

의료영상의 3차원 가시화기술 및 발전방향

이화여자대학교 김명희*·남상아**·홍헬렌**

1. 서론

의료영상 기술은 지난 20년 동안 매우 많은 변화를 겪어왔다. 쾨트겐이 1895년 X선을 발견한 이래로 진단영상 분야는 꾸준히 발전되어 현대의학에서 없어서는 안될 중요한 분야가 되었다. X선을 비롯하여 컴퓨터 단층촬영(computer tomography), 자기공명(magnetic resonance)영상, SPECT 또는 PET 및 초음파(ultrasound) 등 다양한 영상들이 활용되고 있다. X선 영상은 검사할 환자의 부위로 X선이 투사되고 환자 뒤에 설치된 필름에 그 방사영상이 맺힌 것이며, 초음파 영상은 방사된 초음파에 대한 에너지와 반사(echo)의 도착시간을 측정하여 생성하는 것으로 최근 들어서는 흐름의 속도를 측정하는 도플러 효과를 함께 사용하기도 한다[1]. 컴퓨터 단층촬영은 기존의 X선이 조직의 기하학적인 분포를 나타낼 수 없다는 단점을 보완한 것이고, 자기공명은 소프트 티슈의 분포에 대한 영상을 제공하는 것으로 두 가지 모두 신체를 통해 2차원 슬라이스의 영상들을 얻게 된다. 또한 SPECT(single photon emission computed tomography)과 PET(positron emission tomography)는 기관의 행동분포를 나타내며, 자기공명 영상 역시 단순 해부학적 정보만을 제공하지 않고 뇌의 혈류의 흐름에 대한 연구에도 점진적으로 사용되고 있다. 이러한 MR을 기능적 자기공명 영상(functional MRI)이라 부른다.

일반적으로 활용되고 있는 의료영상은 주로

일련의 연속된 2차원 영상들로 얻어지며 이와 같은 진단영상들로부터 신체기관을 재구성하는 작업은 관찰자의 훈련과 공간감에 매우 의존적이다. 이 문제는 3차원 가시화 작업 수행을 통해 외과의사나 해부학자에게 직접 보는 것과 같은 신체기관의 영상을 보여주어 극복할 수 있다. 즉, 의료에 있어 3차원 가시화의 목적은 관찰자에게 의료 볼륨자료로부터 정밀하고 실제적인 모습을 생성해 주는 것이다.

2. 의료영상의 3차원 가시화 단계

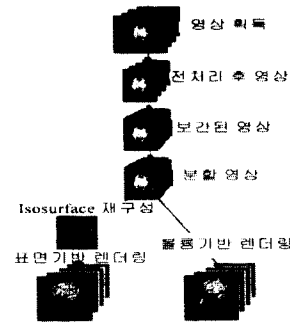


그림 1 의료영상의 3차원 가시화 작업 단계[4]

2.1 영상 전처리(Image Preprocessing)

영상 강화(image enhancement) 및 복구(image restoration) 기술의 기본 목적은 특정 응용을 위해 원래 영상보다 더 적합한 결과를 얻기 위해 영상을 조작하는 것이다. 이때 특정 응용이 의미하는 것과 같이 예를 들어, X선 영상에 대한 기술이 초음파영상에 있어 최선의 방법이 되는 것은 아니다. 즉, 영상의 내용과 형태의 특성에 따라 여러 가지 다른 기법

* 중신회원

** 학생회원

들이 적용되어야 한다.

