

# 의료용 영상의 3차원 재구성

박 상 회\* · 유 선 국\*\*  
(\*연세대 공대 전기공학과 교수,  
\*\*동 의대 의용공학과 강사)

## 1. 서 론

Röntgen에 의하여 X선이 발견된 이후로 인체기관의 해부학적인 형태와 병변을 비침습적으로 관측하기 위한 시도는 방사선을 인체에 투과시킴으로써 여러 기관이 중첩적으로 나타나는 전통적인 X선 촬영장치를 개발해왔으며, 1970년대 초에는 컴퓨터를 이용함으로써 관측하려는 인체내부를 단층적으로 보여주는 전산화 단층촬영기가 Houndsfield에 의해 개발되었다. 그 후 전산화 단층촬영기에 대한 지속적인 연구와 노력은 그 원리에 따라 X선 CT, 방출형 CT, 초음파 CT, 핵자기 공명 CT등으로 발전 됨으로써 기존의 X선 촬영 방식에 비해 병변의 묘사에 뛰어나는 뿐 아니라 비침습적인 관찰을 가능하게 함으로서 환자의 진단 및 치료에 중요한 정보를 제공하여 왔다. [1]

그러나 CT영상은 3차원적 대상의 실체를 제대로 보여 주지 못하는 2차원적인 추상적인 표현이므로 인체기관의 표면과 해부학적인 관계를 명확히 제시할 수가 없는 제한성을 갖고있다. 따라서 2차원 정보의 3차원적 표현방식이 1970년대 초부터 컴퓨터 그래픽스와 컴퓨터비전 등의 이론적 발달에 힘입어 연구되기 시작하였으며, 1975년 Glenn[2]등에 의하여 CT영상에 의한 3차원 영상 재구성의 가능성이 제시된뒤, 1977년 Herman과 Liu[3]에 의하여 처음

으로 CT영상으로 부터 3차원 영상 재구성이 실현되었다. 그 이후 현재까지 계속되고 있는 3차원영상 재구성 기법은 그 응용범위가 계속 확장되어 진단적인 이용을 넘어서 방사선 치료와 외과적 수술에서의 응용이 기대되고 있으며 그 기능은 현재 계속되는 연구 및 임상에서의 필요에 의하여 계속적으로 첨가되어질 전망이다.

이러한 3차원 재구성기법은 의료영상처리 분야 뿐만 아니라 CAD/CAM, 입체모델링[4], 로봇의 공간 계획수립, 컴퓨터 애니메이션 등과 같이 공학적인 여러분야에 까지 응용범위가 확산 되어가고 있으며, 구래픽 처리기 및 컴퓨터의 연산속도 향상은 3차원 시스템의 효율성을 날로 증대시키고 있다.

의료영상의 3차원적 처리는 3차원 기관의 관측(3D visualization), 3차원 영상의 조작(3D modification)과 인체내부 기관에 대한 정량적인 해석(3D evaluation)을 연계적으로 처리해야 하는 3가지의 중요한 관점을 갖고 있다. [1,5] 첫번째의 3차원 기관의 관측이란 재구성한 인체기관을 실제기관과 근접하게 사실감 있고 인지하기 쉬운 형태로 2차원 화면상에 표현하는 방식을 의미한다. 처리방법에는 은면제거, 명암표시, 투영표시, 회전, 의사 칼라 표시를 포함한다. 두번째의 3차원 영상의 조작은 임의 부분의 제거, 임의 부분의 합성 및 임의각도와 위치에서의 새로운 2차원 단면의 재합성 과정을 의미하며 수술

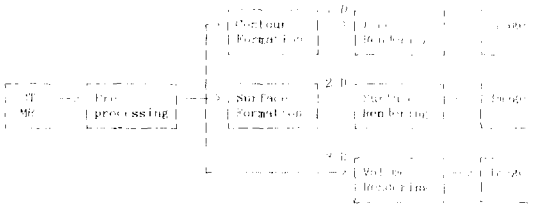


그림 1 3차원 재구성 기법의 분류.

계 획수립을 위한 모 의 수술에서의 재구성된 영상의 변형과정을 의미한다. 세번째의 정량적인 해석이란 진단을 위한 정량적인 측정을 의미하며 3차원 기관의 체적, 표면적, 거리계산은 병변의 크기, 위치 및 진행성도를 측정하는 대개변수가 된다.

본 논고에서는 대표적인 3차원 영상 재구성 기법의 개념을 살펴보고 CT영상을 3차원적으로 표현하기 까지의 전체적인 과정을 고찰하여 3차원 영상의 임상적 응용에 대하여 살펴보고자 한다.

