

# 3차원 영상의 임상응용

김 문 찬  
삼성서울병원 영상의학과

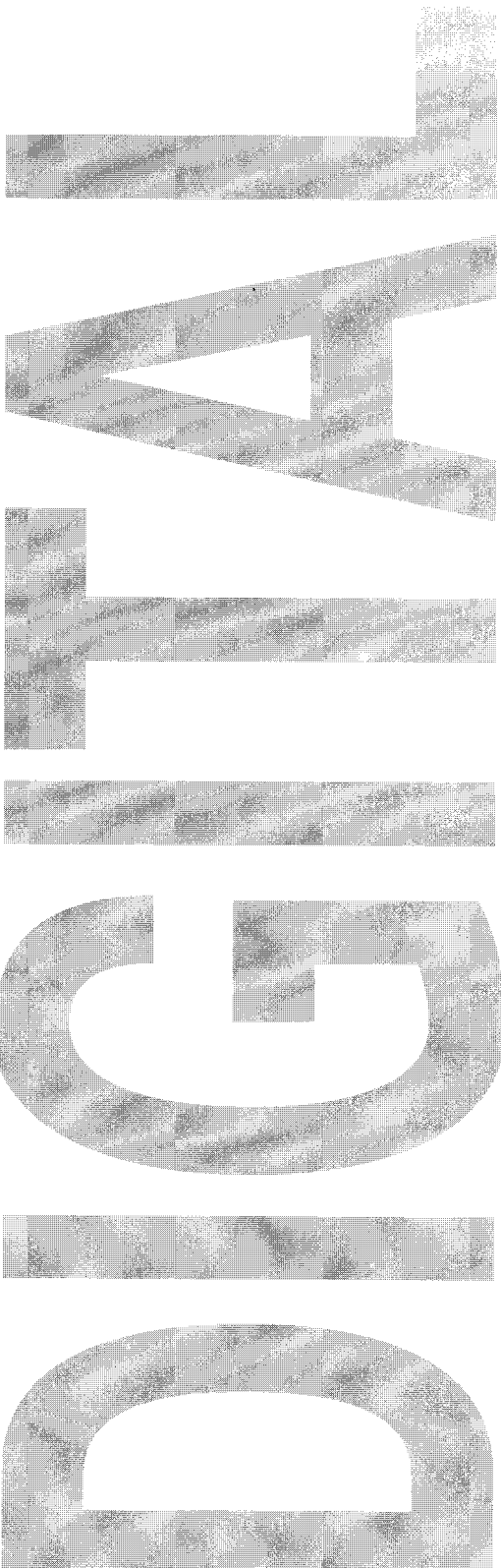
## 1. 서론

..... 1970년대 이후 CT나 MRI등 고해상능의 2차원 단면상을 얻을수 있는 장비가 개발되어 진단에 많은 기여를 하고 있다. 이러한 영상장비의 기능상의 발전과 더불어 컴퓨터 산업의 발달로 3차원 영상에 대한 관심과 많은 연구가 진행되고 있다. 이는 Hardware 및 Software의 발달로 데이터의 대용량화와 고속처리가 가능해 종래의 2차원적인 단면영상의 진단에서 벗어나, 원하는 각도에서 3차원적 입체물을 구성하여 진단과 치료에 이용하고자 함이다.

3차원 영상이란 연속된 단면영상(시간 차이를 둔 영상도 포함된다) 데이터로부터 보고자 하는 3차원 구조물을 구성하는 일련의 처리과정을 말하는데 이는 2차원 단면영상을 얻는 Data Acquisition 과정, Interpolation이나 VOI처리의 Preprocessing 과정, 그리고 Segmentation이나 Rendering을 이용하는 Image Manipulation 과정을 포함한다.

