

## 다중투사영상을 이용한 표적체적의 3차원 재구성

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

정광호 · 서태석 · 진호상 · 이형구 · 최보영

정위적방사선수술과 같은 경우 치료계획 수립 시 병변의 정확한 위치뿐만 아니라 정확한 부피와 모양을 아는 것도 매우 중요하다. 병변의 확인을 위해서 때로는 혈관조영영상이 이용되기도 하는데 동정맥 기형과 같은 경우 이 방법이 병변의 구별을 위하여 가장 좋은 방법이기 때문이다. 병변의 정확한 위치는 두 개의 투사영상으로부터 얻을 수 있지만 두 개의 투사영상 만으로는 병변을 3차원적으로 재구성하는 것은 불가능하다고 여겨지고 있다. 본 연구의 목적은 다수의 투사 영상들을 이용하여 병변을 3차원적으로 재구성하는 것이다. 이때 병변의 위치는 기존에 제안된 방법에 의하여 이미 알고 있다고 가정하였으며 모든 과정은 병변의 중심을 원점으로 하는 표적좌표계에서 수행되었다. 본 연구에서는 6개의 투사영상이 이용되었는데 정면과 측면 투사영상은 체적소(voxel)로 구성된 재구성상자를 구하기 위하여 이용되었으며 나머지 네 개의 투사영상은 역투사 방법(back-projection method)에 의하여 재구성 상자(Reconstruction Box) 내에서 3차원적으로 재구성하는데 이용되었다. 이 방법의 정확도와 해상도는 병변의 크기와 모양에 따라 달라질 수 있다. 본 연구에서 제안된 알고리즘의 검증은 위하여 C 언어와 Matlab을 이용하여 타원체 모델과 말굽형 모델에 대하여 투사영상을 얻고 그 영상을 이용하여 재구성해보았다. 타원체 모델의 경우에는 원래의 모델보다 약간 크게 재구성되었지만 모양과 방향, 위치가 정확함을 확인할 수 있었다. 말굽형 모델은 재구성된 모양이 원래의 모양과 차이가 많이 났지만 기존 방법에 비하여 실제 모양에 근접하게 재구성할 수 있었으므로 병변을 확인하는 경우에는 도움이 될 것으로 사료된다.

**중심단어 :** 다중투사영상, 3차원 재구성, 역투사방법

### 서 론

오늘날 종양의 진단과 판별에는 전산화단층촬영영상과 자기공명영상이 많이 이용되고 있지만 동정맥 기형(arteriovenous malformation; AVM) 등의 진단에서는 여전히 혈관조영영상이 많이 이용되고 있으며 X선 투사영상이 보다 나은 결과를 보여주는 경우도 많다.<sup>1)</sup> 단순한 진단 목적으로는 병소의 정확한 위치나 크기, 체적 등은 그다지 중요하지 않으나 방사선치료의 목적에서, 특히 방사선 수술과 같은 경우에는 이러한 정보가 매우 중요하다. 그러나 직교하는 투사영상을 이용하는 기존의 방법으로는 병소의 정확한 크기와 체적을 구하기 어렵다. 이러한 방법의 가장 큰 문제점은 병소가 비스듬하게 놓여있을 경우 크기나 체적이 확대 또는 축소되어 보인다는 점이다.<sup>2)</sup> 이러한 것은 방사선치료 시 실

패로 이어질 수 있다.

투사영상을 이용하여 3차원적으로 체적을 재구성하려는 시도는 예전부터 있어왔으나 일반적인 경우 직교하는 두 개의 투사 영상만으로 3차원적으로 표적을 재구성하는 것은 불가능하다고 알려져 있다. 이에 보조적인 방법을 이용하는 다양한 알고리즘이 제안되었다. Coste 등<sup>3)</sup>은 표적의 외곽을 캡슐처럼 씌우는 방법을 이용하여 동정맥 기형을 재구성하였으며 Kayikcioglu 등<sup>4)</sup>은 3개의 투사영상을 세그먼트화 하고 경계선을 추출함으로써 관상동맥을 재구성하였다. Foroni 등<sup>5)</sup>은 동정맥 기형의 외곽을 검출하여 재구성하였으며 이 외에도 다른 방법들이 제안되었다.<sup>6, 7)</sup> 그러나 대부분의 경우 재구성하려는 표적의 모양이 단순하거나 선형인 경우에 국한되고 있다.

