

임상적 초음파 신호의 3차원 영상처리를 위한 알고리즘

An Algorithm for 3-Dimensional Reconstruction of Clinical Ultrasonic Image

陳 榮 敏* · 禹 廣 芳** · 俞 亨 植***
 (Young-Min Chin · Kwang-Bang Woo · Hyung-Sick Yu)

요 약

본 논문은 입체의 정량화 요인인 체적과 표면적 측정에 효율적인 알고리즘과 입체를 3차원 영상으로 재구성하는 알고리즘을 제시하였다. 알고리즘은 경계점 선정 알고리즘과 경로탐색 알고리즘으로 분류되고, 효율성을 높이기 위하여 원형 리스트와 그래프 기법을 이용하였다. 수학적 모델을 이용하여 컴퓨터 해석을 실행한 결과, 허용오차 1.001과 1.002에 대해서는 수행시간을 크게 줄이면서 (66%-80%), 체적 및 표면적의 추정값을 상당히 적은 오차(3% 미만)로써 구할 수 있었다. 따라서 본 연구에서 제안된 경계점 선정 알고리즘이 효율적이며, 제한된 탐색 알고리즘에 의해 연산 수행시간을 축소할 수 있음을 제시하였다.

Abstract- In this paper, an efficient algorithm for estimating volume and surface area and a reconstruction algorithm for 3-dimensional graphics are presented. In order to improve computing efficiency, the graph theory is utilized and the algorithm to obtain proper contour points is developed by considering several tolerances. Search for the contour points is limited by the change of curvature of cross sectional contour to provide efficiency in searching the minimum cost path. In computer simulation of these algorithms, the results show that, for the tolerance values of 1.001 and 1.002, the execution time is reduced to 66%-80% and the error for the measured value is less than 3%. The reconstructed 3-dimensional images from the cross sections can be analyzed in many directions using the graphic scheme.

1. 서 론

입체의 체적과 표면적 및 3차원 영상은 입체를 해석하는 데 기본적인고도 중요한 정량화 요소이다. 제한된 2차원 단면정보로 부터 물체의 체적과 표면적을 추정하는 방법은 많은 오차를 수반하게

*正 會 員 : 三星電子通信研究所 先任研究員 · 工博
 **正 會 員 : 延世大 工大 電氣工學科 教授 · 工博
 ***正 會 員 : 延世大 醫大 放射線科 副教授 · 醫博
 接受日字 : 1988年 9月 17日
 1次修正 : 1988年 12月 12日
 2次修正 : 1989年 6月 29日

되며, 3차원 영상으로 재구성할 때 원래의 모습과 커다란 오차를 보이게 되므로, 오차를 줄이기 위해서는 최적의 표면을 선정하여야 한다. [1, 2]

입체에 대한 정량화 요소를 구하는 기존의 연구로는, Watanabe가 제안한 각 단면에 대한 면적벡터를 적분해 주는 방법과 [3, 4] Fuchs등이 제안한 그래프 기법등이 있다. [5] 그러나 Watanabe가 제안한 방법은 곡률변화가 심한 입체에 대해서는 단면에 대한 면적벡터에 많은 오차의 요인이 수반되며, 면적벡터를 적분하는 방법에 따라서도 오차가 발생한다. Fuchs등의 그래프 기법은 입체의 최적 표면을 선정할 수 있다는 점에서는 오차를 줄일 수 있으나, 최적경로를 선정할 때 모든 경로의 하중값을 계산하여 비교하기 때문에 경로탐색시간이 오래 걸리는 단점이 있다.

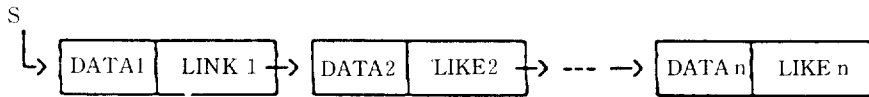
본 논문에서는 곡률변화에 따라 적정의 경계정보를 선정하여 오차를 줄일 수 있는 벡터 개념에 근거한 다면체 기법을 사용하였으며, 이중연결 원

형리스트를 사용하여 데이터를 처리함으로써 수행 시간을 단축시켰다. 또한, 일련의 2차원 단면정보로부터 입체의 형태를 3차원으로 나타내었다.

