

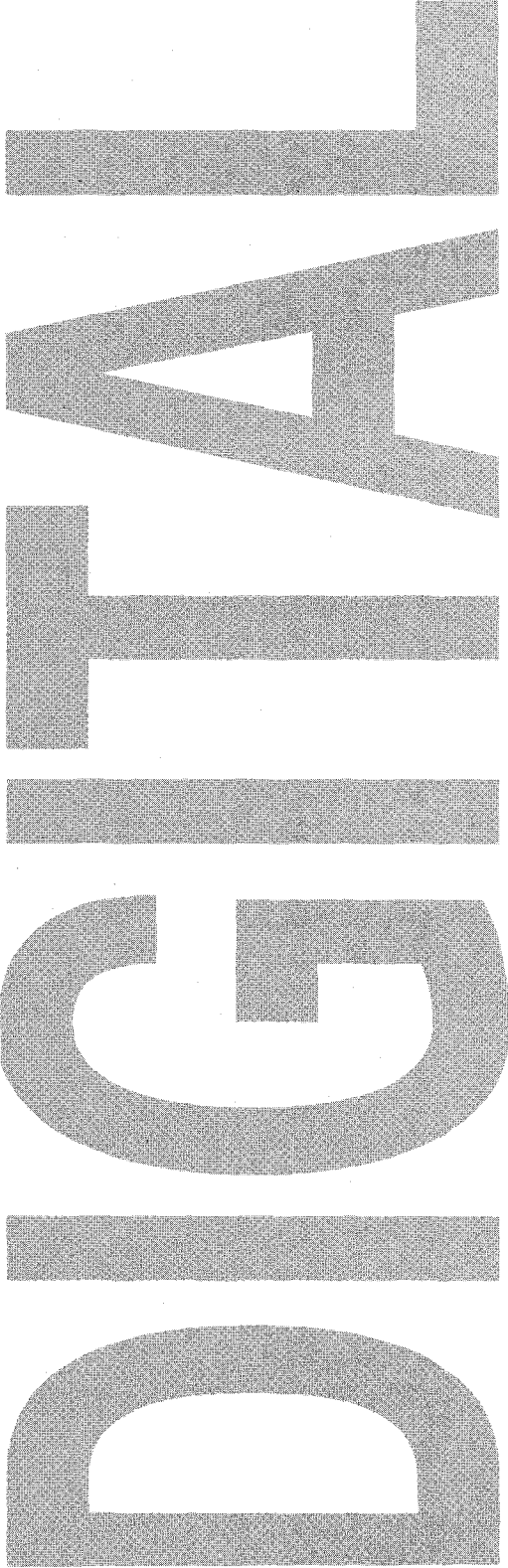
3차원 의료영상의 가시화

김 동 우
삼성종합기술원

1. Visualization of Medical Volume Data

..... 지난 10여년간 디지털 영상 데이터를 이용하여 질병을 진단하고 치료 계획을 수립하는 것에 관한 많은 연구가 있었다. Spiral CT와 더욱 빠르고 우수한 MRI pulse sequence들이 개발됨에 따라 의료분야에서 3차원 볼륨 데이터(volume data)를 얻는 것이 일반적으로 되었다. 또한 PET, SPECT, fMRI, MEG, MRS, EEG 등을 이용하면 다양한 기능 관련 데이터를 얻을 수 있다. CT, MRI로부터 얻은 3차원 해부학적 데이터와 PET, SPECT 등으로 부터 얻은 기능 데이터를 통합해서 보여주는 것이 중요하다. 3차원 볼륨 데이터는 전체 데이터량은 방대하지만 실제 임상에서 중요한 의미를 갖는 부분은 극히 제한적이다. 가시화(visualization)의 목적은 3차원 볼륨 데이터를 자유롭게 다룰 수 있도록 해서 공간상에서 원하는 특정 부분을 잘 관찰할 수 있도록 하는 것이다.