## 2. Modalities and Technical Factors

임상에 주로 이용되는 modality는 CT 및 MRI이며 그외에 Ultrasound, PET, SPECT가 있다. 회전하는 Ring과 Brush를 통해 동력과 데이터를 전달하는



Slipring Technique의 개발로 1초당 1 slice의 짧은 scan time과 고해상력을 갖는 volume data를 얻은 후 임의의 간격으로 영상을 재구성 할 수 있는 spiral CT, 그리고 전자총에서 발생시킨 전자 빔을 진공관을 통해 Target Ring에 투사시켜 X-선을 발생시킨후 0.1 ~ 0.05 sec의 scan speed를 얻을 수 있는 UFCT, Volumetric Data Acquisition후 1mm 정도의 thin slice로 Reconstruction을 시행하여 Volume rendering을 이용하는 MR 3-D 와 TOF (time of flight)기법이나 PC (phase contrast )기법으로 데이터를 얻은후 MIP Rendering을 통해 Vascular Image를 얻는 MRA가 있다.

양질의 3차원 영상을 만들기 위해서는 2차원 데이터의 acquisition이 중요하며 이에 영향을 미치는 요소를 살펴보면 다음과 같다.

관심 부위의 해부학적 volume을 포함하기 위한 충분한 slice 수와 DFOV, matrix size 그리고 호흡조절 및 움직임에 의한 artifact가 발생하지 않도록 환자의 협조가 필요하다. 모든 2차원 이미지의 DFOV (Display Field Of View)와 Display Center 및 각 이미지 사이의 간격이 동일해야 하며, 같은 위치에서 중복되는 이미지가 없어야 한다. 또한 적어도 10mm 이하의 간격을 갖는 oblique나 Screen Saved Image가 아닌 Axial, Sagittal 또는 coronal 이미지여야 한다.

### 3. 영상의 재구성 과정

일정한 간격이 유지되는 연속된 단면영상을 이용하여, 3차원적 목적물을 공간상에 구성하는 과정을 영상의 재구성이라 하며 크게 2단계로 나눌수 있다.

원치않는 부위의 데이터는 버리고 필요한 특정기관이나 부위의 데이터만을 얻는 VOI(Volume Of Interest) 처리를 비롯하여 각종 영상 장치로부터 2차원 영상을

얻는 단계이다. (이 과정에서 Filtered Back Projection이나 Fourier Transformation이 이용된다) VOI처리 목적은 컴퓨터의 저장공간을 최소화 시키며 처리속도를 빠르게 하기 위함이다. 다음은 앞의 단계에서 만든 영상을 보다 유용하게 또는 분석이 가능하게 변화시키는 단계이다.

대표적인 영상처리 기법은 다음과 같다.

#### 1) Interpolation (보간삽입)

3차원 영상 재구성에 필수적인 방법으로서, 대부분의 CT나 MRI에서 얻는 영상이 X, Y-축 방향에 비해 Z-축 방향의 해상력이 1/2 ~ 1/15 정도밖에 되지 않는다. 따라서 Z-축 방향의 데이터 사이에 주위 데이터를 조합한 새로운 voxel을 채워 넣어 X,Y,Z-축 방향의 해상력을 같게 만드는 것이다.

#### 2) Histogram Equalization (히스토그램 평균화)

원래 데이터의 강도분포 히스토그램은 종모양의 Gaussian 분포를 나타내는데 이를 시스템의 전부분에 걸치는 dynamic range로 분포시킨후 (이를 Histogram Transformation 이라 한다) 균일한 강도분포로 변화시켜 모든 시각농도의 frequency 를 동일하게 만드는 것이다. 이과정에서 대부분의 화소를 포함하고 있는 부위의 강도분포 범위는 넓어지며 대조도는 증가하게 되는 반면 적은 양의 화소를 포함하고 있는 부위의 강도분포 범위는 좁아지게 되며 대조도가 감소하게 된다.

#### 3) Image Filtering (여과)

영상데이터는 각 화소의 복합체로나 공간주파수의 복합체로 생각할 수 있다.

