

## CT 영상 경계 검출을 이용한 3차원 재구성

\*유선국 · \*양 호 · \*\*\*김선호 · \*\*김남현 · \*\*김원기 · \*박상희

= Abstract =

### Three-dimensional Reconstruction Using Boundary Detection of CT Images

S.K. Yoo, H. Yang, S.H. Kim, N.H. Kim, W.K. Kim, S.H. Park

A three-dimensional surface is reconstructed from contour information as identified on two-dimensional computed tomographic slices. Gradient operator with curvature constraint would be applied to extract the contour automatically, and backtracking is also adopted to reduce the tracking error.

The surface between the consecutive slice is efficiently reconstructed using a triangular surface tiles. Hidden surface elimination, shading and parallel projection of the reconstructed surface are provided on the display screen.

### 1. 서 론

1970년대 초의 전산화 단층 촬영 기법(Computerized Tomography)의 등장은 환자의 진단 및 치료에 있어서 혁신을 가져왔다. 그러나 3차원 정보를 2차원으로 나누어 나타내는 기존의 표현 방식은 3차원적인 영상에 비해 추상적이라는 제한점을 갖고 있으므로 3차원적인 해부학적 관계를 명확히 제시해 줄 수가 없었다<sup>1)</sup>. 이러한 이유로 70년대 후반부터 컴퓨터 그래픽 이론을 이용한 CT영상의 3차원 재구성 방법들이 논의되고 제안되어져 왔다.

Herman과 Liu<sup>2)</sup>는 닫혀진 입방체의 집합체인 cuberille의 개념으로 표면을 재구성 하였고, 추출되어진 영상의 경계선을 삼각형으로 분할시켜 나

타내는 방법으로 Keppel<sup>3)</sup>은 영상의 경계선을 불록한 부분과 오목한 부분으로 나누어 불록한 면에 의해 둘러싸인 체적이 최대가 되도록 삼각형을 배열시켰다. Fuchs등<sup>4)</sup>은 삼각형에 의해 둘러싸인 표면적이 최소가 되게 함으로서 표면을 재구성하는 빠른 알고리즘을 제안 하였고, Christiansen과 Sederberg<sup>5)</sup>는 인접하는 경계점을 단위 사각형에 대응시켜 짧은 대각선을 선택하여 삼각형을 배열시키는 알고리즘을 제시하였다.

그리고 Cook등<sup>6)</sup>은 대상물의 둘레가 단순하고 단면과 단면과의 둘레의 변화가 적다는 가정에서 단면내의 영상의 중심점으로 부터 영상 경계점까지의 벡터를 정의하고, 단면과 단면간의 벡터의 엇갈린 내적을 구하여 그 크기가 작은 점을 삼각형 구성의 다음 요소로 정해나가는 알고리즘을 제시 하였다.

본 논문에서는 이들 삼각형 분할 기법중 가장 속도가 빠른 것으로 알려진 Cook등에 의해 제시되어

<접수 : 1988년 12월 6일>

연세대학교 \*전기공학과, \*\*의용공학과, \*\*\*신경외과  
Yonsei Univ, Electrical Eng., Medical Eng., Neurosurgery

진 알고리즘을 기본으로하여, 이러한 알고리즘이 경계가 단순하지 않거나 단면과 단면간에 변화가 커질때 적용이 힘들다는 단점을 개선하고, 그 경계점의 선택을 자동적으로 찾아내어 이를 뇌의 영상에 적용하여 3차원 영상을 구성함으로써 그 타당성을 확인하여 보았다.

