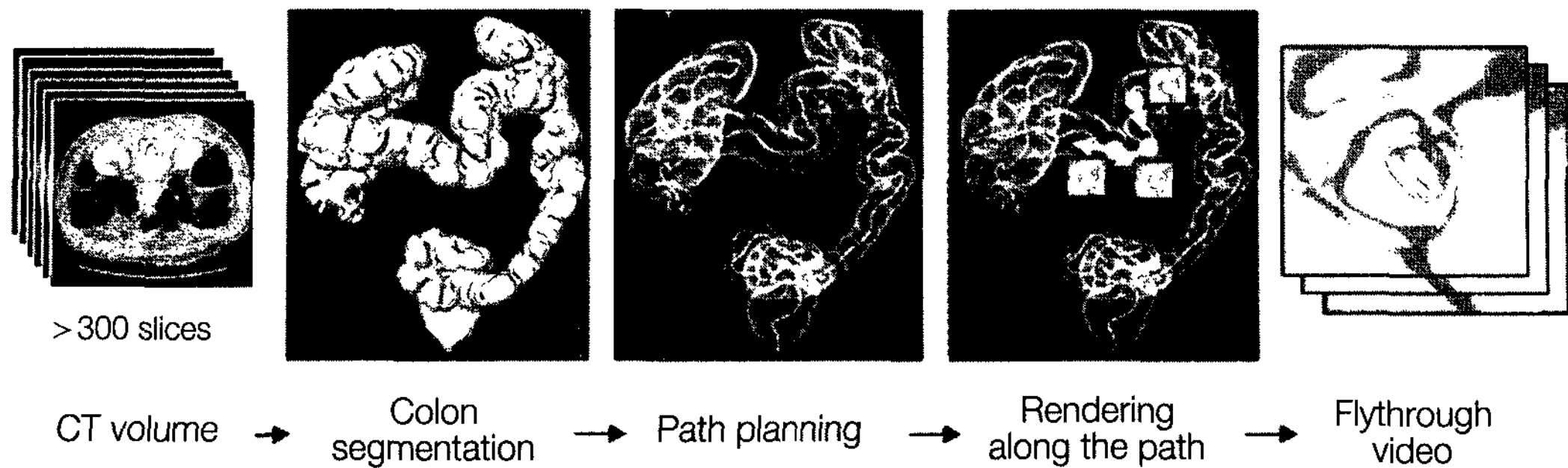


〈그림 2〉 가상 대장내시경 시스템

른 불편함이나 통증을 없앨 수 있어 안정제 주사가 별도로 필요 없으며, 복부와 골반의 여러 장기(간, 비장, 췌장, 신장, 자궁, 전립선 등)의 질환도 동시에 진단이 가능한 장점이 있다.

컴퓨터를 이용한 가상 대장내시경시스템의 일반적인 과정은 그림 3과 같다.

- 환자 영상 획득: 검사 전 항문을 통해 검사용 튜브를 삽입하고 1.5-2 리터 정도의 공기를 대장에 주입한 상태에서 XCT 영상을 획득한다.
- 대장 분할(colon segmentation) : XCT 영상에서 공기영역은 일반적으로 낮은 밝기값



〈그림 3〉 가상 대장내시경 시스템 과정

을 가진다는 특성을 이용하여 대장 영역만을 분할한다.

- 탐색 경로 추출(path extraction) : 가상 카메라의 시야를 최적으로 확보할 수 있는 중심선, 즉 탐색 경로를 추출한다.
- 표면 가시화(surface rendering) : 추출된 탐색 경로를 따라 관찰되는 대장 영상에서 표면 기하모델을 구성하여 3차원으로 가시화한다.
- 가상 대장 내시경 검사(virtual colonoscopy) : 3차원으로 구성된 가상 대장 내시경 비디오를 보면서 용종을 유무를 검사한다.