Filtering Algorithm은 화소에 작용하는 공간영역의 Filtering (Spatial Filtering)과 주파수 영역의 filtering (Frequency Filtering)으로 구별된다. Frequency Filtering은 고주파수 성분 (예를 들면, Bone)은 여과시

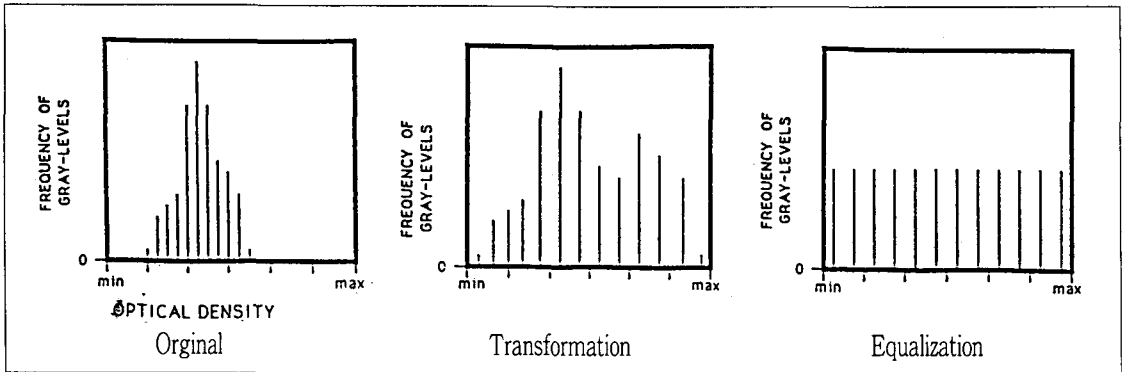
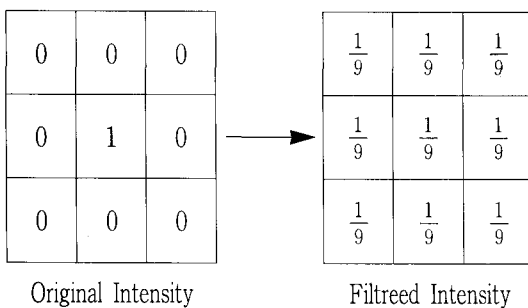


그림 1. Histogram Transformation and Equalization

키고 저주파수 성분(예를 들면 muscle, fat)을 통과 시키는데서 연유하여 일명 Low-Pass(frequency) Filtering 이라고 한다. 다시 설명하면 고주파수에 해당하는 작은 구조물의 해상능을 크게 억제시키고 저주파수에 해당되는 큰 구조물에는 영향을 주지 않게 하여 노이즈를 줄이는 효과를 얻는다. 이 방법은 다음에 설명 하는 Spatial Filtering과 거의 같은 효과를 얻지만 실행 속도가 빠른 편이다.

Spatial Filtering은 평균값(average) 또는 중간값(median)의 kernel (화소 강도)를 이용한다.

Neighborhood Average Filtering은 크기가 작고 고대조도를 갖는 edge 부분의 smoothing에 주로 사용되는데, 각 화소 강도를 원래 화소값의 바로 옆에 인접해 있는 화소들의 값의 가중평균으로 대체 시키는데 다음 그림과 같이 3×3pixel로 구성된 kernel을 예로 들어 설명한다.

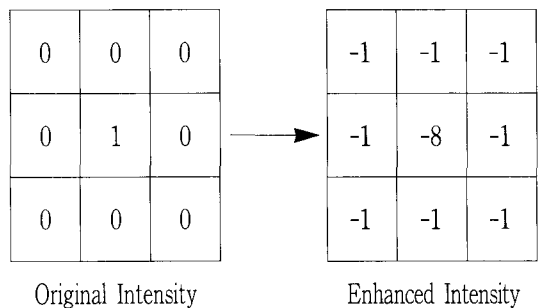


kernel을, 각 화소에 인접한 8개의 화소를 더하고 화소의 총수로 나누는 것으로 정의하여 대체시키면 노이즈가 감소된 Blurred Data를 얻는다.

Neighborhood Median Filtering 은 중간값의 kernel을 취하는데, 노이즈가 극심한 경우나 Average Filtering이 효과가 없는 경우에 사용한다.

#### 4) Image Enhancement (영상증강)

중등 대조도의 작은 구조물의 해상능을 증가시키기 위해 사용되며 Image Filtering과 동일한 개념으로 설명할 수 있다. 저주파수 성분은 포획하고 고주파수 성분은 강조하여 통과시키는 High-Pass Filtering과 다음에 설명하는 Spatial Filtering이 있다. 마찬가지로 3×3 pixel로 구성된 kernel 에서 설명하자.



kernel을 각 화소에 8를 곱한 후 인접한 8화소의 평균을 뺀것으로 정의하면, 주위의 화소값과 차이가 나는

부위는 더욱 강조되는 효과를 얻는 기법이다.