영상 강화에 대한 접근법을 분류해 보면 크게 공간영역기반 접근과 주파수영역기반 접근으로 나뉜다. 공간영역기반 접근은 영상의 픽셀자체를 직접적으로 조작하는 것이며, 주파수영역기반 접근은 영상의 Fourier 변환을 변화시키는 것에 기반한다. 공간영역기반 접근방법은 점 처리에 의한 강화와 공간 필터링이 있다. 점 처리에 의한 강화는 단순히 점이 갖고 있는 밀도를 전환시키는 것으로 영상 음화(image negatives), 대비 확장(contrast stretching), 히스토그램 동등화(histogram equalization), 영상 공제(image subtraction), 영상 평균화(image averaging) 등 다양한 처리가 가능하다. 반면, 공간 필터링이란 공간 마스크를 사용한 처리를 의미하며 크게 선형 필터와 비선형 필터로 구분된다. 선형 필터는 다시 Fourier 전환시 고주파수 영역에 속하는 요소를 소거하는 로우패스 필터와 저주파 영역에 속하는 요소를 제거하는 하이패스 필터, 그리고 특정 주파수 영역만을 없애는 밴드패스 필터로 분류된다. 비선형 필터는 선형 필터에서 하나의 픽셀만을 처리 대상으로 하는 것과 달리 이웃의 픽셀들을 고려해 처리한다. 메디안 필터는 주변 픽셀들의 중앙값을 픽셀의 값으로 대치하며, 최대값 필터는 이웃 픽셀 값들 중 최대값을 그리고 최소값 필터는 이웃 픽셀 값들 중 최소값을 픽셀의 값으로 대치한다. 결과적으로 처리 영상이 부드럽게 되는 것은 로우패스 필터링과 메디안 필터링이며, 반대로 예리하게 되는 것은 하이패스 필터링이다. 주파수영역기반 접근 방법은 우선 영상을 Fourier 변환을 통해 주파수 영역으로 전환시킨 후 로우패스 필터와 하이패스 필터 그리고 밴드패스 필터를 적용하여 공간영역기반에서 동일한 효과를 얻을 수 있다. 주파수영역에서의 선형 필터 적용이 개념적으로는 공간영역에서보다 더 적합하다. 그러나 실제적으로는 작은 공간 마스크들이 구현의 용이성과 속도 때문에 Fourier 전환에 비해 많이 사용되고 있다.

영상 복구는 영상에 불필요하게 끼어있는 노이즈를 제거나 영상 획득동안 다양한 작업들로 인해 흐려진 영상을 명료하게 하는 것이다. 따

라서 복구 기술은 원래의 영상 복원을 위한 저하 모델링(degradation modeling)과 역처리에 중점을 두고 있다. 저하처리는 노이즈를 첨가하는 시스템을 입력 영상 f 에 적용시켜 질이 저하된 영상 g 를 획득하는 것이다. 디지털 영상 복구는 주어진 영상 g 에서 첨부된 노이즈를 제거하여 원래의 영상 f 를 얻는 과정에서 기존의 노이즈까지 감소시키는 것으로, 주파수영역이나 공간영역에서 수행될 수 있다. 영상 복구 작업의 목적은 영상의 질을 개선한다는 의미에서 본다면 영상 복구는 영상 강화와 일맥 상통하며, 대표적인 영상 복구 방법인 Wiener 필터링을 비롯하여 conservative smoothing 필터, Laplacian of Guassian 필터 등이 이에 속한다.

2.2 보간(Interpolation)

일반적으로 의학진단기기로부터 얻어지는 단층영상들은 영상 내의 픽셀간격보다 단층영상들간의 간격이 넓기 때문에 획득한 단층영상들만을 이용해 3차원으로 재구성하면 객체의 왜곡을 가져오게 된다. 따라서 단층영상 간에서도 한 영상내에서의 해상도와 같은 해상도를 획득하기 위해 새로운 영상을 생성해 추가할 필요가 있다. 새로운 영상을 생성하는 방법은 크게 선형 보간법과 같이 기존 영상들간의 위치관례를 고려해서 보간하는 결정적 보간법과 재구성하고자 하는 객체를 먼저 분할한 후, 분할된 객체를 보간하는 형태기반 보간법으로 분류될 수 있다.

결정적 보간법은 그레이 스케일의 영상을 그대로 이용하여 상·하 영상들에서 같은 위치에 있는 픽셀의 그레이값을 이용해 보간을 수행한다. 이에 속하는 방법들로는 최단 이웃 근사법(nearest neighbor approximation), 평균법(averaging), 선형 보간법(linear interpolation), 삼각선형 보간법(trilinear interpolation), 삼각입방 보간법(tricubic interpolation)이 있다. 최단 이웃 근사법, 평균법, 선형 보간법은 이웃한 픽셀들을 포함시킬 지에 대한 결정방법이나 가중치를 주는 방법을 고려하지 않기 때문에 고차 보간법들보다 상대적으로 부정확한 보간 방법이며 삼각선형이나 삼각입방

과 같은 고차 보간법은 보간 영상 값의 추정을 위해 보다 많은 표본값들을 사용하고 각 표본값들과 보간되는 점간의 거리를 고려하기 때문에 앞의 방법보다 정확한 영상을 생성할 수 있다.

