

의학영상의 3차원 처리 및 분석

金 先 一

漢陽大學教 醫科大學

I. 서 론

X-ray가 발명되어 의학진단에 이용되기 시작한 이후 전산화 단층촬영기(Computerized Tomography : CT)와 핵자기공명 영상장치 (Magnetic Resonance Imaging : MRI) 및 초음파 진단기, PET, SPECT 등의 개발은 현대의학의 질병진단과 치료에 혁명적인 영향을 미쳤다. 여기에 최근 개발되기 시작한 3차원 의학영상(3 Dimensional Medical Imaging)은 인체를 비침습적인 방법으로 관찰하려는 인간의 노력에 새로운 장을 열었다. 3차원으로 인체의 장기를 관찰하려는 노력은 의학영상이 시작될 무렵부터 꾸준히 지속되어 왔다. 이러한 노력은 CT나 MRI 등 일정한 간격을 유지하면서 연속된 2차원의 단면영상을 얻을 수 있는 장치가 개발되면서 가시화 되기 시작하였다. 그러나 3차원 영상의 실제적인 임상에서의 적용에는 상업화에 대한 문제점, 임상인들의 이해부족, 컴퓨터 hardware의 용량부족 및 높은 가격, 처리속도, 3차원 영상구성을 위한 software기술의 미진 등의 이유로 어려움을 겪어 왔다. 그럼에도 불구하고 최근 들어 컴퓨터 가격의 하락과 대용량화, 고속화에 힘입어 3차원 의학영상의 시대를 눈앞에 맞이하게 되었다.

임상인들은 오랫동안 2차원 단면영상에 익숙해져 왔다. 그러나 인체의 장기는 모두 3차원적인 구조물로서 단면영상 혹은 투시영상 만으로서는 진단에는 여러 가지 문제를 야기시킬 소지가 있다. 즉 임상인들은 투시된 영상(예를 들면 X-ray image) 혹은 CT나 초음파와 같은 여러 개의 연결된 단면화상으로부터 머리 속에서 나뉠대로의 입체물을 구성한다(Mental Integration). 이러한 과정은 정확한 해부학적인 지식과 오랜 경험을 동시에 요하며, 또한 개개인의 관념적인 차이에 따라 그 구성과 분석에 차이점이 있을 수 있다. 그리고 한 사람의 소견을 다른 사람에게 구체적으로 전달하는데 문제점이 있을 수 있다. 따라서 인체의 장기를 3차원으로 표시하는 것은 당연한 욕구이다.

그러나 실제 3차원 영상을 의학에 적용하기에는

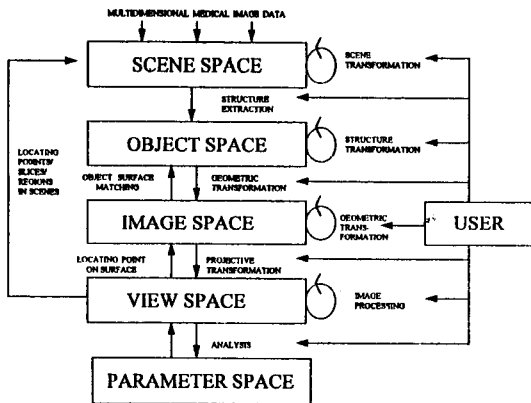
여러 가지 제약조건이 따른다. 우선 컴퓨터 스크린 등 현재의 대부분의 화상표시장치(display device)는 2차원 평면이므로 3차원으로 재구성된 데이터는 소위 rendering이라는 과정을 거쳐 2차원 평면 위에 투사(projection)한 것에 불과하다. 따라서 사용자는 현 수준의 3차원 영상구성의 과정을 정확히 이해하고 사용하여야만 목적인 소기의 성과를 얻을 수 있을 것으로 사려된다.