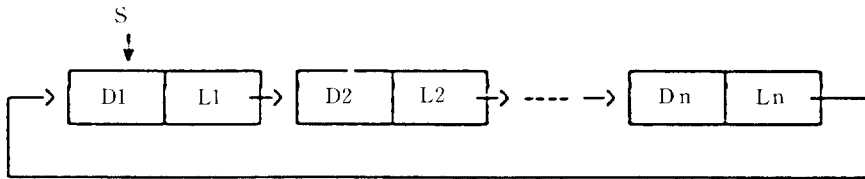
2. 그래프기법에 의한 알고리즘 구성

2.1 그래프 구성을 위한 자료구조

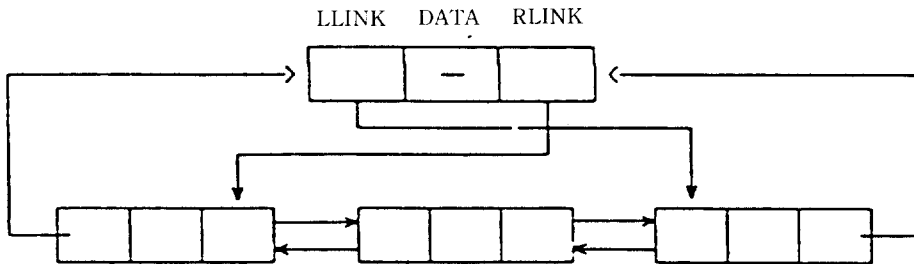
입체에 대한 해석을 좀더 효과적이고 정확하게 하기 위해서는 입체를 몇개의 횡단면으로 잘랐을 때 각 단면에 대한 3차원적인 위치 정보를 레코드 형태로 정의하여 보존하여야 한다. 이때, 데이터를 배열(순차적 사상)에 의해서 정렬한다면 자료 이동에 소요되는 시간이 길어지고, 각 자료의 저장에 필요한 최대한의 기억장소를 확보해야 하므로 기억 장소가 낭비된다. [10] 따라서, 이러한 단점을 보완하기 위해서는 그림 1의 (a)와 같이 연결리스트를 사용하여 자료를 보존하는 것이 효율적이다.



(a) 연결리스트
(a) linked list



(b) 원형리스트
(b) Circular list



(c) 헤드 노드를 가지는 이중연결 원형리스트
(c) Doubly linked circular list with head node

그림 1 연결리스트 및 원형리스트의 구성
Fig. 1 Construction of linked list and circular list

연결리스트는 노드의 집합으로 구성되고, 각 노드는 데이터 필드와 링크 필드등과 같은 필드의 집합으로 구성된다. 그러나, 연결리스트는 자료의 탐색시간이나 데이터의 연산시간이 전체 노드의 수에 비례하므로 처리해야 할 데이터의 양이 많은 경우에는 비효율적이다. 그림 1의 (b)와 같이 연결리스트의 구조를 변형시킨 원형 리스트를 구성하면 리스트의 전체 노드 수에 관계없이 항상 일정한 시간내에 자료의 처리가 가능하다.

본 논문에서는 그림 1의 (c)와 같은 헤드 노드를 가지는 이중 연결 원형리스트를 구성하여 데이터 처리에 사용하였다. 이중연결 원형리스트에는 전위 방향을 가리키는 링크 필드와 후위 방향을 가리키는 링크 필드가 있어서 자료를 탐색할 때 후위 노드뿐 아니라 전위 노드도 쉽게 찾을 수 있는 장점이 있다.

2.2 데이터 선정 알고리즘

입체의 정량화 요소는 입체의 단면 영상에서 얻은 각 단면의 경계 정보로부터 경계점을 선정하는 방법에 따라 많은 차이를 보이게 된다. 입체에 대한 3차원적 정량화 요소는 경계 정보가 많을수록 정확해지지만, 데이터가 많은 만큼 최적경로를 선정할 때의 경로탐색 횟수나 하중값의 계산 시간은 지수함수적으로 증가하게 되고, 컴퓨터 작업을 수행할때에도 많은 정보를 저장하기위한 대용량의 기억 장소가 필요하다. 그러므로 정확성있는 정량화 요소를 구하면서 효율적인 컴퓨터작업 처리를 수행하기 위하여 경계 정보의 선정방법은 매우 중요하다.

