

CT영상의 3차원 재구성 및 표현에 관한 연구

한영환 · 이응혁 · 장영건 · 홍승홍

=Abstract=

A Study on the 3D Reconstruction and Representation of CT Images

Young Hwan Han, Eung Hyuk Lee, Young Gun Jang, Seung Hong Hong

Many three-dimensional object modeling and display methods for computer graphics and computer vision have been developed. Recently, with the help of medical imaging devices such as computerized tomography, magnetic resonance image, etc., some of those object modeling and display methods have been widely used for capturing the shape, structure and other properties of real objects in many medical applications.

In this paper, we propose the reconstruction and display method of the three-dimensional object from a series of the cross sectional image. It is implemented by using the automatic threshold selection method and the contour following algorithm. The combination of curvature and distance, we select feature points. Those feature points are the candidates for the tiling method. As a results, it is proven that this proposed method is very effective and useful in the comprehension of the object's structure. Without the technician's response, it can be automated.

Key words : 3D Reconstruction, Contour tracing, Curvature, Feature point

서 론

최근 컴퓨터 단층 촬영기, 자기 공명 영상장치(MRI), 양자 방출 촬영기(PET), 초음파 스캐너와 같은 의료영상 장치의 도움으로 인체의 내부 기관이나 머리부분 등의 질환부위에 대한 영상을 얻어 진단에 사용하고 있다^[1~4]. 현재 사용되는 의학 영상장치들의 대부분은 대상들이 삼차원임에도 불구하고 일련의 단면영상만을 제공한다. 이러한 장치들에서 얻어지는 것은 이차원적인 영상이므로 공간적인 위치나 깊이 등을 표현하기에는 부족한 점이 많다. 그러나 단면영상 내에는 많은 삼차원적인 정보들이 포함되어 있으므로 이러한 단면영상을 여러장 이용하여 삼차

원적인 대상물을 재구성한다면 위의 단점을 보완할 수 있다.

이차원 영상을 이용하여 삼차원 입체를 재구성하는 방법으로는 구성할 물체의 내부구조를 고려하지 않고 표면 형태만 고려하는 방법(surface description method)과 내부구조까지 고려한 모든 체적소로부터 재구성하는 방법(volumentric description method)이 있다. 전자는 복잡한 구조의 완전한 표현은 어렵지만 수행시간 및 필요한 데이터가 적다는 장점이 있고 후자는 복잡한 물체라도 완전하게 표현할 수 있지만 자료의 저장에 큰 기억공간이 필요하다는 단점이 있다^[5].

표면형태만을 고려한 방법으로 영상을 재구성하기 위해

서는 단면 영상에서 윤곽선을 구하고 그 윤곽선 중에서 재구성을 효율적으로 하기 위해 특징점을 선택하여 사용한다. 이러한 특징점을 정하는 방법으로는 윤곽선 상에서 일정 간격으로 샘플링하여 특징점을 선택하는 방법⁶⁾, 곡률에 근거하여 선택하는 방법^{7), 8)}과 다각형 근사(polygonal approximation)에 의한 방법⁹⁾ 등이 사용된다.

삼차원적인 영상의 표시와 해석을 수행하기 위하여 구성된 몇 가지 특별한 목적의 시스템들은 특별한 하드웨어가 필요하며 상당히 고가이다. 그러므로 일반적인 목적의 컴퓨터 환경에 적합한 의료영상의 표시와 해석에 대한 문제를 위해 효율적인 데이터 구조와 알고리즘의 설계가 필요하다.

따라서 본 연구에서는 개인용 컴퓨터를 사용하여 단면 영상 데이터로부터 디지털 영상처리 기술과 컴퓨터 그래픽스 이론을 이용하여 삼차원 영상을 재구성하고 표시하는 것을 목적으로 하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장은 영상의 재구성과정으로 별도의 입력과정이 필요하지 않도록 하기 위해 사용한 자동적인 임계치 결정법, 윤곽선 추적 알고리즘, 곡률에 의한 특징점 선택의 단점을 보완하기 위하여 거리를 고려한 방법, 영상의 회전변환 표시 등에 관하여 기술하였다. 3장은 실험결과와 검토를 끝으로 4장에서 결론을 맺었다.