II. 3차원 의학영상

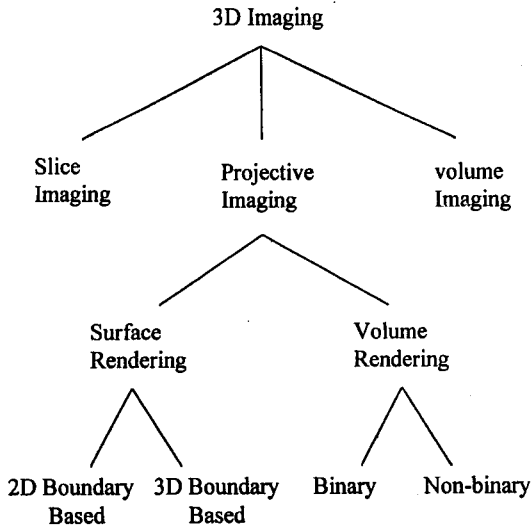
컴퓨터를 이용한 3차원 영상은 주어진 다차원(multidimensional)의 데이터로부터 우리가 원하는 3차원의 목적물(object)을 공간상에 구성하는 일련의 변환과정을 말한다^[1,2]. 원리적으로는 일정한 간격이 유지되는 연속된 단면영상을 쌓아서(stack) 3차원적 구조물을 재구성하는 과정을 거친다. 이러한 변환과정은 그림 1과 같이 나타낼 수 있다. 그림 1에서 보는 바와 같이 scene space는 CT나 MRI등과 같은 다차원의 영상장치로부터 얻어지는 영상데이터 자체를 나타낸다. 여기서 다차원이란 단순히 2차원적인 평면만을 뜻하는 것이 아니라 때로는 시간 차이를 둔 영상도 포함될 수 있기 때문이다. 현재 진단은 이 scene space에서

대부분 이루어지고 있다. 이 scene space로부터 우리가 관찰하고자 하는 특정한 기관이나 부위의 데이터만을 추출해서 구성된 영상이 object space이다. 특정한 object를 추출하는데는 일일이 수작업으로 image edit를 하는 경우도 있지만 현재 개발되어 있는 각종 segmentation기법을 이용할 수도 있다. Image space는 object space에서 얻어진 object를 회전, 축적(scaling), 좌표변환등을 통하여 임의의 다른 각도에서 3차원적 영상을 나타냈을 때를 뜻한다. 하지만 이때까지의 과정은 단지 3차원으로 재구성된 object가 데이터의 형태로 컴퓨터의 메모리에 저장되어 있는 상태이다. 이 데이터는 궁극적으로는 컴퓨터의 출력장치(예를 들면, 컴퓨터 모니터의 스크린이나 printer 혹은 보편적으로 개발되어 있지는 않지만 hologram 등)를 통해서 시각적으로 표현되어야 한다. 즉 object space에서 3차원으로 재구성된 object는 view space에서 3차원적 영상을 2차원적 평면에 표시된다. 이때 차원(dimension)의 축소가 일어나는데 이 과정을 rendering이라 한다. 차원의 축소에 따른 데이터 손실을 보상하여 좀더 자연스럽게 표현하기 위하여 음영(shading), 가시 부분만을 표시하는 hidden part removal, 투영(transparency), stereo display 혹은 animation등의 기법들이 쓰인다. 이 view space에서 표시된 영상으로부터 공간상의 거리, 굴곡 된 면의 면적, 구조물의 입체적인 부피 및 시간차를 둔 3차원적 구조의 변화 및 공간상의 좌표이동 등의 임상적으로 유용한 parameter는 parameter space에서 변환과정.