그림 1-1은 3차원 의료 영상의 예이다. 영상의 크기는 256×256, 512×512를 사용하고, 보통 15-300개의 슬라이스(slice)를 얻는다. 그러나, 많은 단면 영상을 보고 3차원 구조를 생각해 내는 것은 실제적으로 불가능하



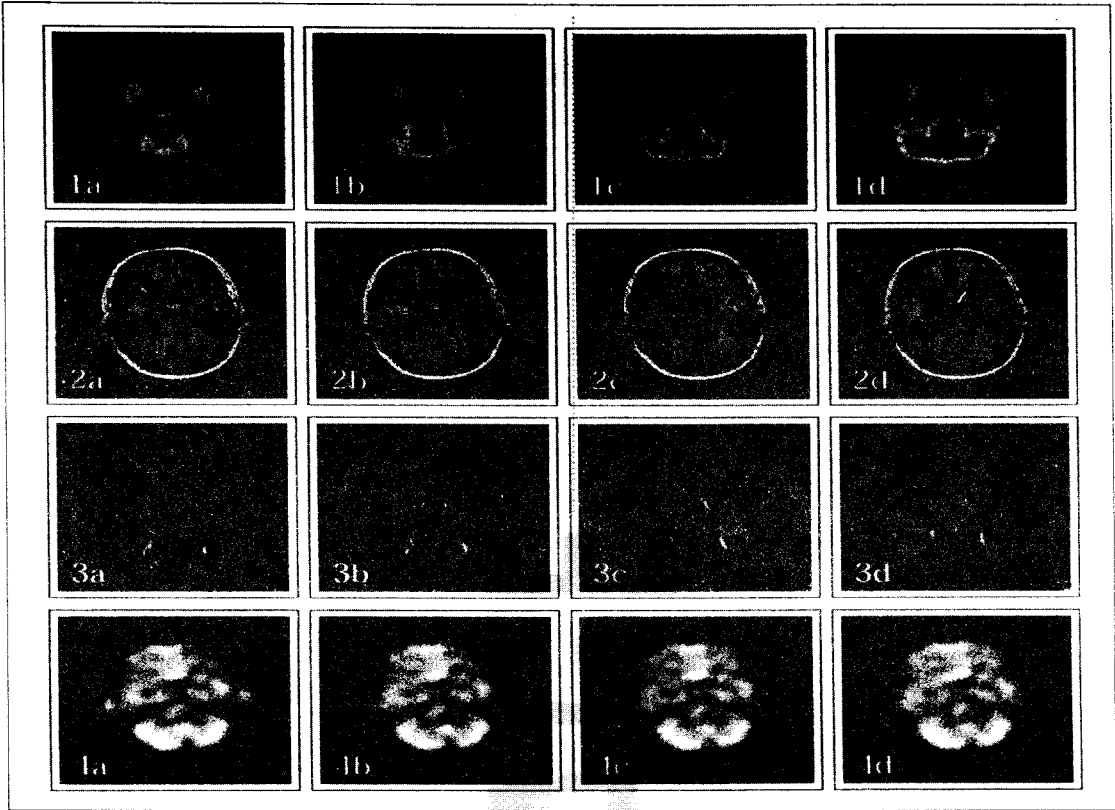


그림 1-1. 3차원 의료영상 데이터의 예. 각행은 4개의 연속된 슬라이스를 나타낸다.
 (a) CT (b) MRI (c) MRA (d) SPECT

다. Visualization 기법을 이용함으로써 이러한 볼륨 데이터가 있다.
 이터를 질병의 진단에 사용하거나 수술이나 방사선법
 등의 치료 계획 수립에 이용할 수 있다.

1.1. 데이터 준비 과정과 영상분할

데이터 준비과정에서는 환자 움직임 보정, multi-modality matching, 영상보정, interpolation 등을 한다. 영상 분할에서는 각 복셀(voxel)이 속해 있는 조직을 알아내고 분류한다. 단순한 thresholding 기법이나 clustering을 이용해서 분할한다. 수동 분할(manual labeling)과 반자동 분할(semi-automatic segmentation)

1.2. Volume Graphics 기술

- Multiplanar reconstruction
- Object-order volume rendering
- Image-order volume rendering
- Transmission-oriented methods

