

의료 영상의 3차원 입체 가시화

이 글에서는 의료영상에서 컴퓨터 단층 촬영인 영상을 처리하여 의사에게 3차원 영상을 제공하는 블룸렌더링 기술의 여러가지 알고리즘을 소개하며, 또한 의료영상과 햅틱장비를 결합하여 의대생들이 원격진료와 수술과 해부를 가상으로 실습하는 기계 시스템에 대해 소개한다. **김근호, 박현욱**

현대 사회의 정보통신 기술의 발전과 디지털 시스템의 발전으로 인하여 데이터를 처리하는 속도와 용량이 날로 증가하고 있다. 이에 따라 의료 영상 분야에도 단순히 2차원적으로 영상을 도시하는 기능 외에 복잡한 재구성 등의 방법으로 좀더 효율적으로 의료 영상을 도시하고자 하는 요구들이 다양화되고 있다. 현재 널리 사용되고 있는 개인용 컴퓨터만으로도 2차원 데이터를 무리 없이 처리하고 있을 뿐만 아니라 2차원 데이터의 집합인 3차원 데이터까지 처리하여 3차원 공간으로 영상을 재구성하여 표현하는 것도 실시간에 가깝게 처리하는 것이 가능해졌다. 이러한 3차원 데이터 처리 기술의 발전은 신체 기관의 정확한 표현을 가능하게 하여 기존의 시스템이 단순히 2차원 데이터를 이용한 의료 영상

도시를 목적으로 하는 것을 뛰어넘어 컴퓨터를 이용한 진단 등 복잡하고 부가가치가 증대된 시스템으로 발전시키는 견인차 역할을 했다는 큰 의미가 있다. 특히 2차원만으로 표현하기엔 한계가 분명한 인체의 장기들을 표현하는 방법으로서 3차원 도시 기법들이 각광을 받기 시작하면서 국내외적으로도 이 분야의 연구가 활발히 진행되고 있다.

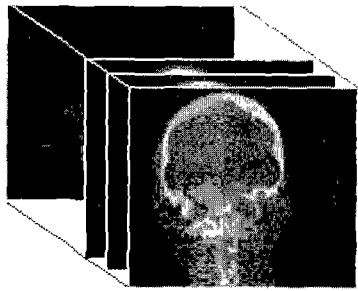
이 글은 블룸가시화 기술을 기반으로 한 모의 시술 실험기를 소개하는 것을 목표로 한다. 인체 장기들을 3차원적으로 도시하여 그 예상 사용자인 의과 대학생이 보다 쉽게 해부학적인 구조에 대한 이해를 할 수 있도록 하여 실제 사람을 상대로 시술해 보지 않고서도 수술 및 생체 검사 과정의 대부분을 가상으로 경험할 수 있게 하여 그 교육적 효과를 획득하

는데 주안점을 두고 있다. 이 과정에서 대부분의 의료 영상 시스템에서 필요로 하는 핵심 기술인 3차원 도시 기법과 의료 영상 분할(segmentation) 방법 및 소프트웨어의 GUI (Graphic User Interface)설계 등이 연구되어 왔으며, 또한 촉각 피드백을 제공하여 마치 직접 인체에 시술하고 있는 듯한 느낌을 사용자에게 피드백(feedback)하는 기술들이 제시되었다.

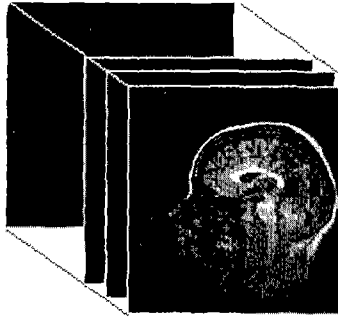
입체 가시화 방법

표면 렌더링 모델링의 개요
표면 렌더링은 그림 1과 같이 2차원 슬라이스의 집합인 블룸 데이터를 표면 추출 과정을 거쳐 기하학적인 프리미티브(primitive)들로 변환시킨 후, 각