반면, 형태기반 보간법은 분할된 객체에 속하는 픽셀들의 값을 객체의 경계까지의 거리값으로 전환하여 보간을 수행한다. 형태기반 보간에 속하는 방법으로 Raya-Udupa가 제안한 유클리디안 거리를 이용한 방법과 시티블럭 거리맵(city-block distance map)을 이용한 방법이 있다. 유클리디안 거리를 이용한 형태기반 보간은 관심영역의 각 픽셀들에 대해 경계와의 거리값을 계산하여 그 중 최소값을 지정하며, 시티블럭 거리맵을 이용한 형태기반 보간법은 관심영역 내의 픽셀들은 가장 큰 양의 값으로 초기화하고 외부의 픽셀들은 가장 작은 음의 값으로 초기화한 후, 두 개의 기본 템플릿을 반복적으로 적용하여 픽셀의 거리값을 결정한다. 이렇게 결정된 픽셀값들을 갖는 상·하 영상들을 이용해 보간을 수행한다.

2.3 분할(Segmentation)

일반적으로 볼륨은 많은 수의 구조체들을 포함한다. 특정 구조체를 보이려면 사용하거나 무시하고자 하는 자료 부분을 결정해야 한다. 이 과정을 분할이라고 하며, 더 나아가 해석 단계를 통해 영역들을 정의하고 레이블링하여 의미를 부여하게 된다. 현재 3차원 의료영상에 대한 많은 수의 분할 방법들이 개발중에 있으며, 이들은 대체적으로 점기반 분할, 경계기반 분할, 영역기반 분할의 세 종류로 나뉜다.

2.3.1 점기반 분할(Point-based segmentation)

점기반 분할에서 복셀은 그 위치에 상관없이 밀도에 의해서만 분류된다. 가장 간단하지만 매우 널리 사용되고 있는 예로 하한과 상한 임계값에 의해 명시되는 특정 밀도 영역을 표현하는 임계값 기법(thresholding)이 있다. 선택된 분류에 속하는 복셀은 명시된 영역 내의 밀도 수준을 가져야 한다는 필요충분 조건을 만족해야 한다. 불행히도 이들 간단한 분할 방법

들은 거의 중복되어 있거나 동일한 그레이 영역을 갖는 다른 구조체들에 대해선 적합하지 않다. 이 현상은 종종 CT나 MRI의 소프트 티슈에서 발생하며, 각기 지방이나 물을 강조하는 MRI의 T1이나 T2 가중 영상들과 같은 다중 매개변수 영상을 활용할 수 있다면 어느 정도 간략화 될 수 있다.

특정 adapted 영상 획득 과정에서 패턴 인식 방법은 2- 또는 3-parametric MRI 자료 볼륨에 성공적으로 적용된다. 그러나 빈번하게 격리된 복셀들 또는 작은 영역들은 정확히 분류되지 않는다. 이와 같은 오류를 줄이기 위해 connected component 분석이 자주 적용된다. 밀접하게 관련된 방법의 하나가 Kohonen이 개발한 뉴럴 넷 방법이다.

2.3.2 경계기반 분할(Edge-based segmentation)

경계기반 분할방법의 목적은 그레이 수준 볼륨에서 밀도의 비연결성을 찾는 것이다. 이들 경계들은 다른 기관이나 티슈들 간의 테두리를 표현한다고 가정된다. 영역들은 결과적으로 폐쇄된 영역으로 정의된다.

경계 추출을 위한 일반적인 방법은 3차원 밀도함수의 1차 도함수의 최대값을 배치하는 것이다. 경계들을 매우 정확히 배치하는 방법의 하나는 Canny에 의해 개발되었다. 그러나 1차 도함수를 이용하는 모든 알고리즘들은 추출된 윤곽들(contours)이 일반적으로 폐쇄되어 있지 않은 문제점을 갖는다. 즉 경계들은 다른 영역으로 정확히 분리되지 않는다.

이에 대한 다른 접근법은 2차 도함수를 이용해 변곡점을 추출하는 것이다. Marr-Hildreth 연산자는 가우시안의 라플라시안과 입력 자료를 컨벌브한다. 결과 윤곽 볼륨은 경계의 위치를 표현한다. 이 연산자의 3차원 확장을 사용해 Bomans 등이 처음으로 MRI로부터 뇌를 완벽하게 분리해 가시화 하였다. 그러나 간혹 이 연산자는 다른 물체들 사이에 거대한 다리를 형성하며, 이는 대화식으로 제거해야 한다. 또한 표면의 위치가 항상 만족스러운 것은 아니다.

