

# 3차원 의료영상의 가시화 : 기술, 응용, 전망

최수미\* · 김정식\*\*

## 1. 서론

의료영상기기의 발달로 인체 내부의 장기들에 대한 촬영이 가능해지면서 의료영상을 이용하여 인체 해부학적 구조 및 장기 기능을 시각화 및 분석하는 것에 대한 관심이 높아지고 있다. 이러한 의료영상 가시화 기술은 영상처리 및 컴퓨터 비전, 컴퓨터 그래픽스, 가상 및 증강현실 등의 다양한 분야의 기술과 연계되어 컴퓨터 의료진단 및 치료계획, 가상 수술 시뮬레이션, 원격 수술로봇과 같은 첨단 의료 시스템의 개발에 박차를 가하고 있다.

의료영상 가시화 분야는 기본적으로 영상을 이용한다는 점에서 전통적인 디지털 영상 처리 분야와 유사한 점이 많이 있다. 실제로도 기존의 영상 처리 및 컴퓨터 비전 기술 등이 많이 적용되고 있다. 하지만 그 자체로도 고유한 학문 분야가 되어가고 있는데 여러 가지 면에서 원인을 찾아 볼 수 있다.

첫째, 의료영상은 2차원이 아닌 완전한 3차원 볼륨 데이터라는 점이다. 이로 인하여 디지털 영상 처리 분야와 함께 3차원을 주로 다루는 컴퓨터 그래픽스 분야에서 활발한 연구들이 이루어졌다 [1]. 예를 들면, 볼륨 가시화 방법, 인체 장기를 위

한 가변형 모델, 복잡한 3차원 혈관 구조의 분석, 심장의 움직임 분석[2,3] 등의 3차원 의료영상을 이용한 고유한 연구들이 이루어졌다[5,26].

둘째, 의료영상은 여러 종류의 의료영상기기로 부터 얻어지는데 촬영 원리 및 목적에 따라 다양한 영상을 획득할 수 있다. 이러한 특성은 동일한 부위를 촬영하는데 해부학적 구조 정보를 얻을 수도 있고 기능 상태에 대한 정보를 얻을 수도 있다. 모달리티 영상간의 정합, 영상 퓨전, 하이브리드 가시화 등에 대한 연구[24,25]는 이러한 영상 획득 방법의 다양성에 기인한다.

셋째, 영상화되는 대상 즉 인체를 이루는 대부분이 연성체의 특성을 가지고 있어 컴퓨터 비전 등에서 계산의 효율성을 위해 이용되는 강체 및 다면체 가정과 같은 제약이 잘 맞지 않는 경우가 있다[23]. 이러한 이유로 의료영상으로부터 인체의 장기를 분할하거나 3차원 모델을 생성할 때는 연성체의 특성을 고려한 가변형 모델[2,6]이 많이 적용되었다.

넷째, 의료 분야는 다른 분야와 달리 인체에 직접적인 영향을 줄 수 있으므로 임상에 사용되기 위해서는 의료진의 검증이 필요하다. 이러한 이유로 고속화 및 자동화 보다 때로는 정확성 및 견고성이 중시된다. 또한 처리 과정 중 인체에 대한 전문적인 지식을 필요로 하는 부분에 대해서는 의사의 개입이 가능한 방법들이 선호되어진다.

\* 세종대학교 컴퓨터공학부 조교수

\*\* 세종대학교 컴퓨터공학부 박사과정

본 논문은 3차원 의료영상 가시화를 위한 요소 기술과 이의 응용분야를 살펴보고 앞으로의 연구 방향을 제시하는데 목적이 있다. 이어지는 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 의료영상의 가시화를 위한 전반적인 기술에 대하여 설명하고, 3장에서는 다양한 의학적 응용 분야를 소개한다. 4장에서는 향후 전망을 살펴봄으로써 결론을 맺는다.

## 2. 의료영상의 가시화 기술

### 2.1 의료영상의 종류 및 특성

진단을 위한 의료영상은 크게 인체의 해부학적인 구조를 보여주는 영상과 구조보다는 기능적인 정보를 제공하는 영상으로 분류할 수 있다.

해부학적인 구조를 관찰하기 위하여 널리 사용되는 영상에는 컴퓨터 단층촬영 영상(CT; Computerized Tomography), 자기공명영상(MRI; Magnetic Resonance Imaging), 초음파 영상 등이 있다. CT는 신체에 X선을 쏘고 이를 통과해 나온 X선의 강도가 얼마나 감쇠했는가를 측정함으로써 신체 내부에 대한 영상을 얻게 된다. 예를 들면, 뼈처럼 밀도가 높은 부분을 통과할 때에는 X선의 강도가 많이 감쇠하고, 근육처럼 밀도가 낮은 부분을 통과할 때는 적게 감쇠하게 된다.

MRI는 방사선을 이용한 것이 아니라 인체에 해가 없는 고주파를 이용하여 체내의 원자핵에 핵자기공명현상을 일으켜서 그 원자핵의 물리화학적 특성을 영상화 한 것이다. CT의 X선 감쇠계수와 같이 한 개의 변수에 좌우되는 것이 아니라 완화시간 T1과 T2 그리고 스핀밀도(SD)에 의해서 좌우된다. T1 강조영상은 촬영시간이 짧고 영상의 해상도가 좋고, T2 강조영상은 조직 간의 대조도가 T1 강조영상보다 뚜렷하다. 한 번에 한 슬라이스만을 얻는 일반 X선 CT와는 달리 환자

가 누워 있는 자세에서도 횡단영상(axial image) 뿐만 아니라 관상영상(coronal image)이나 시상영상(sagittal image)을 자유자재로 얻을 수 있다.