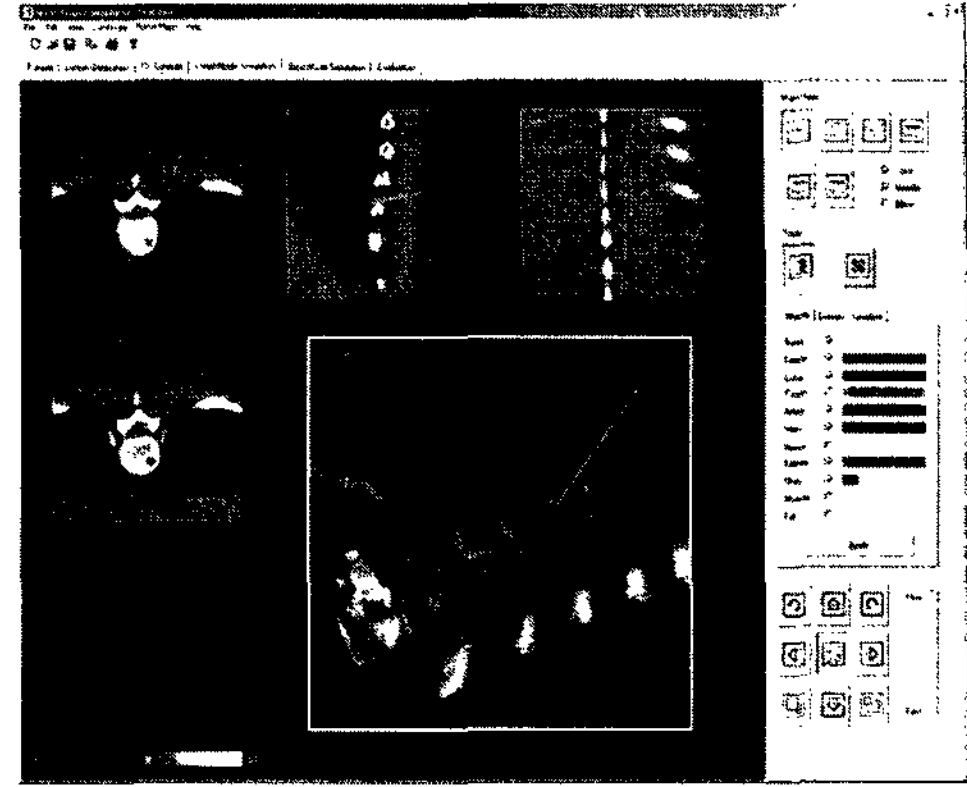
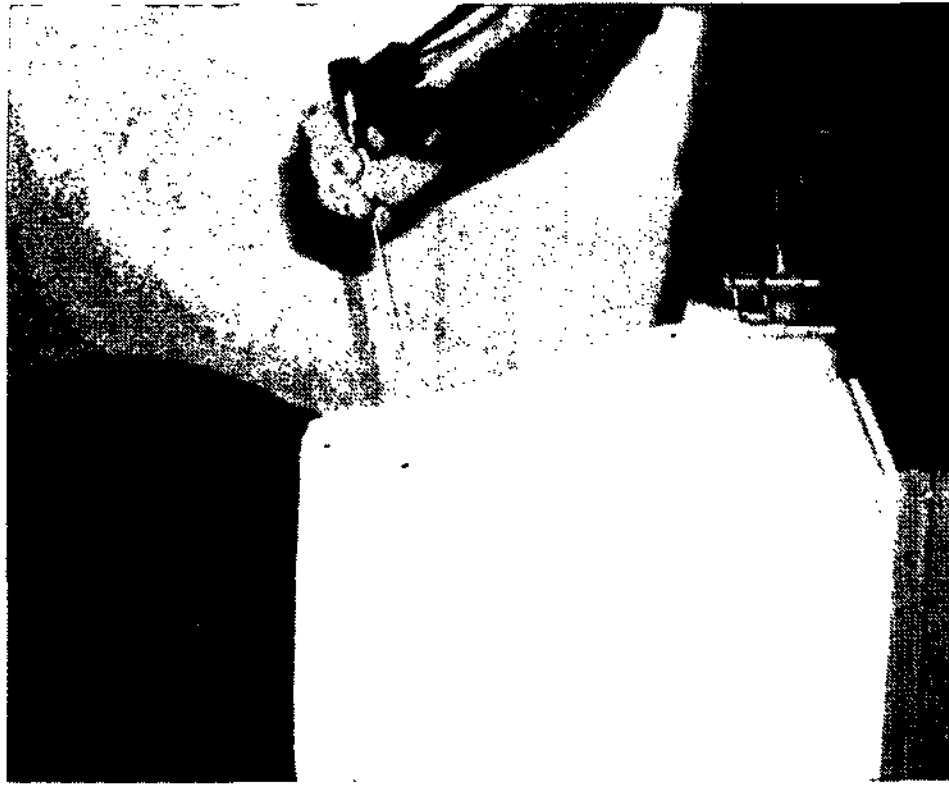
이러한 가상 대장내시경의 또 하나의 장점은 획득한 3차원 데이터로부터 용종으로 의심되는 조직들을 자동으로 검출할 수 있다는 점이다. 이러한 기능은 대장과 같이 관찰해야 되는 길이가 긴 장기에 있어 진단 시간을 줄일 수 있다는 장점이 있다.