2. Multi-planar Reconstruction (MPR)

볼륨 가시화(volume visualization)의 궁극적인 목적은 컴퓨터와의 실시간의 상호작용을 통해서 볼륨 데이터(volume data)의 원하는 특정 부분을 자유롭게 찾고 이를 보여주는 것이다. MPR(multiplanar reconstruction)은 현재 가장 널리 사용되는 볼륨 가시화(volume visualization) 방법이고, multiplanar reformatting, 또는 reslicing 등의 이름으로 불린다. 일반적으로 사용자가 선택한 평면상에서 볼륨 데이터를 resampling 하고, 이를 독립된 영상으로 보여준다. 그림 2-1은 좌표축에 수직한 평면으로 자른 예이다. 한 개 이상의 방향(coronal,

sagittal, axial)에 대한 절단면을 함께 관찰함으로써 관심있는 부분의 공간 상에서의 위치와 방향을 잘 파악할 수 있다. 그림 2-2는 볼륨 데이터를 블록(block) 모양으로 자른 것이다. 여러 개의 블록들을 합하거나 빼주어서 원하는 모양을 만들 수 있다.

그림 2-3은 임의의 방향으로 절단한 경우(oblique sectioning)이다. 이 때는 새로운 절단면의 격자점들이 원래 볼륨 데이터의 격자점들과 일치하지 않게 되고, 3차원 공간상에서 trilinear interpolation을 사용해서 새로운 복셀값을 구한다.

그림 2-4는 치과 치료를 위한 drilling device에 MPR을 적용한 예이다. 사용자가 수작업으로 그린 임의의 곡면을 따라서 절단면을 형성한 모습을 보여준다.

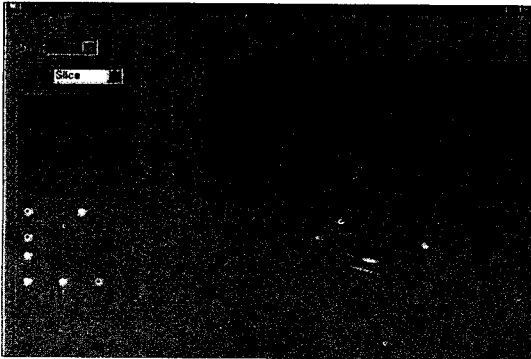


그림 2-1. MPR. 좌표축에 수직한 평면으로 절단

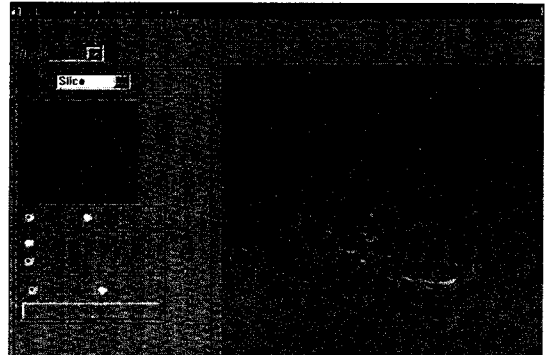


그림 2-3. MPR. 임의의 방향을 갖는 평면으로 절단

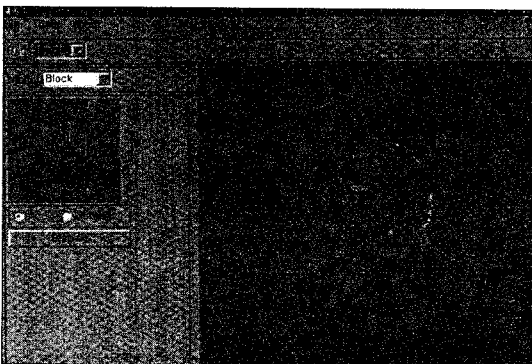


그림 2-2. MPR. 블록 모양으로 절단



그림 2-4. MPR. 곡면으로 절단

2.1. Interpolation 방법

- Linear interpolation, bilinear interpolation, trilinear interpolation
- First order interpolation, higher order interpolation

2.2. 절단면의 종류

- 좌표축에 수직인 평면
- 임의의 방향을 갖는 평면
- 곡면

3. Maximum Intensity Projection (MIP)

3.1. MIP의 기본원리

MRI의 고유한 특징은 contrast agent를 주입하지 않고 고화질의 혈관 영상을 얻는 것이다. 여러 장의 연속된 2차원 영상들을 얻는 데 이 때 각 영상은 혈관부분이 밝게 나타나고 배경이 어둡게 보인다.(그림 3-1) 이러한 3차원 볼륨 데이터(volume data)에 MIP 방법을 사용하여 원하는 방향으로 투영시킴으로써 X-ray Angiogram과 유사한 영상을 얻는다.(그림 3-2)