초음파 영상은 인체에 무해한 초음파가 신체를 통과할 때 발생하는 반사체의 크기와 위치정보를 영상화한 것이다. 이는 초음파가 산란하거나 반사하는 정도가 신체의 밀도 및 탄성계수와 관계가 있음을 이용하고 있다.

인체 내 기관의 기능을 검사하기 위한 촬영법에는 단일광전자방출단층촬영(SPECT; Single Photon Emission Computed Tomography), 양전자단층촬영(PET; Positron Emission Tomography) 등이 있다. SPECT와 PET은 감마선을 방출하는 방사성 원소(single photon emission) 또는 양전자를 방출하는 방사성 원소(positron emission) 들을 인체 내 특정 기관에 모이도록 생화학적 처리를 해서 그 원소들의 체내 분포도를 영상화한 것이다. 이 방법은 핵의학 검사라서 비교적 비침습적으로 혈액학적인 측정이 가능하며 이를 양적을 표시할 수 있는 장점이 있으나 CT 또는 MRI에 비해 해상력이 떨어지는 단점이 있다.

### 2.2 의료영상처리: 전처리, 보간, 분할, 정합

의료영상의 전체 처리과정에서 간단하지만 첫 번째로 수행됨으로써 이어지는 처리들의 효율성을 높이는 방법으로 VOI(volume of interest) 설정이 있다. 즉, 관심 있는 영역과 해당 영역에 속하는 그레이 값의 범위를 박스 또는 자유 드로잉 방식으로 지정함으로써 처리할 데이터와 시간을 줄이는 방법이다. 관심 있는 영역이 설정된 후 노이즈와 같이 원하지 않는 정보를 억제하거나 경계선과 같은 원하는 정보를 강화하기 위하여 영상 필터링이 사용된다. 노이즈를 억제하기 위해 자주 사용되는 필터에는 Gaussian 필터, median 필터

등이 있고, MR 영상의 경우에는 diffusion과 flow를 고려한 필터링이 종종 사용된다.

일반적으로 의료영상기에서 얻어진 의료영상은 슬라이스 내에서의 해상도에 비해 슬라이스 간의 z축 해상도가 낮다. 예를 들면, CT의 경우 복셀 크기는  $0.5 \times 0.5 \times 2.0$  (mm)가 MRI는  $0.5 \times 0.5 \times 1.5$  (mm)가 자주 사용되어진다. 영상 보간은 이러한 비등방 (non-isotropic) 데이터를 x, y, z 축의 해상도가 동일한 등방 (isotropic) 데이터로 변환하기 위해 주로 사용한다. 슬라이스 간의 보간을 위해 널리 사용되는 trilinear 보간법은 보간될 복셀 값을 결정하기 위해 인접한 8개 복셀의 그레이 값을 사용한다. 이는 대상 객체에 대한 분할을 전제로 하지 않고 슬라이스 자체에 대한 보간을 수행하는 방식이다. 이와는 달리 형태 기반 보간법과 같이 영상으로부터 대상 부위를 먼저 분할한 후 객체의 형태 정보를 사용하여 보간하는 방식도 있다.

영상 분할은 의료영상 가시화를 위한 모든 단계에 영향을 미치기 때문에 오랫동안 많은 연구들이 진행되어 왔다. 즉, 정확한 영상 분할이 먼저 이루어지면 보간, 정합, 가시화 등에서 보다 좋은 결과를 얻을 수 있다. 하지만 영상 분할을 잘 하기 위해서는 필터링, 보간, 정합 등이 선행되어야 하는 아이러니한 점이 있다[4]. 이러한 이유로 의료영상처리 관련 연구들을 살펴보면 영상 분할을 전제로 하지 않는 scene-based 접근방법과, 영상 분할을 통해 객체를 인식한 후 처리를 하는 object-based 접근방법들로 나누어진다.

의료영상의 분할이 특히 어려운 이유는 의학적인 전문지식이 특정 객체의 분할에 많은 영향을 미친다는 점과 서로 다른 부위가 연결되어 있거나 동일한 부위의 그레이 값이 균일하지 않다는 점이다. 그래서 상용화된 의료용 소프트웨어에서는 사용자의 개입을 최소화하면서도 인터랙티브한 분

할을 허용하는 방식 또는 자동 분할 후 사용자의 확인을 거쳐 수정할 수 있는 방식들이 선호되어진다. 자동 분할 접근 방법들은 인공지능 방법들을 도입하여 객체 또는 이들의 관계를 지식화 하여 이용하는 방식과, 통계적인 아틀라스(atlas)를 구축하고 이에 대한 비선형적인 매칭을 사용하여 특정 객체를 자동으로 인식하고자 하는 연구들이 있다.

해당 객체에 대한 여러 영상들을 동일한 좌표계로 표현하거나 영상과 물리적인 공간과의 좌표계를 일치시키는 것을 정합 (registration)이라고 한다. 의료영상 분야에서 정합이 중요하게 사용되는 경우는 다른 모달리티의 영상을 퓨전 함으로써 특정 객체에 대한 통합 정보를 얻고자 할 때이다. 예를 들어 뇌의 해부학적인 구조와 기능을 함께 보기 위해서는 PET 또는 fMRI와 같은 기능적 영상과 CT 또는 MRI와 같은 해부학적 영상을 함께 보는 것이 필요하다. 이러한 다른 모달리티 간의 영상을 퓨전하기 위해서는 해상도 및 촬영시 각도 등에 따른 영상 정합이 필요하다.