하나의 단면에 존재하는 연속된 3개의 점을 P, Q, R이라 하자. 그러면,

$$\frac{PQ+QR}{PR} \geq 1 \tag{1}$$

의 관계가 성립한다. 즉, 한 직선위에 세점에 있으면 이 비는 1이 되고, 따라서 직선에 가까운 부분, 즉, 이 비가 1에 가까운 중간점은 경계점으로부터 삭제되어도 크게 영향을 받지 않는다. 본 논문에서는 이 세 선분사이의 비례값에 대하여

$$\frac{PQ+QR}{PR} < T \tag{2}$$

인 중간점 Q를 삭제하여 경계 정보를 선정하였다. 데이터 선정의 기준이 되는 T의 값을 허용오

차라 정의하고, 적당한 허용오차 T를 적용하여 얻은 경계 정보에 대하여 각 부분의 알고리즘을 적용하였다.

2.3 그래프 구성

두개의 단면 영상에서 얻은 경계 정보로부터 두 단면을 최적 표면으로 부분 근사시키고, 또한 효율적인 알고리즘을 구성하기위하여 본 논문에서는 다음과 같은 그래프 기법을 사용하였다.

위쪽의 단면을 P라 하고 m개의 경계점으로 구성된다고 하면, 이 m개의 점들은 P0, P1, ..., Pm-1로 표시할 수 있다. 또한, 아래쪽의 단면을 Q라 하고 n개의 경계점으로 구성된다고 하면, 이 n개의 점들은 Q0, Q1, ..., Qn-1로 표시할 수 있다. 입체에 대한 정량화 요소를 구하는 문제는 단면 P와 Q사이의 경계점을 정점으로 하는 삼각형을 구성함으로써 해결할 수 있다. 구성된 각 삼각형은 {Pi, Qj, Pi+1} 또는 {Qi, Pj, Qi+1}과 같은 형태를 갖는다. 즉, 이들 삼각형은 하나의 경계선분(Contour Segment)과 두 변으로 구성되는데, 이들 두 변은 한 단면의 경계점에 공통의 정점을 갖고 다른 단면의 경계선분에 두개의 정점을 갖는다.

이와 같은 방법에 의하여 두 단면 사이에서 정의될 수 있는 삼각형의 수는 무척 많다. 따라서, 문제를 축소하고 가장 적당한 표면을 선택하기 위하여 다음의 두가지 조건을 만족하는 삼각형의 집합을 구한다.

첫째, 각각의 삼각형에 존재하는 경계선분은 삼각형을 구성하는 집합중에서 단하나의 삼각형에만 존재한다.

둘째, 삼각형의 집합에서 두 단면 사이의 경계점을 연결하는 한 변이 한 삼각형의 좌변이면 그 변은 반드시 다른 삼각형에서 우변으로 나타난다.

이 두가지 조건을 만족하는 삼각형의 집합을 가용표면(Acceptable Surface)이라고 정의하고, 가장 적합한 가용표면을 이루는 삼각형의 집합을 구하기 위해 다음과 같은 순환그래프 G를 구성하자. (그림 2)

$$G = \langle V, A \rangle : V - \text{정점(Vertex), } A - \text{아크(Arc)}$$

$$V = \{ Vij | i = 0, 1, \dots, m-1$$

$$: j = 0, 1, \dots, n-1 \}$$

$$A = \{ \langle Vkl, Vst \rangle | (s = k \text{ 이고 } t = l + 1)$$

$$\text{혹은 } (s = k + 1 \text{ 이고 } t = l) \}$$

이 그래프에서 정점의 집합은 연속하는 두 단면

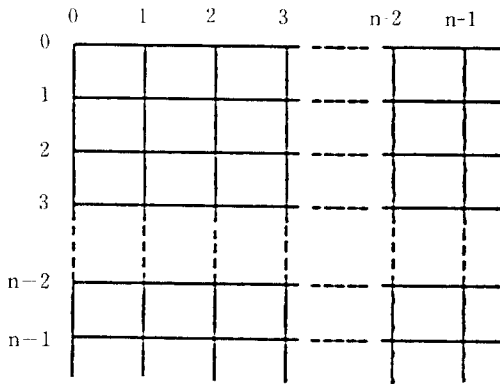


그림 2 순환 그래프 G의 표현법
Fig. 2 Representation of the cyclic graph G

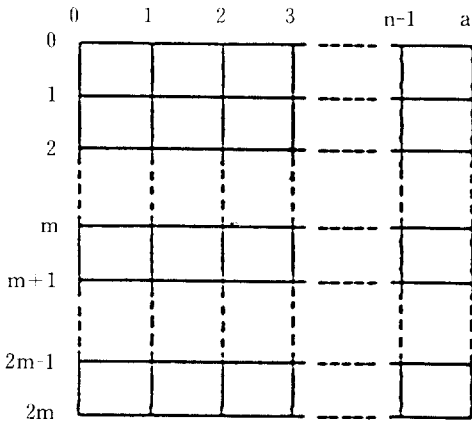


그림 3 비순환 그래프 G'의 표현법
Fig. 3 Representation of the planar graph G'

의 경계점을 연결하는 모든 변의 집합이고 아크의 집합은 두 단면 사이에서 구성될 수 있는 모든 삼각형의 집합이다.