• 김근호 | 한국과학기술원 전기 및 전자공학과, 박사 / e-mail : khkim@athena.kaist.ac.kr
• 박현욱 | 한국과학기술원 전기 및 전자공학과, 교수 / e-mail : hwpark@athena.kaist.ac.kr



(a) 3차원 CT데이터 셋



(b) 3차원 MRI데이터 셋

그림 1 3차원 의료 영상 데이터

프리미티브들을 빛의 방향을 고려하여 렌더링하는 방법이다. 이 표면 렌더링은 일단 프리미티브로 변환된 데이터는 저장 공간이 많이 요구되지 않고, 결과 영상을 얻을 때까지 걸리는 시간이 짧다는 이점이 있다. 하지만, 볼륨 데이터를 기하학적인 프리미티브들로 변환시키는 과정에서 부피가 크거나 너무 복잡한 볼륨 데이터는 처리하기가 힘들고, 모호한 표면을 가지는 물체에 대해서도 적용이 어려워서 물체의 정보가 손실된다는 단점이 있다.

모델링의 종류

표면 렌더링 기법은 크게 세 가지로 분류된다. 첫 번째는 1975년에 Keppel에 의해 개발된 윤곽선 연결(Contour connecting) 접근 방법이다. 이는 한 슬라이스의 폐 윤곽선(closed contour) 위의 점들과, 그 슬라이스에 이웃한 슬라이스의 폐 윤곽선 위의 점들을 연결하여 만든 삼각형 메시(mesh)로써 표면을 표현한다. 이 방법은 알고리즘이 단순하고 입력 데이터의 표본화 정도에 영향

을 덜 받는 것이 장점이다. 반면에 한 폐 윤곽선을 가진 슬라이스가 두 개의 폐 윤곽선을 가진 슬라이스와 이웃할 때, 어떻게 삼각형 메시를 만들 것인지에 관련된 일치 문제와, 한 슬라이스 위에 폐 윤곽선 내부에 또 다른 폐 윤곽선이 존재할 때 생기는 틈새 문제(hole problem)를 해결해야 한다는 단점이 있다.

두 번째는 1979년에 Herman

에 의해 제안된 복셀 기반(Voxel based) 접근 방법이다. 이 방법에서는 임계치를 설정하고, 모서리 값을 가지는 육면체 셀들을 찾아낸다. 이 때 여섯 개의 다각형이 생성되는데, 이 다각형들의 기하학적 묘사를 표면 렌더러로 처리하여 복셀(voxel)들의 음영 효과된 표면으로 이루어진 결과 영상을 얻어낸다. 이 방법은 구현이 쉽고, 표면을 발견하고 렌더링하는데 시간이 적게 걸린다. 그러나 볼륨 데이터 내의 세밀한 특징들을 보여주기 위하여 적합하지 않다.

세 번째 방법은 Sub-voxel 기반 접근 방법이다. 1987년에 Lorenzen과 Cline이 Marching cube 알고리즘을 제안하여 현재 가장 널리 사용되고 있다. 장점은 간단하고 강인성이 있고 고해상도 영상을 얻을 수 있다는 것이고, 단점은 알고리즘에 의해 많은