3차원 영상의 표현방법은 몇 가지 유형에 의해 분리된다^[3]. 첫째 주어진 다차원의 영상데이터로부터 여러 임의의 각도에서의 평면화상을 얻어내는 "Slice imaging"과 3차원 목적물을 평면에 투사(projection)해서 얻어지는 "projective imaging", 그리고 3차원 목적물을 3차원 공간에서 holography등의 방법을 이용하여 3차원 물체를 공간상에 표시하는 "volume imaging"으로 나눌 수 있다. 현재의 공학 수준으로는 진정한 3차원 영상인 volume imaging을 만들 수 있는 장치나 방법들이 아직 미진한 상태이며 따라서 현재 실제 임상에서는



(그림 1) 3차원 의학영상의 변환과정



〈그림 2〉 3차원 의학영상의 표시유형

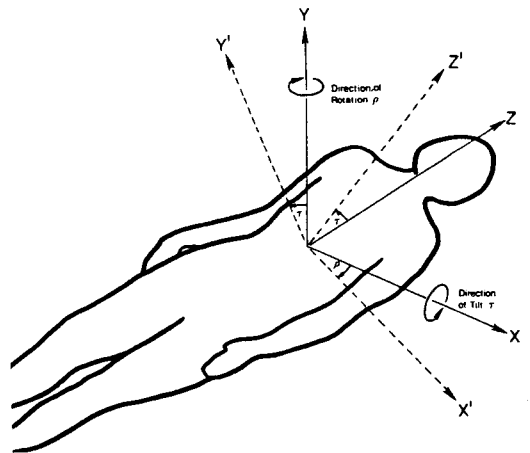
slice imaging과 projective imaging이 이용되고 있다. Slice imaging은 2차원 영상을 가공한 또 다른 형태의 2차원 영상이며 volume imaging이 진정한 3차원 영상이라 한다면 projective imaging은 2.5차원의 영상이라 할 수 있다.

III. Terminology

3차원 영상기법을 이해하고 임상에 적용하려면 몇 가지 생소한 terminology에 대한 이해가 필요하다. 이는 종래의 2차원 평면 영상과는 달리 공간 상에서 표시가 이루어지므로 공학적인 개념과 더불어 공간적인 개념을 설명하기 위함이다.

CT나 MRI에서 얻어지는 영상은 신체의 특정 부위를 scan하여 그 조직의 특성을 나타낸 2차원 적 단면도이다. 이 특정 조직부위는 육면체(cuboid)로 제한되는데 sampling 과정은 이 일정한 cuboid를 더 작은 많은 cuboid로 분할하여 각 cuboid에 해당하는 조직의 특성을 숫자화(digitization)함을 뜻한다. 이때 cuboid는 대부분의 경우 직육면체이나 꼭 직육면체라 가정할 필요

는 없다. 이 작은 cuboid를 “voxel”이라 부르고 특성화된 숫자는 “density”라 한다. Voxel은 2차원 영상의 “Pixel(picture element)”에 대비한 3차원적인 화소를 뜻한다. 이 voxel의 집합체를 이루는 3차원적 목적물을 “scene”이라 정의한다. 이때의 공간좌표계는 그림 3에 나타난 바와 같이 오른손 좌표계(right-handed XYZ coordinate system)을 사용한다. 이러한 좌표계는 특정한 voxel들의 공간상의 위치를 나타내는데 쓰인다. 예를 들면 $L \times M \times N$ scene(x, y, z축으로 각각 L, M, N개의 scene으로 구성된 scene)에서 k-th slice라 함은 z-축으로 k번째의 평면을 말하고, 그 평면 내의 한 voxel은(i, j, k)로 정의될 수 있다. k-th slice는 종래의 CT 촬영의 경우와 같이 trans-axial(transverse) cross-section을 말하지만, MRI에서는 Scanning의 방향을 임의로 조절할 수 있으므로 항상 그런 것만은 아니다. Voxel density의 값은 영상장치에 따라 다르다. 예를 들어 CT의 경우 X-선이 인체 내를 통과하면서 감쇄되는 양, 즉 조직의 원자질량(atomic weight)에 비례하고, MRI의 경우 voxel내 조직의 분자의 magnetic properties에 비례하며 초음파 화상의 경우는 인체 내 조직간의 acoustic impedance의 차이에 비례한다. 이는 모두 인체 조직의 물리적인 특성에 비례하지만 sampling 과정을 거치면서 숫자화가 되어 표시될 때에는 단순히 그 숫자에 비례



〈그림 3〉 3차원 의학영상의 좌표계

하는 밝기(gray level)로 표시된다.