영상의 재구성 과정

영상의 재구성 과정을 다음과 같은 절차에 의하여 행하였다. 먼저 CT 단면 영상으로부터 영상을 입력받아 전처리 과정을 거친 후에 윤곽선을 추출하였다. 윤곽선을 추출하는데에는 보통 대화적인 방법을 사용한다. 본 연구에서는 자동화를 하기 위해 Otsu가 제안한 자동적인 임계치 설정 방법¹⁰⁾을 이용하여 이치화시킨 영상에서 윤곽선 추적 알고리즘을 사용하여 각 단면 영상에서 윤곽선을 구하였다. 영상을 재구성하여 표시하기 위하여 이 윤곽선들을 회전변환 시켰다. 이러한 처리의 전과정을 그림1에 나타내었다.

2. 1 분산 최대에 의한 임계치 결정법

주어진 영상의 그레이 톤 벨 L이라 하자. 각 그레이 톤 벨 i에서의 히스토그램을 확률밀도함수(probability density function)로 표현하면 다음과 같다.

$$P_i = n_i / L, P_i \geq 0 \sum_{i=1}^L P_i = 1 \quad (1)$$

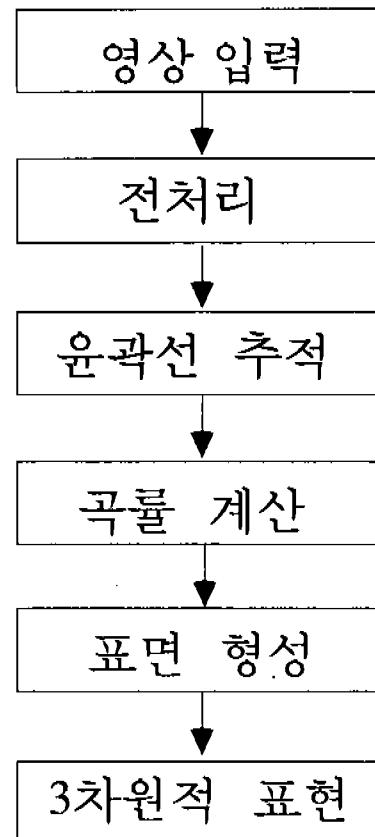


그림 1. 영상의 재구성과정

Fig. 1. Reconstruction process.

여기서

$$N = n_1 + n_2 + n_3 + \dots + n_L = \sum_{i=1}^L n_i \quad (2)$$

n_i : 그레이 톤 벨 i에서의 화소수

P_i : 그레이 톤 벨 i의 확률

k 톤 벨에서의 임계치에 의해 $C_0 = \{1 \sim k\}$, $C_1 = \{k+1 \sim L\}$ 의 두 클래스로 나누면 C_0 , C_1 의 출현 확률 ω_0 , ω_1 과 평균 μ_0 , μ_1 은

$$\omega_0 = \Pr(C_0) = \sum_{i=1}^k P_i = \omega(k) \quad (3)$$

$$\omega_1 = \Pr(C_1) = \sum_{i=k+1}^L P_i = 1 - \omega(k)$$

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^k i \Pr(i | C_0) = \sum_{i=1}^k i P_i / \omega_0 = \mu(k) / \omega(k) \quad (4)$$

$$\begin{aligned}\mu_i &= \sum_{i=k+1}^L i \Pr(i|C_i) = \sum_{i=k+1}^L i P_i / \omega_i \\ &= (\mu(L) - \mu(k)) / (1 - \omega(k))\end{aligned}$$

이고 k 번째 레벨의 영차 누적 모멘트 $\omega(k)$ 와 일차 누적 모멘트 $\mu(k)$ 는

$$\omega(k) = \sum_{i=1}^k P_i \quad (5)$$

$$\mu(k) = \sum_{i=1}^k i P_i \quad (6)$$

$$\mu_T = \mu(L) = \sum_{i=1}^L i P_i \quad (7)$$

이다. 여기서 μ_T 는 영상 전체의 평균이다. 따라서 μ_T 는

$$\omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1 = \mu_T, \omega_0 + \omega_1 = 1 \quad (8)$$