## 2. 3차원 재구성 기법

연속적인 2차원 단면들의 집합으로 주어지는 의료 영상을 3차원 영상으로 효율적으로 재구성하기 위해서는 적은 메모리를 사용하면서 고속 연산 처리가 가능하여야 하며 인체기관과 같이 복잡한 구조를 재구성할 수 있는 조건을 만족 하여야한다. 이러한 조건을 만족 시키기 위한 재구성 기법에 관한 연구는 다양하게 연구되어져 왔으며, 그림 1과 같이 크게 1차원 접근방식, 2차원 접근방식, 3차원 접근방식으로 구분 발전되었다.

### 2.1 1차원 접근 방식

Fuchs[6] Vannier[5]등에 의하여 발전되어진 1차원 접근 방식이란 단면 하나하나에 대한 인체기관의 경계를 나타내는 1차원 형상을 검출하여 경계형상으로부터 직접적으로 그림 2와 같이 영상을 구성하는 방식이다. 1차원 접근 방식의 개념은 물체의 k번째 단면과 교차되는 표면은 k번째 단면을 구성하는 물체의 경계선과 같다는 것으로서 추출된 경계선을 연속적으로 쌓아올림으로서 3차원 영상을 재구성 하게 된다.

일반적으로 경계선은 border-following알고리즘을



그림 2 뇌단면에 대한 1차원 접근방식 보기.

적용 하게되며, 재구성된 경계선은 임의의 원하는 각도로 회전하여 2차원 화면상에 투영표시 하게되고 wire-frame형상을 생성하게 된다. 이러한 1차원 접근방식은 slice-by-slice처리를 하게되므로 고속처리가 가능한 장점이 있는 반면, border-following알고리즘만으로는 단면에서의 경계선 추출에 대한 완전한 전처리가 불가능하므로 수동전처리 과정을 거쳐야하며 복잡한 인체기관에 대한 wire-frame형태의 표현은 세밀한 부분의 묘사가 어려운 단점이 있다.

### 2.2 2차원 접근 방식

2차원적인 접근방식에는 연속적인 두장의 서로다른 형상간을 다각형으로 채워넣어 간접적으로 표면을 구성하는 방법과 단층적인 CT 영상으로 부터의 2진화 영상으로 구성되는 3차원 데이터에서 하나의 연속적 기관의 표면만을 구성하는 직접적인 방식으로 크게 나누어 진다.

#### 2.2.1 간접적인 방법

Slice-by-slice접근 방식은 그림 3과 같이 1차원

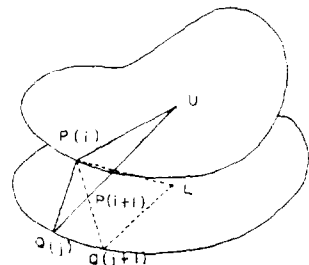


그림 3 삼각형 tile에 의한 2차원 접근방식

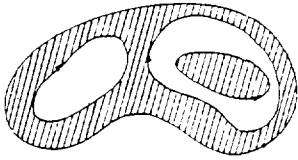


그림 4 Directed 8-contour 방식에 의한 2차원 접근방식

접근 방식으로 부터 추출된 경계선으로 부터 표면을 구성하는 tile[7]을 형성하여 표면 명암 표시 알고리즘으로 그래픽 처리하는 기법이다. 경계형상으로 부터의 tile구성은 주로 삼각형 tile에 대한 문제로서 연구되어 졌는데, 그래프 이론에 따르는 체계적인 방식으로서 1975년 Keppel[8]에 의해 처음 삼각형 tile 구성 방법이 제안된 뒤 1977년 Fuch, Kedem과 Useton에 의해 보다 빠른 알고리즘이 제시되었다. 그래프 이론에 의한 tile 방식에 나타날 수 있는 오류에 대한 대응 방법으로서 heuristics를 사용한 방식이 1978년 Christiansen과 Sederberg[9]에 의해, 그리고 1981년 Cook등에 의해 제안 되었다.

1983년 Tönnies는 Fuch등에 의한 알고리즘을 더욱 발전시켜 하나의 형상이 두개의 형상으로 나누어 지는 경우를 포함한 보다 복잡한 형상에 대한 tile구성 방법을 제안 하였다. 삼각형 tile 구성을 하지 않고 두개의 서로다른 영상에서의 경계점을 일대일로 대응시켜 사다리꼴을 형성하는 방식이 1976년 Mazziotta와 Huang에 의하여 제안되어졌다.