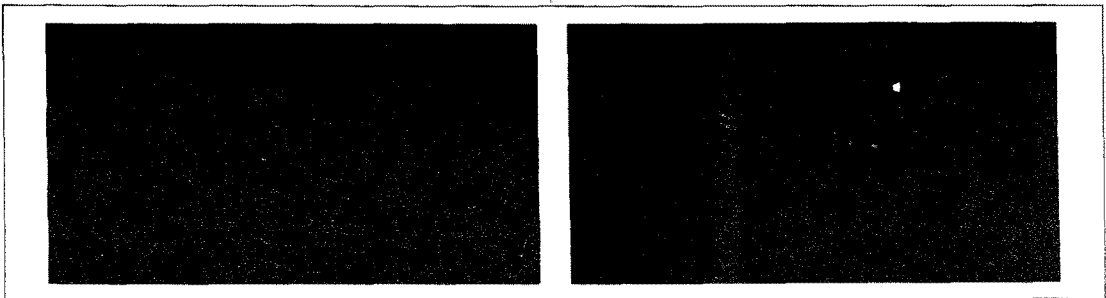


그림 3-1. MRA 볼륨 데이터의 슬라이스

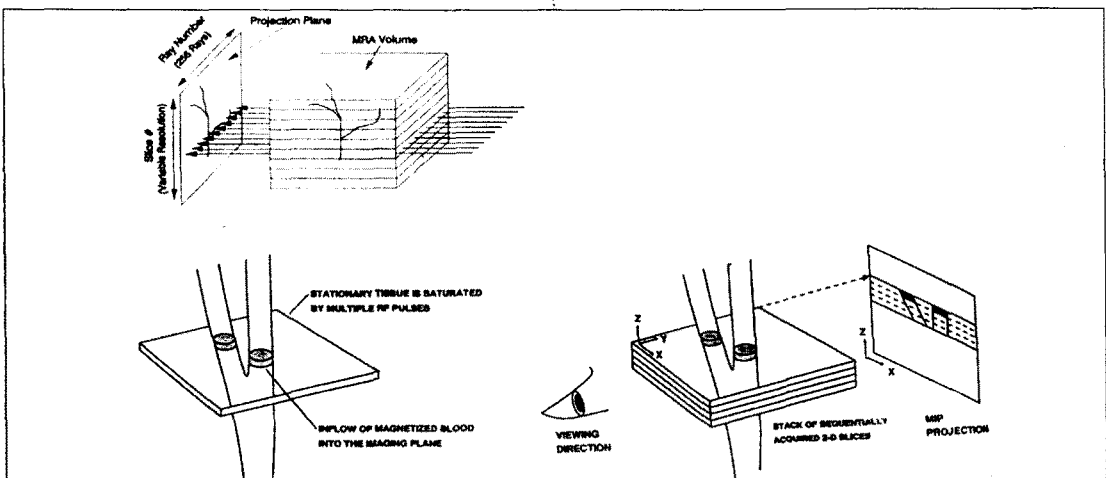


그림 3-2. maximum Intensity Projection (MIP). 평행한 투영선들이 MRA 볼륨 데이터를 통과하면서 만나게되는 가장 큰 복셀(voxel)값이 투영면에 나타난다.