과 같고 각 클래스의 분산은 다음과 같다.

$$\sigma_0^2 = \sum_{i=1}^k (i - \mu_0)^2 \Pr(i|C_0) = \sum_{i=1}^k (i - \mu_0)^2 P_i / \omega_0 \quad (9)$$

$$\sigma_1^2 = \sum_{i=k+1}^L (i - \mu_1)^2 \Pr(i|C_1) = \sum_{i=k+1}^L (i - \mu_1)^2 P_i / \omega_1 \quad (10)$$

최적의 임계치 k 를 찾기 위하여 두 집단의 분리도 측정법을 도입하면 최적의 문턱치 k^* 는

$$\sigma^2 B(k^*) = \max_{1 \leq k < L} \sigma^2 B(k) \quad (11)$$

에서 구할 수 있다. 여기서 $\sigma^2 B(k)$ 는 다음과 같다.

$$\sigma^2 B(k) = \frac{[\mu_0 \omega(k) - \mu(k)]^2}{\omega(k)[1 - \omega(k)]} \quad (12)$$

2. 2 윤곽선 추적

영상에서 대상패턴의 특징을 추출하거나 인식할 경우 윤곽선을 사용할 수 있는데 이는 윤곽선에 중요한 정보가 포함되어 있기 때문이다. 윤곽선상의 점들은 하나의 경로에 의해 조사 되어질 수 있고 조사를 위해 하나의 패곡선을 선택하는 것은 가능하다. 이치화된 영상에서 재구성에 사용할 영상의 윤곽선을 구하기 위해 추적 알고리즘을 사용하였다. 윤곽선의 추적에서 어떤점을 추적의 시작점으로 선택하느냐 하는것은 상당히 중요하다. 초기 시작점은 평

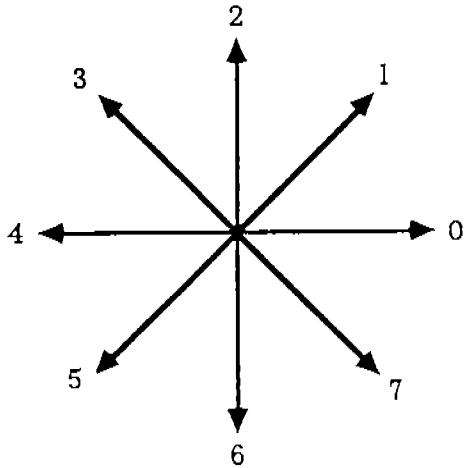


그림 2. 8방향의 코드값

Fig. 2. Eight directional code.

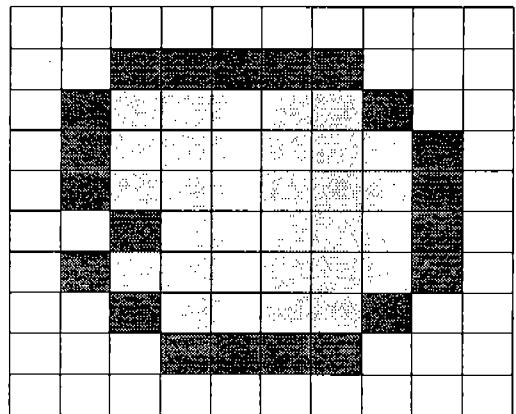


그림 3. 윤곽선 추적 알고리즘에 의해 구해진 윤곽선의 예

Fig. 3. Example by contour tracing algorithm.

면에 대해 top-to-bottom, left-to-right 스캔 (scan)을 포함한 방법으로 선택하였다. 또한 인접한 이웃을 4방향으로 하느냐, 8방향으로 하느냐에 따라 대각선 연결이 나타날 수도 있다. 윤곽선을 반시계 방향으로 추적함으로 폐경로인 외부 윤곽선을 얻었다. 윤곽선 추적에서 초기 시작점의 위치와 끝점이 같을때 추적은 종료되며 하나의 완전한 윤곽선으로 인정 된다. 이 알고리즘에 사용할 8방향의 코드 값을 그림 2에 나타내었으며 이치화된 도형에서 구해진 윤곽선의 예를 그림 3에 나타내었다. 윤곽선 추적 알고리즘은 다음과 같다. 여기서 A는 집합 R에서 윤곽선의 시작점, C는 현재의 점, S는 탑색 방향, first는 단지 추적이 시작할 때