Yeung 등<sup>8)</sup>은 정위적 역투사 방법(stereotactic back-projection method)을 이용하여 재구성하는 방법을 제안하였는데 이 방법은 직교하는 투사영상에 추가의 투사영상을 이용하는 것이다. 그러나 이 방법은 특별하게 제작된 프레임이 필요하며 특히 표적의 모양이 복잡하거나 비스듬히 놓여질 경우 정확하게 재구성이 되지 않을 가능성이 있다. 이는 투사가 동일평면상에서 이루어졌기 때문이다. 본 연구에서는

본 연구는 과학기술부 원자력중장기사업(M20334010001-03A-927-00210) 연구비 지원에 의해 수행되었음

이 논문은 2003년 6월 20일 접수하여, 2003년 7월 22일 채택됨.

책임저자: 서태석, (137-701) 서울시 서초구 반포동 505

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

Tel : 02)590-2414, Fax : 02)532-1779

E-mail : suhsanta@catholic.ac.kr

비동일 평면상으로 투사하는 영상과 역투사 방법(non-coplanar projection)을 이용하여 표적체적을 재구성하는 방법을 제안하고자 한다. 역투사는 기하학적 원리를 이용하였으며 표적의 위치를 구하는 알고리즘과 재구성을 하는 알고리즘은 별도로 수행하도록 하였다.

## 방 법

본 연구에서 제안하는 방법은 특별한 프레임이나 장치를 필요로 하지는 않는다. 이 방법은 기존의 시스템을 기본으로 한 것이지만 보다 정밀한 조작과 기술을 필요로 한다. 비동일 평면상에서 비스듬하게 투사하기 위해선 환자의 카우치를 적당히 이동 또는 회전하거나 혹은 촬영장치의 자유도를 증가시키는 과정이 필요할 수도 있다. 알고리즘의 전체적인 흐름은 Fig. 1에 나타나 있다.

### 1. 표적좌표계의 설정

본 연구에서 제안하는 알고리즘을 사용하기 위해선 특별하게 정의된 좌표계가 필요하다. 선원의 위치와 영상에서의 각 화소의 위치는 정확히 알 수 있고 좌표계상의 좌표로 변환할 수 있다는 가정이 필요하다. 이는 알고리즘을 보다 단순화하기 위한 것이다.

표적의 위치는 Siddon과 Barth가 제안한 방법을 이용하여 구할 수 있다.<sup>9)</sup> 이때의 위치는 절대좌표계에서의 위치가 아닌 정위적 로컬라이저를 이용한 정위적 좌표계로 정의된다. 정위적 좌표계가 정의되면 다음으로 표적 좌표계를 정의한다. 이 좌표계는 표적의 중심을 원점으로 하며 각 축의 방향은 정위적 좌표계와 같다(Fig. 2).

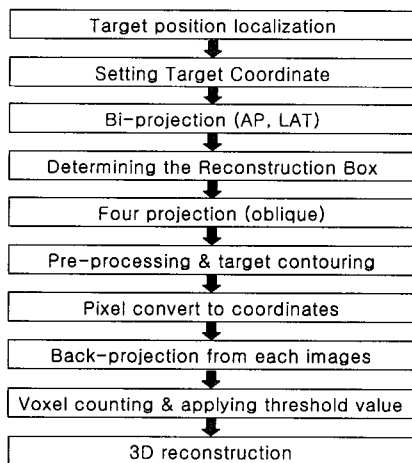


Fig. 1. Flow chart of the reconstruction algorithm.

표적좌표계가 결정되면 여섯 방향에 대하여 투사영상을 구한다. 본 연구에서 영문대문자 S는 선원을 의미하며 P는 투사영상을 의미하는 것으로 하겠다. P1과 P2는 서로 직교하는 영상이며 P3부터 P6까지는 비동일 평면상의 투사에 의해 생성된 영상이다. 이때 각 선원의 위치는 초기의 세팅에 의해 이미 알고 있다고 가정한다. 비동일 평면상에서 투사하기 위해선 선원은 회전과 이동을 하게 된다. 이때 각도는 임의로 지정할 수 있으나 본 연구에서는 계산의 용이성을 위하여 모두 45°각도로 회전하였다고 가정하였다. S3과 S4는 S1으로부터 시계방향으로 45° 회전한 것이며 S5와 S6는 S1로부터 반시계방향으로 45°만큼 회전한 위치에 있다. S3과 S5는 x축을 기준으로 하여 양의 방향에 있으며 S4와 S6는 x축을 기준으로 같은 거리만큼 위치하고 있다(Fig. 3).