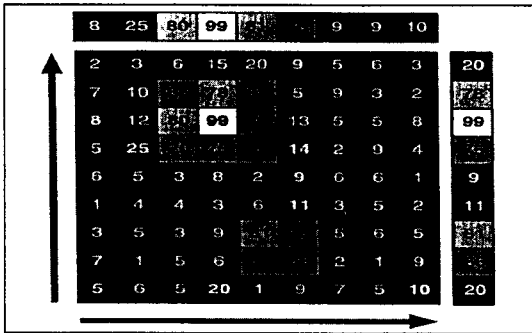


그림 3-3. Maximum intensity projection

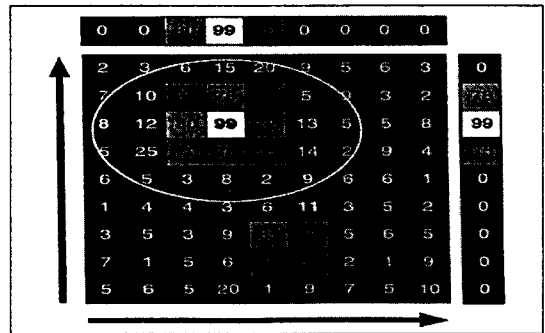


그림 3-4. Volumes of interest

그림 3-3은 MRA 데이터에 MIP를 적용하는 방법을 보여준다. 두 개의 밝은 부분은 혈관의 단면을 나타낸다. 가상의 투영선들이 지나가는 경로 상에서 가장 큰 데이터 값을 투영 값으로 한다. 오른쪽과 위쪽 그림은 각각 수평, 수직 방향으로 투영한 결과이고, sagittal, coronal projection에 해당한다. MIP 방법을 사용한 영상은 원근감을 갖지 않기 때문에 한 장의 영상으로는 3차원 구조를 파악할 수 없는 단점이 있다. 보통 슬라이스 면에 수직하고 슬라이스의 중심을 지나는 직선을 회전축으로 해서 일정한 각도만큼 회전시키면서 투영시킨다. 이렇게 얻은 영상들을 애니메이션으로 관찰하여 3차원 구조를 파악한다.

3.2. 속도 향상 기술

의료영상 분야의 볼륨 가시화(volume visualization)에는 많은 양의 메모리와 빠른 계산 속도를 갖는 고성능의 컴퓨터가 요구된다. MIP의 속도를 높이고 혈관영상의 화질을 개선하기 위해 방법이 제안되었다.

1) VOI(Volumes of Interest)

좁은 VOI를 선택함으로써 원하지 않은 혈관이 관심 있는 혈관과 겹쳐서 보이는 것을 피할 수 있을 뿐만 아

니라 계산 속도를 빠르게 할 수 있다. axial, sagittal, coronal projection을 보면서 수작업으로 VOI를 선택한다.(그림 3-4)

2) Data Preparation

먼저 각각의 2차원 영상을 화소 값의 크기에 따라 정렬한다. Projection template을 미리 계산해 놓거나 각 영상에 대해서 동시에 여러 방향의 투영을 계산함으로써 계산 속도를 높일 수 있다.

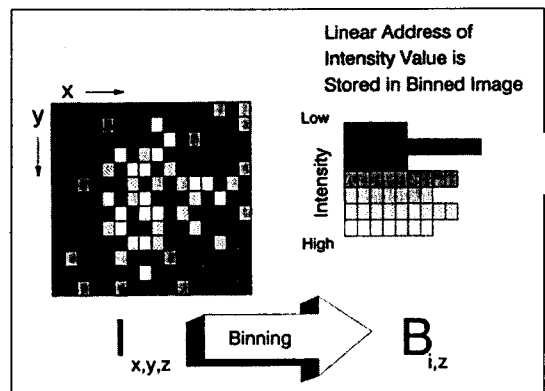


그림 3-5. Binning 과정. 왼쪽 그림은 볼륨 데이터를 구성하는 slice이고 오른쪽 그림은 slice를 화소 값의 크기에 따라 정렬한 결과이다. 이 경우 화소 값의 크기는 배열들의 index가 되고 배열 안에는 화소들의 슬라이스 안에서의 선형 주소(linear address)가 저장된다.
Linear address = $y \times 256 + x$.

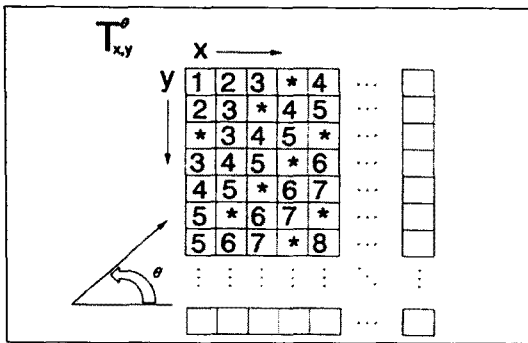


그림 3-6. 47도 투영의 template. template의 크기는 볼륨 데이터를 구성하는 슬라이스(slice)들의 크기와 같다.