## 2. 척추 침 생검 시뮬레이션

척추 침 생검(spine needle biopsy) 기술은 척추 뼈에 발생한 원발성 혹은 전이성 암의 확진

을 위하여 시행하는 기술이다. 이 기술은 척추 뼈 안에 나타난 이상 조직을 신체 부위의 절개 없이 바늘을 이용하여 추출하는 기술 방법이다. 이러한 기술은 해당 부위를 절개하지 않고 생검 바늘을 이용함으로써 환자에게 부담이 적고, 기술이 신속하고 간편하며 비용이 적게 든다는 장점이 있다. 그러나 척추 뼈는 주변에 척수(신경다발), 대동맥 등의 혈관, 허파 등 중요한 장기들이 인접해 있어서, 기술자가 2차원 XCT 영상들로부터 병변과 주변 장기들을 확인한 후, 기술 중에 실지 침의 경로를 영상을 통해 확인할 방법이 없어 경험과 감각만을 의존해서 수행하기에는 어려운 점이 많다. 따라서 대개의 경우 충분한 경험이 있는 숙련의 기술자를 수행하고 있으며, 이에 따라 기술 자체가 크게 부담이 되는 실정이다.

척추 침 생검 시뮬레이터(그림 4)는 의사가 척추 침 생검 기술을 PC 상에서 쉽게 습득할 수 있게 도와주는 장치이다<sup>[3]</sup>. 이 장치는 컴퓨터 스크린 상에서 병변이 있는 해당 척추 주위의 3차원적인 해부학적 구조를 XCT 영상의 3차원 도시를 통해 쉽게 파악할 수 있도록 도와준다. 또한, 가상의 환자에 바늘을 직접 삽입하여 보고 자신이 삽입한 바늘의 방향 및 깊이



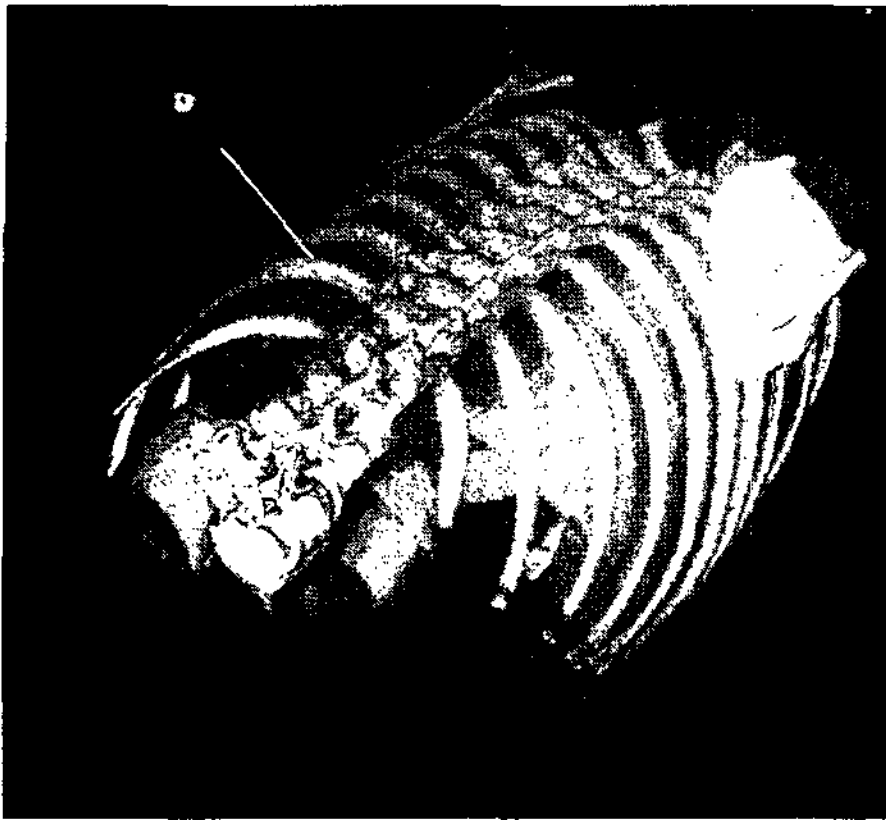
〈그림 4〉 척추 침 생검 시뮬레이션 장치

등을 3차원적으로 재구성한 영상과 함께 on-line으로 도시해 줄 수 있을 뿐 아니라, 촉각 피드백 장비를 통해 바늘을 통해 적절한 힘을 전달하여 줌으로써 의사가 모의 실험기를 이용하는 동안에 자연스럽게 생검 바늘이 실제 환자 시술 시에 척추에 닿은 느낌이나 척추 피질 골을 관통할 때의 느낌 등의 감각을 시뮬레이션을 통해 익힐 수 있다.