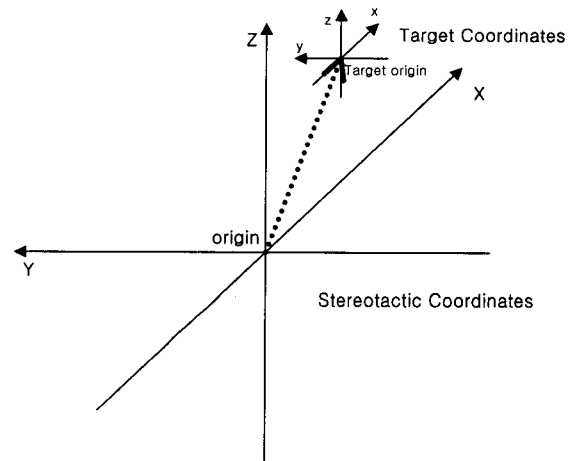


Fig. 2. Setting of the Stereotactic Coordinates and the Target Coordinates.

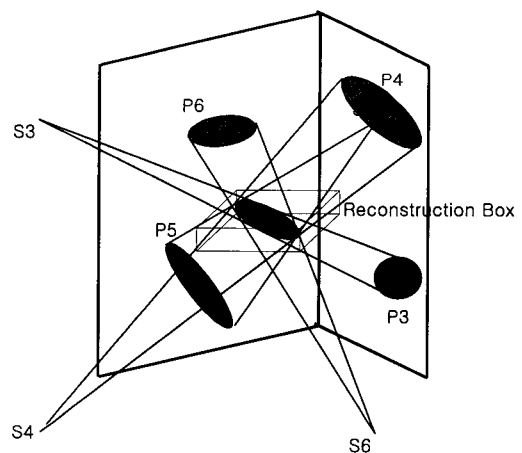


Fig. 3. Four projections of arbitrarily located ellipsoid target.

2. 재구성 상자와 4개의 투사영상

P1과 P2는 재구성 상자(Reconstruction Box)라고 명명된 가상의 상자를 구성하기 위해 이용되었다. P1과 P2는 반드시 직교할 필요는 없다. 이는 재구성상자가 표적의 크기를 제한하기 위하여 이용되는 것으로 대략의 크기를 가지더라도 알고리즘 적용에는 문제가 없기 때문이다. 그러나 이 상자는 반드시 표적을 완전히 포함하고 있어야 한다. 재구성은 이 상자 안에서 이루어지게 되는데 표적은 이 상자 내에 위치하게 되며 상자의 중심은 표적 좌표계의 원점이 된다. 최적화된 상자의 크기를 구하기 위하여 상자의 길이, 폭, 높이는 각 축 상에서의 투사영상의 최대길이를 결정한다. 중심에서의 길이는 식 (1)과 같이 정의된 확대인자(magnification factor)를 이용하여 실제 길이로 환산할 수 있다.

$$MF = \frac{\text{선원으로부터 스크린까지의 거리}}{\text{선원으로부터 표적까지의 거리}} \dots\dots\dots (1)$$

재구성상자는 수많은 체적소(voxel)로 구성되어있다. 각각의 체적소들은 작은 직육면체이며 재구성상자의 크기와 재구성상자를 구성하는 체적소의 수는 재구성을 수행하는 경우에 따라 달라진다. 이후 네 방향으로 투사를 하게 된다(Fig. 3)

3. 투사영상으로부터 역투사

영상장치로부터 얻어진 각 투사 영상들은 정사각형의 영상이다. 임상적으로는 사용되는 영상의 크기는 일반적으로는 128×128, 256×256 또는 512×512 화소(pixel)로 이루어져 있다.

이 투사영상으로부터 우리가 얻고자 하는 정보는 임상적 표적부피(clinical target volume; CTV)이므로 전처리과정

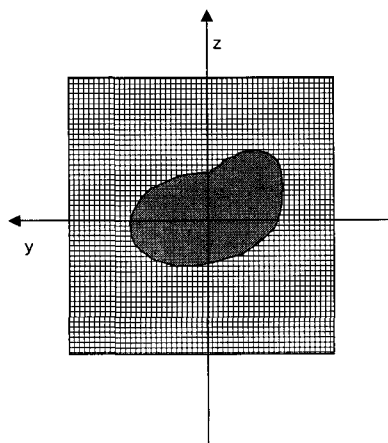


Fig. 4. Projection image after pre-processing shown on the screen and converting pixels into coordinates.

(pre-processing)이 필요하게 된다. 이를 위해 표적의 외곽을 추출하고 이외의 불필요한 부분을 삭제한다. 외곽의 추출은 전문의에 의해 수행되며 수작업으로 한다. 이 과정을 통해 영상에서는 표적의 투사영상만 나타나게 된다(Fig. 4).