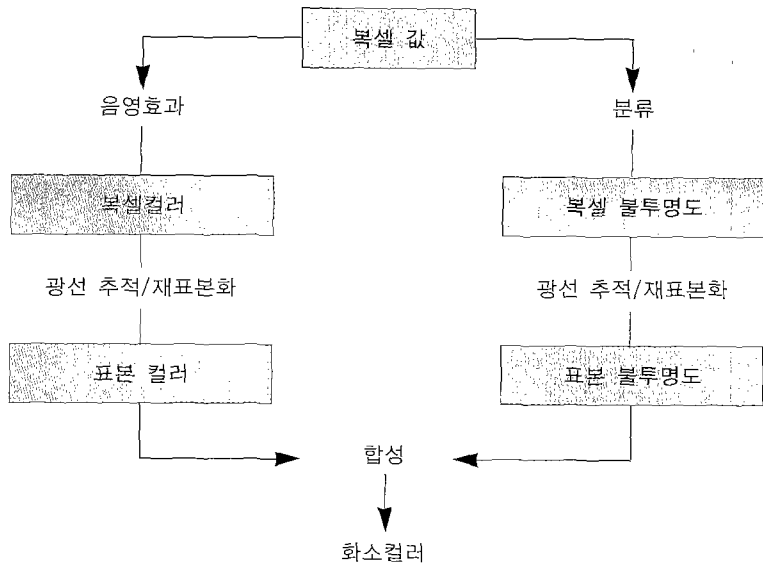


그림 2 볼륨 렌더링의 기본적 개념

수의 삼각형 메시들이 생성되기 때문에 데이터 처리 문제와 많은 메시지를 다룸으로써 발생하는 실시간 상호작용의 응용에 부적절한 처리시간의 문제가 있다. 또한, 입방체에서 표면 구성의 모호성에 의해 발생하는 틈새 처리의 문제가 발생한다. 그러나 발생하는 메시지 수를 줄이는 방법과 처리시간을 줄이는 방법, 틈새를 제거하는 여러 향상된 알고리즘들이 제안되었다.

블룸 렌더링

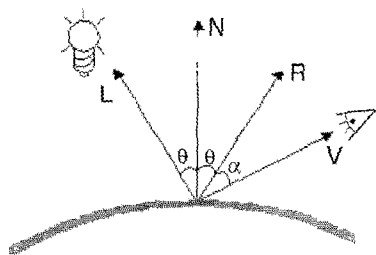


그림 3 음영 효과

일반적으로 블룸 렌더링은 표면이 복잡 모호한 영역을 표시하는 분류(classification) 알고리즘이 불투명도(opacity)의 비중을 연속적으로 변화시켜 정해하므로, 의학 영상에서 화질이 매우 우수하고, 명확한 표면의 기하학적인 특징의 추출 없이 영상을 구할 수 있으며, 그림 2와 같이 분류 부분과 음영 효과 부분이 분리되어 있어서 모듈화가 가능하다. 반면에 모든 복셀을 횡단하면서 분류와 음영을 하기 때문에 블룸이 커질수록 계산량이 그에 비례하여 증가한다. 그림 3

과 같이 음영된 컬러 값과 분류된 불투명도 값은 그림 4와 같이 합성된다.

모양이 복잡하고 움푹 들어간 곳은 표면 렌더링으로 표현이 힘들고 만약에 표현을 할 지라도 데이터의 양이 많아지기 때문에 블룸 렌더링으로 많이 표현한다. 그리고 블룸 렌더링은 각 기관을 투영하여 기관 뒤에 중요한 기관이 자리잡고 있다는 것을 보여줄 수 있다.