척추 침 생검 시뮬레이션의 핵심적인 기술은 크게 상호작용을 허용하는 침과 인체 부위의 3차원 영상 도시와 촉각 피드백으로 나눌 수 있다. 이중 3차원 영상 도시는 다시 영상 분할 알고리즘과 3차원 도시 알고리즘에 의해 구현된다. 의료 영상의 3차원적인 도시를 위해서는 인체의 해부학적 구조를 분리하여 나타내는 의료 영상 데이터의 분할 과정(segmentation)이 필요하다. 실제의 척추 침 생검 시술은 살아 있는 인체에 직접 생검용 침을 주입해 살아 있는 인체 조직의 일부를 떼어 오는 것이 목적이다. 따라서, 생검용 침이 주입될 때, 지나는 인체 장기들과 침의 상대적인 위치를 효과적으로

표시하고 바늘이 지나는 경로에 따라서 느껴지는 힘을 장기 별로 모델링하여 적용하기 위해서는 장기들에 대한 3차원 XCT 영상의 분할이 선행되어야 한다. 각 장기 별 영상 분할을 위해 watershed 기반의 분할 기법이나 level-set 기반의 분할 기법 등이 사용될 수 있다.

3차원 도시 알고리즘의 역할은 인체의 내부를 3차원으로 관찰할 수 있게 해주고, 실제로 시술 과정에서는 볼 수 없는 바늘의 진행 상황을 대화식으로 확인 할 수 있게 함으로써 인체 내부 구조와 바늘의 경로 등에 대한 직관과 이해를 높이는 효과를 주게 된다. 시뮬레이션을 위해서는 볼륨 렌더링 기법을 사용하며, PC 기반으로 특수한 하드웨어가 필요 없이 소프트웨어적으로 구현할 수 있다. 그림 5는 척추 주변을 XCT 영상을 이용하여 침과 같이 3차원으로 도시한 예이다<sup>14)</sup>. 이러한 볼륨 렌더링 기술은 현재 크게 발전하여, 이를 기반으로 실지 3차원 영상을 이용한 효율적 진단을 위한 많은 소프트웨어들이 개발되어 보급되고 있는 실정이다.



〈그림 5〉 척추 볼륨 렌더링

### III. 영상 유도 수술

영상 유도 수술(image-guided surgery)은 수술 중 의료 영상의 도움을 받아 제거해야 할 병변을 정확하고 안전하게 추출하고자 하는 것을 목적으로 한다. 최근 의료 기술이 발달함에 따라 영상 유도 수술 분야가 활발히 연구되고 있다. 영상 유도 수술은 신체 여러 부위의 수술에 시도되고 있으며, 그 중에서 대표적으로 뇌와 간 수술의 응용에 대해 알아본다.

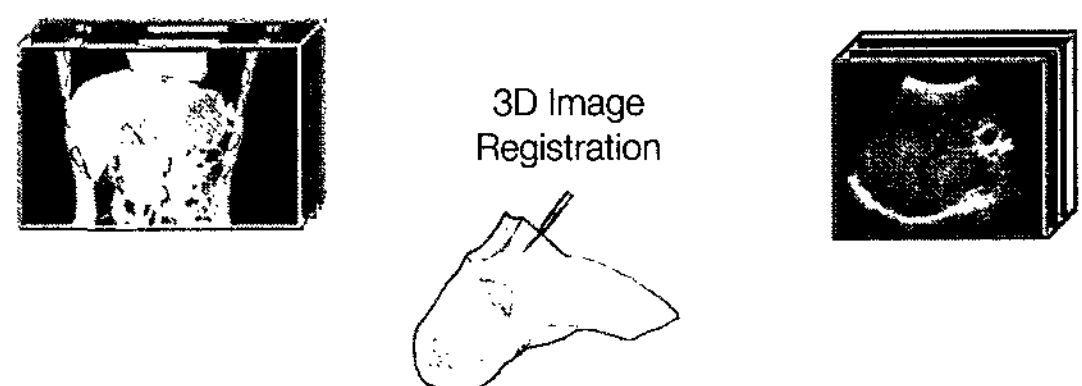
#### 1. 영상 유도 간 수술

간 영역의 종양을 정확히 제거하고 다른 조직의 피해를 최소로 하기 위해서는 간 내 혈관이나 간 경계로부터 상대적인 종양의 위치를 파악하는 것이 매우 중요하다. 기존에는 수술 전 획득한 XCT 영상으로부터 종양의 위치를 파악한 후, 수술 중 획득되는 2차원 초음파 영상으로 종양의 위치를 확인하며 종양을 제거하였다. 초음파 영상 시스템은 실시간 영상 획득이 가능하며, 비용이 적게 들고 수술실에 적