대부분의 정합 관련 연구들은 다른 모달리티에서 얻어진 두 개의 볼륨 즉 3D/3D 정합에 초점을 맞추고 있다. 이 외에 두 볼륨의 슬라이스 간의 정합 또는 X-ray 투영영상과 2D 핵의학 영상 간의 정합과 같은 2D/2D 정합과 수술 전에 미리 촬영된 CT 볼륨에 수술장에서 촬영 가능한 X-ray 투영영상 간의 2D/3D 정합이 있다. 이는 공간의 차원에 따른 정합들이고 이와는 달리 심장과 같이 동적으로 움직이는 기관을 분석하기 위해서는 심전도에 동기화 되어 촬영된 심장박동 주기별 영상 (8 또는 16 프레임)에 대한 시간축으로의 정합이 필요하다. 그리고 장기간 질환의 추적관찰시 즉 약물에 따른 인체 장기의 볼륨 변화와 같은 연구에도 두 다른 시점간의 정확한 정합이 필수적이다.

뿐만 아니라 가상 내시경 시스템 및 수술 시스

템 등에서 신체 부위 모델과 네비게이션 및 수술 도구의 위치를 정확하게 일치시키기 위해서, 그리고 증강현실 시스템에서 실제 수술 장에서의 영상과 의료영상으로부터 미리 얻어진 그래픽 객체의 좌표계를 일치시키기 위해서도 정합이 요구되어진다[24,25].

### 2.3 가변형 모델

인체장기를 모델링할 때 주된 문제는 어떻게 형상과 생체조직의 특성을 표현하고, 장기의 동역학적인 움직임을 표현하는가이다. 형상 표현과 관련해서는 파라메트릭 표현과 폴리곤 기반의 표현 방법의 연구들로 나누어 볼 수 있다. 파라메트릭 표현은 변형의 복잡도와 독립적으로 표면을 부드럽게 유지할 수 있는 반면에 폴리곤 기반의 표현 방법들은 일반적으로 표면 해상도 조절 없이는 어렵다. 그리고 파라메트릭 모델이나 음함수 곡면과 같은 해석학적(analytical) 표현들은 물체의 내외부 테스트에 효율적이다.

생체조직의 특성을 반영할 수 있는 대표적인 가변형 모델로 매스-스프링 모델 (mass-spring model)과 유한요소법 (finite element method)에 기반한 모델을 들 수 있다[6]. 매스-스프링 모델은 대상 객체를 스프링으로 연결된 질점 (mass points)들의 집합으로 표현한다. 이때 스프링은 선형 또는 비선형 스프링을 사용할 수 있다. 매스-스프링 모델은 연속적인 물리적 모델들에 비해 처리 속도가 빨라서 최신 컴퓨터 상에서는 거의 실시간 처리가 가능하다. 또한, 질점에서의 인터랙션이 국부적인 모델 자체의 특성으로 인하여 병렬 처리에 적합하다는 장점이 있다. 그러나 매스-스프링 모델은 연속적인 물체에서 일어나는 물리적인 현상의 많은 부분을 간략화한 이산적인 모델이다. 또한 컴퓨터 단층 영상이나 이미 알고

있는 탄성계수를 바탕으로 스프링 상수를 구할 수 있지만 항상 적절한 스프링 상수를 구할 수 있는 것은 아니다. 게다가 특정 제약 조건들을 모델에서 자연스럽게 표현하기가 어렵다. 예를 들면, 눌리지 않는 물체, 얇은 표면과 같은 것을 매스-스프링 모델로 표현하는 것은 매우 어렵다. 이런 경우 변형을 억제하는 추가적인 스프링들을 이용하는 방법들도 제안되었으나 추가적인 스프링으로 인하여 전체적인 계산 속도는 느려지는 단점이 있다. 비강체와 강체의 충돌 역시 매스-스프링 모델로 표현하기 어려운 경우이다. 이를 해결하기 위해 스프링 상수를 크게 하여 변형을 억제하면 수치적으로 근사화 할 때 안정 상태에 도달하는데 걸리는 시간이 오래 걸려 전체적으로 처리 시간이 늦어지게 되는 단점이 있다.

앞에서 설명한 매스-스프링 모델이 이산적 모델인 반면 유한요소모델은 연속적 모델이다. 즉, 객체를 질량과 전체적으로 분포된 에너지로써 표현한다. 이와 같은 완전 연속체 모델은 변형하는 물체를 외부에서 작용하는 힘에 대해 물체가 평형 상태를 이루려는 것으로 보고, 물체의 위치 에너지(potential energy)가 최소화될 때 평형상태에 도달한 것으로 간주한다. 유한요소모델은 매스-스프링 모델과 비교하여 적은 수의 노드점들을 가지고 보다 현실적인 시뮬레이션을 제공한다. 또한 유한요소모델은 전체 표면에 대한 형태 및 탄성력을 분석하게 해준다. 이를 통해 특징점 추출을 위한 부정규적인 샘플링의 문제를 완화시킬 수 있다. 그러나 유한요소모델에 작용하는 힘은 볼륨 전체에 분산된 힘의 벡터로 변화되어야 하고 이때 필요한 수치 적분은 상당한 계산 시간을 필요로 한다. 또한 질량 및 강성 행렬 역시 유한요소들에 대한 수치 적분에 의해 유도되어야 함으로 이 또한 오랜 처리 시간을 필요로 한다. 만일 시뮬레이션 중간에 물체의 형상이 정해진 변형

한계를 벗어나면 질량 및 강성 행렬을 다시 계산해야 한다. 이는 보다 정확한 시뮬레이션 결과를 제공하지만 처리 시간을 가중시키는 단점이 있다.