이후 각 화소의 중심은 좌표로 변환이 된다. 그러나 평면인 영상에 나타난 좌표는 의미가 없는 2차원 좌표들이므로 각 화소의 좌표를 회전행렬을 이용하여 3차원 좌표로 변환하여야 한다. 한 예를 Fig. 5에서 나타내었다. 각 평면은 x축을 중심으로 시계 방향 혹은 반시계 방향으로 45°만큼 회전한 것이다. 여기서 P3' 평면은 yz평면을 의미한다. 만약 yz평면에서의 정확한 좌표값을 알고 있다면 식 (2)의 회전행렬을 이용하여 3차원좌표로 변환한다.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos 45^\circ & \sin 45^\circ & 0 \\ -\sin 45^\circ & \cos 45^\circ & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} \dots\dots\dots (2)$$

앞에서 이미 각 선원의 위치는 좌표값으로 알고 있다고 가정하였고 영상에서의 각 화소의 좌표를 구할 수 있으므로 이 두 점을 통과하는 3차원직선을 구할 수 있다. 또한 이 직선은 재구성상자를 통과하게 된다. 이때 재구성상자 내의 체적소와 직선이 만나게 되는데 이것이 재구성되는 모델의 일부분이 된다(Fig. 6). 이것은 Siddon<sup>10)</sup>이 제안하였던 전산화 단층촬영영상으로부터 방사선량을 계산하는 방법을 응용한 것이다. 최종적으로 재구성되는 모델은 이러한 체적소들의 집합체라고 할 수 있다.

본 연구에서는 'axial scan'이라 명명한 방법을 이용하여 재구성을 수행하였다. 축 상의 각 지점에서는 이 축에 수직인 평면을 구할 수 있으며 역투사선(back-projection ray)은 이 평면을 지나게 되어 이 평면상의 화소들 역시 역투사선과

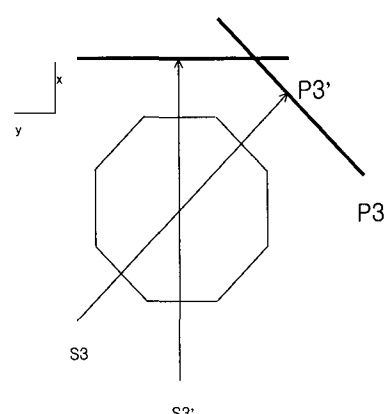


Fig. 5. Rotating plane to obtain the coordinates for P3 image: P3 originally represents the 3D plane image and coordinate while P3' presents the 2D plane image.

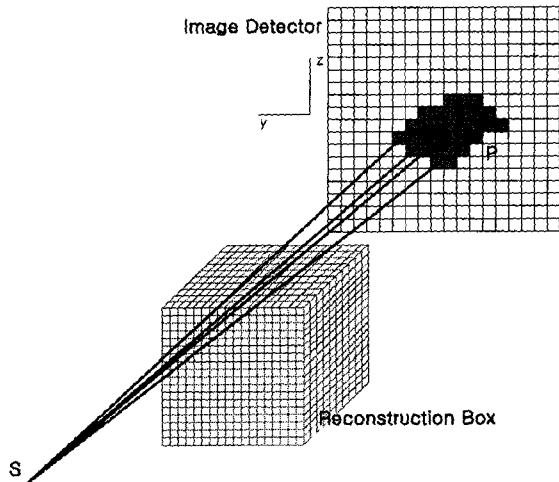
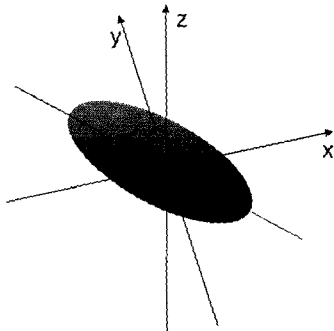


Fig. 6. A schematic of the back-projection procedure: some back-projection rays go through the 3D Reconstruction Box.



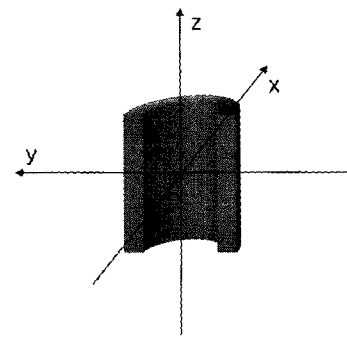
$$(x-y)^2 + 4(x+y)^2 + 8z^2 = 800 \dots\dots\dots (3)$$

Fig. 7. Definition of the theoretic ellipsoid target.

만나게 된다. 결과적으로 우리가 얻게 되는 것은 축 상 임의의 지점에서 단면 영상이 된다.