1978년 Sungroff와 Greenberg는 splin이론을 이용한 표면구성 방식을 제안하였다. 그러나 이러한 tile 구성에 의한 인체기관의 표면 구성 방식은 첫째, 자동적인 방식으로서 다양한 단면에 복수개의 형상이 존재하는 일반적인 경우에 대하여 표면을 재구성하기가 어렵다는 점이고, 둘째 한쌍의 주어진 외형에 대해서 자동적인 방식으로 표면이 재구성 된다고 해도 언제나 시각적으로 받아들일수 있는 표면이 구성 된다고 볼 수가 없다는 점이다.

이러한 단점에 대하여 1982년 Udupa[10]는 연속적인 2장의 서로다른 데이터로 부터 3차원 입체를 구성하는 아주 작은 평행육면체인 voxel로 이루어지는 방향성 형상으로 표현하고서 경계면의 정의에 따라서 개개의 단면에 대한 x방향 또는 y방향 으로의 경계면의 집합과 연속적인 두장에 대한 z방향으로의

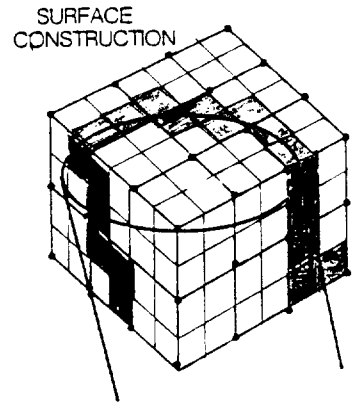


그림 5 Cuberille환경에 의한 2차원적인 접근방식

경계면의 집합을 구하고서 그 합집합으로 3차원 표면을 나타내었다. 이 방법은 tile방법의 문제점을 모두 해결하였을 뿐 아니라 방향성 형상에 따라 기관과 배경을 구분함으로써 기관의 임의적인 제거 및 첨가에 효율적이라는 장점을 갖고있다. 그러나 Udupa방법은 방향성 경계형상을 구하기 위하여 NxN의 화소에 대한 논리값의 검사와 그에따른 정제추적 및 region filling을 수행하는 단점이 있다.

### 2.2.2 직접적인 방법

1977년 Herman과 Liu[3]는 그림 5와 같이 3차원 입체에서의 voxel로의 공간 분할을 cuberille이라고 정의하고 이에 따른 새로운 영상재구성 방법을 제안 하였다. 즉 연속적인 2차원 2진화 영상의 데이터로 구성 되어지는 3차원 데이터로 부터 특정기관의 표면 만을 이용한 경계면 추적 방식에 의해 찾아내어 3차원 영상을 구성하였다.

1981년 Artzy는 cuberille의 환경아래서 특정기관 의 내부와 외부를 정의하고 경계면 검출문제를 경계면에 대응되는 마디로 이루어지는 방향성 그래프의 횡단문제로 환원시켜 그래프 이론에 따르는 효율적인 표면 재구성 방식을 제안 하였다. 이러한 cuberille접근 방식은 복잡한 어느 형태의 인체기관 이라도 재구성할 수 있다는 장점이 있는 반면, 먼저 재구성하려는 3차원 표면에 대한 초기면을 찾아 내어야하고 밀도가 유사한 두 기관이 서로 맞닿아 있을 때 어느 한 기관만을 선택적으로 재구성 할 수 없다는 단점이 있다.

2.3 3차원 접근 방식

3차원 접근 방식이란 contour나 표면을 추출하지 않고 3차원 공간내에 있는 모든 voxel을 처리하는 기법으로서 CAD와 컴퓨터비전 등에 응용되는 계층적 트리구조를 갖는 8진트리[4]방식이 있다. 8진트리 구조는 2차원 공간에서의 4진트리 구조를 3차원 표현방식으로 확장시킨 데이터 표현 방식으로서 3차원 공간상의 연관성이 포함되어 있으며, 데이터가 압축된 형식을 갖는 특징이 있다. 8진트리 표현 방식은 공간적인 연관성을 이용하고 Warnock형태의 데이터 표현 방식으로 지칭되고 있으며, 그림 6과 같이 3차원 공간을 동일한 크기의 8개의 정육면체로 분할하여 각각의 정육면체가 동질성을 만족하면 분할을 멈추고 그렇지 않으면 가장 작은 공간의 단위크기를 갖을때까지 순환적으로 분할해 나가는 방식이다. 이러한 표현방식은 트리탐색법을 활용함으로써 계산적인 면에서 효율적으로 탐색할 수 있고 좌표축의 이동, 회전, 은면제거와 같은 그래픽의 기본적인 알고리즘을 공간적인 연관성을 이용함으로써 처리할 수 있는 표현 방식이다. [11] 그러나 컴퓨터의 메모리가 한정되어 있으므로 그림 6의 (b)와 같은 트리로 구성된 포인터 구조를 갖는 일반적인 구조로는 3차원 공간내에서 많은 부분이 같은 속성을 갖는 형상에 한해서만 표현 가능하므로 복잡한 형태를 갖는 기관이나 각각 다른 속성을 갖는 인체기관을 표현하기에는 부적합한 구조를 갖으므로 메모리와 연산