## 2.4 렌더링 방법

의료영상으로부터 질환을 진단하거나 병소를 파악하기 위해서는 3차원 해부학적 구조를 여러 방향에서 관찰할 수 있어야 하고, 원하는 각도로 절단된 단면을 보거나, 여러 모달리티에서 제공하는 영상 정보를 퓨전하여 보는 등 다양한 가시화 방법이 필요하다[5,26].

3차원 의료영상을 렌더링하는 방법은 크게 표면 렌더링과 볼륨 렌더링으로 구분되어지고 각각의 방법은 object-based 접근방법과 scene-based 접근방법으로 세분화될 수 있다.

Object-based 표면 렌더링은 볼륨 데이터로부터 해당 객체의 표면을 추출한 후 이를 표준 그래픽 기법을 사용하여 투영, 은면 제거, 셰이딩을 하게 된다. 표면을 정의하는 방법으로는 폴리곤, 복셀, 패치 등이 사용될 수 있다. 이 방법은 보여질 표면이 영상으로부터 외곽을 추출하는 전처리 단계에서 결정되기 때문에 렌더링될 때 인터랙티브한 즉 동적으로 표면으로 결정할 수 없는 문제점이 있다. 아마도 초창기 컴퓨터 성능의 한계로 이러한 object-based 표면 렌더링이 먼저 사용되어졌고, 메모리 및 속도 최적화와 관련된 연구들이 진행되었다. 컴퓨터의 성능이 향상됨에 따라 사용자의 인터랙션에도 관심을 갖게 되었고 이에 따라 scene-based 표면 렌더링 방법들이 개발되었다. 이는 주어진 볼륨 데이터로부터 임계값 구간 또는 영역 기반 방법 등을 적용하여 사용자가 인터랙티브하게 표면을 추출하여 렌더링 할 수 있는 방법이다.

볼륨 렌더링은 표면뿐만 아니라 전체 볼륨의

영상 데이터가 렌더링 과정에서 사용되어진다. 이런 점에서 표면 렌더링은 볼륨 렌더링의 특정 케이스로 간주할 수 있다. 볼륨 렌더링의 주된 아이디어는 각 복셀에 보고자하는 객체에 해당하는 정도에 따라 0%~100%의 불투명도를 지정한다. Scene-based 볼륨 렌더링에서는 일반적으로 레이 캐스팅 방법을 사용하여 각 복셀에서 투과, 반사, 반사되는 빛이 화면의 각 픽셀에 얼마나 도달하는가를 계산하여 렌더링 한다.

Object-based 볼륨 렌더링은 퍼지한 객체 정보(객체에 해당하는 정도, 그래디언트 등)를 입력으로 받아들인다. 이는 원래의 scene 보다 더 컴팩트하기 때문에 일반 PC에서도 인터랙티브하게 수행될 수 있다. Shell 렌더링과 같은 방법이 이에 속하는데, 이는 렌더링에 기여하는 복셀들만을 저장하기 위한 효율적이고 컴팩트한 자료구조를 사용한다.

이러한 의료영상의 가시화 방법에 대한 가속화 및 최적화 연구는 다음과 같은 방향으로 지속적으로 이루어지고 있다. 첫째, 볼륨 데이터 입출력 처리 및 연산 병렬화를 통한 가속화가 이루어지고 있으며 둘째, 다중 메모리와 다중 CPU를 사용한 특수한 아키텍처를 이용한다. 셋째, 하드웨어 기반의 3차원 텍스처를 이용하는 방법과 넷째, 의료영상 내의 응집성에 기반하여 옥트리, 피라미드 인코딩 등의 계층적 자료구조를 이용한 최적화 연구들이 있다.

## 3. 의학적 응용 분야

3차원 의료영상 가시화 기술의 응용분야는 의료교육, 진단 및 치료계획, 가상 수술 시뮬레이션, 원격 로봇 수술 시스템 등 매우 다양하다. 다음은 여러 가지 응용 예들이다.

- 의학 교육 : 1991년에 구축된 Visible Human

데이터베이스는 의료영상 가시화 기술의 발전에 큰 기여를 하였다. 특히 시신을 이용한 해부학 실습을 대체하기 위하여 Visible Human과 같은 표준화된 데이터베이스를 이용하려는 여러 응용 연구들이 이루어졌다. 방대한 의료 데이터베이스를 3차원 시각화함으로써, 임상 의학자나 학생들은 중요한 생리학적 원리들이나 기본적인 해부학 지식들을 쉽게 이해할 수 있다. 예를 들어 이러한 의료 데이터에 가상현실 기법을 적용함으로써 해부학적 구조에 대한 전방향 탐색 방법을 제공받으며, 실제적이고 경험적인 교육적 도구로서 시신 해부 등의 다른 여타 방법들에서는 얻을 수 없는 해부학적 구조들 간의 상관관계를 깊게 이해할 수 있다[7,8].