IV. 전처리 과정(pre-processing)

그림 1에서 보인바와 같이 CT나 MRI의 영상에서 우리가 원하는 최종 3차원 영상을 얻기까지는 여러 단계의 영상처리 과정이 필요하다. 그 중 첫 번째 단계인 scene space내에서의 변환을 “scene processing”이라 한다. 이는 가장 기본이 되는 영상처리 과정이므로 중요하다. 먼저 VOI(Volume of interest)처리는 여러 개의 기관으로 합성된 화상으로부터 우리가 필요로 하는 기관만을 포함하는 cuboid만을 선택하여 재구성함을 뜻한다. VOI의 가장 큰 목적은 컴퓨터의 저장공간을 최소화하는데 있다. 예를 들면 $512 \times 512 \times 64$ 로 구성된 scene은 무려 16.5Mega voxel로 이루어져 있다. 한 voxel을 1byte로 계산한다 할지라도 컴퓨터 메모리의 16.5M byte의 공간을 단순히 화상데이터만으로 채워지게 된다. 이를 $200 \times 200 \times 64$ 의 scene으로 축소한다면 약 2.5M byte로 줄게 된다.

다음은 화상을 좀더 유용하게 또는 분석이 용이하게끔 변환하는 과정이다. 이는 일반적인 영상처리 기법에서 사용되는 image enhancement 기법, 혹은 filtering 등을 들 수 있다. 예를 들면 고역 주파수 noise를 줄이기 위해서 저역통과(low-pass) filter를 쓴다든가 edge를 강조하기 위한 고역통과(high-pass) filter 등을 들 수 있고 그 외에 histogram equalization, 색깔을 지정하여 가시적인 효과를 높이는 방법(Pseudocoloring)들도 이에 속한다. 다음에 보간법(interpolation)은 3차원 재구성에 필수적으로 따라오는데, 이는 대부분의 CT나 MRI에서 얻어지는 영상이 Z-축 방향의 해상도(resolution)가 X, Y 방향에 비해 $1/2 \sim 1/15$ 정도 밖에 되지 않기 때문이다. 때로는 연속된 단면이 일정하지 않는 간격을 유지할 경우도 생긴다. 따라서 X, Y 방향과 같은 해상도를 얻기 위해서는 Z 방향의 데이터 사이 사이에 주위 데이터를 조합한 새로운 voxel을 채워 넣을 필요가 생긴다. 이는 직

육면체의 voxel을 X, Y, Z 방향의 해상도가 모든 방향으로 같은 정육면체로 바꿀 수 있고 이러한 과정을 interpolation이라 한다. 끝으로 분할(segmentation)이란 주어진 scene으로부터 우리가 얻고자 하는 구조물(예를 들면 머리에서 뇌에 해당되는 부분만을 추출)만을 구분해 내는 것을 뜻한다. 이는 해부학적인 지식이 풍부한 임상 의에 의해서 gray level의 차이 등을 이용하여 일일이 수작업으로 행하여 졌지만 최근에는 인공지능 기법 등을 이용하여 컴퓨터에 의해 자동으로 segment하는 방법들이 개발되고 있다⁽⁴⁾.