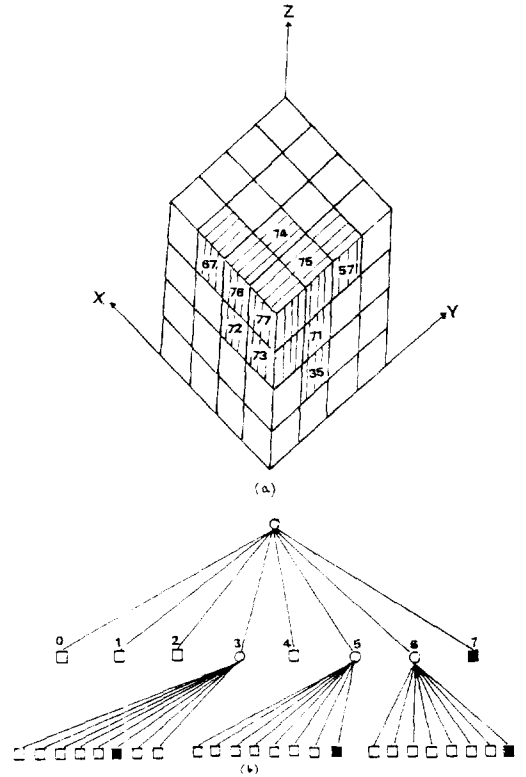


그림 6 8진트리에 의한 3차원 접근 방식

에 효율적인 데이터 구조에 대해 연구되고 있다. [12]

표 1 3차원 영상정보를 구성하기 위한 의료영상장치

Modality	Physical Principles	Typical voxel size (mm)	Voxel density
Computed Tomography	Transmission of X-rays	1×1×5	X-ray attenuation
Magnetic Resonance Imaging	Resonance of atomic nuclei	1×1×5	Proton density T <sub>1</sub> , T <sub>2</sub>
Nuclear Medicine	Decay of radioisotopes	5×5×5	Radio-Pharmaceutical concentration
Diagnostic Ultrasound	Rflection of sound waves	3×3×5	Changes in acoustic impedance

### 3. 3차원 영상의 표현

표1. 과 같이 일반적인 특성을 갖는 연속적인 2차원 단면들의 집합은 그림 7과 같은 처리과정에 의하여 2차원 화면상에 표시되고 처리되게 된다.

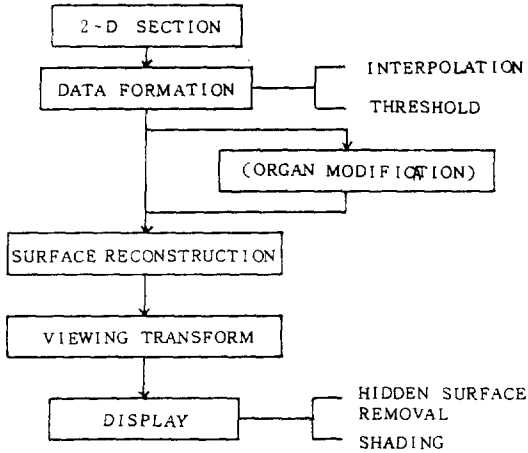
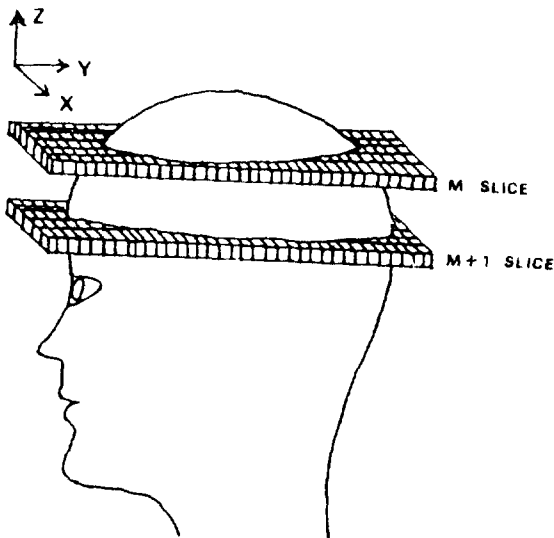