반면, 활성 외곽선 모델(active contour

model)과 2차원 영상 곡선들은 시뮬레이션된 힘에 의해 발생하는 곡선의 움직임에 의한 영상 특성에 대한 초기 근사로부터 조정된다. 외력은 영상 특성으로부터 생성된다. 곡선의 내력은 곡률이 커질수록 커지며, 이는 활성 외곽선 모델의 움직임을 노이즈에 영향을 받지 않도록 한다. 시작 위치가 주어진 후 내력과 외력의 평형에 의해 영상에 적용된다. 활성 외곽선 모델에 의한 분할은 슬라이스에서 슬라이스로 2차원에서 수행되며 한 슬라이스에서의 결과는 이웃 슬라이스의 초기값으로 적용된다. 만일 곡선이 외곽을 지나쳐 가면 자동 추적이 정지된다[4].

2.3.3 영역기반 분할 (Region-based segmentation)

영역기반 분할 방법은 각 픽셀이나 경계 대신 전체 영역들을 고려한다. 보통은 영역에 관심을 가지므로 이 접근법은 가장 자연스러운 것으로 보여진다. 영역의 특성들은 크기, 모양, 위치, 그레이 수준의 변화와 다른 영역에 대한 공간적 관계이다. 이를 이용한 분할 기법으로 영역 성장(region growing), 영역 합병(region merging), 그리고 영역 분열(region splitting)이 있다.

영역 성장 방법은 픽셀이나 서브영역을 더 큰 영역으로 묶어나가는 방법으로 하나의 시드(seed)로부터 일정 임계값 이내의 차이값을 갖는 픽셀들을 영역으로 포함시켜 나가는 것이다. 이 방법은 매우 간단하지만 적절한 시드점을 찾기 어렵고, 영역을 키워나가는 데 필요한 임계값을 찾아내기 힘들다는 문제가 있다. 영역 합병은 영상에 대한 사전 정보가 없는 경우, 영상을 일정 순서로 읽어가며 각 픽셀을 영역에 할당시키는 것이다. 한 픽셀에 대해 주변 픽셀들과의 평균값이 일정 임계값 범위 내에 있으면 영역에 포함되며, 그렇지 못한 경우는 새로운 영역을 생성하게 된다. 영역 분열은 전체 영상이 유사한 성질을 갖은 경우 적합한 방법으로 영상을 네 개의 서브영역으로 나누고 이와 같은 분열 작업을 유사성이 떨어지는 서브영역에 대해 반복적으로 수행하여 영역을 분할해 낸다.

2.4 렌더링(Rendering)

일반적으로 3차원 모델은 표면 모델과 볼륨 모델로 구분되며, 렌더링은 3차원으로 재구성된 모델의 종류에 따라 다르게 적용된다.

2.4.1 표면기반 렌더링(Surface-based rendering)

표면기반 렌더링의 핵심 개념은 볼륨 자료로부터 얻어진 관련 객체의 표면을 기술하는 것이다. 만일 삼각형을 표면 요소로 사용한다면 이 작업을 삼각화(triangulation)라고 한다.

표면기반 렌더링의 장점은 볼륨에서 표면 표현으로 매우 높은 자료 감소가 가능하다는 것이다. 일반 렌더링 하드웨어나 소프트웨어가 지원하는 삼각망과 같은 표준 자료구조를 사용한다면 추가적인 결과 계산 시간 감소가 가능하다. 다른 한편, 표면 재구성 단계에서 단면영상들의 유용한 정보의 대부분을 잃으므로 객체 내부에 대한 정보가 없기 때문에 단순한 절단도 의미를 갖지 못한다. 나아가 임계값과 같은 모든 표면 정의 기준의 변화는 전체 자료 구조에 대한 재계산을 요구하는 문제점을 갖고 있다.

가장 먼저 널리 사용된 방법은 cuberill model이라 알려진 Hermant 등이 개발한 방법이다. 이것은 우선 그레이 레벨 볼륨을 밀도값에 따라 이진화 하고 정방 복셀면들의 리스트를 생성하며 리스트는 객체의 내부 복셀과 외부 복셀 사이의 경계를 표현한다. 그 후 Lorensen과 Cline은 마칭큐브라 불리는 동질표면을 제시하였다. 이들 복셀들이 하나 이상 객체 내부에 속하였는지 여부에 따라 입방체 내에 최대 4개의 삼각형으로 표면을 표현한다. 정확한 삼각형 위치는 복셀 꼭지점에서의 밀도값의 선형보간에 의해 찾아지고 표면 중심들은 그레이 레벨의 기울기에 의해 계산된다. dividing cube, marching tetrahedra와 같은 유사 알고리즘들이 추후 많이 개발되어 왔다. 그러나 임상 자료에 적용시, 마칭큐브를 활용한 알고리즘들은 수십 만개의 표면요소를 생성함으로써 자동 모델과 실시간 대화를 보장하기 위해선 부가적인 감소 단계가 필요하다.