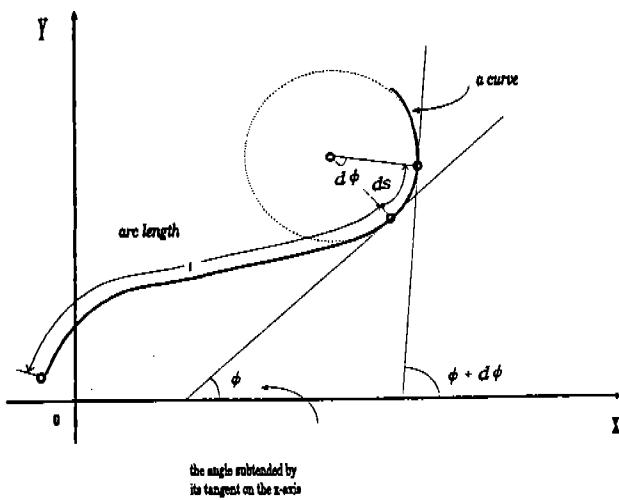


그림 4. 두점 P, Q 사이의 곡률

Fig. 4. Curvature between P, Q points.

참인 flag, found는 다음점이 있을때 참인 flag 이다.

Contour Tracing Algorithm

1. Choose a point A in the contour such that its 8-neighbor is not in the set.
2. Set the current point C to A, the flag first to true.
3. While C is different from A or the flag first is true do steps
Begin..

Set the flag found to false

While found is false do steps

Begin.

if B, the (S-1)-neighbor of C, is in R, then

Begin.

Set C to B, S to S-2, and found to true.

End.

Else if B, the S-neighbor of C, is in R,

then set C to B and found to true.

Else if B, the (S+1)-neighbor of C, is in R,

then set C to B and found to true.

Else increment S by 2.

End.

Set first to false.

End.

End of Algorithm.

2. 3 곡률 계산

곡률은 구해진 윤곽선을 이용해 삼차원적인 영상을 재구성할 때 사용하기 위한 특징점을 선택하기 위해 계산되어 진다. 곡률이 큰 점을 특징점으로 정하므로 임의의 형태를 갖는 윤곽선을 몇 개의 세그먼트(segment)들로 분해할 수 있다.

그럼 4에 두점 P, Q 사이의 곡률에 관한 것을 나타내었다. s는 곡선 PQ 사이의 호의 길이이고 ϕ 는 P를 지나는 직선과 X축이 이루는 각이다. 그때 $\kappa = \frac{d\phi}{ds}$ 가 P점에서의 곡률이다.

어떤 함수 $y(x)$ 에 대한 곡률은 다음과 같이 정의된다.

$$\kappa(x) = \frac{|y''|}{(1+(y'(x))^2)^{3/2}} \quad (13)$$

여기서

$$y'(x) = \frac{dy}{dx}, y''(x) = \frac{d^2y}{dx^2} \text{ 이다.}$$

곡선은 실영상으로부터 얻어지므로 일반적으로 적당한 함수 $y = y(x)$ 를 구하기가 어렵다. 따라서 x와 y를 매개변수 형태(parametric form)인 $x(t)$ 와 $y(t)$ 로 만들 수 있다. 여기서 t는 $0 < t < L$ 이고 L은 곡선의 길이이다. 그러면

$$y'(x) = \frac{y'}{x'}, \text{ 그리고 } y''(x) = \frac{x'y'' - y'x''}{x'^3}$$

인데 여기서

$$\begin{aligned} x(t) &= \frac{dx}{dt} & y(t) &= \frac{dy}{dt} \\ x''(t) &= \frac{d^2x}{dt^2} & y''(t) &= \frac{d^2y}{dt^2} \text{ 이다.} \end{aligned} \quad (14)$$

위의 식들을 $\kappa(t)$ 에 관한 식에 대입하고 단순화하면 다음과같은 식을 얻을 수 있다.