○ 가상 내시경 (Virtual Endoscopy) : 가상 내시경은 신체 내에 내시경을 삽입하지 않으면서 관찰 대상이 되는 장기의 병변에 대한 정확한 위

치, 크기, 형태를 보여 주기 위한 방법이다. 일반적으로 3차원 가상 내시경을 구현하기 위해, 디렉트 볼륨 렌더링 방법과 관찰 대상이 되는 해부학적 구조의 영역에 대한 볼륨 모델을 생성하는 방법이 사용된다. 하지만 아직까지 CT와 MR 영상으로부터 구축되는 가상 내시경으로는 실제 광 내시경을 통해서만 볼 수 있는 기도나 대장 등의 점막층을 섬세하게 표현하지 못하는 한계점이 있다 [8-10].

그림 1은 3차원 의료영상 가시화 기술을 응용한 예시이다. 그림 1(a)는 VR 시뮬레이터를 이용한 햅틱 디스플레이 환경에서의 가상 내시경 시뮬레이션 결과이고, 그림 1(b)는 간의 수술 계획을 위한 AR 기반의 3차원 측정도구를 사용하여 지름을 측정하는 모습이다. 그리고 그림 1(c)는 대동맥의 혈류에 대한 3차원 시각화 결과이다. 그림 1(d)는 증강현실 환경에서 3차원 종양과 실제 비디오

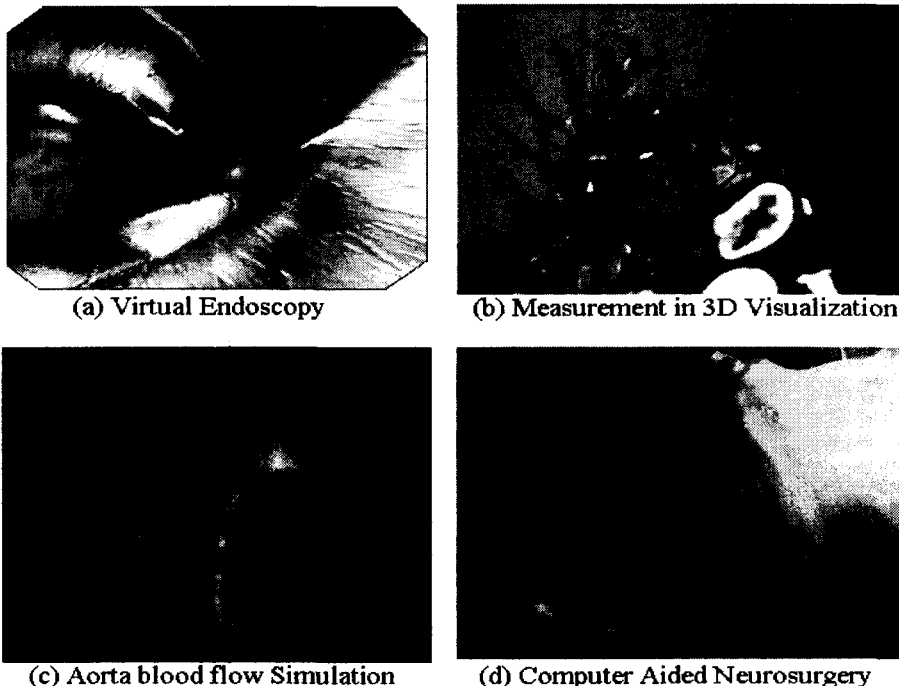


그림 1. 3차원 의료영상 가시화 기술의 응용 사례

영상을 겹쳐서 시각화한 모습이다[11-14].

○ 신경외과 수술 (Neurosurgery) : 신경외과 수술은 정상인의 해부학적 구조와 질환 사이의 복잡한 관계를 이해해야 하고, 절차 또한 단순하지 않다. 따라서 뇌 종양, 동정맥 기형 등의 질환을 가진 환자들은 수술 전에 다중 모달리티 영상을 촬영하게 된다[14]. 여러 모달리티(CT, MRI 등)로부터 촬영된 영상들은 정합 및 퓨전의 작업을 통하여 해부학적 구조에 대한 복합적인 정보를 제공한다. 하지만 외과 수술 중에 발생하는 환자의 위치 및 장기의 변화로 인하여 수술 전에 재구성된 3차원 구조와 수술 중에 실시간으로 보게 되는 해부학적 구조가 정확하게 일치하지 않는 경우가 발생한다. 따라서 수술 전에 촬영된 고해상도의 다중 모달리티 영상과 수술 중에 실시간 획득할 수 있는 환자의 초음파 혹은 비디오 영상들을 온라인 상에서 합성하여 렌더링 해주는 방법들이 외과 수술의 성공률을 높이는 데 도움을 주고 있다[15,16].