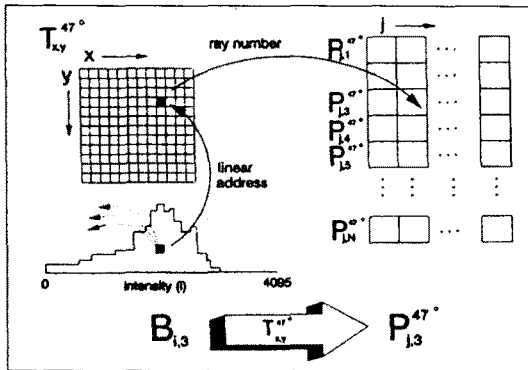


그림 3-7. Histogram과 template을 이용하여 projection을 얻는 과정. intensity가 낮은 쪽에서 시작하여 높은 쪽으로 이동한다. 각 intensity는 template 상에서의 위치를 지정하고, template이 가지고 있는 투영선 번호에 따라 최종 투영에서의 위치가 결정된다.

3.3. 성능 향상 기술

1) Thresholding

MIP 방법의 문제점은 혈관 뿐만 아니라 잡음(noise)도 최대화시키는 것이다. 이때 thresholding 방법을 사용해서 어더한 값 이하의 화소 값을 0으로 하면 배경에서 잡음(noise)이 증폭되는 것을 피할 수 있다.

2) Directional Interpolation

일반적인 MRA에서 슬라이스 사이의 간격은 슬라이스 안에 있는 화소들 사이의 간격보다 크기 때문에 interpolation이 필요하다. 일반적인 interpolation은 슬라이스에 수직인 방향으로 interpolation을 수행하기 때문에 기울어진 혈관의 경우에는 끊어져 보이거나 계단 모양의 artifact가 나타난다.

Directional Interpolation은 각각의 위치에서 template matching을 이용하여 interpolation을 수행할 방향을 결정한다. 즉, 혈관을 따라서 interpolation을 수행함으로써 올바른 혈관 모습을 보여준다.

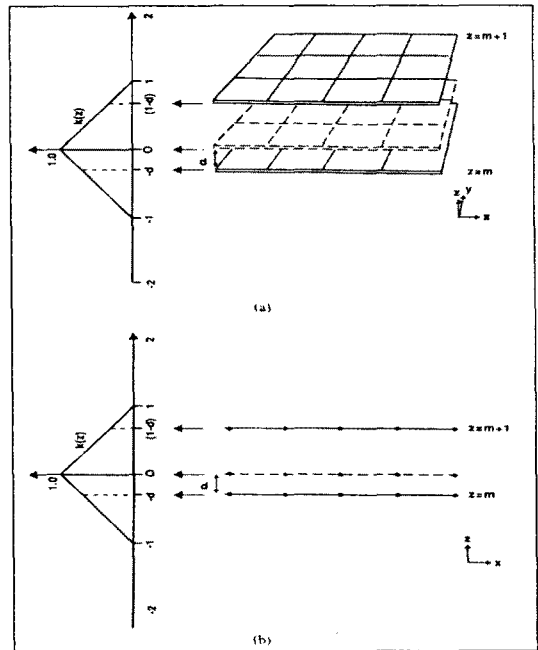


그림 3-8. 일반적인 interpolation. (a)먼저 interpolation을 수행하고 projection하는 경우. $z=m+d$ 위치에 있는 새로운 slice를 얻기 위해서 $z=m$, $z=m+1$ 위치에 있는 두개의 slice를 이용하여 interpolation한다. 왼쪽 그림은 interpolation을 수행하는 선형 필터(linear filter)이다. (b)먼저 projection을 수행하고 interpolation 하는 경우. $z=m+d$ 위치에 있는 새로운 투영된 선을 얻기 위해서 $z=m$, $z=m+1$ 위치에 있는 두개의 선을 이용하여 interpolation 한다.