$$\kappa(t) = \frac{x'(t)y''(t) - x''(t)y'(t)}{(x'(t)^2 + y'(t)^2)^{3/2}} \quad (15)$$

2. 4 특징점을 이용한 표면 형성

영상을 재구성하여 삼차원적으로 표시하기 위하여 곡률

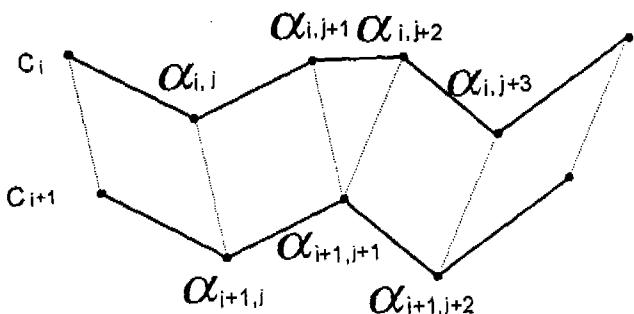


그림 5. 표면 형성
Fig. 5. Surface formation.

과 거리를 근거로하여 특징점을 선택하였다. i번째 윤곽선에서의 특징점과 i+1번째 윤곽선의 특징점을 연결에 사용하였다. i번째 윤곽선의 j번째 점에서 i+1번째 윤곽선의 가장 가까운 점을 연결하였다. 가까운 점을 찾는데 비교의 속도를 빠르게 하기 위하여 영역을 제한하여 사용하였다. 표면형성에 관한 것을 그림 5에 나타내었다.

2. 5 영상의 회전변환 표시

왼손 좌표계는 왼쪽 손가락들을 X축의 양의 방향에서 Y축의 양의 방향으로 훨때 원손 엄지 손가락이 가리키는 방향을 Z축의 양의 방향으로 하는 좌표계이다. 보통의 영상표시는 화면상에서 X, Y좌표만으로 나타난다. 이것을 삼차원 좌표로 생각할때에는 그 평면을 Z=0인 평면으로 생각하면 된다.

이차원적인 표시화면을 삼차원좌표로 화면상에서 보이게하기 위해서는 X축을 중심으로 회전변환 시켜야 한다. X축을 중심으로 회전변환 할때의 행렬식은 다음과 같다.

$$Rx(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & \sin\alpha & 0 \\ 0 & -\sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

화면에서 사용하는 X, Y좌표축을 가진 이차원 좌표계와 삼차원적인 원손 좌표계를 그림 6, 그림 7에 나타내었다.

실험결과 및 검토

실험에 사용한 영상은 성인 5사람의 CT사진에서 얻은

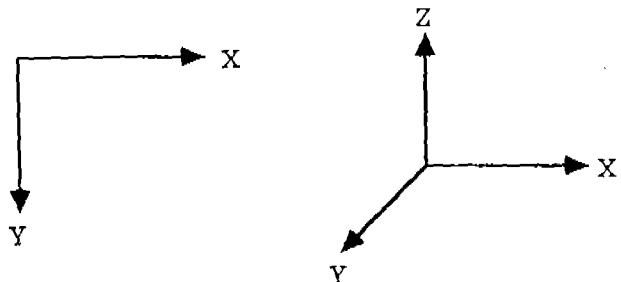


그림 6. 이차원 좌표계
Fig. 6. 2D coordinate.

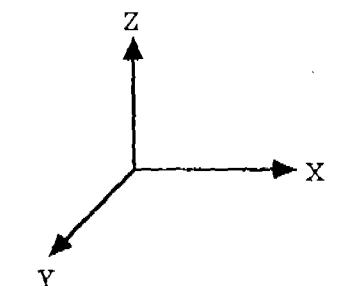


그림 7. 삼차원 원손 좌표계
Fig. 7. 3D left-handed coordinate.