가용표면의 집합 중에서 최적의 표면을 선정하기 위해서는 각 아크에 하중값을 제공하여 가장 적절한 하중값을 갖는 가용표면을 선택하여야 한다. 아크의 하중값은 두 단면에 존재하는 경계점 사이의 실제 거리에 해당되는 값으로 주어지며, 이렇게 주어진 하중값에 의하여 최적표면이 선정된다. 최적표면은 가용표면의 집합중에서 가용케적을 선화하는 동안 만나게 되는 각 아크에 제공한 하중값의 합이 가장 적은 케적을 최적표면으로 선정한다. 이때, 계산시간을 줄이고 효과적인 수행을 할 수 있도록 하중값을 결정한다.

먼저, 단면 P의 첫번째 경계점 P1과 Q의 모든

경계점 사이의 거리계산을 수행하고 가장 작은 값을 갖는 Q의 경계점 Qj를 찾는다. P1과 P2사이를 연결하는 선분은 위의 조건으로부터 반드시 하나의 삼각형을 구성하므로 이 선분이 구성하는 삼각형의 다른 하나의 정점은 반드시 Q에 존재하며, 이점은 Qj다음에 있는 몇개의 점들 사이에 있다. 따라서 Qj를 포함한 다음 몇개의 점들과의 거리계산이 필요하고, 이때 계산된 Q의 점들을 선택하는 방법은 곡률변화의 정도에 따라 적절히 선택할 수 있다.

2.4 최적 경로의 선정

각 아크에 하중값이 제공되고 나면, 구성된 그래프로 부터 최소의 비용을 갖는 가용케적을 찾아야 한다. 이를 위하여, 비순환 그래프 G'를 다음과 같이 정의하고 G를 G'로 대체하자. (그림 3)

$$G' = \langle V', A' \rangle$$

$$V' = \{Vij | i=0, 1, \dots, 2m : j=0, \dots, n\}$$

$$A' = \{ \langle Vkl, Vst \rangle | (s=k \text{ 이고 } t=l+1)$$

$$\text{혹은 } (s=k+1 \text{ 이고 } t=l) \}$$

$$C(\langle Vkl, Vst \rangle) : \text{아크 } \langle Vkl, Vst \rangle \text{의 비용}$$

최적의 표면을 구성하는 가용케적이 $V_i0 (i=0, 1, 2, \dots, m-1)$ 에서 시작한다고 하면, 순환 그래프 G에서 V_i0 를 기점으로 하여 다시 V_i0 로 되돌아오는 케적은 비순환 그래프 G'에서 V_i0 를 기점으로 하여 V_{i+m}, n 에서 끝나는 케적과 1대 1로 대응한다. 따라서, 순환 그래프 G에서 최적경로를 선정하는 문제는 비순환 그래프 G'에서 정점 V_i0 를 기점으로 하여 V_{i+m}, n 에서 끝나는 모든 경로중 하중값의 합이 가장 적은 최소비용 경로를 찾음으로써 해결할 수 있다.

3. 체적 및 표면적 추정과 영상 재구성

3.1 체적 및 표면적 추정

연속된 두개의 단면 P와 Q의 경계점의 수가 각각 m개 및 n개일 때, 최소비용을 갖는 경로를 탐색하여 입체의 형태를 재구성하면 입체의 표면은 (m+n)개의 삼각형으로 구성된다. 연속된 두개의 단면을 재구성한 형태에서 i번째 삼각형을 구성하는 정점을 P(i), Q(i) 그리고 R(i)라 하고, 단면 P와 Q의 내부에 존재하는 임의의 점을 U와 L이라 하자. 이때, P(i)와 R(i)는 단면 P에 있는 연속된 두점이고 Q(i)는 단면 Q에 있는 점이다.