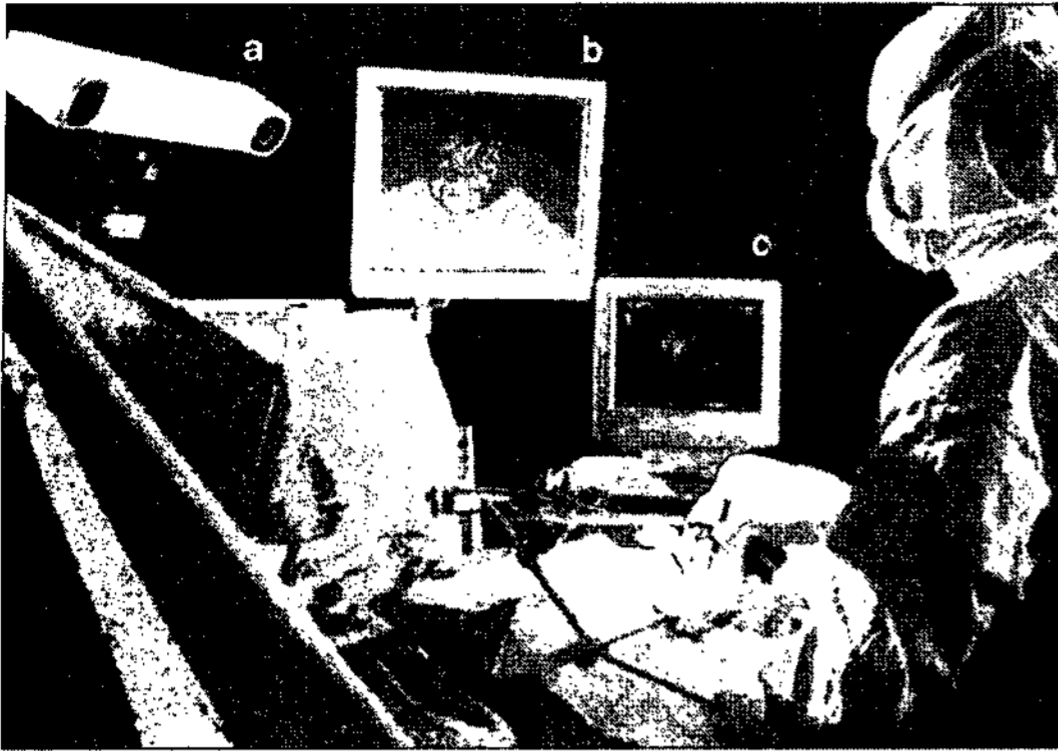
용이 용이하다는 장점이 있어서 간 수술에 널리 사용되고 있다. 그러나 수술 중 획득되는 초음파 영상의 화질은 상대적으로 열악하고, 초음파 영상과 XCT 영상의 위치 관계가 서로 대응하지 않기 때문에 수술의 정확도는 의사의 숙련도에 크게 의존적이다.

이러한 문제를 극복하고자 최근에는 그림 6의 개념과 같이 수술 중 획득되는 초음파 영상과 함께 수술 전 획득한 XCT/MR 영상을 서로 대응하여 도시하는 시스템이 개발되고 있다 [5]. 이러한 시스템은 수술 중 초음파 영상의 화질이 떨어지더라도 대응하는 XCT/MR 영상으로부터 종양의 위치를 파악할 수 있으므로 수술의 정확도를 증가시키고, 다른 조직의 피해를 최소화하는데 큰 도움을 준다.

영상 유도 간 수술의 핵심은 3차원 초음파 영상과 3차원 XCT/MR 영상의 정합 알고리즘이다. 초음파 영상과 XCT/MR 영상의 간 영역 정합은 크게 두 가지 접근법이 존재한다. 첫 번째는 센서를 이용하는 접근법이다 [6]. 초음파 프로브에 센서 또는 마커를 장착하여 프로브의 움직임을 측정하여 그에 대응하는 XCT/MR 영상을 추정하여 생성한다. 이러한 접근법은 실시간으로 대응하는 XCT/MR 영상을 생성하는 장점이 있어서 현재 실용 가능하다. 그러나 센서 또는 마커를 추가적으로 프로브에 부착해야 하며, 그 부착물을 트래킹하