그림 7 3차원 영상구성을 위한 흐름도

#### 3.1 데이터의 획득

3차원 영상을 관측하기 위한 첫째 단계는 3차원 체적에서의 데이터 획득과정으로서 관심있는 기관의



크기와 얼마나 세밀한 영상을 얻느냐에 CT영상의 수가 결정되어진다. 일반적인 뼈조직 구조의 3차원 영상을 얻기 위해서는 골격의 형태를 가장 잘 드러 내 주는 X선 CT를 사용하게 된다. 그러나 X선 CT 로 세밀한 3차원 영상을 얻기 위해서 많은 양의 CT 영상을 얻는것은 환자에게 방사선 투여에 의한 해를 끼치게 되므로 3차원 영상구성을 위한 CT단면 간격은 단면에서 얻어지는 화소의 크기보다 크게되므로 그림 8.과같이 단면과 단면사이의 기관에 대한 불연속 공간이 존재하게 된다.

따라서 불연속 공간에 대하여 연속성을 갖는 데이터의형성을 위해서는 영상에 대한 보간이 이루어 져야한다. 이러한 보간법에는 두장의 단면에 대한 경계형상의 기하학적인 관계를 이용한 방법과 원영상 데이터의 물리적 성질을 이용하는 방법등이 있다. 데이터 획득 과정에서는 X선 광산의 형태, 확산, detector의 잡음과 단면의 중첩, 이산변환 과정의 round off, detector의 비선형성과 비균질성, 분산데이터의 에러에 의한 오차성분이 포함되게 된다.

#### 3.2 영역분할

대부분의 3차원 알고리즘은 물체의 표면을 표시하는데 목적을 두게 되므로 두번째 과정은 CT 영상으로부터 관심있는 물체만을 추출하는 것이다. 그러므로

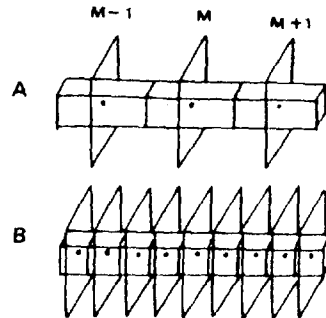


그림 8 단층적 불연속 공간에 대한 보간데이터의 형성

영상분할이란 표1과 같은 영상장비의 특성에 연관되게 되므로 X선 CT를 예로 든다면 영상분할은 X선 흡수계수에 따른 CT number에 의하여 관심있는 물체를 추출하는 것이다. 영상분할하는 방법에는 뼈구조에 대해 가장 많이 사용되는 문턱치에 의한 방법과 연조직 구조에 사용되는 분할 방법이 있다. 문턱치에 의한 방법은 체적소의 CT number가 임의의 구간에 속하게 되면 물체로, 그렇지 않으면 배경으로 구분하여 2진화 영상으로 구분하는 것이다. 연조직 구조와 같이 다중 구조이고 여러기관이 혼합되어 있는 구조로서는 부분체적 아티팩트와 확률적 동요현상에 의해 간단한 문턱치 만으로는 영상 분할을 할 수 없다.

그러므로 연계적인 분할이란 보다 복잡한 패턴 인식에 의하여 관심있는 물체를 추출하는 것이다. 즉, 임의의 voxel  $v$ 에 대하여  $t$ 를 특징벡터라 하고 그에 대한 예측자  $p(g(t))$ 가 논리적 참값을 만족하였다 하면 분할된 영상은 임의의 결정함수  $g(t)$ 에 의하여

$$Q = \{v/v \in S \cap p(g(t))\}$$

의 집합으로 나타내어 진다. 여기서  $S$ 는 voxel로 이루어지는 집합이다.

### 3.3 좌표시스템의 변환

3차원적으로 구성된 물체에 대한 임의의 회전이동은 좌표시스템의 변환에 의한 관측 위치의 이동에 의해 쉽게 이루어진다. 따라서 관측하려는 물체의 임의적인 2차원 영상을 얻기 위해서는 관측하려는 3차원 물체를 관찰자 중심의 좌표시스템으로 변환시킨뒤, 변환된 좌표시스템 내에서 투영되어 얻어진 화면 좌표값을 구한다.