## 2. 표면 재구성 알고리즘

연속적으로 얻어지는 여러장의 이차원 CT 단면으로 부터 삼차원 물체 표면을 재구성하기 위하여 대상물 단면의 둘레가 닫혀있고, 각각의 둘레가 경계점을 연결시킨 아크(arc)로서 이루어 졌다고 가정을 하자. 그리고 한쌍의 둘레에 대하여 위쪽 둘레의 경계점 좌표를  $P(i)$  ( $i=1, 2, \dots, N$ ), 아래쪽 둘레의 경계점 좌표를  $Q(j)$  ( $j=1, 2, \dots, M$ )로 나타내고서  $U$ 를 위쪽 영역의 중심점,  $L$ 을 아래쪽 영역의 중심점 이라고 하면 다음의 벡터가 정의된다.

$$\vec{A}(i) = \vec{UP}(i) \text{ for } i=1, 2, \dots, N$$

$$\vec{B}(j) = \vec{LQ}(j) \text{ for } j=1, 2, \dots, M \dots\dots\dots(1)$$

$\vec{A}(i)$  벡터와  $\vec{B}(j)$  벡터로 부터  $P(i)$ 로 이루어진 둘레와  $Q(j)$ 로 이루어진 둘레가 같은 방향을 갖기 위해서는  $\vec{A}(i) \times \vec{A}(i+1)$ 와  $\vec{B}(j) \times \vec{B}(j+1)$ 는 같은 부호를 가져야 하며 단면에서의 둘레는 이러한 조건을 만족시키는 범위에서 변화가 가능하다. 이러한 조건에서 삼각형을 얻기위한 첫번째 선택은

$$\vec{A}(i) \cdot \vec{B}(p) \geq \vec{A}(i) \cdot \vec{B}(j) \text{ for } j=1, 2, \dots, M \dots\dots(2)$$

를 만족 시키는  $\vec{P}(i)Q(p)$ 로서 구해지고,  $P(s)$ 와  $Q(t)$ 가 삼각형의 한선분으로 결정되어 질때

$$\frac{\vec{A}(s) \cdot \vec{B}(t+1)}{|\vec{A}(s)| |\vec{B}(t+1)|} \geq \frac{\vec{A}(s+1) \cdot \vec{B}(t)}{|\vec{A}(s+1)| |\vec{B}(t)|} \dots\dots\dots(3)$$

의 식이 만족되면 다음의 선분으로서  $P(s)$ 와  $Q(t+1)$ 이, 그렇지 않을때는  $P(s+1)$ 와  $Q(t)$ 가 삼각형의 다음 선분으로 선택되어 진다(그림 2). 이상의 알고리즘에서 단면의 둘레가 단순하고 단면과 단면간의 변화가 적다고 가정을 하면 식(4)는  $\vec{A}(s) \cdot \vec{B}(t+1) \geq \vec{A}(s+1) \cdot \vec{B}(t)$ 로 단순화 되어지고 Cook 등이 제안한 알고리즘과 일치하게 된다.

## 3. 2차원 영상의 경계 검출

CT 영상을 포함한 의학 영상의 대부분은 많은

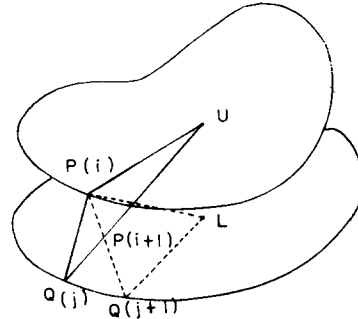


그림 2 삼각형 분할 기법의 예

노이즈를 포함하고 있으므로 영상에 있어서의 경계점출은 노이즈에 대해서 효과가 뛰어나고 실행속도가 빠른 알고리즘을 요구하게 된다. 따라서 본 논문에서는 Liu<sup>7)</sup>에 의하여 제시 되어진 알고리즘에 경계곡선의 만곡도(curvature)<sup>8)</sup>를 첨가시켜 뇌의 2차원 CT 영상에 적용시켜 보았다.