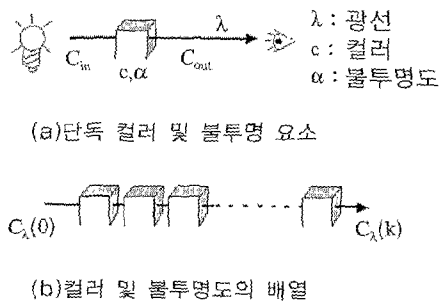


그림 4 복셀의 컬러 값과 불투명도의 합성

블룸 렌더링의 단점은 계산량이 많아서 입체영상을 구성할 때

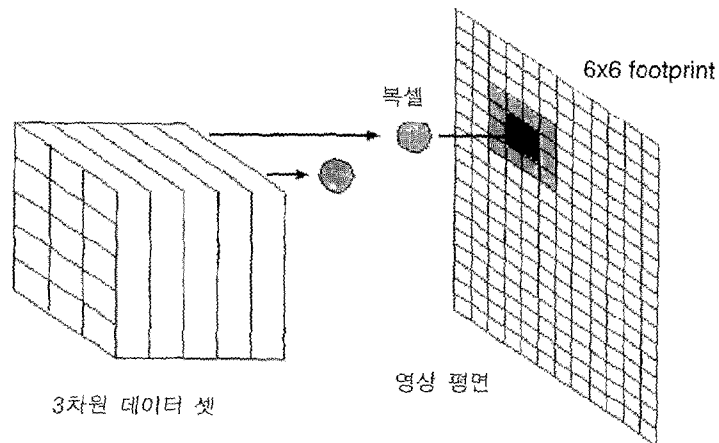


그림 5 Splatting 알고리즘

시간이 많이 소모된다는 것이다. 또 한 가지 블룸 렌더링의 단점은 가늘고 가장자리에서 갑자기 그레이 값이 변하는 물체를 렌더링할 때 물체의 모양이 끊어져 보이는 아티팩트(artifact)가 발생한다는 것이다. 그리고 마지막으로 물체의 모양이 단순할 때도 3차원 데이터를 모두 가지고 있어야 하므로 표면 렌더링에 비해서 메모리를 많이 소모하는 단점을 가지고 있다.

Object-order 기법

Object-order 블룸 렌더링은 3차원 블룸 데이터 샘플을 영상 평면으로 배치(mapping)시키는 것을 의미하는 것으로서, 전형적인 방법으로는 부드러운 영상을 만드는 1990년에 Westover에 의해 개발된 Splatting 알고리즘이 있다(그림 5 참조). 영상에

해당하는 각각의 복셀들은 룩업(lookup) 테이블에 의해 영상에

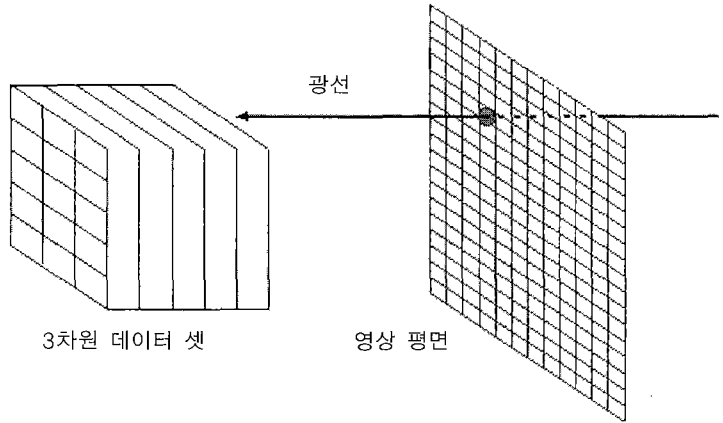


그림 6 Ray casting 기법

기여하는 값을 부여 받아 근처의 화소에 퍼져 그림 3과 같이 누적된다.

장점은 고화질의 영상을 제공하고, 한 번에 영상의 한 화소를 만드는 것이 아니라 한 슬라이스가 영상을 점차적으로 성장시키며, 데이터 재표본화(re-sampling) 과정이 불필요하다는 것이다. 하지만 광선의 조기 종결(Early termination)이 불가능하므로 계산량이 커지는 단점이 있다.

Image-order 기법

Image-order 볼륨 렌더링 기법은 영상 평면상의 한 화소를 결정하기 위해 광선이 그림 6과 같이 볼륨 데이터를 가로지르는 방법이다. 그 중 많이 쓰이는 것은 영상 평면에서 진행되어 만나는 복셀의 불투명도와 컬러 값을 구하는 Ray casting 방법이 있다.

장점으로 첫째, 효율적이고 고화질의 재 표본화된 영상을 제공하며, 둘째, 불투명도가 포화되었

을 때 광선의 조기 종결이 가능하다. 반면에 단점으로 Image-order에서 볼륨 데이터를 재 표본화하는데 많은 계산량을 유발한다. 즉, 영상 좌표에 해당하는 볼륨의 좌표를 구하기 위해서는 3차원 보간에 의해 광선이 만나는 각각의 복셀 값을 다시 구해야 한다.