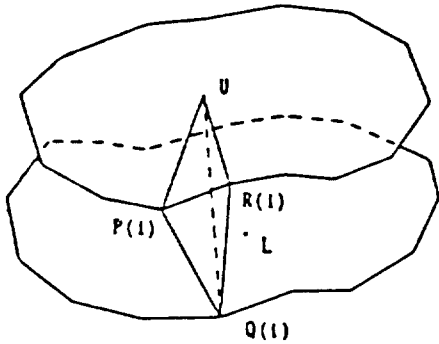


그림 4 두 단면과 삼각표면
Fig. 4 Two cross sections and a triangular tile

그림 4에서

$$\overline{A(i)} = \overline{UP(i)}, \overline{B(i)} = \overline{UQ(i)}, \overline{C(i)} = \overline{UR(i)} \quad (3)$$

와 같이 경계점들의 위치벡터를 정의하고, 단면 Q에 있는 점을 다시 $Q(j) (j=1, 2, \dots, n)$ 라 정의하여

$$\overline{B(j)} = \overline{US(j)}, \overline{B(j+1)} = \overline{US(j+1)}, \overline{D} = \overline{UL} \quad (4)$$

로 위치벡터를 다시 표시하자. 그러면, 연속된 두 단면 사이에서 구성되는 입체의 체적은 다음식으로 주어진다.

$$V(k-1, k) = \left| \sum_{i=1}^{m+n} \overline{A(i)} \cdot \overline{B(i)} \times \overline{C(i)} + \sum_{j=1}^n \overline{B(j+1)} \cdot \overline{B(j)} \times \overline{D} \right| / 6 \quad (5)$$

여기서 $V(k-1, k)$ 는 $(k-1)$ 번째의 단면과 k 번째 단면으로 구성되는 부분 입체의 체적이며, 전체 입체의 체적은 이 부분 체적들의 합으로 표시된다. 즉,

$$V = \sum_{k=1}^N V(k-1, k) \quad (6)$$

$N = (\text{단면의 수}) - 1$

표면적은 각 삼각형의 면적의 합과 같다. 그러므로, 표면을 이루는 i 번째 삼각형에 대해

$$\overline{P(i)Q(i)} = \overline{E(i)}, \overline{P(i)R(i)} = \overline{F(i)} \quad (7)$$

와 같이 위치벡터를 정의하면, 입체의 부분표면적 $S(j-1, j)$ 는 다음식으로 주어진다.

$$S(j-1, j) = \frac{1}{2} \left[\sum_{i=1}^m |\overline{E(i)} \times \overline{F(i)}| + \sum_{i=1}^n |\overline{F(i+1)} \times \overline{E(i)}| \right] \quad (8)$$

여기서 $S(j-1, j)$ 는 $(j-1)$ 번째의 단면과 j 번째 단면으로 구성되는 부분 입체의 표면적으로 전체 입체의 표면적은 이 부분표면적들의 합으로 표시된다. 즉,

$$S = \sum_{j=1}^N S(j-1, j) \quad (9)$$

$N = (\text{단면의 수}) - 1$

3.2 3차원 영상구성

입체의 모습을 3차원으로 나타내기 위해서는 3차원 공간좌표계가 필요한데, 본 논문에서는 3축이 서로 수직인 직각좌표계를 사용하였다.

3차원의 영상을 2차원의 컴퓨터 스크린에 나타내기 위해서는, 3차원 물체의 공간 좌표계를 먼저 관측좌표계로 변환한 후, 관측좌표계를 다시 2차원의 스크린 좌표계로 변환해야 한다. 3차원 물체의 좌표계를 (X, Y, Z) 라 하고 원점을 O 이라 할 때, 관측자의 위치를 (D, θ, ϕ) 로 설정하여 관측좌표계를 (Xe, Ye, Ze) 라 하고, 이 좌표계의 원점을 Oe 라 하자. 여기서 D 는 두 점 O 와 Oe 사이의 거리를 나타낸다.

3차원 공간좌표계는 다음과 같은 변환 행렬에 의하여 관측좌표계로 변환시킬 수 있다.

$$TM = \begin{bmatrix} -\sin \theta - \cos \theta \cos \phi - \cos \theta \sin \phi & 0 \\ \cos \theta - \sin \theta \cos \phi - \sin \theta \sin \phi & 0 \\ 0 & \sin \phi - \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & D & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

여기서 TM 은 3차원 공간좌표계를 관측좌표계로 변환시켜주는 최종 변환 행렬로써, 공간좌표계의 한점 $P(x, y, z)$ 를 알고 있으면, 관측좌표계에서의 한점 $P'(xe, ye, ze)$ 는 아래와 같이 구한다.