V. Surface와 Volume rendering

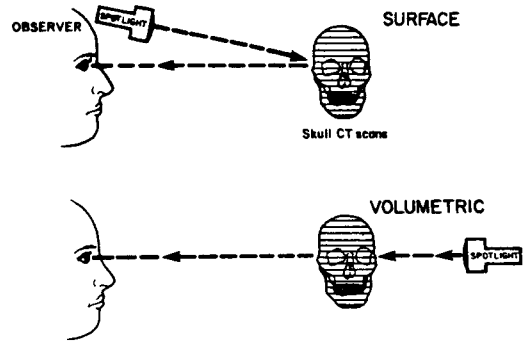
전술한 전처리 과정을 통하여 얻어지는 3차원의 데이터를 2차원의 컴퓨터 스크린에 표시하는 과정을 rendering이라 한다. 3차원 목적물의 표면을 구성하려면 우선 scene space에서 2차원 목적물의 경계(contour)를 구한 후 이 경계선을 3차원적으로 쌓아올려 3차원 경계치의 조합을 만든다. 이 조합으로부터 인접한 slice의 경계선을 건물 외벽에 타일을 붙이는 것같이 patching element(보통 3각형을 많이 씀)로 patch하여 3차원 구조물의 표면을 형성한다. 최종의 surface rendering은 주어진 3차원 구조물을 기하학적 변환을 통하여(예를 들면 확대, 축소, 이동, 회전 등) 컴퓨터의 2차원 화면에 표시하는 것을 목적으로 한다. 즉 object space로부터 image space를 통하여 view space까지의 변환과정을 뜻한다. 이때 차원의 축소가 일어나는데 이러한 차원의 축소에 따른 부자연스런 점을 보완하기 위하여 shadowing, dynamic rotation 혹은 stereo projection 등의 기법이 쓰여진다. 또한 바라보는 시선에 대해 뒤쪽에 있는 부분을 제거하는 hidden part removal이 행해져야만 하며, 광원의 방향과 시각 방향을 고려한 음영을 주어서 자연스러운 표면상을 얻는다. 반사되는 빛의 강도를 결정하는데는 광원의 상태와 물체의 반사도에 의해 좌우된다. 즉 연조직으로 구성된 장기(예를

들면 간, 위장 등)은 뼈에 비해서 난반사를 해서 그 물체가 부드럽다는 것을 표시한다.

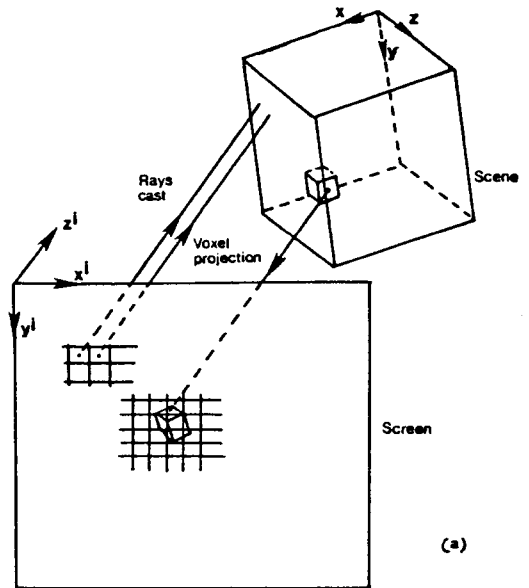
surface rendering은 표면의 정보만을 갖는 반면 volume rendering은 3차원 목적물 내의 모든 정보를 그대로 지니고 있다. 다른 말로 표현하자면 일반 X-선 투시 영상과 같은 성격을 지니지만 훨씬 더 복잡한 projection imaging이다. 즉 일반 투시 영상과는 달리 3차원 목적물 내부의 모든 점(voxel)의 성질이 각각 정의되고 따라서 특별히 선택된 부분을 강조한다거나 반대로 소멸시키는 등의 특수한 기법들을 적용시킬 수가 있다^[5]. Volume rendering에 이용되는 모델은 인체 조직의 색깔과 투명도가 조직에 따른 다른 block으로 가정한다. 따라서 block의 위치와 각도에 따른 투과도와 다른 조직과의 경계면에서 반사되는 정도를 simulation하여 각 voxel에 적합한 색깔을 부여한다. 여러 가지 방법이 있지만 일반적으로 screen의 pixel로부터 3차원 scene으로 일직선으로 투사하여 그 직선상에 놓인 voxel값들로부터 pixel의 값을 결정하는 ray casting 방법과 각 voxel로부터 일정한 순서대로 screen에 투사하여 얻어지는 voxel projection 방법이 있다^[6].