#### 5) Unsharp Mask Subtraction (비선예 마스크 처리)

원래의 영상을 Subtraction하여 Unsharp Mask를 얻은 후, 이를 원래 영상에서 빼면 edge 영상을 얻을 수 있다. 여기에 강조계수를 부여하여 원래 영상을 더해 주면 증강된 영상을 얻을 수 있다. 그러나 비선예 마스크 처리는 노이즈를 증가 시키며 고강도 부위와 저강도 부위 사이에 왜곡에 의한 artifact를 유발시킬 수 있다.

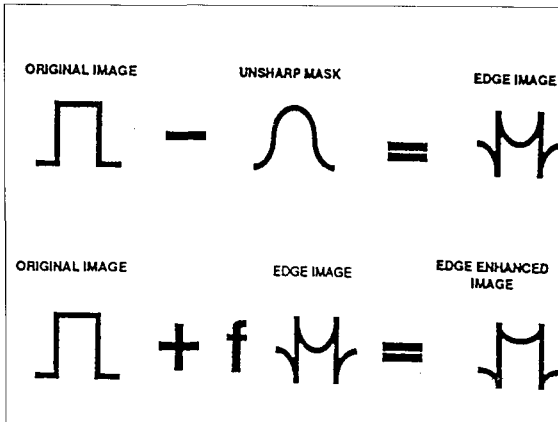


그림 2. Diagram of Unsharp Mask Subtraction

#### 6) Segmentation (분할)

주어진 데이터로부터 얻고자 하는 구조물 (예를 들면 머리에서 뇌에 해당되는 부분만을 추출하거나 복부에서 간 부위만 추출함)만 구분해 내는 기법이다.

원하는 구조물과 주변의 다른 구조물 간의 차이가 나는 Threshold값을 이용하는 Thresholding Segmentation 기법은 Surface Rendering에서 주로 이용되며, 각 화소 강도와 데이터 세트의 Pixel Intensity Histogram을 이용하여 원하는 Voxel을 각각의 다른 조직 계층으로 구분하여, 필요로 하는 계층을 선택하는 Percentage Classifier Segmentation 기법은 Volume Rendering에 주로 사용된다. 이외에도 Texture, Connectivity, Cluster

Segmentation 방법이 있다.

#### 7) Pseudocoloring

색깔을 지정하여 시각효과를 높이는 기법이다.

## 4. Rendering Mode

재구성과정을 거친 3차원의 데이터를 2차원의 모니터에 나타내는 과정을 Rendering이라 하는데, 이때 일어나는 차원의 축소에 따른 데이터 손실을 보상하며 자연스러운 표현을 위해 음영법 (shading), 투영법 (transparency), Hidden Part Removing (관찰하는 시선에 대해 뒷쪽에 있는 부위를 보이지 않게 제거 하는 것), Dynamic Rotation, Animation, Stereo Display 등의 기법이 사용된다.

#### 1) Surface Rendering

일명 Threshold Rendering 이라고 하며 미리 정한 Threshold 보다 큰 Intensity를 가진 pixel들을 연결하여 기하학적 계산을 통해 구조물의 표면을 나타내는 Binary-Based Technique이며, 보고자 하는 위치에서의 view를 얻은 후 입체감을 주기 위해 음영(shading)을 추가한다. Surface Rendering은 구조물의 표면평가를 위해 Volume Data를 단순화된 이진법 형태로 변화시키므로 voxel이 1개의 단순한 형태로 구성되며 표현 가능한 데이터의 전체가 사용 되지 않으므로 데이터 소모량이 상대적으로 적고 (Image Data의 약 10% 미만 사용) 처리속도가 빠르다. 또한 Threshold의 변화에 매우 민감하여 정확한 해부학적 구조를 나타낼수 있는 Threshold값 선정이 어려운 점이 있다.