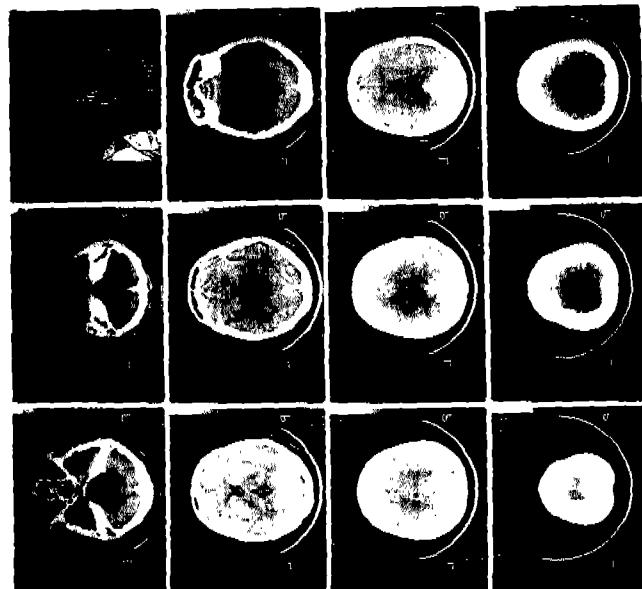


사진 1. 머리 CT 사진
Picture. 1. CT picture of head.

것을 대상으로 하였다. 1인의 복부 CT사진, 1인의 척추 CT사진, 3인의 머리 CT사진이다. 사용한 사진중에 대표적인 것을 사진 1에 나타내었다. 사진 1은 12장의 단면영상을 갖고있는 머리 CT 사진이다. 영상의 입력은 CCD카메라를 사용하여 단면영상을 256×256 의 크기로 차례로 입력하였다. 입력된 영상은 전처리과정을 거친후 앞에서 언급한 재구성 과정에 따라서 처리하였다. 구해진 윤곽선 추적결과의 한 예를 이차원 평면상에 나타낸 것이 그림 8이다. 희미하게 보이는 선이 윤곽선 추적의 결과이며 진한점으로 표시한 것이 곡률계산에 의하여 선택된 특징점이다. 그림 9는 머리 CT사진에서 구한 11장의 윤곽선을

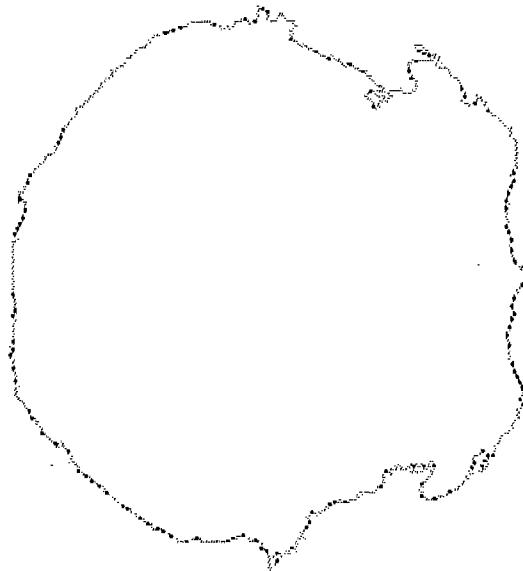


그림 8. 윤곽선 추적의 결과와 특징점

Fig. 8. Feature points and example of contour tracing.

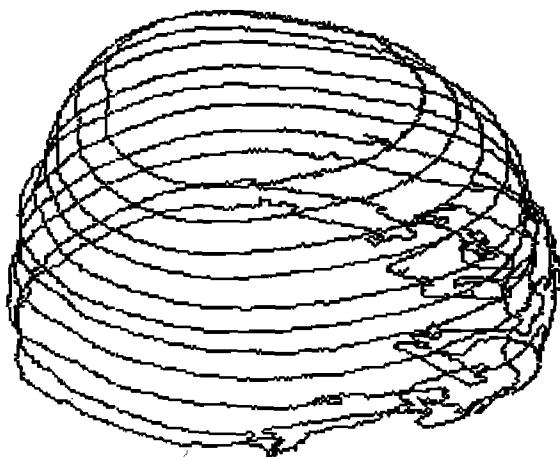


그림 9. 윤곽선들의 삼차원적인 표현

Fig. 9. 3D representation of stacking

삼차원좌표축상에 표시한 것이다. 곡률에 근거한 특징점을 사용한 영상의 재구성을 그림 10에 나타내었다. 나머지 사진들도 동일한 방법으로 처리하여 삼차원 좌표축상에 표시할 수 있었다.