$$(xe, ye, ze, 1) = (x, y, z, 1) \cdot TM \quad (11)$$

$$xe = -x \sin \theta + y \cos \theta \quad (12)$$

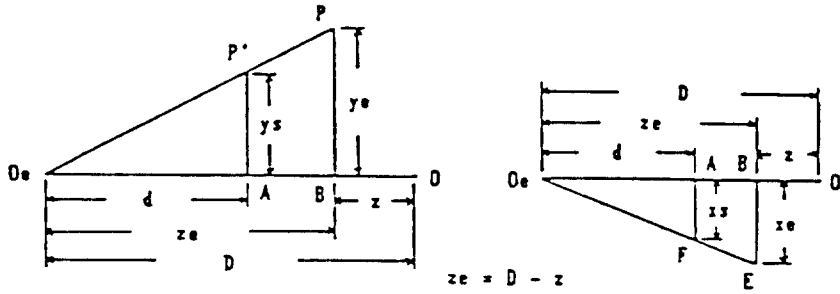


그림 5 스크린 좌표계로의 변환을 위한 변수의 관계
 Fig. 5 Relation among the projection parameters

$$ye = -x \cos \theta \cos \phi - y \sin \theta \cos \phi + z \sin \phi \quad (13)$$

$$ze = -x \cos \theta \sin \phi - y \sin \theta \sin \phi - z \cos \phi + D \quad (14)$$

위에서 구한 관측좌표계를 스크린좌표계로 변환하는 과정은 다음과 같다. 그림 5의 (a)와 (b)로부터 스크린 좌표 x_s 및 y_s 는 다음과 같이 구할 수 있다.

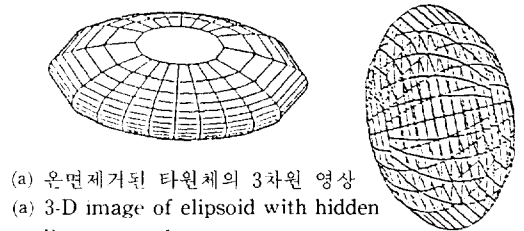
$$x_s = d \frac{x_e}{z_e} \quad y_s = d \frac{y_e}{z_e} \quad (15)$$

4. 컴퓨터 해석 및 결과 고찰

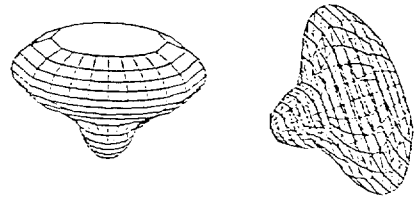
본 논문에서 제시한 알고리즘의 효율성을 입증하고 컴퓨터 해석을 위해서, 다음과 같은 3가지 모델에 대하여 체적 및 표면적을 추정하였고, 3차원 영상 재현 알고리즘을 적용하였다.

- 1) 타원체
- 2) 구와 타원체의 복합 모델
- 3) 간 모델

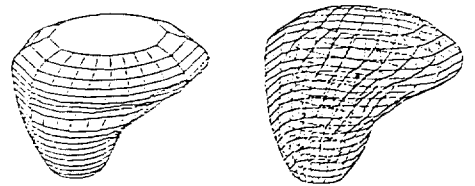
각각의 모델에 대하여 여러개의 단면을 얻었으며, 각 단면들로부터 경계점에 대한 위치 정보를 계산하였다. 경계점에 대한 위치 정보들은 각 단면들의 경계점에 대한 3차원 좌표를 나타낸다. 데이터를 선정하기 위하여 몇종류의 허용오차 T 를 선정하여 알고리즘을 실행하였다. ($T=1.000, 1.0005, 1.001, 1.002, 1.003, 1.004, 1.005$) 여기서 선정된 데이터는 앞에서 제시한 이중연결 원형리스트를 사용하여 저장되었고, 각각의 허용오차에 대하여 아크의 가중치를 제공하는 전산처리 수행시간을 초단위로 측정하였다. 모든 알고리즘



(a) 은면제거된 타원체의 3차원 영상
 (a) 3-D image of ellipsoid with hidden line removed
 (b) 임의의 방향으로 회전시킨 3차원 영상
 (b) 3-D image rotated in arbitrary direction



(c) 은면제거된 복합모델의 3차원 영상
 (c) 3-D image of compound model with hidden line removed
 (d) 임의의 방향으로 회전시킨 3차원 영상
 (d) 3-D image rotated in arbitrary direction