Shaded Surface Display가 CT에서 주로 사용되며, SSD는 표면의 정보만 갖고 있으므로 상대적으로 Sharp-Edged Image를 얻을수 있고 해부학적 구조의

묘사능은 우수하지만, Partial Volume Averaging이 정확히 표현되지 않아 골다공증 환자의 3-D 이미지에서는 가공의 구멍이 생길수 있으며 CTA 에서는 작은 혈관의 직경이나 협착정도의 구별에 어려움이 많으며 혈관벽의 석회화 구분이 어렵다. 또한 중복된 구조물의 가시능이 나쁘며 노이즈나 Fow Effect의 영향을 받아 이미지의 왜곡현상이 나타날 수 있다.

## 2) Volume Rendering

Percentage Rendering 방식이며 voxel이 1개의 tissue 값만 갖는 Surface Rendering 에 비해, voxel 자체도 여러개의 tissue 값을 가지며 구조물의 표면이 아닌 전체 volume의 정보를 나타낸다. pixel을 Transparent하게 만드는 Semi-Transparent Continuum-Based Technique으로 재구성을 하여 마치 Anatomic Specimen을 보는 것처럼 만든다. 원리를 간단히 설명하면, 관찰자로부터 일직선으로 구조물을 향하여 투과시키면 컴퓨터가 구조물의 색깔과 투명도에 따라 다른 block으로 가정하여 block의 위치와 각도에 따른 투과도 및 다른 조직에서 반사되는 정도를 계산하는데, 그 직선상에 놓여 있는 모든 voxel값들로 부터 가중치를 가진 pixel 분포들을 합하여 표시하는 기법이다.

Liver CTA에 이용되고 있는 Volume Rendering법을 예를 들어 설명 해보자.

먼저 컴퓨터가 Pixel-Intensity Histogram에서 얻은 각 Pixel Intensity를 근거로 하여 각 voxel을 Liver, Vessel 그리고 Tumor의 Percentage로 분류한 후 관심 부위를 잘 보기위해 각 물질에 정해진 색깔과 투명도와 굴절도를 결정한다. voxel의 구성 성분 차이에 따른 표면평가를 위한 Segmented Data를 이용하여 Volumetric Data를 얻는다. 마지막 단계로 명암의 부여 및 Rotation을 이용하여 Rendering이 시행된다.

전술한 바와 같이 Volume Rendering에서는 구조물 내부의 voxel의 성질이 각각 부여되므로, 특별히 어떤

부분을 선택하여 강조하거나 소멸시키는 등의 특수기법을 적용시킬수 있고, 중복된 부분의 가시능이 우수한 장점이 있는 반면, Surface나 MIP 보다 훨씬 많은 양의 데이터가 소모된다. 그러나 경계면의 명확한 묘사가 불충분하여 수술계획등의 미세한 측정에는 Volume Rendering기법이 잘 사용되지 않는다.

## 3) MIP (Maximum Intensity Projection)

MIP법은 MRA 및 CTA에서 많이 이용되고 있으며, 관찰자로 부터 일직선으로 구조물을 투사시켜 그 직선상에 놓여있는 최대 강도 시그널을 갖는 voxel을 선택하여 (저강도 시그널은 회색시킴) Rendering한다.

단지 일직선상의 단일 화소만을 사용하여 voxel값의 계산을 줄여줌으로써 데이터 소모량이 줄어들며 이로인해 Volume Rendering에 비해 빠른 처리속도를 갖는다.

MIP는 통상적인 Angiography와 유사한 영상을 나타내며 혈관의 협착이나 석회화의 구별이 용이 하나 중복된 구조의 가시능의 저하로 인하여 혈관내의 정보획득이 결여된다.