### 3-1. 경계점의 선택 조건 및 정의

집합  $S$ 를 영상내의 모든 요소로 구성된 집합이라고 하고, 순서 집합  $S'$ 을 경계요소를 정의하는 성질  $P$ 를 갖는 집합이라고 하자. 그러면 "경계점출"은 집합  $S$ 의 부분집합인  $S'$ 을 찾아내는 과정으로 정의된다.

이때의 성질  $P$ 는 다음과 같다.

- (a) 명암의 높은 대조
  - (b) 경계점간의 연결
  - (c) 경계곡선의 완만
  - (d) 선지식과의 일치
- 알고리즘은 이러한 4가지의 성질을 이용하여 경계 요소를 선택하게 되는데 경계 요소는 그림 3에

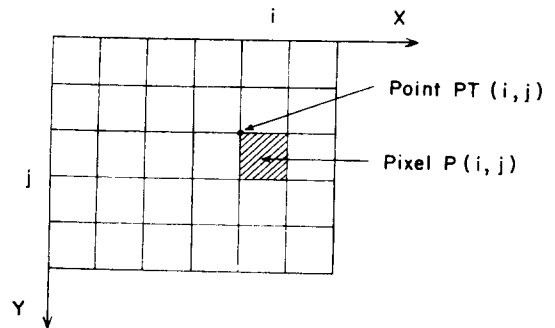


그림 3 2차원 영상의 화소  $P(i, j)$ 와 점  $PT(i, j)$ 와의 관계

서의 화소 P(i, j)에 대하여 점 PT(i, j)를 대응 시키기로 한다.

**(a) 명암의 대조도**

명암의 높은 대조도는 경사도(gradient operator)로서 결정된다. 화소 P(i, j)의 밝기를 A(i, j)로 나타낼 때 2차원 영상에 있어서의 점 PT(i, j)의 경사도는 다음과 같이 정의 된다.

$$|G_{\text{ROB}}|_{\text{PT}(i, j)} = |A(i, j) - A(i+1, j+1)| + |A(i, j+1) - A(i+1, j)| \dots\dots\dots (5)$$

이러한 2x2의 대칭 연산자인 Roberts gradient operator는 배경잡음에 강하며 연산시간이 빠른 장점을 갖고 있다<sup>9)</sup>.

**(b) 경계점간의 연결**

영상에서의 경계점은 가장 가까운 영상의 경계점과 연결이 되어야 한다. 이러한 정의에 따른 점 PT(i, j)의 이웃집합 N<sub>PT(i, j)</sub>는 다음과 같이 정의 된다.

$$N_{\text{PT}(i, j)} = \{PT(l, m) \mid 0 < \text{Max}(|i-l|, |j-m|) < 1\} \dots\dots\dots (6)$$

**(c) 경계곡선의 만족도**

영상의 경계선이 갖는 만족도는 영상의 특징을 나타내는 중요한 요소이다. 이제 k번째의 경계점을 점 PT<sub>k</sub>로 나타내고서, 점 PT<sub>k</sub>에서 점 PT<sub>k+4</sub>에 이르는 벡터를  $\vec{E}(k)$ , 점 PT<sub>k+4</sub>에서 점 PT<sub>k+8</sub>에 이르는 벡터를  $\vec{E}(k+4)$ 로 나타내면 경계곡선의 만족도 C는 두 벡터간의 각도로서 다음과 같다.

$$C = |\vec{E}(k) \cdot \vec{E}(k+4)| / |\vec{E}(k)| * |\vec{E}(k+4)| \dots\dots\dots (7)$$

**(d) 선지식과의 일치**

앞에서 언급한 세가지 지식은 영상의 경계점을 찾는 기준으로서 경계 검출 알고리즘은 이들 세가지 정의, 식 (5), (6), (7)에 따라 구성 된다.

**3-2. 경계 검출 알고리즘**

**(a) 초기 경계점의 선택**

영상의 경계를 계속적으로 검출해내기 위해서는 최초의 경계점 선택이 중요하다. 이러한 경계점은 모니터 상에 영상을 나타내어 light-pen, mouse 또는 key-board를 이용하여 영상의 경계선 근처의 한점을 선택한 뒤 근방에서 식 (5)에 따른 경사도가 가장 큰 점을 찾음으로서 최종 선택 되어진다.