VI. 3차원 영상의 Manipulation과 Analysis

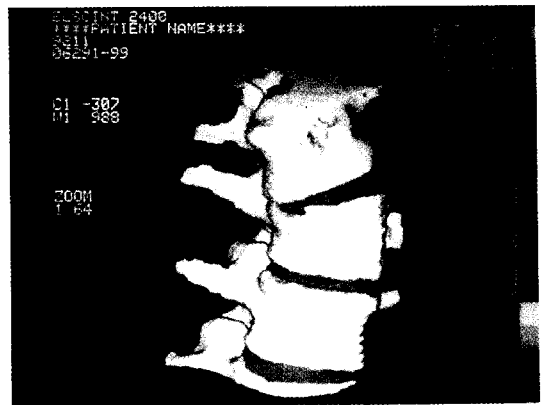
현재까지의 3차원 영상 기법을 이용한 의학 영상은 주로 정성적(qualitative)분석이 주류를 이루었다. 이에 정량적(quantitative) 분석을 가미함으로써 진정한 3차원 영상의 진가를 발휘할 수 있다. 모든 데이터가 가지고 있는 정보를 영상화하거나 분석하는데는 interactive manipulation이 필수적이다. Manipulation의 목적은 이미 구성된 3차원적 구조물을 재구성하는 것이므로 이는 Object scene에서 또 다른 object space로 변환과정이라 정의할 수 있다. 가장 흥미롭고 즉각적인 적용분야는 수술계획을 들 수 있다^[7]. 실제 수술을 행하기 전에 수술 후의 상태를 가상적으로 컴퓨터 상에서 simulation함으로써 수술 전의 계획과 수술시간의



<그림 4> Surface와 Volume rendering의 표시방법



<그림 5> Ray casting과 voxel projection방법의 도해



<그림 6> 3차원 surface 영상의 예



(그림 7) 3차원 volume 영상의 예

VII. Visible Human에 대해서

앞에서 3차원 영상 처리에 대해 다소 전문적인 부분을 기술했는데 이번에는 미국국립의학도서관(The National Library of Medicine : NLM)에 의해 Internet상에 올려진 인간을 대상으로 한 흥미로운 프로젝트에 대해 소개하고자 한다. NLM은 1989년 인간의 몸에 대한 디지털 지도를 작성하기 위해 야심찬 프로젝트를 시작하였다. 인간의 시체에 대해 XRAY CT, MRI 및 physical section을 생성하여 그것을 바탕으로 인간의 신체에 대해 해부학적인 깊이를 더하기 위해 진행된 이 프로젝트를 일명 “The Visible Man”이라고 부른다. 여성에 대해서는 현재 “The Visible Woman”프로젝트로 진행중에 있다. 이 프로젝트의 궁극적인 목적은 인간의 시체에 대해 MRI, CT와 같은 해부학적인 자료를 얻어 디지털 영상 데이터를 구축하는 것이라고 할 수 있겠다.

1991년에 자신의 몸을 기증한 39세의 남자 죄수를 대상으로 이 프로젝트가 진행이 되었는데 먼저 MRI 데이터는 머리와 목을 4mm간격씩 잘라 만든 axial MRI image와 나머지 부분을 종 방향으로 4mm간격씩 잘라 만든 MRI image로 구성되어 있다. 이 MRI image는 256×256의 해상도에 각 pixel당 12bit 흑백 해상도를 갖는다. CT data는 온몸을 1mm간격으로 scan하여 만들었는데 pixel당 12bit 흑백으로 되어 있고 512×512의 해상도를 갖는다. Axial anatomical image는 CT scan image와 같이 1mm간격으로 데이터가 구성되어 있는데 실제로 냉동된 사체를 1mm간격으로 잘라서 촬영한 사진을 24bit의 color pixel과 2048×1216의 해상도를 갖는 digital image로 되어 있다. 결과적으로 시체로부터 CT와 단면에 대한 1871개의 cross-section을 얻었다.