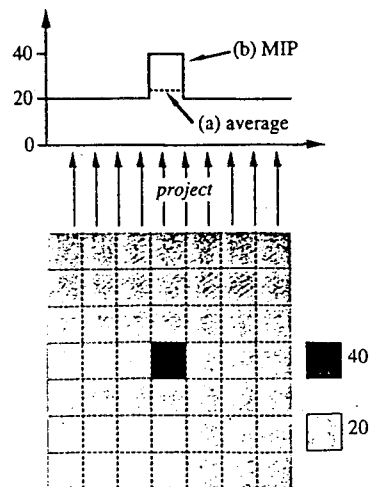


그림 3. MIP and Average Projection

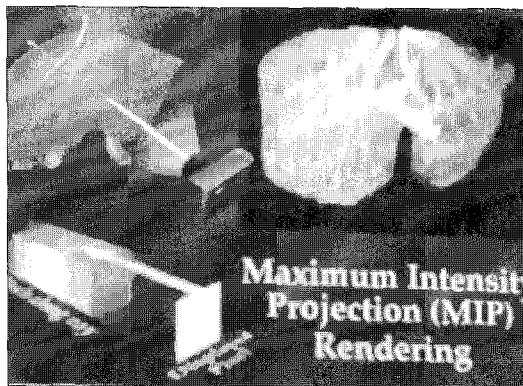
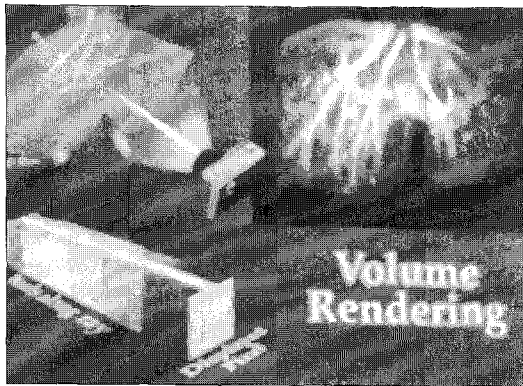
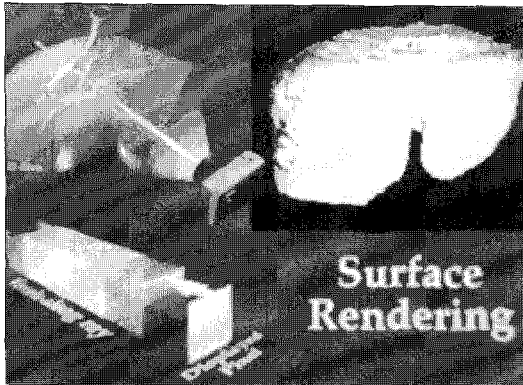


그림 4. Comparison of Rendering Technique in Liver CTA

## 5. 임상적 적용

3차원 영상의 임상 적용은 날로 증가되고 있다. 병변의 입체적 묘사를 통해 추상적이 아닌 구체적인 정보 전달 능력이 우수한 점과 이로인해 병리소견에 대한 의사와 환자 사이에 Communication을 쉽게 하여주기 때문이다.

영상 Manipulation 및 Analysis용 Workstation으로는 Allegro, Analyzer를 비롯하여 Spark 10(GE), voxel Q(PICKER), Indigo 등이 사용 되고 있다.

- 1) 성형외과적인 적용 :  
두개골이나 안면등의 기형이나 골절의 진단및 성형술과 재건술에 이용된다.
- 2) 정형외과적인 적용 :  
Trauma, Tumor, Congenital Anomalies의 진단, 보철용 디자인(prosthetic design), 수술전 계획 및 수술 Guiding에 이용된다.
- 3) Tracheobronchial Imaging :  
CT 3-D 로서 Airway의 abnormality나 Diffuse Mucosal Disease의 존재 및 정도파악에 이용된다.
- 4) Endoscopy :  
Barium Enema보다 Less Labor-Intensive한 spiral CT 이미지를 얻은 후 원근 변화법을 이용하여 colon 내부를 관찰할수 있는 Colonoscopic 3-D나 Bronchoscopy, Angioscopy, Tracheoscopy, Skull내의 Sinuses등의 Endoluminal view에 이용된다.
- 5) Vascular Structure의 평가 :  
CTA나 MRA를 이용하여 Aortic Arch, Coronary Arteries, Pulmonary Arteries, Thoracho-

Abdominal Aorta, Renal Arteries, Iliac Arteries의 폐색 및 협착 유무 파악을 비롯하여 각종 혈관 질환의 평가 및 혈관이식(Vascular Grafts)에 이용되고 있다.

6) Neuro Imaging :

CT나 MRI를 통하여 경동맥의 협착유무 및 정도 파악, 뇌동맥류의 존재 및 정도 파악, 뇌동맥 또는 정맥의 폐색 여부, 뇌동정맥기형(AVM)의 진단, 뇌혈관 압박유무 등의 입체적 평가와 이를 기초로 한 수술계획 수립에 이용된다.