○ 수술 시뮬레이션 및 계획 : 수술 시뮬레이션에 있어서, 실제 환자를 대상으로 진행되는 것과 인공적이고 생명이 없는 근육 조직을 이용한 훈련 작업은 실제적으로 큰 차이가 있다. 이러한 이유로 1990년대 초부터 가상현실 시뮬레이터가 개발되기 시작했다. 가상현실 기술은 컴퓨터를 이용함으로써 수술 훈련과 평가를 위한 시뮬레이션을 가능하게 하였지만, 이를 이용한 초창기 시뮬레이터의 경우에는 저수준의 그래픽스 해상도와 촉각 입력 및 포스 피드백 장치의 부족, 그리고 인체 장기의 실제적인 변형 시뮬레이션에서 많은 한계를 드러냈다. 하지만 지난 몇 년 동안 기존의 문제들을 극복한 시뮬레이터들이 개발되기 시작하였다. 대표적인 예로, Minimally Invasive Surgery Training-Virtual Reality (MIST-VR) trainer 시뮬레이터는 의학 초보자가 기본적인 복강경 기술

들을 효과적으로 연습할 수 있도록 하였다[8,17]. 그 외에도 외과 수술과 신경외과 수술 계획을 세우는 작업에 가상현실 기술이 적용되었다. 보통 이러한 작업들은 MR이나 CT 영상 데이터를 활용하게 되지만, 수술 대상이 되는 장기가 복잡한 구조를 갖는 경우 일련의 영상 데이터가 서로 다른 상황에서 촬영됨으로써 스캐닝 모달리티간에 차이가 발생할 수 있다. 따라서 수술 계획을 세우는 작업에는 적합하지 않다. 이러한 문제를 해결하기 위해 NASA에서는 외과 수술 계획과 연습을 위한 3차원 인터랙티브 뷰를 사용한 가상현실 기반의 수술 시스템을 개발하였다[18]. 이 시스템에서는 턱의 종양을 제거하는 수술 계획을 위해 Cyberscalpel 방법을 이용하여 위, 아래턱의 CT 영상 데이터로부터 3차원 모델을 재구성하여 종아리뼈가 종양이 제거된 턱 부위로 이식되는데 필요한 시각적 정보를 제공하였다.

○ 증강현실 기반 컴퓨터 보조 수술 (AR-based Computer Aided Surgery) : 증강 현실 기술은 가상의 컴퓨터 그래픽스 데이터와 실제 영상을 혼합한 형태의 시각화 방법을 제공한다. 이러한 혼합 영상이 위치추적장치 그리고 HMD 디스플레이 장치와 함께 사용되면서, 의료 분야에서의 새로운 응용 연구들이 도출되었다. 대표적인 응용 범주로 Computer Aided Surgery (CAS)를 들 수 있다. CAS는 다양한 모달리티를 갖는 의료 영상들을 수술 중에 시각화함으로써, 의사가 효과적인 작업을 할 수 있도록 도와준다. 환자에게 수술로 인한 외적 충격을 최소화하기 위한 방법으로 최소 침습 혹은 비침습적 수술 기술이 각광받으면서, 그러한 기술을 사용하기 쉽고 정확하게 시각화해주는 증강현실 기반의 응용 시스템들이 개발되고 있다. 초기에는 신경외과 분야에서 뇌종양을 제거하는 수술 중 지원 환경으로서 증강현실 기술을 도입하였다. 그 후 좀 더 복잡한 형태의 증강현실 기술이

복강경 시술의 시각화를 위해 사용되었다. 이 시스템에서는 “See-Through HMD” 장비를 사용하여 의사에게 자연스러운 시점을 제공한다. 또한, 비디오 영상이나 깊이맵 영상 등을 사용하여 머리의 움직임에 따른 변화를 복원하도록 하였다. 하지만 깊이맵 이미지를 획득하는 속도가 느리고, 부정확한 정합 결과와 저해상도 영상을 제공하는 한계를 보였다. 이러한 한계점을 극복하기 위하여 최근에는 수술 중에 정확하고 실제감있는 3차원 영상을 제공하는 스테레오 증강현실 시스템이 소개되었고, 또한 캐놀러(cannulation)를 삽입하기 위한 경로를 표현하는 디지털 홀로그래피를 이용한 시각화 기술이 개발되었다[19,20].

그림 2는 가상현실과 증강현실 기술을 이용한 의학적 응용의 예이다. 그림 2(a)는 가상현실 CAVE 디스플레이 장비와 가상의 환자 시뮬레이터를 이용한 수술 훈련 과정을 보여 준다. 그림

2(b)는 가상현실 환경에서의 비강경 시뮬레이션 모습이다[21,22]. 그림 2(c)는 CT 영상으로부터 생성된 가상의 장기와 Phantom head를 겹쳐 시각화한 결과이다[20]. 그림 2(d)는 증강현실을 이용한 간 수술 계획 시뮬레이션 예를 보여준다[12].

#### 4. 향후 전망

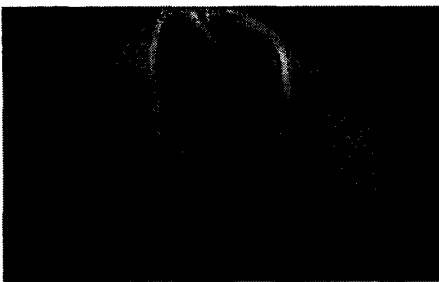
현재 개발되고 있는 의료영상 가시화 기술을 복잡한 정도에 따라 세 단계로 나누어 보면 다음과 같다. 첫째, 의료 교육 및 훈련에 사용하기 위해, 표준화된 의료영상 데이터베이스를 이용하여 인체 내부 구조를 입체적으로 시각화하고 조작하는 것을 목표로 하는 단계이다. 둘째, 진단보조 도구로의 활용을 위하여 개인 환자별 영상을 취득하고, 이에 대한 정성적 가시화 및 정량적 분석을 목표로 하는 단계이다. 셋째, 사전시술 및 수술 중



(a) Human Patient Simulator in CAVE



(b) Nasal Endoscopy Simulator in VR



(c) Phantom head augmented with data extracted from a CT scan



(d) Liver Surgery Planning System in Augmented Reality Environment

그림 2. 가상현실 / 증강현실 응용 사례



처치를 목적으로 개인 환자 영상에 대한 분석 및 처리, 수술실의 각종 센서들과의 인터랙션을 통해 실시간 수술지원을 하기 위한 단계가 있다.