#### 4. 다중투사영상으로부터의 재구성

네 방향의 선원으로부터 네 개의 투사영상을 구하였으므로 총 네 번의 역투사를 수행하여야 한다. 각 체적소는 각각 고유한 카운트 수를 갖고 있으며 체적소가 각 역투사선과 만날 때마다 카운트 수는 증가하게 된다. 체적소가 이론적으로 가질 수 있는 가장 큰 카운트 수는 네 개의 영상에서의 화소의 총합이 된다. 이후 정규화과정과 문턱값을 적용하여 그 이하의 값을 갖는 체적소들을 제거하게 되면 최종적으로 표적이 재구성된다. 문턱값을 얼마로 할 것인가 하는 것이 알고리즘 상에서 매우 중요한 역할을 하게 되는데 이는 재구성된 부피가 이 문턱값에 좌우되기 때문이다. 이 값은 카운트 수의 최대값의 20-30% 범위 내에서 지정하였다.



$$400 \leq (x+15)^2 + y^2 \leq 900, x \geq -15, -20 \leq z \leq 20 \dots (4)$$

Fig. 8. Definition of the theoretic Horseshoe-shaped target.

Table 1. Location of virtual sources

|                |                       |                |                        |
|----------------|-----------------------|----------------|------------------------|
| S <sub>1</sub> | (-200, 0, 0)          | S <sub>2</sub> | (0, -200, 0)           |
| S <sub>3</sub> | (-141.4, 141.4, 100)  | S <sub>4</sub> | (-141.4, 141.4, -100)  |
| S <sub>5</sub> | (-141.4, -141.4, 100) | S <sub>6</sub> | (-141.4, -141.4, -100) |

#### 5. 비스듬히 놓인 타원체와 말굽형 모델의 재구성

본 연구에서 제안한 알고리즘을 검증하기 위하여 비스듬하게 놓인 타원체(Fig. 7)와 말굽형 모양의 모델(Fig. 8)을 이용하여 재구성을 수행하였다. 이 두 가지 모델을 선택한 이유는 직교하는 투사영상을 이용하여 재구성할 때 이러한 모델들이 오차를 크게 유발하기 때문이다. 본 연구에서는 알고리즘의 검증과 정확도 평가를 위하여 각 모델을 수학적으로 정의하였다. 각 모델의 수학적 식은 식 (3)과 식 (4)에 나타났다. P1부터 P6까지의 투사영상은 C 프로그램언어를 이용하여 구하였으며 최종적인 3차원 재구성은 MatLab 버전 6 (The MathWorks, Inc, USA)을 이용하였다. 가상선원의 위치는 Table 1과 같이 정하였다. 여기서 각 좌표값은 mm 단위이다. 표적의 중심은 0으로 결정하였으며 영상이 획득되는 스크린은 원점으로부터 500 mm 떨어진 지점에 선원과 원점을 지나는 직선에 수직으로 배치하였다. 이러한 값은 최적화된 값은 아니지만 알고리즘검증을 위해 임의로 결정한 값들이다.

### 결 과

#### 1. 타원체 모델의 재구성

구해진 타원체 모델의 투사영상은 Fig. 9에 나타나 있다. P1과 P2로부터 구해진 재구성상자의 크기는 30×30×20 mm<sup>3</sup>이었으며 각 체적소의 크기를 1×1×1 mm<sup>3</sup> 결정하였기 때문에 체적소의 수 역시 30×30×20개가 된다. 체적소의 크

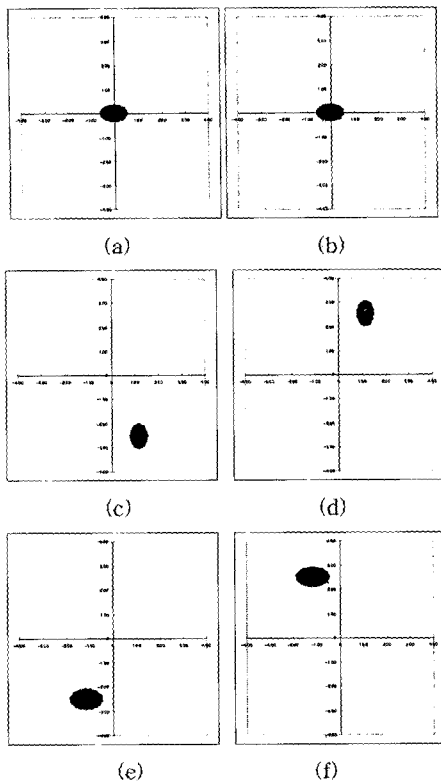


Fig. 9. Projection images of an ellipsoid target. (a) P1, (b) P2, (c) P3, (d) P4, (e) P5, (f) P6