〈그림 6〉 영상 유도 간 수술 개념도



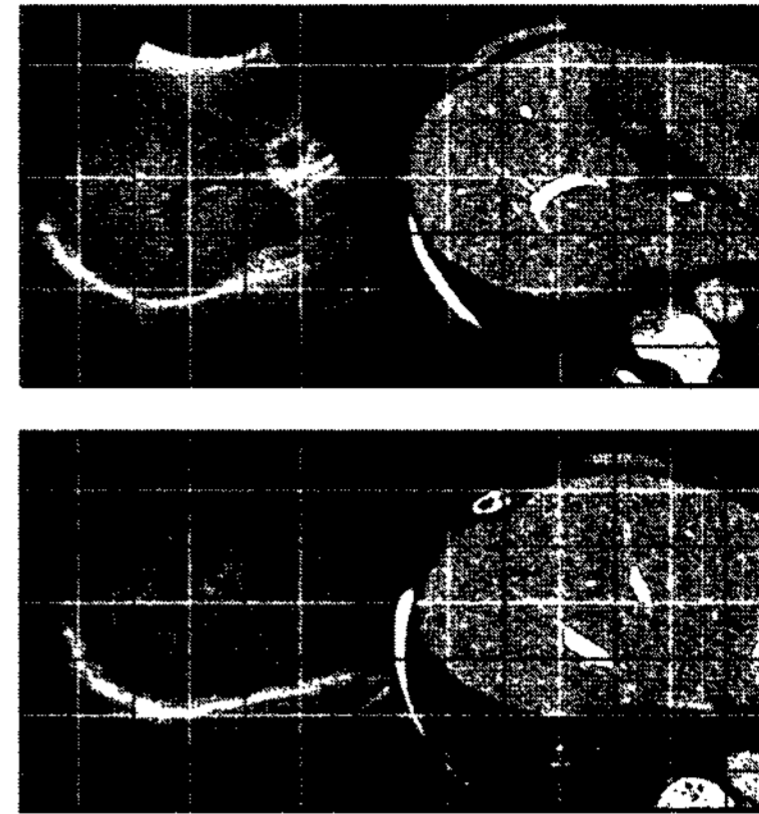
〈그림 7〉 영상 유도 간 수술 시스템. (a) 광학 트래킹 시스템 (b) XCT 볼륨 렌더링 (c) 초음파 영상 [6].

는 시스템이 수술실에 완비되어야 하는 단점이 있다 (그림 7). 또한 호흡에 따라 변화하는 간의 움직임에 대한 보상이 이루어지지 않아서 정합 오차가 크다.

두 번째는 영상을 직접 이용하는 접근법이 있다. 영상을 정합하기 위해서는 두 영상의 유사도를 측정하는 메트릭이 필요하다. 이 메트릭을 최대/최소화하는 변환 함수를 최적화 과정을 통해 추정하여 정합을 수행한다. 대표적으로 초음파 영상의 혈관 중심선과 XCT 영상의 혈관 중심선을 추출하여 중심선 사이의 거리를 메트릭으로 사용하는 ICP (Iterative closest point) 알고리즘 기반의 방법을 들 수 있다. 그림 8과 같이 초음파 영상에 대응하는 XCT 영상을 비교적 정확히 도시함으로써 종양의 위치 파악에 큰 도움을 줄 수가 있다 [7-8].