일반적으로 셰이딩은 위치, 중심, 그리고 표면과 빛의 특성에 따라 객체를 실제적으로 나타내는 것이다. 표면의 반사 속성을 썬 모델과 같은 광학 모델로 표현할 수 있다.

2.4.2 볼륨기반 렌더링(Volume-based rendering)

볼륨기반 렌더링에서 영상은 볼륨 자료로부터 직접적으로 형성된다. 표면 렌더링과 비교해 보면 주요 장점은 기관이 갖고 있는 모든 그레이 레벨 정보를 렌더링 작업 동안 유지하는 것이다. 그러나 오늘날의 컴퓨터가 실시간으로 다룰 수 없는 방대한 양의 자료를 운영해야 하는 문제가 있다.

볼륨기반 렌더링에는 영상순서와 볼륨순서의 두 가지 스캔 방식이 있다. 영상 순서 스캐닝에서 자료 볼륨은 가시 각도를 갖는 빛에 따라 샘플링된다. 일반적으로 레이 캐스팅이 널리 알려져 있다. 빛을 따라 표면과 객체의 가시성을 쉽게 결정되며 빛이 불투명한 표면을 만나면 더 이상 전진할 수 없다. Yagel 등은 이러한 접근법을 다양한 표면에서 반사되는 빛까지 따라가는 레이 트레이싱 시스템으로 확장하였다. 단점으로써 전체 입력 볼륨이 임의의 가시 각도에 대해서도 접근 가능하여야 하며, 나아가 샘플링 포인트에서의 밀도값 보간이 요구된다. 계산 시간을 줄이기 위한 방법은 빈 공간을 추적에 드는 사간에 대한 연구에 기반한다. 만일 빛이 오직 미리 정의된 객체를 포함하는 외접 볼륨만을 스캔한다면 스캐닝 시간은 크게 줄어들 것이다.

볼륨순서 스캐닝에서 입력 볼륨은 3차원 배열의 행과 열을 따라 샘플링되며, 가시각도를 따라 영상 면으로 투영되는 것으로 스플래팅과 같은 방법이 이에 속한다. 볼륨은 최대거리를 갖는 복셀에서 최소거리를 갖는 복셀까지 역방향(back-to-front) 순서로 추적되거나 그 반대로 순방향(front-to-back)으로 추적될 수 있다. 기술된 스캐닝 기술을 사용하여 객체의 가시 표면을 임계값이나 객체 레이블을 사용해 결정할 수 있다.

가시성에 대한 이진방식의 결정이 볼륨 렌더링에서는 피해질 수 있기 때문에, 결과 영상은

매우 부드러우며 매우 자세히 나타낼 수 있다. 또한 열악하게 정의된 객체라도 렌더링될 수 있다. 그러나 각 광선마다 많은 복셀들에 대해 셰이딩을 수행해야 하기 때문에 볼륨기반 렌더링은 상대적으로 속도가 느리다는 문제점을 포함한다.

3. 의료영상 가시화 기술의 발전방향

앞절에서 보았듯이 의료 분야에서 컴퓨터 기술의 도입은 컴퓨터 단층 촬영 영상, 자기 공명 영상 등 일련의 2차원 의료 영상들을 제공하여 인체 내부를 정확하게 볼 수 있게 해주었을 뿐 아니라 3차원으로 재구성하여 복잡한 인체 기관의 3차원적 구조를 매우 효과적으로 보여줄 수 있는 가능성을 제공하였다.

그러나 보다 정확한 진단 지원을 위하여 3차원적 구조뿐 아니라 전문 의료인들간에 환자 정보 및 진단 의견을 교환하는 공동 작업이 이루어져야 하며, 가시화 세계에 몰입함으로써 현실감을 증강시킬 수 있는 연구가 요구되어진다. 따라서 의료 영상 가시화 기술의 발전방향은 이와 같은 요구에 부응되는 방향으로 CSCW (Computer Supported Cooperative Work) 기술 발전에 의해 원격지간의 입체 의료영상 공유 및 모의수술 형태와 아울러 현실감 증진을 위한 가상/증강현실로 발전되고 있다고 할 수 있다.