Shear-Warp 기법

이 기법은 Object-order와 Image-order 기법의 장점을 고려한 방법이다. 요즘 가장 많이

쓰이는 예로서 1994년도 Lacroute에 의해 개발된 Shear-Warp factorization이 있다. 이는 투영 평면의 화소들에 해당하는 스캔 라인(Scan line)들에 의해 볼륨 데이터 슬라이스들을 광선의 방향, 즉, 바라보는 방향으로 그림 7과 같이 변환한 후, 변환된 슬라이스들을 광선 투영(ray-casting)하는 방식이다. 변환한 후 볼륨 데이터의 각 슬라이스들은 바라보는 방향, 즉, 광선의 방향에 대해 직교한다. 이것은 재 표본화할 때 데이터를 구하기 위해 Image-order 방식처럼 3차원 보간을 하는 것이 아니라 2차원 보간만 하면 구할 수 있다. 그림 7과 같이 전단 변형(shearing)된 데이터를 광선 투영하여 합성하여 영상을 구한 후에 왜곡되어진 중간 영상을 2차원 warping에 의해 교정한다. 그림 8은 결과 영상이다.

장점으로 첫째, 3차원 보간 연산 대신 2차원 보간을 수행하므로 계산량이 적고, 둘째, 보간을 위한 가중치 성분을 슬라이스마

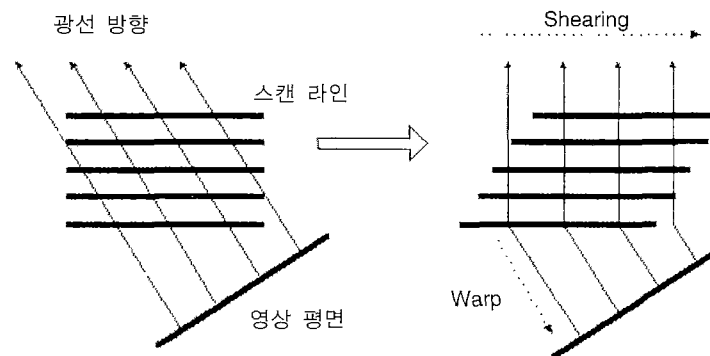
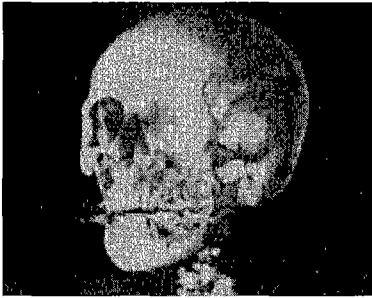


그림 7 Object 공간에서 Sheared 공간으로 변환



(a) 피부 및 뼈 선택



(b) 뼈 선택

그림 8 CT 데이터의 Shear-Warp 볼륨 렌더링 영상

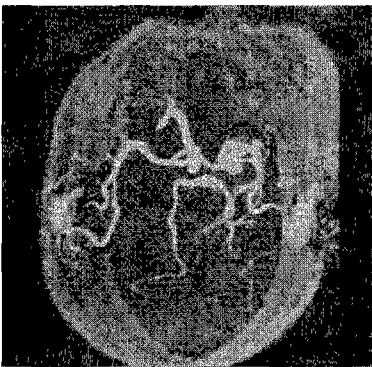


그림 9 MRA 데이터의 뇌 혈관을 위한 MP 영상

다 한 번만 계산하면 되므로 계산량이 적고, 셋째, 연산 처리 순서가 볼륨데이터 순서와 같으므로, 데이터 접근 속도가 빠르다. 하지만 단점으로는 45° 부근에서는 결과로 얻어지는 영상의 화질이 떨어진다.

최대값 투영 방법

최대값 투영은 입체 데이터를 따라 진행하는 각 광선에 대해 최대의 값을 찾는 알고리즘이다. 이 알고리즘은 볼륨 렌더링 또는 표면 렌더링이 보여줄 수 없는 많은 정보들을 보여 줄 수 있다. 특히, MRA(Magnetic Resonance Angiography) 영상에서 피의 흐름을 가시화할 수 있다. 최대값 투영 방식은 간단한 알고리즘이지만 최대값을 찾기 위하여 광선에 따라 모든 복셀을 비교해야 하므로 계산량이 많이 든다는 단점이 있다. 그림 9는 결과 영상이다.