**(b) 다음 경계점의 선택**

하나의 경계점 PT(i, j)에서 다음의 경계점을 선택하기 위해서는 점 PT(i-1, j), 점 PT(i, j+1),

점 PT(i+1, j), 점 PT(i, j-1)에 대한 경사도의 계산 및 검사가 필요하다. 즉, 먼저 4개의 점에 대하여 이미 경계점으로 선택된 점과 back-tracking 과정에서 경계점으로 부터 제외된 점을 뺀 나머지 점에 대하여 최대 경사도를 갖는 점을 선택한다. 다음으로 그동안 검출된 경계점 경사도의 평균을 AV라 하고 여기에 허용상수 a를 곱한 값을 TR이라 할때 최대 경사도를 갖는 점이 경계점으로 선택되기 위해서는 그점의 경사도가 문턱값 TR보다 크고, 또한 검출 하려는 경계점에서 전체적으로 허용 되어질 수 있는 각도의 코사인 값보다 식 (7)에 의해 계산된 만족도가 커야 한다.

이러한 조건이 만족되지 않아 경계점 검출에 실패하게 되면 실패한 점을 제외한 나머지 점에서의 최대 경사도를 갖는 점을 선택하여 다시 선택 검사를 한다. 만약에 나머지 점에서도 경계점을 찾는데 실패 하게 되면 Back-Tracking 과정을 수행 한다.

**(c) Back-Tracking**

이 과정에 들어서게 되면 현재 위치한 점을 잘못된 경계점으로 판단하고 문턱 값 AV를 한단계 전의 값으로 되돌린다. 그리고서 한단계 전의 경계점으로 돌아가서 그점을 현재의 경계점으로 취한뒤 (b)의 다음 경계점 선택 과정을 다시 수행하도록 한다.

**(c) 경계점 선택의 종료**

영상의 경계점을 검출하게 되면 그 점이 프로그램 종료의 조건을 만족 하는지를 검사하여 만족 할 경우 프로그램을 종료하게 된다. 따라서, 찾으려는 영상의 경계가 닫힌 곡선이라고 가정을 하게 되면, 최초의 경계점을 최종 경계점으로 놓음으로서 현재 검출된 경계점이 최종 경계점과 일치 하는지를 판단하여 프로그램을 종료시키게 된다.

**4. 재구성 된 영상의 3차원적 표현**

재구성 된 3차원 영상을 화면상에 표현하여 보기 위해서는 좌표 시스템의 변환 및 투영, 그리고 은면의 제거 및 명암의 표현등이 필요하다.

**4-1. 눈좌표 시스템으로의 변환**

표준 좌표계에서 구성 되어진 3차원적인 물체를 관찰자가 원하는 방향에서 보기 위한 표준 좌표계

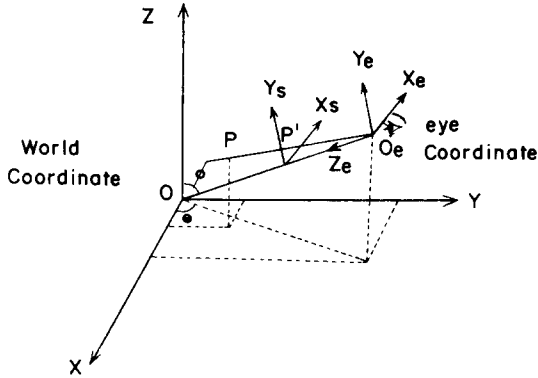


그림 4 좌표 시스템의 변환

로부터 눈좌표계로의 변환은 다음과 같다<sup>10)</sup>.