7) Abdominal Imaging :

Hepatic Tumor의 Segmental Localization이나 주위 Vascular Structure와의 관계 및 Hepatic Malignancy의 수술 여부 판단과 부분적인 간 절제술의 계획수립에 이용되고 있다.

또한 Probe를 통하여 액화질소를 Hepatic Tumor 부위에 주입하여 tumor cell을 급냉시켜 사망케 하는 hepatic cryosurgery(급냉수술)의 계획과 guiding에 이용되고 있다. 이 방법은 종래의 간 절제술에 비해 Small Opening으로서 시행되는 Minimally Invasive Procedure로서 임상 의사나 중재적 방사선 의사의 많은 관심을 갖고 시도되고 있다.

8) Radiation Therapy 분야 :

조사야 방향에서 바라보는 tumor 및 정상조직의 입체적 영상을 얻어 치료범위를 설정하고 radiation dose의 분포 및 투여 방법을 결정한다. 또한 컴퓨터를 이용하여 치료시 인체구조를 3차원으로 보상할 수 있는 보상체의 제작에도 이용되고 있다.

9) Stereotatic Radiosurgery :

CT나 MRI 이미지 또는 Conventional Angiography 이미지를 3차원적으로 재구성하여 병변과 두개 내의 중요한 해부학적 구조를 입체적으로 나타내어 방사선의 조사 방향과 범위를 결정하는 계획수립에 이용된다. 또한 실제 방사선이 조사되는 병변의 용적이나 부위별 조사량의 계산이 가능하다. LINAC을 이용하는 X-Knife 와 Co-60을 이용하는  $\gamma$ -Knife가 있다.

10) Frameless Stereotaxy (viewing wand) :

Axial CT 이미지를 Sagittal, Coronal 및 3-D 이미지로 재구성하여 수술부위의 입체적 관찰뿐만 아니라, 현재 수술하고 있는 부위를 화면에 나타나게 해줌으로써 수술중에 수시로 수술부위의 위치관계와 해부학적 구조물의 파악이 가능하다.

## 6. 결론

3차원영상은 혈관질환의 진단 및 방사선분야의 치료 계획에 많은 도움을 주며 또한 컴퓨터를 통해 수술시 및 수술후의 상태를 Simulation함으로써 수술계획 및 수술시간의 단축, 수술후에 예상되는 착오등을 줄이는데 이용되고 있다. Merged Multiplanar Technique을 이용하여 여러 Modality의 영상을 합성시켜 (이를 Image Fusion 이라고 함) 더욱 많은 정보를 얻는 방법도 시행하고 있다. 예를 들면 MRI 이미지와 CT 이미지를 합성시키거나, MRI와 PET 이미지를 합성시켜 Functional Anatomy를 얻어 간질환자의 치료에 이용하며, Ultrasound를 이용하여 Fetus, Uterus, Ovary 및 Liver vein의 3차원 영상을 얻는다. 또한 멀지않은 장래에 해부학적 구조의 3-D Map을 이용한 로봇 수술이 가능해질 전망이다.

그러나 임상 적용시 불충분한 면이 없지 않다. Manipulation시 Bone 이나 원치않는 구조물을 제거하는데 상대적으로 많은 시간이 소요되고, 많은 수의 slice를 필요로 하는 점은 3-D나 CTA, MRA의 광범위한 임상 적용을 제한시키는 요소가 되고 있다. 하지만 Hardware의 대용량화와 Softw-are의 발전과 더불어 Automated Editing Method의 개발은 Manipulation의 Real Time화와 3차원 영상의 적용 범위를 넓히는데 일조 하리라 생각된다.

## 참고문헌

1. Brian S. Kuszyk, Elliot K. fishman 3-D Imaging : A look at the future of patient care
2. David G. Heath, Philippe A. Soyer three-dimensional spiral CT during arterial photography : comparison of three rendering techniques
3. Sandy A. Napel principle and techniques of 3-D sprial CT angiography
4. Jorg-Wilhelm Oestmann : computed digital radiography in clinical pratice
5. 김 선일 : 3차원 의학 영상