결 론

본 연구로부터 얻은 결과는 다음과 같다. 고가의 하드웨

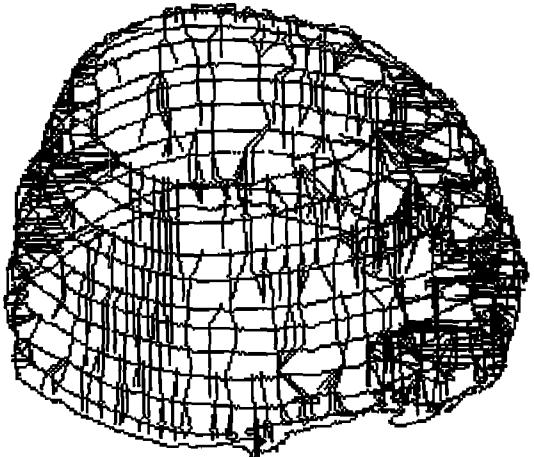


그림 10. 특징점을 사용한 영상의 재구성

Fig. 10. Reconstruction using the feature points of all the contours.

어 장치가 별도로 필요하지 않아 일반 PC상에서 위의 알고리즘을 간단하게 구현할 수 있었다. CT의 이차원적인 단면 영상들을 이용하여 삼차원적으로 재구성하여 표시할 수 있었다. 신체의 여러부위에 관해서도 처리가 가능하였다. 영상을 입력한 후에는 윤곽선 검출 등 별도의 입력과정이 필요하지 않으므로 자동화가 가능하였다. 입력영상 중에서 인체의 내부기관 만을 분할할 수 있으면 이의 재구성 및 표시에도 사용할 수 있을 것이다. 추후 연구과제로는 영상의 재구성 과정에서 효율적인 은선제거 알고리즘과 셰이딩(shading) 등이 필요할 것이다. 이 연구의 결과를 좀 더 보완한다면 방사 치료계획, 수술 계획 등에도 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Long-Wen Chang et al, "Reconstruction of 3D Medical Image : A Nonlinear Interpolation Technique for Reconstruction of 3D Medical Images", C.V.G.I.P, Vol. 53, No. 4, July, pp.382-91, 1991.
2. Jean-Daniel Boissonnat, "Shape Reconstruction from Planar Cross Sections", C.V.G.I.P, Vol. 44, pp.1-29, 1988.
3. Lib-Shyang Chen, "Representation, Display and Manipulation of 3D Digital Scenes and Their Medical Applications", C.V.G. I.P, Vol. 48, pp.190-216, 1989.
4. Peter Seitz, "Fast Contour Detection Algorithm for High Precision Quantitative CT", IEEE Trans. on M.I., Vol. 2, No. 3, Sep, 1983.
5. C. H. Chien, J. K. Aggarwal, "Volume Surface Octrees for the

- Representation of Three-Dimensional Objects*", C.V.G.I.P, Vol. 36, pp.100-113, 1986.
6. 久野義徳 et al, "超音波心臓像からの左室立體像の再構成と表示" 醫用電子と生體工學, Vol. 23, No. 1, Feb, pp.14-20, 1985.
7. Daniel M. Wuescher,Kim L. Boyer, "Robust Contour Decomposition Using a Constant Curvature Criterion", IEEE Trans. on PAMI, Vol. 13, No. 1, pp.41-51, 1991.
8. Farzin Mokhtarian, Alan Mackworth, "Scale-Based Description and Recognition of Planar Curves and Two-DimensionalShape", IEEE Trans. on PAMI, Vol. 8, No. 1, pp.34-43, 1986.
9. Rafael C. Gonzalez, Digital Image Processing, Addison-Wesley, 1992.
10. Nobuyuki Otsu, "A Threshold Selection Method from Gray Level Histograms", IEEE Trans. on SMC, Vol. 9, No. 1, Jan, 1979.
11. Donald Hearn etal, Computer Graphics, Prentice-Hall, 1986.