이렇게 해서 구축한 data는 엄청난 양에 이르게 된다. 현재 여성 시체에 대한 연구도 진행 중인데 남성의 경우 1mm간격으로 잘라 data를 구성한 반면 여성 시체의 경우는 0.33mm로 잘라 데이터

단축, 수술 후 예상되는 시행착오 등을 줄일 수 있는 장점이 있다. 그러나 이러한 적용분야는 아직 초보단계에 있고 그 가장 큰 걸림돌은 컴퓨터의 계산량과 계산 속도이다. 한 개의 3차원 구조물이 갖는 데이터의 양은 매우 크기 때문에 실시간에 가까운 3차원 영상 재구성을 위해서는 특별한 hardware가 필요하며 계산량을 줄일 수 있는 방법들이 고안되어야 한다. 또한 simulation 자체는 3차원 공간에서 이루어져야 되지만 실제로는 2차원 평면 컴퓨터 screen에서 행해지므로 현실과의 괴리가 생길 수 있는 등의 단점이 있다.

3차원 영상의 분석(analysis)는 구조물의 정량적인 정보를 얻기 위함이다. 직선 및 곡선의 공간상의 거리, 굴곡된 면의 면적, 구조물의 입체적인 부피 및 시간차를 둔 3차원적인 구조의 변화 및 공간상의 좌표이동^[8], 로봇을 이용한 수술^[9], 성형, 정형외과 영역에서 컴퓨터와 수치제어 선반을 이용한 구조물의 제작^[10], 3차원 방사선 치료계획^[11] 등 그 적용범위는 무궁무진하다. 또한 최근에는 각기 다른 화상의 통합(multiple imaging fusion)을 통해 보다 많은 정보를 얻어내는 것이 시도되고 있다^[12]. 예를 들면 CT 화상으로부터 bone image를 얻고 MRI로부터 연조직의 영상을 얻어 중첩시킨다거나 또한 SPECT나 PET로부터 metabolic image를 통합하여 3차원 영상을 재구성하여 종래에는 할 수 없었던 새로운 차원의 진단을 가능케 할 수 있을 것으로 기대된다.

량이 약 40Gbyte에 이른다고 한다. 이 프로젝트는 영상 처리의 분야에서, 특히 의학영상 분야에서 얼마나 많은 데이터가 요구되는가를 보여 주는 예임과 동시에 인간의 몸에 대한 3차원 영상을 구성하기 위해 상상의 2차원 slice 데이터가 필요하다는 것도 알려 주고 있다.

VIII. 결 론

3차원 영상 기법은 현대 의학에 있어서 진단 및 치료기법을 마련하는데 새로운 전기를 마련하였다. 그러나 이 시점에서 우리가 반드시 잡고 넘어가야 할 문제가 있다. 2차원 영상으로부터 3차원 영상을 구성한다고 해서 새로운 데이터가 생성되는 것은 아니다. 단지 정보(information)의 변환을 일으켜서 종전에는 불가능하였던 새로운 각도에서의 관찰을 가능케 한 것이다. 따라서 3차원 영상의 의학에의 실제적인 응용에는 첫째 사용자가 매우 실용적이고 구체적인 아이디어를 가지고 있어야만 하며 둘째로는 반드시 3차원으로 진단해야만 하는 당위성을 항상 정립하여야만 한다.