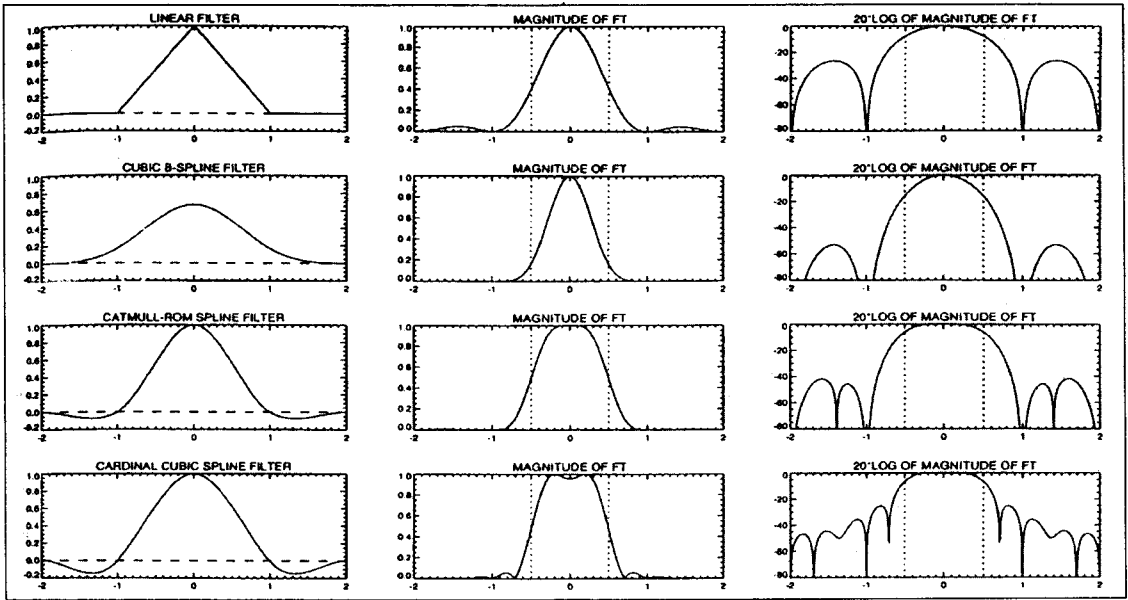


그림 3-9. interpolation에 사용되는 필터 함수. 첫번째 열은 필터 함수이고, 두 번째와 세 번째 열은 주파수 영역의 특성을 보여준다.

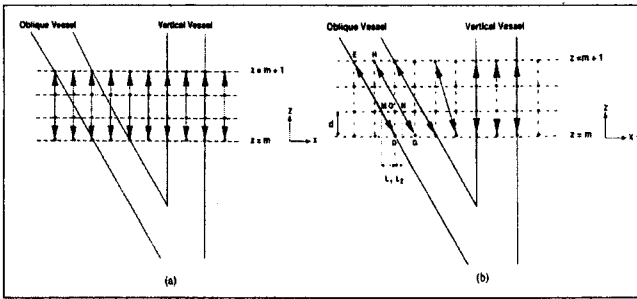


그림 3-10. (a)일반적인 interpolation. 수직 방향으로 이웃한 화소들이 같은 조직에 속한다고 가정하고, 수직 방향으로 interpolation을 수행한다. (b)Directional interpolation. template matching을 이용하여 관련있는 이웃 화소를 찾고, 이들을 이용하여 interpolation을 수행한다.

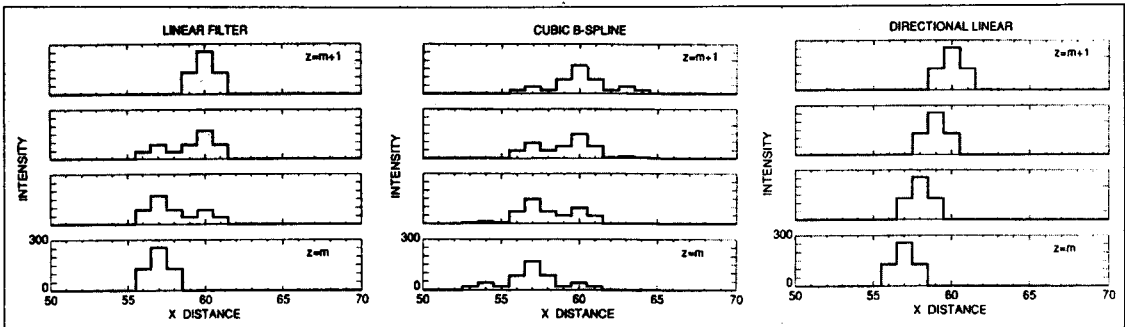


그림 3-11. 일반적인 interpolation과 directional interpolation의 비교. $z=m$, $z=m+1$ 위치의 그래프는 원래 화소값을 나타내고, 가운데 두개의 그래프는 interpolation으로 구한 새로운 화소 값을 나타낸다.