### 3.4 은면제거

관측하고자 하는 물체의 표면 데이터가 구해지고 화상좌표 시스템으로 변환 되었어도 이를 사실적으로 나타내기 위해서는 은면이 제거되고 명암이 주어 져야 한다. 은면 제거 알고리즘은 영상공간과 물체 공간에서의 방법이 있다. [13] 물체공간에서의 방법은 appel, Calimberti, Montanori, Newell등에 의하여 발

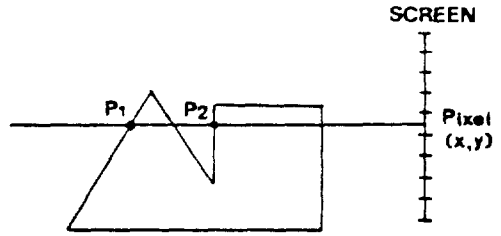


사진 1 3차원 영상의 후공절제술에의 응용

견되었으며 정확히 은면제거가 되는 장점이 있다. Warnock, Watkins등에 의하여 발전된 영상공간에서의 방법은 화면표시 영상 분해능내에서 계산하는 것으로서 물체공간 방법보다 적은 정렬(sort)를 하여 연산이 간단하게 된다.

그림 9는 물체가 여러 면을 갖고있어 복잡한 경우에 효과적인 것으로 알려진 영상공간에서의 은면제거 알고리즘인 depth-buffer 알고리즘을 보여주고 있다. Catmull에 의해 1975년 처음 제시된후에 1977년 Herman과 Liu에 의해 인체기관의 표현에 적용되기 시작한 depth-buffer알고리즘은 화면에서의 임의의 점  $(x,y)$ 에 대하여 그점으로 투영되는 3차원 물체의 각점에 대하여 관측자의 거리를 비교하여 가장 작은값을 갖는 점만을 표시하는 방법이다.

### 3.5 명암표시

명암표시의 목적은 검출된 표면으로 부터 물체가 갖고있는 상세한 정보를 사실감 있게 표현하는 것이다. 명암표시 방법에는 물체공간에서의 명암표시 방법과 영상공간에서의 명암표시 방법이 있다. 명암표시 기법은 물체의 밝기가 거리에 따라 선형적으로 변한다는 선형감쇄법칙과 표면의 밝기가 법선벡터와 광원방향 벡터의 내적에 비례한다는 Lambert의 cosine법칙에 따르는 난반사 모델을 기본 원리로 한다.

물체공간에서의 명암 기법으로서 대표적인 기법으로는 표면각을 이웃한 표면 법선 벡터로 부터 보간하여 구함으로서 사실감있게 나타내는 Graude명암 기법과 phong명암기법이 있는데 phong명암기법은 다면체 각점에서의 수직벡터를 다면체의 표면을 따라 보간시켜 실질적인 법선벡터를 구할 뿐 아니라 광의 반사각과 관측방향을 고려하는 경면반사 모델