일반 X-선 촬영이나 CT 혹은 각종검사는 임상 의의 주문에 의해서 촬영 및 검사가 된 후 방사선과나 병리 전문의에 의해 판독하여 임상적 진단 및 수술계획 등을 세운다. 3차원 영상의 경우도 대부분 일정한 틀에 맞춘 주문에 의해 시행될 수 있다. 그러나 어떠한 경우에는 당면된 case의 정확한 이해와 관련된 전문지식을 요하는 경우가 생길 수 있다. 이러한 경우 타인에 의해 이미 판독되어 있는 진단을 통하는 수동적인 자세보다는 좀더 적극적이고 능동적인 자세가 3차원 영상의 경우 필요하다. 이는 가장 적절한 진단은 그 문제를 가장 잘 파악하고 이해하고 있는 사용자 자신에 의해서만 이루어질 수 있기 때문이다. 따라서 효과적인 3차원 영상의 임상적 응용을 위해서는 사용자는 컴퓨터 상에서 그들이 원하는 정보를 얻을 수 있는 능력을 갖추어야 하며 이에 따른 의학 기초지식과 기본 작동원리를 숙지하는 것이 바람직한 것으로

사려되는 바이다.

참 고 문 헌

- [1] Jagaram K. Udupa and Gaber T. Herman : 3D Imaging in Medicine. CRC press, Boca Raton, Florida, 1991 ; CH. 1.
- [2] Karl H. Hohne, Henry Fuchs and Stephen M. Pizer : 3D Imaging in Medicine. NATO ASI series, Series F : Computer and Systems Science, Vol.60, Springer-Verlag, 1990 ; 175-196.
- [3] C. Barillot and B. Giband : Computer Graphics in Medicine : A Survey., CRC Crit. Rev. Bioengr. Vol. 15 : 1988 ; 269-307.
- [4] S.S. Trivedi, G.T. Herman and J.K. Udupa : Segmentation into Three Classes Using Gradients. IEEE Trans. Med. Imag. MI-5 : 1986 ; 116-119.
- [5] R. Lenz : Processing and Presentation of 3D Images ; Proc. International Symp. on Medical Images, 1984 ; 298-303.
- [6] K.H. Hohne and R. Bernstein : Shading 3D Images from CT Using gray-level Gradients. IEEE Trans. Med. Imag. MI-5, 1986 ; 45-47.
- [7] C. Cutting, F. Bookstein and J.G. McCarthy : 3 Dimensional Computer Aided Design of Craniofacial Surgical Procedures. Proc. International Society of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 1987 ; 17-18.
- [8] R.A. Robb and C. Barillot : Interactive 3-D Image Display and analysis. Proc. of SPIE, Hybrid Image and Signal processing, 1988 ; 939, 173-202.
- [9] Y.S. Kwoh, J. Hoa, E. Jonckere and S. Magati : An Improved Absolute Position-

- ing Accuracy Robot for Stereotactic Brain Surgery. Proc. CAR '87, Springer-Verlag 1987 ; 343.
- [10] S. Bhatia and J.Sowray : A Computer Aided Design for Orthognathic Surgery. Br.J.Oral. Maxillofac. Surg. 1984 ; 22, 237.
- [11] C.E. Mosher, G.W. SHERouse, E.L. Changey and J.G. Rosenman : 3D Display and User Interface Design for a Radiation therapy Treatment Planing CAD Tool. Proc. SPIE 1988 ; 902 : 64-72.
- [12] D.N. Levin, X.Hu, K.K. Tan, S. Galhotra : Integrated 3-D Display of MR, CT and PET images of the Brain. Proc. National Comput. Graph. Assoc. 1989 ; 1 : 179-186.
- [13] B. Lorensen : Marching Through the Visible Man. Internet address <http://www.ge.com/crd/ivl/vm/>

저 자 소 개



金 先 一

1952年 12月 2日生
 1976年 2月 서울대학교 공과대학 전기공학과 학사
 1978年 2月 서울대학교 전기공학과 석사
 1987年 12月 미국 Drexel대 의공학과 박사

1979年 7月~1982年 8月 서울대병원 의공학과
 1987年 10月~1988年 4月 미국 Mayo Clinic 생리학과
 1988年 5月~현재 한양대학교 의과대학 계량의학교실

주관심분야 : 생체신호처리, 3차원 의학영상