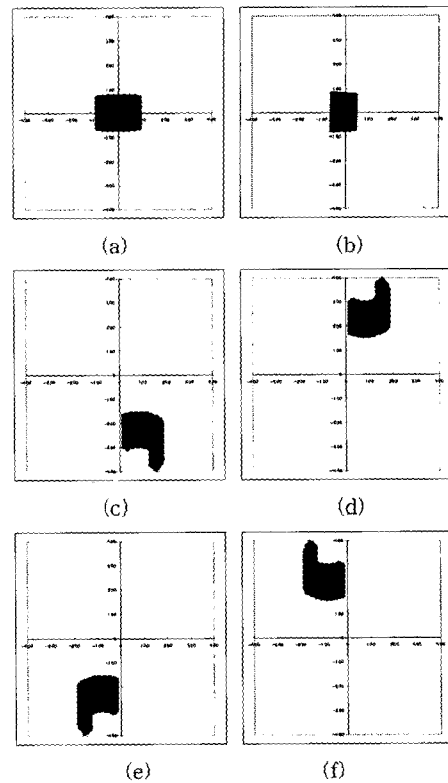


Fig. 11. Projection images of a Horseshoe-shaped target. (a) P1, (b) P2, (c) P3, (d) P4, (e) P5, (f) P6

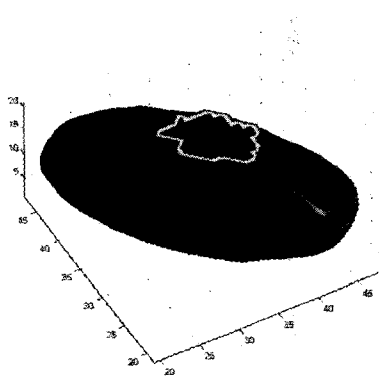


Fig. 10. A reconstructed volume of Horseshoe-shaped target.

기가 작아질수록 재구성되는 표적은 더욱 정밀해지지만 계산 시간이 오래 걸리게 된다. 재구성된 모델은 Fig. 10에 나타나 있다. 재구성된 모델에서 바닥면과 꼭대기면의 모양은 artifact에 의한 것이다.

2. 말굽형 모델의 재구성

말굽형 모델의 투사영상은 Fig. 11에 나타나 있다. P1과 P2로부터 구해진 재구성상자의 크기는  $30 \times 60 \times 40 \text{ mm}^3$ 이었으며 각 체적소의 크기를  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  결정하였기 때문에

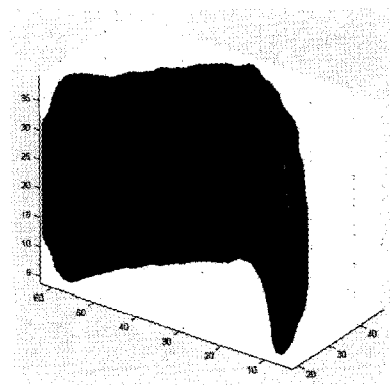


Fig. 12. A reconstructed volume of a Horseshoe-shaped target.

체적소의 개수 역시  $30 \times 60 \times 40$ 개가 된다. Fig. 12는 말굽형 모델이 재구성된 모양을 보여준다.

3. 기존의 방법으로 재구성한 부피와 제안된 알고리즘으로 재구성된 부피, 이론적인 부피의 비교

본 연구에서 각 체적소의 크기를  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ 으로 결정하였으므로 재구성된 부피는 각 체적소의 수를 합한 값이 된다. 타원체 모델의 경우 이론적인 부피는  $6,283 \text{ mm}^3$ 인데 비하여 재구성된 부피는  $7,100 \text{ mm}^3$ 로 재구성된 부피가 이론적

인 값보다 13% 정도 크게 나타났다. 말굽형 모델의 경우에는 이론적인 부피는 31,415 mm<sup>3</sup>이었으며 재구성된 부피는 31,846 mm<sup>3</sup>로 1.3% 크게 나타났다.

Fig. 13에서는 타원체 모델에서 z=0 mm일 때의 재구성된 단면영상을 보여준다. 각 단면영상을 비교해볼 때 잘 일치함을 확인할 수 있었다. 그러나 말굽형 모델의 경우 단면영상과 재구성된 모양을 비교할 때 그 오차는 더욱 심각함을 알 수 있다.

Table 2에는 이론적인 부피와 재구성된 부피, 직교 투사영상을 이용하는 기존의 방법으로 구한 부피가 비교되어 있다. 타원체 모델의 경우 이론적인 부피와 기존의 방법으로 구한 부피는 같지만 모양이 일치하지는 않는다. 이는 타원체가 비스듬하게 놓여져 있기 때문이다. Fig. 9에서 P1과 P2는 직교 투사영상을 보여준다. 이 두 개의 영상으로부터 재구성하게 되면 재구성된 모양은 안쪽이 부풀어진 원반모양으로 보이게 될 것이다.