평균값 투영

3차원 의료 영상 데이터를 가시화하는 방법 중의 하나로 볼륨 데이터를 통해 각 광선이 진행하는 동안 만나는 모든 값을 평균하는 방식이다. 이 방식으로 X-ray 영상을 생성한다. X-ray 영상은 의사들이 자주 접하는 영상이기 때문에, 평균값 투영 영상은 의사들에게 매우 유용하게 사용된다. 이 방법 또한 모든 복셀 값들을 검사하여 연산을 해야 하므로 시간이 많이 걸린다. 그림 10은 결과 영상이다.

Multi-planar reconstruction (MPR)

MPR이란 볼륨데이터에서 임의의 방향에서 임의의 각도로 보는 슬라이스 데이터를 얻어 표시하는 것이다. 이는 데이터 분석에 매우 좋은 성능을 보인다. 일반적으로 많이 나타내는 것이 직교 단면을 볼 수 있는 Axial, Sagittal, Coronal 단면과 임의의 각도에

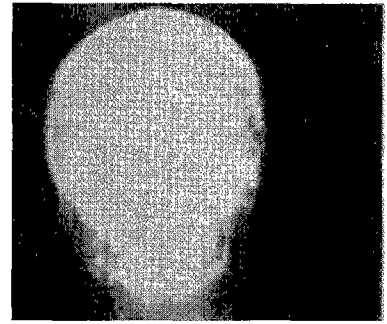


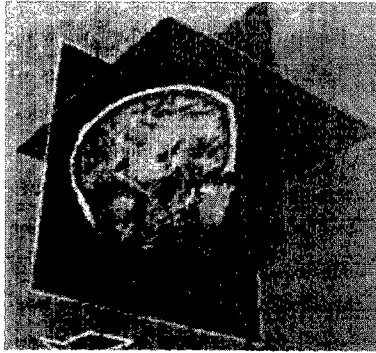
그림 10 CT 데이터의 AIP 영상

대한 단면을 볼 수 있는 경사 단면이다. 이러한 단면으로부터 신체기관을 자세히 알 수 있게 되고, 3차원의 데이터를 살펴 보면서 2차원 영상을 관찰함으로써 보조적인 기능을 행할 수 있다. 척추와 같이 자유로운 곡면의 면을 얻는 경우도 있다. 그림 11은 MR 영상의 직교 단면 및 임의의 각도에 대한 경사 단면을 보여준다.

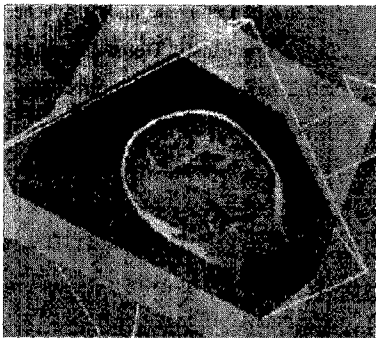
응용 분야

의료 영상의 가시화는 다음과 같이 모의 실험기에 활용이 가능하다. 모의 실험기를 통해 원하는 훈련 효과를 얻기 위해 모의 실험하는 동안 사용자에게 현재 시술 과정과 유사한 사실성과 실시간 처리가 제공되어야 하며, 그림 12와 같이 실제적인 시각적 효과 및 힘, 촉각의 피드백 정보를 주어야 한다. 또한 위험한 기관을 지날 때는 경고음 또는 경고표시를 하여 미리 주의해서 연습을 할 수 있도록 한다.

가시화된 의료 영상은 힘, 촉감 뿐 아니라 소리, 냄새 같은 다른 정보와 결합하여 모의 실험기의 현실감을 높이는 데 이용된다. 또한 입체감을 더하기 위하여 스테



(a) 직교 단면



(b) 경사 단면

그림 11 MRI 영상의 MPR 영상

레오 비전을 이용한 실험기도 개발되고 있다. 이것은 의과대학의 훈련생을 위한 교육용 자료뿐 아니라 침습을 최소한으로 하기 위한 수술 계획을 수립할 수 있는 가상수술 모의시스템, 모의 척추침 생검 시스템, 가상 내시경 시스템, 수술 시 컴퓨터로 도움을 받을 수 있는 Image-guided surgery에 응용될 수 있다. 또한, 이러한 시스템들은 수술지가 장거리이거나 전쟁터 또는 우주정거장과 같이 의사가 직접 접근하기 어려운 곳 또는 국제적으로 의사들이 협력을 하기 위한 원격 의료 진료에 활용이 가능하다. 또한 사람의 기능적 특성을 가장한 생리학적 모의실험기를 이용 혈관을

찢개했을 때 혈압의 저하 현상 및 다른 기관들의 영향을 미리 볼 수 있다.