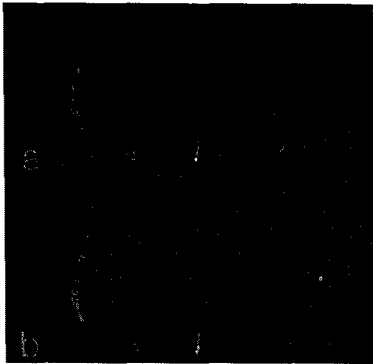


그림 3-12. 일반적인 interpolation과 directional interpolation으로 얻은 MRA 영상

3) Closest Vessel Projection(CVP)

MIP 방법을 사용한 영상에서는 멀리 떨어진 크고 밝은 혈관이 가까운 곳에 있는 가늘고 어두운 혈관을 가리기 때문에 한 장의 영상만으로는 혈관들 사이의 원근감을 느낄 수 없다. 따라서 투영 각도를 조금씩 변화 시키면서 영상들을 얻고 cine-loop을 이용한다.

Closest Vessel Projection(CVP) 방법은 투영선이 처음 만난 혈관을 빠져나갈 때 ray casting을 중단한다(그림 3-13). 그림 3-14는 MIP와 CVP를 이용하여 얻은 혈관 영상이다. MIP 영상(그림 3-14. a)에서는 수

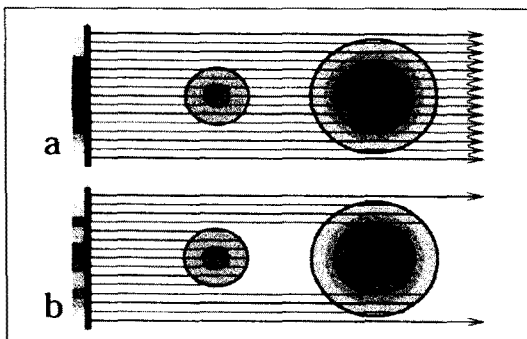


그림 3-13. Closest Vessel Projection(CVP)의 원리. (a) 표준 MIP를 사용하면 왼쪽의 혈관은 오른쪽의 밝은 혈관에 가려서 결과 영상에 나타나지 않는다. (b) CVP의 경우 투영선이 처음 만난 혈관을 빠져나갈 때 ray casting을 중단한다.

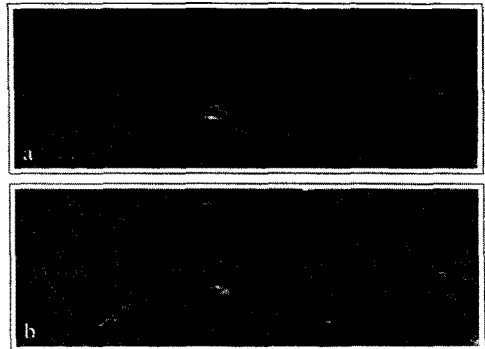


그림 3-14. MIP와 CVP의 비교. (a) MIP (b) CVP.

평 방향의 밝은 혈관이 다른 혈관들보다 앞쪽에 위치한 것처럼 보인다. CVP 영상에서는 이 혈관이 뒤쪽에 있음을 알 수 있고, 다른 가는 혈관들도 더 잘 구별된다.

참고 문헌

1. J. C. Russ. The Image Processing Handbook, 2nd ed., CRC Press, 1995.
2. K. J. Zuiderveld, Visualization of Multimodality Medical Volume Data Using Object-Oriented Methods, PhD thesis, Utrecht University, March 1995.
3. J. D. Foley, A. van Dam, S. K. Feiner, and J. F. Hughes, Computer Graphics : Principles and Practice, 2nd ed., Addison-Wesley, 1990.
4. S. Schreiner, and R. L. Galloway, "A Fast Maximum Intensity Projection Algorithm for Generating Magnetic Resonance Angiograms." IEEE Trans. Medical Imaging, vol. 12, opp. 50-57, 1993.
5. M. Moshfeghi, "Directional Interpolation for Magnetic Resonance Angiography Data." IEEE Trans. Medical Imaging, vol. 2, pp. 366-379, 1993.