3.1 영상기반 진단/모의수술을 위한 원격 공동작업

효율적인 환자 간호와 보다 정확한 진단 지원을 위해서는 내과의사, 외과의사, 방사선과 의사 등 다양한 분과의 의사들간에 환자 정보를 공유하고 진단 의견을 교환하는 공동작업이 이루어져야 한다. 특히 의료 부문에서의 특수화 경향은 전문가와 고가의 장비를 특정 병원에 집중시키고 있어 더욱 더 전문가와의 공동작업이 절실히 필요하다. 한 예로, 방사선과 전문 지식이 없는 일반 의사들은 여러 종류의 의료 영상으로부터 정확한 질병 진단 및 병소 파악, 가장 적합한 시술 형태를 결정하기 위해서 실제 수술을 시행하기 전에 여러 지역의 전문

가들과 상담할 수 있고, 수술 관련자들 간에 의견을 교환할 수 있는 공동 작업 공간이 필요하다.

공동 작업의 한 형태로써 최근 많은 전문 의료인들간에 의학적 정보 교환과 토의를 위한 원격 작업에 관한 요구가 급격히 증가하면서, 원격지 병원 의사들간의 컴퓨터-지원 공동 작업을 지원하기 위한 원격방사선, 원격 전문가 상담, 원격 의학 회의, 원격 진단 등이 개발되어지고 있으며, 병원에서 사용하는 수술대와 같은 테이블 형태의 디스플레이 장치를 이용함으로써 공동 작업하기에 용이하고 직관적인 인터페이스 관련 연구가 이루어지고 있다[5, 6, 7].

독일의 FHG-IGD 연구소와 미국의 FHG-CRCG 연구소가 공동으로 진행하고 있는 Tele-InViVo는 의료 영상을 신속하게 3차원으로 가시화하는 InViVo(Interactive Visualizer for Volume data) 시스템을 이루는 각 구성 요소의 기능들을 통신망 상에서 수행 가능하게 하려는 것으로 원격의학교육, 원격수술, 원격진단 및 원격진료 계획을 목표로 하고 있다[8]. 이는 ISDN이나 ATM 통신망을 통해서 서로 다른 지역에 있는 사용자들간에 의료 영상 정보를 교환하는 원격의료 분야로 컴퓨터 단층촬영 영상, 자기공명 영상, 양전자 단층 영상과 같은 의료 영상을 다루는 일이 점차적으로 증가하면서 진단방사선과 의사와 의료인들을 위한 시스템으로 설계되어졌다. 동일 연구소에서 개발되어지고 있는 KAMEDIN은 Deutsche Telekom의 표준 ISDN상에서 방사선과 영상 자료를 이용한 공동 작업을 가능하게 해주는 원격회의 시스템으로 협동 진단 세션 동안에 영상 자료를 서로 교환하고 토론할 수 있을 뿐 아니라 연결된 슈퍼 컴퓨터의 인공 신경망 프로그램에 의해 자기공명 영상이나 단층촬영 영상 자료로부터 인체의 특정 부위를 자동 분할할 수 있다[9].

미국 웨인 주립대학의 신경외과에서는 NSPS-3.0이라는 원격 신경외과 수술 시스템의 원형을 개발하였다[10]. 개발 초기에는 일반적인 수술계획만을 지원하였으나 나중에 원격 신경외과 수술을 위해 기본적인 수동 원격 수술 행

위들을 수행할 수 있는 추적 모듈과 클라이언트/서버 통신을 위한 모듈이 추가하였다.

독일의 GMD-IMK 연구소에서는 인간과 기계간의 의사 전달 방식을 위한 새로운 인터페이스로써 Responsive Workbench를 개발하였다. 즉, 디스플레이는 작업 환경의 일부분으로써 설계되고 물체들은 테이블 상에서 3차원으로 가시화되며, 사용자는 가상 시나리오에 따라 마치 사실인 듯 그것들을 움직인다. IMK 연구소에서는 이러한 Responsive Workbench를 의학적인 훈련, 수술계획 등에 응용하고 있다.

3.2 현실감 증진을 위한 가상/증강 현실

일련의 의료 영상들을 3차원으로 재구성하여 복잡한 인체 기관의 3차원적 구조를 보여주는 가시화 기능을 넘어서 하드웨어적인 시뮬레이터에서의 물리적 조작이 가상 환경에서 현실감 있게 대화식으로 표현되어지고 사용자로 하여금 가시화 세계에 몰입함으로써 현실감을 증강시킬 수 있도록 가상현실(virtual reality) 및 증강현실(augmented reality) 기술이 의료 영상 가시화 기술과 접목하여 표현되어지는 연구가 이루어지고 있다.