개발되어진 대부분의 의료 응용시스템은 첫 번째 또는 두 번째 단계에 속하지만 앞으로는 가상 및 증강현실 기술, 다차원 시각화 및 분석 기술들이 통합되어진 사전시술과 수술 중 지원 시스템에 대한 연구들이 각광을 받을 것이다. 예를 들면, 의사들이 실시간의 몰입 가상 환경을 통하여 가상의 외과용 메스 등과 같은 복잡한 형태의 입력 장치들을 이용하여 개별적인 환자 모델들로부터 복잡한 수술 작업에 대한 훈련이나 계획을 수행하는 모습을 상상할 수 있을 것이다. 이와 같이 진보된 형태의 수술 시뮬레이션 환경을 구축하기 위해서는 다음과 같은 기술에 대한 연구들이 이루어져야 한다.

첫째, 대부분의 CT, MR 스캐너들은 제한된 해상도를 갖기 때문에 정교하고 정확한 모델을 요구하는 임상 수술 시뮬레이션을 위해서는 고해상도의 3차원 표면 데이터를 획득하는 기술이 필요하다. 이를 위해서는 고해상도의 3차원 range 데이터와 함께 컬러 및 텍스처 정보들을 통합한 새로운 형태의 3차원 모델 구성 방법이 필요하다. 특히 불륨과 표면 데이터를 동시에 사용할 경우 발생할 수 있는 정합이나 배치 등의 문제를 자동으로 처리할 수 있는 방법이 요구된다.

둘째, 복잡하고 자연스러운 인간-컴퓨터 상호 작용 인터페이스의 디자인 역시 이상적인 시뮬레이션 환경을 구축하는데 중요한 기술이 된다. 따라서 앞으로는 현재 사용되고 있는 HMD, CAVE, Visdome, Workbench 등의 가상현실 디스플레이 장치들에서 임상 의학자에게 수술을 위한 시각적 정보를 효과적으로 전달할 수 있는 소형화되고 경량화된 형태의 고해상도 안경 디스플레이 장치와 같은 차세대 기술들이 개발될 것이다. 디스플

레이 장치 못지않게 가상 수술을 행하는 의사에게 중요한 정보를 제공하는 장치가 촉각과 포스 피드백 정보를 제공하는 장치이다. 따라서 실제 인체의 조직이나 장기를 만지는 듯한 느낌을 제공하는 촉각 및 피드백 장치의 개발이 요구된다. 작은 형상을 갖는 장기에 대한 정보와 힘에 대한 느낌을 감지하는 촉각 피드백 기술은 비침습적 수술의 성능 개선이나 가상 학습자들의 현실감을 증대시키는 데 큰 영향을 미칠 것이다.

셋째, 앞으로의 발전된 형태의 수술 시뮬레이션 연구를 위해서는 기하학적, 위상학적 구조의 모델링 기술과 복잡한 형태의 구조를 조작하는 기술, 그리고 변형 작업들을 처리하는 물리 모델을 단순화하고 고해상도의 결과 영상을 생성하는 기술도 개발되어야 할 것이다.

위와 같은 세 가지 주요 기술에 대한 연구는 지난 몇 년 동안 꾸준히 증가하였지만 실제 임상에 적용된 예는 극히 적었다. 이러한 현상의 주요 원인은 가상현실 장비와 같은 첨단 장비들과 규약이 표준화 되지 않았다는 점과, 결정적으로 가상현실 장비들을 이용한 임상 실험의 비용이 높다는 점을 들 수 있다. 따라서 앞으로 가상현실 기술의 의학적 응용을 위한 여러 국제적 표준화 작업이 이루어져야 하고, 의료인들과의 적극적인 협력 하에 임상 실험을 지속적으로 수행해야 할 것이다.

## 감사의 글

본 논문은 부분적으로 한국 과학재단 목적기초 연구(R04-2003-000-10017-0)지원으로 수행되었습니다.