$$\begin{aligned} X_e &= -X \sin \theta + Y \cos \theta \\ Y_e &= -X \cos \theta \cos \phi - Y \sin \phi \cos \phi + Z \sin \phi \\ Z_e &= -X \cos \theta \sin \phi - Y \sin \theta \sin \phi - Z \cos \theta \\ &+ d \dots \dots \dots (8) \end{aligned}$$

여기서  $X_e, Y_e, Z_e$ 는 눈좌표를,  $X, Y, Z$ 는 표준좌표를, 그리고  $d$ 는 물체와 관찰자와의 거리를 나타낸다. 또한  $\theta$ 는 물체를  $xy$ -평면에 투영시켰을 때  $x$ -축과의 각도이고,  $\phi$ 는 물체를 세계 좌표계의 원점과 연결시키는 선분과  $z$ -축과의 각도이다.

4-2. 투영법

눈좌표계로 변환된 물체를 이차원의 화면에 표시하기 위한 방법은 평행 투영법과 원근 투영법으로 나누어 지는데<sup>10)</sup> 본 논문에서는 대상 물체가 의학 영상이므로 평행 투영법을 사용한다.

4-3. 은면 제거 및 명암의 표현

3차원적으로 나타내고자 하는 표면의 모든 데이터가 구해 졌어도 이를 사실적으로 나타내기 위해서는 관찰자가 볼 수 없는 뒷면은 제거 시키고 빛에 의한 밝기를 나타내 주어야 한다.

그동안 제시 되어진 여러 은면 제거 알고리즘이 여기에 적용 되어질 수가 있으나 의학 영상과 같이 나타내고자 하는 물체가 여러면을 갖고 있어 복잡할 경우에는 depth buffer 알고리즘이 속도가 빠르고 효과적이다. 이러한 depth buffer 알고리즘은 다음과 같다<sup>11)</sup>.

(a) 화면상의 각 화소 P에 대하여 명암을  $i(p)$ , 그리고 거리를  $d(p)$ 로 나타낸다. 여기서  $i(p)$ 의 초기값은 영이고,  $d(p)$ 의 초기값은 무한의 거리로 가

정 할 수 있는 큰 수를 대입시킨다.

(b) 나타내고자 하는 물체 표면의 데이터 한점 한점에 대하여, 관찰자로 부터의 거리  $d'(p)$ 와 명암  $i'(p)$ 를 구한다.

(c) 만약에  $d'(p)$ 가  $d(p)$ 보다 크게되면  $d'(p)$ 로 나타 내어지는 표면은 이미  $d(p)$ 로 나타 내어지는 표면에 의해 가려진 것이고, 그렇지 않을때는  $d(p)$  값이  $d'(p)$ 값으로 바뀌면서  $i(p)$ 에  $i'(p)$ 의 값이 저장되어 진다.

(d) 나타내고자 하는 모든 표면에 대하여 과정 (b)와 (c)를 실행 하게되면 최종적으로 보이는 면만이 배열  $i(p)$ 에 남겨진다.

이러한 은면을 제거하기 위한 거리는 식(8)로서 계산 되어지고, 명암은 Lambert의 cosine법칙과 선형 감쇄 법칙(linear attenuation law)에 따른 다음의 식으로서 주어 진다<sup>11)</sup>

$$I = I_a K_a + \frac{I K_d \cos \theta}{d+k} \dots \dots \dots (11)$$

여기서  $I_a$ 는 Incident ambient light intensity이고  $I$ 는 광원으로 부터의 Incident intensity이며  $K_a, K_d, K$ 는 상수이다. 그리고  $\theta$ 는 물체 표면에 수직인 벡터와 표면에서 광원으로 향하는 벡터와의 사이각이고  $d$ 는 관찰자와 물체와의 거리다.