이러한 것을 실현하기 위하여 해부학적인 구조와 물리적 상호작용을 모델링해야 하며, 역학적 운동학적인 현상이 규명되어야 하며, 힘에 따른 조직 및 각 기관의 모양의 변이(deformation)가 밝혀져야 한다. 이것이

완전해졌을 때 완전한 힘의 피드백이 될 수 있다. 변이를 모델링하는 방법으로 Mass spring system으로 표현하는 방법과 조직을 격자로 나누는 유한요소해석모델링(FEM) 방법, 조직을 Chain 형태로 해석하는 3D ChainMail 방법 등이 있다.

현재 모의 실험기의 단점은 볼 수 있는 영역이 제한되어 있고, 수술도구를 다루기가 어려우며, 이동성이 제한되어 있고, 눈과 손의 협력이 어려우며, 감촉하여 지각하기가 매우 어렵고, 조직이 변성되어 녹거나 경화될 수도 있다는 것이다. 또한, 모델링의 해상도에 따라서 계산량이 매우 커지므로 실시간 처리가 어려워진다. 또한 CT나 MR과 같은 의료 장비의 해상도에 따라 모의 실험기의 표시 정확도가 제한될 수 있다.

결론적으로 의료 영상 볼륨 데이터를 가시화하는 많은 알고리즘이 있지만 아직도 계산량이 많아 이를 극복하기 위한 알고리즘

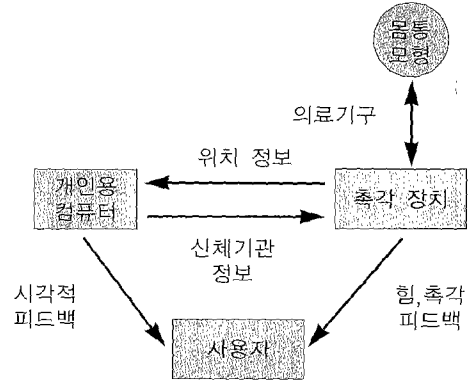


그림 12 모의 실험기 개요도

또는 하드웨어가 개발되었고, 현재도 개발되고 있다. 최근에 이것을 적용한 의료 모의 시술기의 개발이 활발히 진행되고 있는데 이것을 위하여서는 영상을 기반으로 한 시각뿐 아니라 많은 데이터가 제공되어야 한다. 힘, 촉각, 소리, 냄새 등인데 이것은 전자공학, 전산화뿐 아니라 기계공학, 재료공학, 화학공학 및 의학이 서로 협력해서 개발하는 것이 요구된다. 아직도 가상현실을 이용한 의료 모의 실험기는 많은 개선의 여지와 많은 미개발의 분야가 많이 남아 있는 것으로 보인다.

마지막으로 고려되어야 할 사항은 대형화를 위한 고려를 하여야 한다는 것이다. 앞서 언급한 바와 같이 가상현실 시스템은 이제 하드웨어 시장이 아닌 소프트웨어와 콘텐츠의 시장이라고 할 수 있다. 누구나 가상현실을 위한 하드웨어를 구입할 수 있을 만큼 저렴화되어가고 있다. 그렇다면 가장 중요한 문제는 어떠한 소프트웨어를 이용하여 어떠한 콘텐츠를 정보화시킬 것인가가 가상

현실 시스템에 이용될 정보를 가공하는 기술의 확보가 중요시 되게 된다. 이를 통하여 국방, 오락, 산업 문화, 방송, 교육 등 보다 많은 분야에 가상현실 기술이 응용될 수 있게 된다.