실세계와 완전히 차단된 채 컴퓨터에서 생성된 가상 세계에 완전히 몰입하는 환경을 제공하는 가상현실 기법과 사용자가 보고 있는 실제 환경에 3차원 가상 객체를 정합하여 표현함으로써 사용자는 가상 세계와 실세계를 동시에 상호작용하여 현실감을 강화시키는 증강현실 기법이 함께 연구되어지고 있다[11, 12]. 실제 환경과 가상 객체 정합을 위하여 사용자가 눈으로 직접 보거나 카메라를 통하여 실제 환경을 볼 때와 같이 보여지는 실사에 가상 이미지를 일치시켜 보여주는 가상 이미지 정합이 필요하며 이러한 기술은 카메라 영상과 컴퓨터 생성 영상 외에 진단 의료 영상과 그래픽적인 모델을 결합함으로써 더많은 정보를 의사에게 제공할 수 있다.

미국 캘리포니아 대학에서는 해부학 교육을 위해 기존의 구축된 멀티미디어 컴퓨터 교육 프로그램을 가상 현실 기법과 결합한 형태로 추가 개발중에 있다. 이는 학생들에게 해부학, 병리학, 진단방사선학뿐만 아니라 가상 해부학

을 이용한 수술 및 의료 관련 처치를 실습할 수 있도록 해준다. 또한 North Carolina 대학에서는 초음파 영상과 실제 비디오 영상을 결합한 가상현실 시스템을 개발하고 있는데 이는 임신부 복부에 대한 실제 비디오 영상에 태아 영상을 합성하여 가시화하기 위해서 개발되어 졌다. 이 시스템은 의사로 하여금 정확한 태아의 공간적 위치를 알 수 있게 해주고 임신부의 정기 검진에 사용될 수 있다[13].

독일의 Fraunhofer 연구소에서는 가상현실 관찰경 훈련 시뮬레이터를 개발하고 있다. 이를 위해 의료 영상처리, 가상현실 기법에 의한 입체적 가시화, 가상현실 인터페이스 기술, 모형을 통한 시뮬레이터 구축 등 다양한 기술에 대한 연구가 진행중이다. 또한 수술실 전체를 가상현실 기법을 통해 구축하고 3차원으로 재구성된 인체를 데이터 글로브 또는 공간 마우스를 이용하여 뼈, 조직 등 원하는 부위만을 보거나 해당 단면만을 벽에 투영된 입체 영상을 통해 볼 수 있는 가상 수술실 연구도 함께 이루어지고 있다[14].

그림 2는 가상현실 기법을 이용한 가상 해부



(a) 가상해부학시스템



(b) 초음파를 이용한 생검법

그림 2 가상 및 증강현실 기법 사용 예

학 시스템과 증강현실 기법을 이용한 초음파 생검법(biopsy)의 예를 보여준다.

4. 결 론

의료 영상의 3차원 가시화는 의학 연구 및 교육, 환자 치료를 위해 보다 정확한 정보를 제공할 수 있다. 특히 수술과 같은 경우, 점차 환부의 볼륨 가시화는 수술 전 작업으로 자리를 잡아가고 있다. 그러나 영상 획득 단계에서 발생 가능한 기계적 오류나 촬영 시간차에 의한 오류를 영상 전처리를 통해 모두 제거했다거나, 영상 촬영 간격과 시간차 때문에 보간을 통해 정확하고 오류없는 등방 해상도의 자료를 생성했다고 확신하기는 어렵다. 또한 정확한 분할을 제공하는 자동화된 방법은 아직 없으며 전문가에 의해 수동 또는 반수동의 작업을 통해 분할이 이루어진다. 렌더링에 있어서는 좀 더 영상을 실제감 있게 보여주며, 기관의 외부뿐만 아니라 내부 및 여러 기관의 정적, 동적인 관계들을 보여줄 수 있어야 한다. 이러한 일련의 문제들은 컴퓨터 그래픽뿐만 아니라 의료 전문가를 비롯한 전문가들의 협력을 필요로 한다.

의료 영상 가시화 발전방향은 이와 같은 요구에 부응되는 방향으로 보다 정확한 진단을 위하여 3차원 가시화뿐만 아니라 전문 의료인들 간 환자 정보 및 진단 의견을 교환하는 공동작업의 형태로 원격작업과 관련 인터페이스 연구가 진행되고 있으며 사용자가 가시화 세계에 몰입함으로써 현실감을 강화시키기 위한 가상/증강현실 기술 연구로 나아가고 있다.