## 참고 문헌

- [1] 김명희, 남상아, 최수미, 홍헬렌, “의료분야에서의 컴퓨터 그래픽스 기술 경향”, 정보과학회

- 퓨터 그래픽스 연구회지 1권 1호, pp. 35-46, 1999.
- [2] S. M. Choi, Y. K. Lee, M. H. Kim, "Quantitative Analysis of Gated SPECT Images Using an Efficient Physical Deformation Model", *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 34, No. 1, pp. 15-33, 2004.
- [3] S. M. Choi, M. H. Kim, "Motion Visualization of Human Left Ventricle with a Time-Varying Deformable Model for Cardiac Diagnosis", *Journal of Visualization and Computer Animation*, Vol. 12, No. 2, pp. 55-66, 2001.
- [4] S. M. Choi, J. E. Lee, J. W. Kim, M. H. Kim, "Volumetric Object Reconstruction Using the 3D-MRF Model-Based Segmentation", *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 16, No. 6, pp. 887-892, 1997.
- [5] Y. Kim, S. C. Horii, *Handbook of Medical Imaging*, Vol. 3, SPIE Press, 2000.
- [6] S. F. F. Gibson, B. Mirtich, "A Survey of Deformable Modeling in Computer Graphics", *MERL-A Mitsubishi Electric Research Laboratory TR-97-19*, Nov. 1997.
- [7] M. Alcañiz, C. Perpiña, R.M. Baños, A. Lozano, J. Montesa, C. Botella, "A New Realistic 3D Body Representation in Virtual Environments for the Treatment of Disturbed Body Image in Eating Disorders", *CyberPsychology and Behavior*, Vol. 3, No. 3, pp. 433-440, 2000.
- [8] R. Haux, E. Kulikowski, "Applications of Virtual Environments in Medicine", *IMIA Yearbook of Medical Informatics*, pp. 159-169, 2003.
- [9] GD. Rubin, CF. Beaulieu, V. Argiro, H. Ringl, AM. Norbash, JF. Feller, MD. Drake, RB. Jeffrey, S. Napel, "Perspective volume rendering of CT and MR images: Applications for endoscopic imaging", *Radiology*, Vol. 199, pp. 321-330, 1996.
- [10] RA. Robb, RM. Satava, "Virtual endoscopy: Applications of 3-D visualization to medical diagnosis", *PRESENCE*, Vol. 6, No. 2, pp. 179-197, 1994.
- [11] K. Olaf, M. Reinhard, "Haptic Display for a Virtual Reality Simulator for Flexible Endoscopy", In *8th Eurographics Workshop on Virtual Environments*, pp. 13-18, 2002.
- [12] B. Reitinger, A. Bornik, R. Beichel, G. Werkgartner, E. Sorantin, "Augmented reality based measurement tools for liver surgery planning", In *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM) 2004*, pp. 274-278, 2004.
- [13] [www-med.stanford.edu/school/vascular](http://www-med.stanford.edu/school/vascular)
- [14] RA. Robb, "3-D Visualization in Medicine and Biology", Book Chapter in: *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis*, ed. Isaac N. Bankman, Academic Press, San Diego, CA, Chapter 42, pp. 685-712, 2000.
- [15] O. Skrinjar, D. Spencer, J. Duncan, "Brain shift modeling for use in neurosurgery", *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI '98*, Vol. 1496, pp. 641-649, 1998.
- [16] H. Fuchs, MA, Livingston, R. Raskar, "Augmented reality visualization for laparoscopic surgery", *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI '98*, Vol. 1496, pp. 934-943, 1998.
- [17] M. Gor, R. McCloy, R. Sone, A. Smith, "Virtual reality laparoscopic simulator for assessment in gynaecology", *Bjog* 2003, Vol. 110, No. 2, pp. 181-187, 2003.
- [18] MD. Ross, IA. Twombly, C. Bruyns, R. Cheng, S. Senger, "Telecommunications for health care over distance: the virtual collaborative clinic", *Studies in Health Technology and Informatics 2000*, Vol 70, pp. 286-291, 2000.
- [19] T. Salb, J. Brief, O. Burgert, S. Hassfeld, J. Mühling, R. Dillmann, "An augmented reality system for intraoperative presentation of planning and simulation results", *European Advanced Robotic Systems Development - Medical Robotics (EUREL)*, pp. 24-30, 1999.

[20] S. Vogt, A. Khamene, F. Sauer, A. Keil, H. Niemann, "high performance ar system for medical applications", In Proc. of The Second IEEE and ACM International Symposium, pp. 270-271, 2003.

[21] Medical Readiness Trainer (MRT), "www-vrl.umich.edu/mrt/photos.html"

[22] G. Voss, U. Ecke, U. Bockholt, W. Mann, "How to become the high score cyber surgeon - Endoscopic Training Using the Nasal Endoscopy Simulator (NES)", In: Lemke, Heinz U. (Ed.): Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2000, Elsevier, pp. 290-293, 2000.

[23] W. Sun, P. Lal, "Recent development on computer aided tissue engineering- a review", Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. 67, pp.85-103, 2002.

[24] J. V. Hajnal, D. L. G. Hill, D. J. Hawkes, Medical Image Registration, CRC Press, 2001.

[25] J. B. A. Maintz, M. A. Viergever, Fitzpatrick, "An Overview of Medical Image Registration Methods", Vol. 2, SPIE Press, 2000.

[26] M. Sonka, J. M. Fitzpatrick, Handbook of Medical Imaging, Vol. 2, SPIE Press, 2000.



최 수 미

- 1993년 이화여자대학교 전자계산학과 (학사)
- 1995년 이화여자대학교 전자계산학과 (석사)
- 2001년 이화여자대학교 컴퓨터학과 (박사)
- 1998년 6월~1998년 12월 Fraunhofer Institute for Computer Graphics, Germany, 방문연구원
- 2001년~2002년 이화여자대학교 정보통신연구소 연구전임강사
- 2002년~2004년 세종대학교 컴퓨터공학부 전임강사
- 2004년 3월~현재 세종대학교 컴퓨터공학부 조교수
- 관심분야 : 의료영상가시화, 컴퓨터 그래픽스, 가상/증강현실, HCI 등



김 정 식

- 2002년 세종대학교 컴퓨터공학부 (공학사)
- 2004년 세종대학교 컴퓨터공학부 (공학석사)
- 2004년 3월~현재 세종대학교 컴퓨터공학부 박사과정
- 관심분야 : 3D 형상비교, 의료영상가시화, 가상/증강현실