맺음말

지금까지 가상현실 시스템은 고비용의 하드웨어를 이용하게 됨으로써 그 시스템에서 구동될 소프트웨어나 콘텐츠가 상당히 열악하였으나, 2000년을 기점으로 개인용 컴퓨터 등을 이용하여 보다 저비용으로 가상현실 시스템의 구축이 가능하게 됨으로써 앞으로의 시스템은 하드웨어 위주가 아닌 정보 위주로 변화될 것이라는 점에 대하여 살펴보았다.

가상현실 시스템은 컴퓨터가 만든 가상환경을 이용하여 보다 많은 정보를 사용자에게 전달하기 위한 것이나 지금까지는 정보를 전달할 기반 하드웨어만 존재하고 이것을 이용하여 전달될 정보의 양은 극히 빈약하였다. 하지만 앞으로는 가상 현실을 이용하여 전달할 정보의 양을 늘려 보다 효과적인 시스템으로 만들어야 할 필요가 있고 이를 위하여 보다 저렴하고 다양한 하드웨어들이 개발되어야 할 필요가 있고, 이를 통합할 수 있는 다양한 기능의 소프트웨어 개발이 우선적으로 진행되어야 할 것이다.

이러한 접근 방법의 효과적으로 수행되면 하드웨어 위주의 가상현실 시스템이 아닌 정보 위주의 가상현실 시스템이 만들어 지

고 이를 통하여 사용자는 많은 분야에서 여러 형태의 정보를 지금보다 훨씬 효과적으로 습득할 수 있을 것이다.

참고문헌

- (1) R. Shahidi, R. Tombropoulos, and R.P. Grzeszczuk, "Clinical Applications of Three-Dimensional Rendering of Medical Data Sets," Proceedings of the IEEE, Vol. 86, pp. 555-568, 1998.
- (2) Z. Soferman, D. Blythe, and N.W. John, "Advanced Graphics behind Medical Virtual Reality: Evolution of Algorithms, Hardware, and Software Interfaces," Proceedings of the IEEE, Vol. 86, pp. 531-554, 1998.
- (3) E. Keppel, "Approximating Complex Surface by Triangulation of Contour Lines," IBM J. Res. Develop., Jan. 1975.
- (4) G.T. Herman and H.K. Liu, "Three-dimensional display of human organs from computed tomo-grams," Computer Graphics and Image Processing Vol. 9, pp. 1-21, 1979.
- (5) W.E. Lorensen and H.E. Cline, "Marching Cubes : A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm," Computer Graphics, Vol. 21, 1987.
- (6) L. Westover, "Footprint Evaluation for Volume Rendering," Computer Graphics, Vol. 24, No. 4, pp. 367-376, 1990.
- (7) M. Levoy, "Display of Surfaces from Volume Data," IEEE Computer Graphics and Applications, Vol. 8, pp. 29-37, 1988.
- (8) P. Lacroute and M. Levoy, "Fast

Volume Rendering Using a Shear Warp Factorization of the Viewing Transformation," Proceedings of SIGGRAPH '94, Computer Graphics, pp. 451-458, Orlando, Florida, 1994.

- (9) S. Schreiner, C.B. Paschal, and R.L. Galloway, "Comparison of Projection Algorithms Used for the Construction of Maximum Intensity Projection Images," J. of Computer Assisted Tomography, Vol. 20, No. 1, pp. 56-67, 1996.
- (10) S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache, "RealTime Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation," IEEE Trans. Visualization and Computer Graphics, Vol. 5, pp. 62-73, 1999.
- (11) L.F. Hodges, "Tutorial: Time-Multiplexed Stereoscopic Computer Graphics," IEEE CG&A, Vol. 12, No. 2, pp. 20-30, Mar. 1992.
- (12) 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, L. Jiang, K.R. Cleary, J. Zeng, S.K. Mun, "Visually Guided Spine Biopsy Simulator with Force Feedback," Proceedings of SPIE, Vol. 4319, pp. 36-45, Feb. 2001.
- (13) S.F.F. Gibson, "3D ChainMail : a Fast Algorithm for Deforming Volumetric Objects," Proc. Symposium on Interactive 3D Graphics, pp. 149-154, 1997.