(e) 은면제거된 간모델의 3차원 영상
 (e) 3-D image of liver model with hidden line removed
 (f) 임의의 방향으로 회전시킨 3차원 영상
 (f) 3-D image rotated in arbitrary direction

그림 6 재구성된 각 모델의 3차원 영상
 Fig. 6 Reconstructed 3-D image of each model

표 1 각 모델에 대한 아크의 하중값 계산 시간

Table 1 Time for weighting the arc cost of the models

모델	단면 수	허용오차 (T)	경계점 의 수	정점의 하중 값 계산시간	아크의 하중 값 계산시간	전체 계 산 시간
타 원 체	16	1.000	1634	213	35	263
	16	1.0005	1343	140	31	171
	16	1.001	933	69	27	96
	16	1.002	610	34	15	49
	16	1.003	475	20	12	32
	16	1.004	395	17	8	25
	16	1.005	347	12	7	19
복 합 모 델	14	1.000	1246	161	26	187
	14	1.0005	993	103	23	126
	14	1.001	689	51	20	71
	14	1.002	450	25	11	36
	14	1.003	350	15	9	24
	14	1.004	291	13	6	19
	14	1.005	255	9	5	14
간 모 델	19	1.000	1566	203	33	236
	19	1.0005	1248	130	29	159
	19	1.001	867	64	25	89
	19	1.002	566	31	14	45
	19	1.003	440	18	11	29
	19	1.004	365	15	7	22
	19	1.005	320	11	6	17

은 IBM PC/XT에서 C언어를 사용하여 수행되었다.

표 1과 표 2에는 위의 세가지 모델에 대한 전산 처리 결과를 나타낸 것으로, 표 1에는 각 모델에 대한 하중값 계산 시간을 측정하여 비교하여 나타내었고, 표 2에는 각 모델에 대한 체적과 표면적을 추정하여 나타내었다.

표 1에서 알 수 있는 바와 같이 데이터 선정에 사용된 허용오차가 증가함에 따라 최대 50% 정도의 비율까지 하중값 제공시간이 감소하는 경향을 보였고, 하중값이 제공된 그래프에서 최적 경로를 선정하는 경로 탐색 알고리즘은 수행시간이 1초 미만으로 전체 수행 시간에 거의 영향을 미치지

않았다.

표 2는 각 모델에 대한 체적과 표면적의 추정값과 실제값에 대한 백분율오차를 나타낸 것으로서, 추정된 체적과 표면적은 허용오차 값이 1.000일 때 실제 값에 대한 오차가 가장 작게 나타남을 알 수 있다. 이는 각 단면에 대한 경계점의 수가 많을수록 추정값은 정확하게 나타남을 의미한다. 그 밖의 다른 허용오차 값에 대한 추정값은 허용오차가 1.000인 경우와 비교 검토하였으며, 1.005에 대해서는 실제값과 커다란 차이를 보여주고 있다.

그림 6에서는 각각의 모델에 대한 재구성된 3차원 영상을 나타내었다. (a)와 (c) 및 (e)에는 $\theta=0^\circ$ 이고 $\phi=45^\circ$ 의 방향에서 관측하였을 때 은면이

표 2 추정된 각 모델의 체적 및 표면적

Table 2 Measurement of volume and surface area of the models

모델	허용오차 (T)	실제 체적	추정 체적	실체적과의 오차(%)	실 제 표면적	추 정 표면적	실표면적과 의 오차(%)
타	1.000	188.5	183.57	2.51	163.36	162.62	0.45
	1.0005	188.5	182.94	2.95	163.36	162.35	0.31
	1.001	188.5	181.81	3.55	163.36	162.57	0.48
원	1.002	188.5	180.34	4.33	163.36	162.43	0.57
	1.003	188.5	177.25	5.97	163.36	172.85	5.81
	1.004	188.5	176.00	6.63	163.36	175.60	7.48
체	1.005	188.5	173.14	8.15	163.36	183.62	12.40
	1.000	235.63	230.47	2.19	196.03	195.40	0.32
	1.0005	235.63	228.96	2.83	196.03	195.23	0.41
복 합 모 델	1.001	235.63	236.93	3.67	196.03	195.03	0.51
	1.002	235.63	223.82	5.01	136.03	194.40	0.33
	1.003	235.63	236.17	6.14	196.03	209.18	6.71
	1.004	235.63	219.25	6.95	196.03	212.97	8.64
	1.005	235.63	215.11	8.71	196.03	217.96	11.19
	1.000	301.60	292.22	3.11	252.04	250.75	0.51
간	1.0005	301.60	291.65	3.30	252.04	250.96	0.43
	1.001	301.60	290.11	3.31	252.04	250.03	0.54
	1.002	301.60	236.67	4.95	252.04	249.17	1.14
모 델	1.003	301.60	283.29	6.07	252.04	265.73	5.43
	1.004	301.60	280.94	6.35	252.04	271.65	7.73
	1.005	301.60	273.34	9.37	252.04	237.45	14.05