## 2. 영상 유도 뇌 수술

뇌 종양 수술은 현재까지 널리 시행되고 있는 수술이지만 이는 정상적인 뇌 조직을 손상시킬 수도 있다는 관점에서 환자나 시술자에

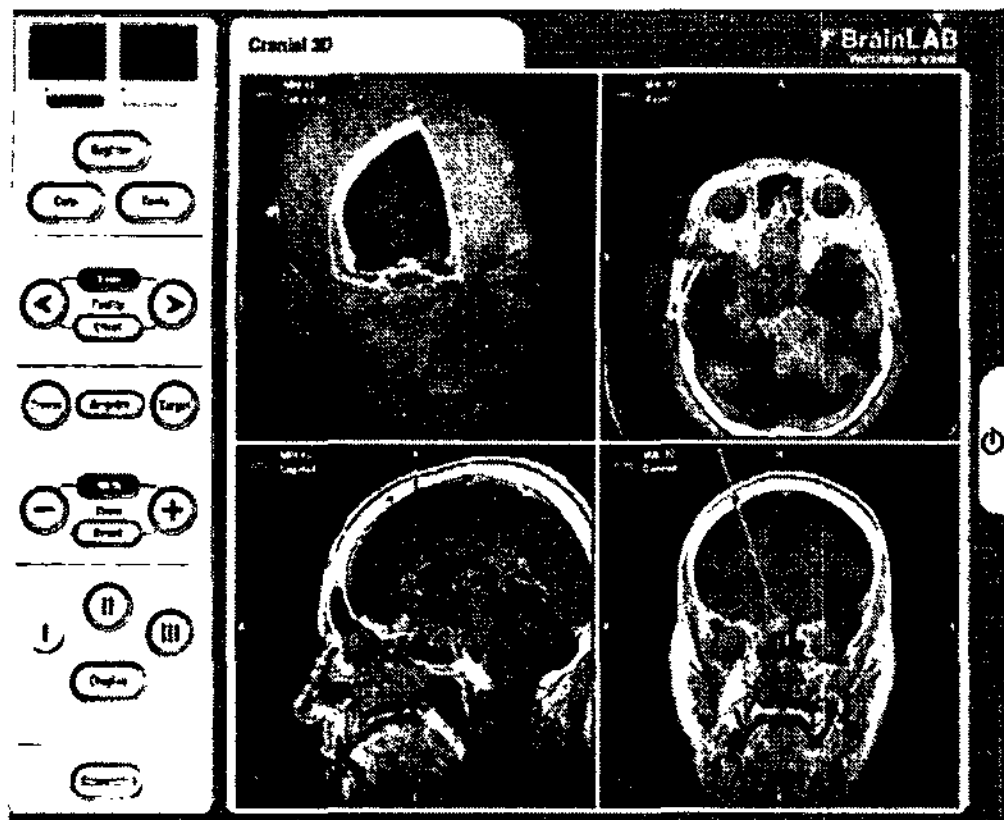


〈그림 8〉 초음파 영상과 이에 정합된 XCT 영상

게 많은 부담감을 준다. 하지만 영상 유도 수술 지원 시스템은 수술도구의 위치를 3차원 광학 카메라와 센서를 이용하여 실시간으로 추적하여 시술자가 모든 수술과정에서 영상의 도움을 받아 수술을 진행 할 수 있도록 지원한다 [9-10]. 즉, 미리 촬영한 CT나 MR 영상과 실제 수술장 공간을 맵핑하여, 환자의 수술 부위에 수술 도구를 위치시키는 것만으로도 그림 9와 같이 그 뇌 안의 혈관이나 골조직이 어떤지를 컴퓨터 모니터를 통해 바로 알 수 있다. 따라서 실제 환부의 위치와 수술 시 피해야 할 생체 구조물을 쉽게 파악할 수 있다. 이는 시술자로서 하여금 수술 중에 뇌의 중요한 조직을 피해서 수술할 수 있도록 지원해줌으로써 절개 부위를 최소화하고 정상 조직의 손상 없이 인체 내부의 병소를 효과적으로 치료할 수 있게 하여, 수술 후 부작용 대한 위험을 최소화 시키며 회복시간도 줄여 주는 장점이 있다.

영상 유도 뇌 수술의 일반적인 과정은 다음과 같다.

- 환자 영상 획득: 먼저 6-10개의 특수한 점착성 마커를 환자의 환부를 감싸는 형태로



〈그림 9〉 영상 유도 뇌 수술 시스템 모니터  
[BrainLAB (<http://www.brainlab.com>)]

부착하고 일반적인 프로토콜로 XCT/MRI를 촬영한다. 이는 영상의 위치와 수술장에서 실제 위치를 일치시키는 데 필요한 지표점의 위치로 사용된다.

- 치료 계획 수립 : 촬영된 환자의 영상은 3차원 영상으로 재구성된다. 재구성된 3차원 영상을 이용하여 중앙부위를 분할할 수 있고, 지표점들을 기반으로 수술경로를 계획, 시뮬레이션 할 수 있다.
- 보정 및 정합 : 영상 유도 수술 시스템이 수술 도구의 정확한 위치나 방향, 형상(직경, 길이 등)을 인식할 수 있도록 보정을 한다. 그런 다음 미리 획득된 환자의 영상 좌표계와 카메라/센서로 추적 가능한 수술장 공간의 좌표계 간의 수학적 상관관계를 계산하여 일치시켜주는 정합 과정을 통해, 수술장 내 수술도구의 가상이미지가 환자의 영상의 정확한 위치에 나타날 수 있도록 한다.
- 영상유도 항법 수술 : 수술이 진행되는 동안 수술 도구들은 컴퓨터와 계속해서 실시간으로 정보를 주고 받으며, 의사의 시야에

보이지 않는 환자의 신체 부위와 수술 도구의 위치를 한눈에 파악할 수 있도록 컴퓨터 모니터에 실시간 영상을 제공해 준다.

## IV. 결 론

본문은 지금까지 3차원 의료 영상이 응용되고 있는 분야를 소개하고 관련 핵심 기술에 대해 언급하였다. 진단 분야의 가상 대장내시경과 시뮬레이션 분야의 척추 침 생검 시뮬레이션을 소개하였고, 간과 뇌 영역 수술을 위한 영상 유도 수술에 대해서도 간단히 설명하였다. 3차원 의료 영상은 본문에 소개된 것 이외에도 다양한 진단 및 치료에 광범위하게 응용되고 있다. 그 수요 또한 점차 증가하고 있는 추세이며, 그에 따른 연구도 현재 활발히 진행되고 있는 상황이다. 참고로 현재 미국의 영상 유도 수술 시장 규모는 1억 5천만 달러 이상이고 향후 2011년까지 3억 달러 규모까지 성장할 것으로 내다보고 있다<sup>[11]</sup>.