앞에서 살펴보았던 다양한 가시화 관련 기술과 공동작업 연구는 정확한 진단 및 상호 임상 정보 교환을 위한 공동회의, 공동수업과 교육 및 훈련 등에 사용되어질 수 있으며, 가상 및 증강현실 기술은 실제 진단 의료 영상에 그래픽적인 모델을 결합하여 환자 또는 병환과 관련하여 더 많은 정보를 제공함으로써 전문 분야별 영상기반 진단의 질을 향상시키며 또한 의과대학 교육에 적용하여 생체 실험 및 장비 대체효과를 이룰 수 있는 등 미래의 의료 분야에 큰 변화를 이룰 것으로 여겨진다.

참고문헌

- [1] J. H. van Bommel, M. A. Musen, *Handbook of Medical Informatics*, Springer, 1997.
- [2] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, *Digital Image Processing*, Addison-Wesley Pub. Co., 1993.
- [3] <http://uwscat.radiology.wisc.edu/onlinetutorial.html>
- [4] G. Sakas, "Advanced Applications of Volume Visualization Methods in Medicine", *EUROGRAPHIC '98*, 1998.
- [5] L. Kleinholz, "Supporting Cooperative Medicine: The Bermed Project", *IEEE Multimedia*, winter 1994.
- [6] J. A. Schnepf, David H.C. Du, E. Russell Ritenour, et al., "Building Future Medical Education Environments Overt ATM Networks", *Communications of the ACM*, Vol. 38, No. 2, 1995.
- [7] M. Agrawala, A. C. Beers, B. Frohlich, et al., "The Two-User Responsive Workbench Support for Collaboration Through Individual Views of a Shared Space", *SIGGRAPH*, Aug., pp. 327-332, 1997.
- [8] J. Coleman, A. Goetsch, A. Savchenko, et al., "TeleInViVo: Towards Collaborative Volume Visualization Environments", *Computers & Graphics*, Vol. 20, No. 6, pp. 801-811, 1996.
- [9] A. Schlempp, U. Stelbe, et al., "KAMEDIN: Computer-Supported Cooperation within Medical Diagnostic", *Computer Graphics Topics*, pp. 8-9, Vol. 8, 1996.
- [10] J. Zhaowei, Z. Lucia, et al., "Telepresence and Virtual Reality in Computer-Assisted Neurological Surgery: Basic Theory and A Prototype", *Proceedings of SPIE*, pp. 574-594, Vol. 2359, 1994.
- [11] M. Y. Shi, S. Graves, J. H. Downs, et al., "Integrated Remote Neurosurgery System", <http://www.nvl.virginia.edu/ai>.
- [12] "Project on Image Guided Surgery: A Collaboration between the MIT AI Lab and Brigham and Women's Surgical Planning Laboratory", <http://www.ai.mit.edu/projects/vision-surgery/surgery-home-page.html>.
- [13] "UNC Ultrasound Research", <http://www.cs.unc.edu/~us>.
- [14] R. Ziegler, W. Muller, et al., "Virtual Reality Medical Training System", In N. Ayache (Ed.): *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, pp. 282-286, Springer-Verlag, 1996.

김 명 희



1979 서울대학교 계산통계학과 석사
 1986 독일 괴팅겐대학교 전자계산학과 박사
 1987~현재 이화여자대학교 전자계산학과 교수
 관심분야: 영상가시화, 시뮬레이션 및 가상현실
 E-mail: mhkim@mm.ewha.ac.kr

남 상 아



1989 이화여자대학교 전자계산학과 학사
 1991 이화여자대학교 전자계산학과 석사
 1994~현재 이화여자대학교 컴퓨터학과 박사과정
 관심분야: 영상가시화, 네비게이션
 E-mail: sanam@mm.ewha.ac.kr



홍 헬 렌

1990 이화여자대학교 전자계산
학과 학사
1994 이화여자대학교 전자계산
학과 석사
1996~현재 이화여자대학교 컴
퓨터학과 박사과정
관심분야: 모델링 및 측정, 영상
가시화
E-mail: 961COG03@mm.ewha.
ac.kr

회비 및 논문심사료 인상 안내

구 분		현 행		조 정	
회 비		입회비	연회비	입회비	연회비
	정 회원	₩5,000	₩30,000	₩10,000	₩40,000
	학생회원	₩5,000	₩15,000	₩ 5,000	₩20,000
논문심사료		₩30,000		₩40,000	

☞ 종신회원은 정회원의 10년 회비임