제거된 각 모델의 3차원 영상을 나타낸 것이고, (b)와 (d) 및 (f)에는 각 모델을 $\theta=60^\circ$ 이고 $\phi=30^\circ$ 의 방향으로 회전시킨 영상으로 나타내었다.

5. 결 론

이들 결과를 종합해 보면, 1.005부터 1.002 까지의 허용오차에 대해서는 수행시간을 크게 줄이면서(66%-80%), 체적 및 표면적을 적은 오차(3% 미만)로써 구할 수 있었다. 따라서 본 논문에서 제시한 데이터 선정 알고리즘이 상당히 정확하게 정량화 요소를 추정할 수 있으며, 또한 효율

적임을 알 수 있다. 최적 경로를 선정하는 경로탐색 알고리즘은 수행시간이 1초 미만이어서 전체 수행시간은 거의 하중값 계산 시간에 의존함을 알 수 있었다. 입체의 3차원 영상은 그래픽 처리에 의하여 여러 각도에서 관측한 영상으로 나타낼 수 있어서 단면 영상으로 부터 전체의 모습을 입체감과 함께 사실적으로 관측할 수 있었다.

기하학적 모델이 아닌 실제 물체에 본 논문의 알고리즘들을 적용하려면, 먼저 보다 정확한 경계정보를 추출하기 위하여 잡음을 제거한 경계정보 추출 알고리즘이 적용되어야 한다. 만일 인체의 장기에 대한 초음파 영상으로 부터 얻은 정확성이 있는 경계정보에 적용할 경우, 장기에 대한 보다

정확한 체적 및 표면적을 추정할 수 있으리라 예상되며, 또한 장기에 대한 3차원 영상에 의해 2차원의 단면영상에 대한 해석에 도움을 줄 수 있으리라 예상된다.

참 고 문 헌

- [1] D.B. Johnson, "Efficient algorithms for shortest paths in sparse networks," J. ACM 24, vol. 1, pp. 1-13, 1977.
- [2] W.E. Moritz, D.K. Medema, D.McCabe and A. S. pearlman, "3-dimensional imaging and volume determination using a series of 2-dimensional ultrasonic scans," Echocardiology, H. Rijsterborg, Ed., pp. 449-454, 1981.
- [3] Y. Watanabe, Y. Nose, S. Sanefuji, M. Yokota, and M. Nakamura, "A method to estimate volume and surface area of organ by 2-dimensional echocardiography," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-28, pp. 294-297, 1981.
- [4] Y. Watanabe, "A mehod for volume estimation by using vector areas and centroids of serial cross sections," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-29, pp. 202-205, 1982.
- [5] H. Fuchs, Z.M. Kedem, and S.P. Uselton, "Optimal surface reconstruction from planar contours," Comm. ACM, vol. 10, pp. 693-702, 1977.
- [6] P.N. Cook, L.T. Cook, S. Batnitzky, K.R. Lee, W.H. Anderson and S.J. Dwyer, "Volume and surface area estimates using tomographic data," IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, PAMI-2, pp. 478-479, 1980.
- [7] W.E. Moritz, A.S. Pearlman, D.H. McCabe, D. K. Medema, M.E. Ainsworth and M.S. Boles, "An ultrasonic technique for imaging the ventricle in 3-dimensions and calculating its volume," IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-30, pp. 482-491, 1983.
- [8] M.H. Patrick, "Creating volume models from edge-vertex graphs," Computer Graphics, vol. 16, no. 3, pp. 77-84, 1982.
- [9] S. Eiho, M. Kuwahara, N. Asada, S. Sasayama, M. Takahashi and C. Kawai, "Reconstruction of 3-D images of pulsating left ventricle from 2-dimensional sector scan echocardiograms of apical long axis view," Computers in Cardiology, Sep. 1981.
- [10] 이석호, "자료 구조론," 홍릉 과학출판사