말굽형 모델의 경우에는 기존의 방법의 더욱 극명한 차이를 보여 준다(Fig. 14). P1과 P2 투사영상은 Fig. 11에 나타나 있다. 이로부터 기존의 방법대로 재구성할 경우 재구성되는 모양은 상자와 같은 형태라고 할 수 있다. 그러므로 기존

방법으로 구한 부피는 이론적인 부피보다 두 배정도 커지게 된다. 이러한 것은 방사선 치료 시 정상조직에서의 방사선으로 인한 피해를 크게 한다. 이 결과는 문턱값을 타원체모델에서는 20%, 말굽형 모델에서는 25%로 지정한 것으로 이론적인 모델에 가장 근접하는 값으로 결정한 것이다. 문턱값을 바꾸면서 단면영상을 획득한 결과 타원체모델의 경우 문턱값이 작아질수록 재구성된 단면영상 및 체적이 커지기 때문에 표적을 포함할 수 있으나 형태는 원래의 형태와는 크게 달라지게 된다. 말굽형 모델의 경우에는 문턱값을 낮추어도 오목하게 들어간 안쪽 부분을 포함하는 체적만 증가할 뿐 바깥쪽의 모양은 크게 달라지지 않아 오히려 오차를 더 크게 유발시켰다. 타원체모델에서 재구성된 체적은 이론적인 체적의 96%를 포함하였으며 경계면의 일부에서 1 mm 정도의 오차가 발생하였다. 말굽형 모델에서는 재구성된 체적과 이론적 체적이 일치되는 비율이 이론적 체적 대비 86%였다. 즉 재구성된 체적은 이론적 체적의 86%를 포함한다고 할 수 있으며 이는 CTV 결정 시 마진을 줌으로써 보완할 수 있을 것이다.

고 찰

최근에는 3차원 혈관조영 방법도 개발되어 임상적으로 이용되고 있다. 이 방법은 전산화단층촬영과 같은 방법을 이용하고 있으며 체적의 재구성을 위해선 수많은 투사영상을 구해야 한다. 그러나 제안된 방법을 이용하게 되면 몇 개의 투사 영상만으로 재구성을 수행할 수 있다.

본 연구에서 제안된 알고리즘으로 구해진 재구성된 모델의 부피는 이론적인 값과 잘 일치함을 확인할 수 있었으나 말굽

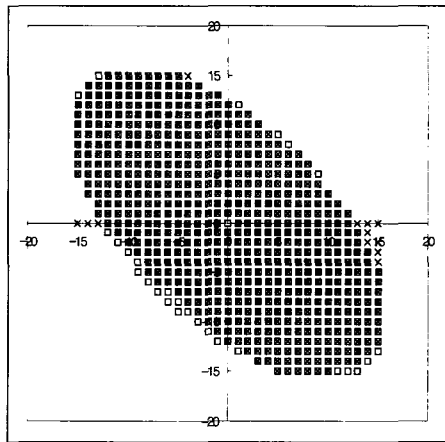


Fig. 13. Comparison of the area between theoretical and reconstructed ellipsoid target at z=0 mm. Square dots represent the theoretical target area and cross dots represent the reconstructed area.

Table 2. Theoretical target volume and values acquired by the proposed method in this study and conventional bi-projection method (unit : mm<sup>3</sup>)

|                        | Theoretic volume | In this study | Conventional method |
|------------------------|------------------|---------------|---------------------|
| Ellipsoid model        | 6,283            | 7,100         | 6,283               |
| Horseshoe-shaped model | 31,415           | 31,846        | 72,000              |

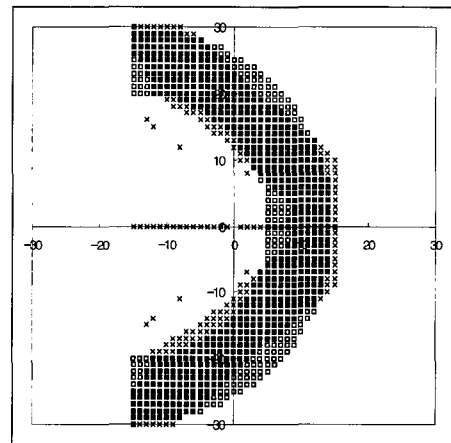


Fig. 14. Comparison of the area between theoretical and reconstructed horseshoe-shaped target at z=0 mm. Square dots represent the theoretical target area and cross dots represent the reconstructed area.