을 포함 함으로서 기존의 명암기법중 가장 영상이 뛰어나다고 간주되고 있다. 그러나 인접벡터의 성분

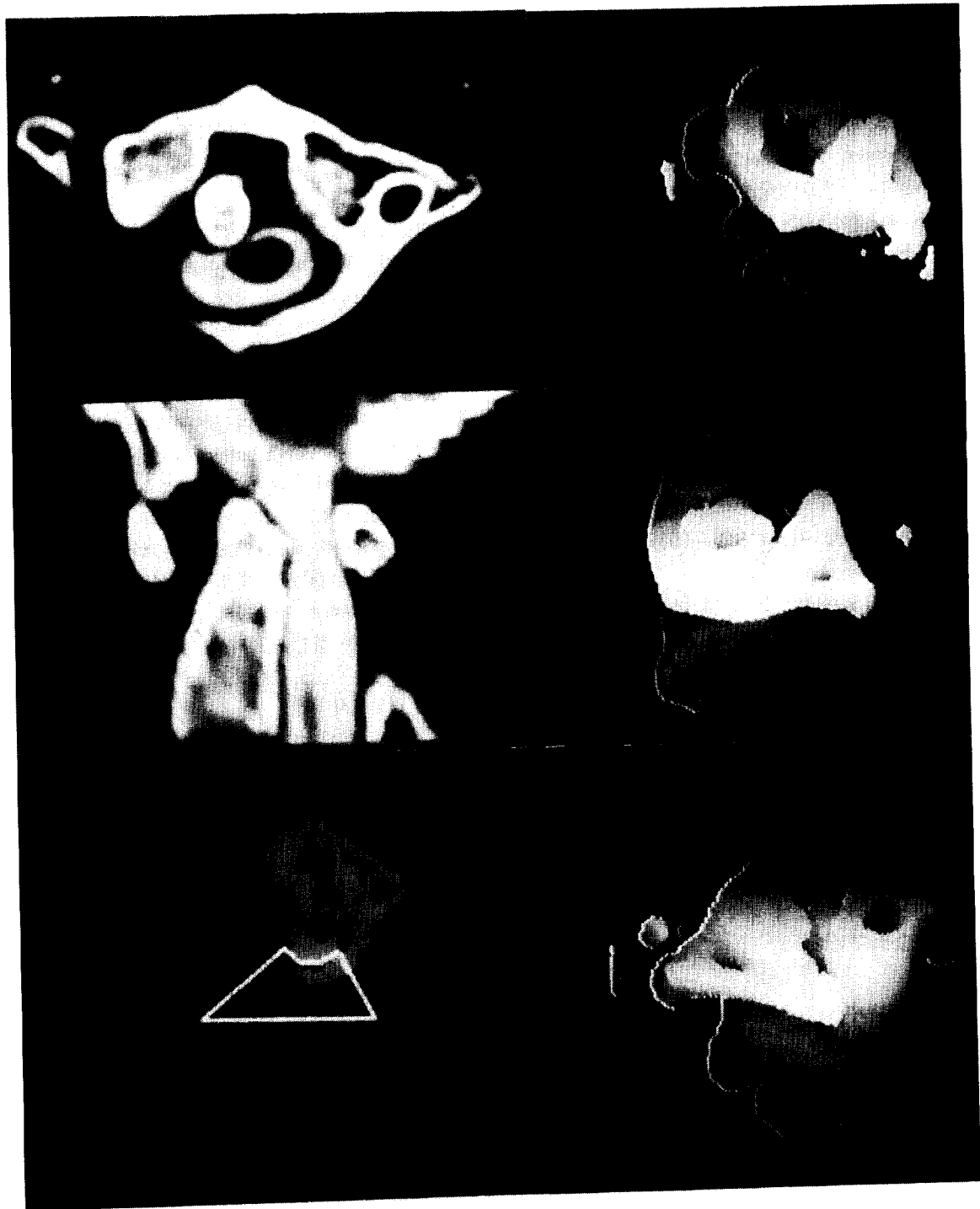


그림 9 거리에 따른 은면제거

을 알고 있어야하고 보간하기 위해서는 많은 연산시간과 추가 메모리를 사용해야하는 단점을 갖고 있다.

1985년 Chen, Herman, Reynolds 그리고 Udupa 등은 cuberille 환경에서 단지 인접한 4개의 체적소의 정보로 phong 명암기법과 근사한 결과를 얻으면서도 시간적으로 빠른 normal-based-contextual 명암기법을 제안하였다. 한편으로 동년에 Reynolds는 기존의 방식이 3차원 표면을 나타내는 표준좌표계에서 이루어짐으로 인한 시간적 비효율성을 눈좌표계로 나타나 보이는 표면에 대해서만 명암의 계산을 하여줌으로서 기존의 방법과 거의 유사한 영상을 얻으면서 시간적으로 상당히 빠른 영상공간에서의 명암기법인 gradient 명암기법[14]을 제안하였다. 3차원적으로 구성되어진 병변의 보다 객관성 있는 개념을 얻기 위한 명암처리기법은 임상적인 적용 사례에 의하여 그 중요성이 더욱 강조되어지고 있으며, 보다 사실적인 영상표현을 얻기 위한 연구가 진행되어지고 있다.

#### 4. 임상응용

CT영상의 3차원 재구성 기법은 정형외과, 신경외과, 성형외과 등에 적용이 되어져 진단 및 치료에서 기존의 다른 영상기법이 제공하지 못한 정확한 정보를 제공할 수 있음이 외국의 임상보고서에서 발표되어지고 있는데, 그 응용 범위는 컴퓨터 기술의 발달과 새로운 소프트웨어의 개발에 따라 계속 확장되어지고 있다. 현재 응용이 되고 있거나 가능성이 있는 분야는 다음과 같다. [15~18]

- 신경외과 : 뇌정위적 수술, 두뇌심부나 척수 등의 수술
- 정형외과 : 인공관절 대체수술, 다발성 복합골절의 진단 및 수술
- 성형외과 : 안면부 성형수술
- 이비인후과 : 중이수술
- 진단 및 치료방사선학 : 암환자의 방사선 치료 계획 수립

사진1은 임상응용의 보기로서 후궁(Posterior neural arch) 절제술을 시행하기 위한 계획 수립 영상이다. 종방향과 횡방향에서의 CT영상과 절제술을

시행하지 않았을 때의 재구성 영상, 절제술을 시행하기 위한 단면에서의 계획영상, 그리고 후궁을 절제한 뒤 3차원 적으로 재구성 되어진 영상을 보여주고 있다.