하지만 이러한 은면제거 알고리즘을 사용하고 명암을 주기 위해서는 먼저 재구성된 삼각형 내부의 데이터를 알아야 한다. 이를 위해 본 논문에서는 ordered edge list 알고리즘을 사용하여 삼각형 내부 테이타를 구하고, 보다 사실감 있게 나타내기 위하여 삼각형 꼭지점간의 명암을 보간법을 사용하여 나타내는 Gouraud Shading방법을 사용 하였다<sup>11)</sup>.

5. 실험 및 결과

3차원 영상 구성을 위한 2차원의 영상은 성인 남자 두부의 CT 영상 10장을 사용하였다(사진 1). 각 영상간의 두께는 9.0mm이며 본 논문에서는 영상내의 뇌(brain)에 대하여 경계를 검출하여 얻어진 10장의 경계를 갖고 이를 3차원으로 재구성하였다.

5-1. 2차원 영상의 경계 검출 실험

2차원 영상의 경계 검출을 위해서는 최초의 경계점 선택과 문턱값 TR에 대한 허용 상수 a의 선택,

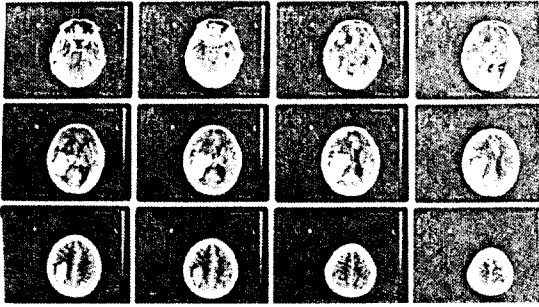


사진 1 실험에 사용한 전체 CT 영상

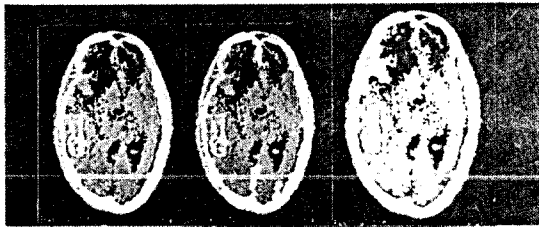


사진 2 경계점 검출의 예

그리고 영상의 특성에 따른 허용 각도의 선택이 중요하다. 본 논문에서 사용한 사진 1의 뇌 영상에 대한 허용상수  $a$ 의 값은 여러 영상의 실험 결과 0.35가 가장 적절하였으며, 최초의 경계점 선택 및 허용 각도는 각 영상의 특성에 따라 다르게 선택되는데 그 예가 사진 2에 보여지고 있다.

사진 2(a)는 경계 검출을 하기 위한 원래의 영상인데, 뇌 영상의 경계선에서 비교적 명암차가 뚜렷한 부근에 대한 최초 경계점이 우측 중앙 하단에 십자표로 보여지고 있다. 또한 경계선의 변화 특성에 따른 허용 각도를 100도로 하였을 때의 검출된 경계가 사진 2(b)와 사진 2(c)에 보여지고 있다. 사진 2(b)는 잘못된 경계가 사진 2(c)에서 Back-tracking 기법에 의해 제거됨을 보게된다.

### 5-2 3차원 영상의 재구성 실험

경계 검출 알고리즘에 의해 얻어진 영상의 경계를 3차원 적으로 쌓아 올리고서, 삼각형 분할 기법으로 재구성하여 세계 좌표계(1000, 1000, 1000)에서 본 것이 그림 5와 그림 6에 보여지고 있다. 그림 6의 영상으로 부터 은면을 제거하여 명암을 주어 나타낸 뇌의 영상은 사진 3(a)와 같고, 또 다른 방향에서 본 3차원 영상이 사진 4(b)와 사진 5(c)에 보여지고 있다.