따라서 앞으로는 이러한 의료 영상 기술의 발달로 인하여, 진단 및 수술의 정확도가 더욱 증가할 것으로 예상된다.

---



---

 참고문헌
 

---



---

- [1] L. Hong, A. Kaufman, Y. Wei, A. Viswambharan, M. Wax, and Z. Liang, "3D virtual colonoscopy," in Proc. Symposium on Biomedical Visualization, pp. 26-32, 1995.
- [2] D. -G. Kang and J. B. Ra, "A new path planning algorithm for maximizing visibility in?Computed Tomography Colonography," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 24, no. 8, pp. 957-968, 2005.
- [3] J. B. Ra, S. M. Kwon, J. K. Kim, J. Yi, K. H. Kim, H. W. Park, K.-U. Kyung, D.-S. Kwon, H. S. Kang, S. T. Kwon, L. Jiang, J. Zeng, K. Cleary, and S. K. Mun, "Spine needle biopsy simulator using visual and force feedback," Computer Aided Surgery, vol. 7, issue 6, pp. 353-363, 2002.
- [4] K. H. Kim, M. J. Kwon, S. M. Kwon, J. B. Ra, and H. W. Park, "Fast surface and volume rendering based on shear-warp factorization for a surgical simulator," Computer Aided Surgery, vol. 7, no. 5, pp. 268-278,?2002.
- [5] J. Blackall, G. Penney, A. King, and D. Hawkes, "Alignment of sparse 3D freehand ultrasound with preoperative images of the liver using models of respiratory motion and deformation," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 24, no. 11, pp. 1405-1416, 2005.
- [6] S. Beller, M. Hunerbein, T. Lange, S. Eulenstein, B. Gebauer, and P. M. Schlag, "Image-guided surgery of liver metastases by three-dimensional ultrasound-based optoelectronic navigation," British Journal of Surgery, vol. 94, pp. 866-875, 2007.
- [7] D. -G. Kang and J. B. Ra, "Registration of CT-ultrasound images of the liver based on efficient vessel-filtering and automatic initial transform prediction," in Proc. CARS 2006, vol. 1, supplement 1, pp. 54-57, 2006.
- [8] T. Lange, S. Eulenstein, M. Hunerbein, H. Lamecker, and P. Schlag, "Augmenting intra-operative 3D ultrasound with pre-operative models for navigation in liver surgery," in Proc. MICCAI 2004, vol. 3217, pp. 534-541, 2004.
- [9] E. Grimson, M. Leventon, G. Ettinger, A. Chabrierie, F. Ozlen, S. Nakajuma, H. Atsumi, R. Kikinis, and P. Black, "Clinical Experience with a High Precision Image-guided Neurosurgery System," in Proc. MICCAI 1998, vol. 1496, pp.63-73, 1998.
- [10] HK Gumprecht, DC Widenka, and CB Lumenta, "BrainLab VectorVision Neuronavigation System: Technology and Clinical Experiences in 131 Cases," Neurosurgery, no. 44(1), pp. 97-104, January 1999.
- [11] "U.S. Markets for Image Guided Surgery Systems" (Toronto: Millennium Research Group, 2007)



저자소개



이 덕 운

2004년 2월 부산대학교 전자전기정보컴퓨터공학부 학사  
2006년 2월 KAIST 전기및전자공학과 석사  
2006년 3월-현재 KAIST 전기및전자공학과 박사과정  
주 관심분야 : 영상 신호 처리, 의료 영상 시스템,  
의료 영상 정합  
E-mail : dolee@issserver.kaist.ac.kr



남 우 현

2006년 2월 부산대학교 전자전기정보컴퓨터공학부 학사  
2008년 2월 KAIST 전기및전자공학과 석사  
2008년 3월-현재 KAIST 전기및전자공학과 박사과정  
주 관심분야 : 영상 신호 처리, 의료 영상 시스템,  
비디오 코딩  
E-mail : whnam@issserver.kaist.ac.kr

저자소개



나 종 범

1975년 2월 서울대학교 전자공학과 학사  
1977년 2월 KAIST 전기및전자공학과 석사  
1983년 2월 KAIST 전기및전자공학과 박사  
1987년 7월-현재 KAIST 전기및전자공학과 교수  
1995년 12월-2004년 12월 KAIST 의료영상공학센터  
소장  
2004년 2월-현재 KAIST 영상정보특화연구센터 소장  
주 관심분야 : 디지털 영상처리, 비디오 신호처리, 3D  
visualization, 의료 영상  
E-mail : jbra@ee.kaist.ac.kr