#### 5. 결 론

컴퓨터기술 및 영상 공학 이론의 지속적인 발달에 따른 의학적인 응용은 이제 환자의 진단적 목적을 넘어서 치료에 획기적인 역할을 담당하게 되었다. 3차원 영상이 진단적 응용외로 수술적인 목적에 적용이 되기 시작하면서 그 필요성이 임상 논문에서 발표되어지고 있으며, 3차원 영상에 대한 계속적이고 응용 목적에 따른 세분화된 연구가 행하여지고 있다. 따라서 국내에서도 그간에 이룩한 공학적인 결과를 토대로 국내 의료기술의 고급화를 위하여 폭넓은 연구가 이루어져야 하겠다. 특히 3차원 영상은 다른 영상 장비와 달리 그 응용 목적에 따라 수 많은 소프트웨어가 개발될 전망이며, 그 가격도 수만 불에서 수십만 불에 이르는 고가이므로 이에대한 본격적이고 신중한 연구가 기대되는 것이다.

#### 참 고 문 헌

- [1] P.Bloch, and J.K.Udupa, "Application of computerized Tomography to radiation therapy and surgical planning." Proc. IEEE, vol.71, no.3, pp. 351-355, 1983.
- [2] W.V.Glenn et al, "Image generation and display techniques for CT scan data: This transverse and reconstructed coronal and sagittal planes," Invest. Radiol., vol.10, pp.403-416, 1975.
- [3] G.T.Herman and H.K.Liu, "Three-dimensional display of human organs from computed tomograms." Comput. Graph. Image Proc. vol.9, pp. 1-21, 1979.
- [4] D.Meagher, "Geometric modelling using octree encoding," Comput. Graph. Image Processing, vol. 19, pp.129-147, 1982.
- [5] M.W.Vamier, J.L.Marsh, and J.O.Warren, "Three-dimensional computer graphics for craniogacial surgical planning and evaluation." Computer Graphics, vol.17, no.3, pp.263-273, 1983.
- [6] H.Fuchs, Z.M.Kedem, and S.P.Uselton, "Optimal surface reconstruction for planar contours." Com-



- mun. ACM, vol.20, pp.693-702, 1977.
- [ 7 ] S.Batnitzky et al, "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.
- [ 8 ] E.Keppel, "Approximating complex surfaces by triangulation of contour lines," IBM.J.Res. Devel. vol.19, pp.2-11, 1975.
- [ 9 ] H.N.Christialsen and T.W.Sederberg, "Conversion of complex contour line definitions into olygonal element mosaics," Comput.Graph. vol.12, pp. 187-190, 1978.
- [10] J.K.Udupa, "Interactive segmentation and boundary surface formation for 3-D digital images," Comput, Graph. Image Proc.,vol.18, pp.213-235, 1982.
- [11] S.H.Park, S.K.Yoo, "A hierarchical data representation for shaded surface display of CT image," IFMBE Symposium, Australia, Melborne, 1989.
- [12] 박상희, 유선국, "선형 OCTREE에 의한 CT영상의 3차원 재구성 및 표현" 전자공학회지, 제26권, 제6호, 1989.
- [13] W.M.Newman and R.F.Sproull, Principal of interactive computer graphics, New York:McGraw-Hill, 1979.
- [14] D.Gordon, and R.A.Reynolds, "Image space shading of three-dimensional objects," Comp. Graph. Image Proc., vol.29, pp.361-376, 1985.
- [15] D.C.Hemmy et al, "Three-dimensional reconstruction of craniofacial deformity using computed Tomography," J.of Neurosurgery, vol.13, pp. 534-541, 1983.
- [16] D.L.Burk et al, "Three-dimension computed tomography of acetabular fracture," Radiology, vol.184, pp.183-186, 1985.
- [17] J.L.Marsh and M.W.Vannier, "The third dimension in craniogacial surgery," Plastic and Reconstructive surgery, vol.71, no.6, pp.759-767, 1983.
- [18] J.Pettigrew, J.Udupa et al., "Identification of an anteriorly displaced meniscus in vitro by means of three-dimensional image reconstructions," Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Phathology, vol.59, no. 5, pp.535-542, 1985.