그림 5 3차원적으로 쌓아올린 경계 영상



그림 6 그림 5에 삼각형 분할 기법을 적용하여 재구성한 영상

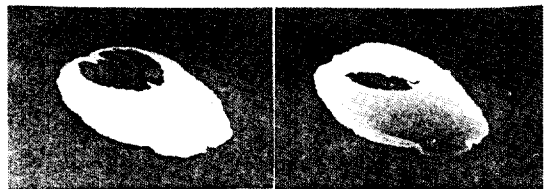


사진 3 은면이 제거되고 명암이 주어진 3차원 뇌의 영상

## 6. 결 론

본 논문에서는 2차원적인 영상 10장으로 부터 얻은 특정 기관(organ)의 경계를 3차원 적으로 재구성 한뒤 은면을 제거하고 명암을 주어 나타내는 3차원 영상 재구성의 전과정을 다루어 보았다.

경계 검출 및 영상 재구성은 Liu에 의한 Back-

tracking 기법에 영상의 특성에 따른 만족도를 첨가시켜 보다 효과적으로 연속적인 경계를 찾아내어 이를 Cook 등에 의해 제안된 재구성 알고리즘에 적용시켜 보다 사실감 있게 표면을 재구성할 수가 있었다. 그러나 영상이 복잡하고 여러 기관이 인접하여 있을 때 단순히 최대 경사도 만으로 어떤 특정 기관의 경계를 검출하는 데는 한계가 있었으며 삼각형 분할 기법 역시 경계선의 변화에 제한이 있어서 단면과 단면간의 거리가 크면 클수록 경계선의 변화는 작아야 제대로의 재구성이 이루어졌다. 하지만 사용된 삼각형 분할 기법은 계산 시간이 빠르고, 표면을 삼각형으로 구성함에 따른 메모리의 효율 및 보간법에 의한 중간 데이터 형성이 불필요하므로 복잡하지 않은 기관에 대한 실제 임상에서의 활용이 가능하리라 여겨진다.

### 참 고 문 헌

- 1) C. Virapongse, M. Shapiro, A. Gmitro, and M. Sarwar, "Three-dimensional computed tomographic reformation of the spine, skull, and brain from axial images," *Neurosurgery*, Vol. 18, No. 1, pp. 53~58, 1986.
- 2) G.T. Herman and H.K. Liu, "Three-dimensional display of human organs from computed tomograms," *Computer Graphics and Image Processing*, Vol. 9, pp. 1~21, 1979.
- 3) E. Keppel, "Approximating complex surfaces by triangulation of contour lines," *IBM J Res Dev*, Vol. 19, pp. 2~11, 1975.
- 4) H. Fuchs, Z.M. Kedem, and S.P. Uzelton, "Optimal surface reconstruction from planar contours," *Conversion of complex contour line definitions into polygonal element mosaics*, "Computer Graphics, Vol. 12, pp. 187~192, 1978.
- 5) H.N. Christiansen, T.W. Sederberg, "Conversion of complex contour line definitions into polygonal element mosaics," *Computer Graphics*, Vol. 12, pp. 187~192, 1978.
- 6) S. Batnitzky, H.I. Price, K.R. Lee, P.N. Cook, L.T. Cook, S.L. Fritz, S.J. Dwyer III, and C. Watts, "Three-dimensional computer reconstructions of brain lesions from surface contours provided by computed tomography: A prospectus," *Neurosurgery*, Vol. 11, No. 1, pp. 73~84, 1982.
- 7) H.K. Liu, "Two- and Three-dimensional boundary detection," *Computer Graphics and Image Processing*, Vol. 6, pp. 123~134, 1977.
- 8) A. Martelli, "An application of heuristic search methods to edge and contour detection," *Commun ACM*, Vol. 19, pp. 123~134, 1977.
- 9) F.M. Wahl: *Digital Image Signal Processing*, Artech House, 1987.
- 10) S.C. Park: *Interactive microcomputer graphics*, Addison Wesley, 1985.
- 11) D.F. Rogers: *Procedural elements for computer graphics*, McGraw-Hill, 1985.