형 모델의 경우에는 재구성된 모양이 큰 차이가 남을 확인할 수 있다. 실제의 말굽형 모델의 경우는 U자형이지만 재구성된 모양은 L자형에 가깝다(Fig. 14). 이는 네 개의 투사영상을 이용하기 때문이며 그 한계로 보인다. 그러므로 오목하게 들어간 모델을 재구성하는 경우에는 주의할 필요가 있다.

또한 재구성된 표적에서는 artifact가 발생하였다. 이러한 artifact는 재구성상자와 카운팅에 의한 것이라고 할 수 있는데 이 외에도 재구성하는 과정에서 많은 오차가 발생할 수 있는 요인들이 있다. 세팅 오차나 전처리과정에서의 문제, 카운팅과 문턱값을 적용하는 과정에서의 문제들이 가장 큰 불확실성의 요소이다. 그러므로 재구성된 모델의 정확성을 증가시키기 위해서는 주의 깊은 조작이 필요하다.

재구성된 부피는 이론적인 값보다 다소 큰 경향이 있는데 이것은 artifact에 의한 영향과 경계부분에서의 최외각 체적소들로 인한 것으로 이러한 것들이 재구성된 부피를 증가시키게 된다. 그러므로 재구성된 부피를 정확히 구하기 위해서는 보정 인자가 필요할 것으로 생각된다.

이미 말한 바와 같이 문턱값을 적용하는 것이 매우 중요하다. 만약 이 값이 매우 작을 경우에는 전체 부피는 작아질 것이며 값이 커질 경우에는 부피가 커질 것이다. 그러므로 임상적으로 적용할 경우에는 문턱값을 적절하게 정하는 것이 필요하다. 문턱값 결정에 대한 내용은 차후 연구에서 수행할 계획이다.

앞에서 본 연구에서 제안한 방법을 이용하기 위해선 특별한 장치나 보조기구가 필요하지 않다고 하였으나 이러한 알고리즘을 수행하기 위해선 특별하게 제작된 장치가 필요할 것으로 여겨진다. 현재의 C-arm 기반의 혈관조영장치나 진단용 X선장치 등은 이러한 목적으로 사용되기 부적합한데 그 이유는 그러한 장치들의 자유도가 필요한 수 보다 작기 때문이다. 현재의 장치로도 수행은 가능하나 영상의 질 면에서 떨어질 수 있으며 오차를 유발할 수도 있다.

## 결 론

본 연구에서는 두 개의 직교투사영상과 네 개의 비동일 평면상의 투사영상을 획득하여 성공적으로 표적체적을 재구성하였다. 재구성된 부피는 타원체 모델의 경우 13%, 말굽형 모델의 경우 1.3% 과대평가하였으나 재구성된 모양은 이론적인 것과 잘 일치하였다. 재구성은 수 초 내에 완료되었으나 계산에 필요한 시간은 영상의 크기와 체적소의 크기에 좌우된다고 할 수 있다. 재구성된 모양이 완전하지는 않으나 표적의 모양을 예측하고 부피를 결정하는데는 도움이 될 것

이다. 차후에는 다른 형태의 모델들과 임상적으로 획득된 영상에 대하여 연구를 수행하고 정확도와 처리방법을 개선할 계획이다.

## 참 고 문 헌

1. Fijita H, Doi K, Fencil LE, Chua KG: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography; 2. Computerized determination of vessel sizes in digital subtraction angiographic images. *Med Phys* 14:549-556 (1987)
2. Friedman WA, Buatti JM, Bova FJ, Mendenhall WM: *Linac Radiosurgery - A Practical Guide*. Springer, pp.18-33 (1997)
3. Coste E, Gibson D, Leclercq X, Verdonck B, Vasseur C, Rousseau J: 3D Reconstruction of the encapsulation contour of arteriovenous malformations for radiosurgery using digital subtraction angiography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 50:247-255 (2001)
4. Kayikcioglu T, Gangal A, Turhal M: Reconstructing coronary arterial segments from three projection boundaries. *Pattern Recognition Letters* 22:611-624 (2001)
5. Foroni R, Gerosa M, Pasqualin A, et al.: Shape recovery and volume calculation from biplane angiography in the stereotactic radiosurgical treatment of arteriovenous malformations. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 35:565-577 (1996)
6. Theodorou K, Kappas C, Gaboriaud G, Mazal AD, Petrascu O, Rosenwald JC: A simple method for 3D lesion reconstruction from the two projected angiographic images: implementation to a stereotactic radiotherapy treatment planning system. *Radiother Oncol* 43:281-284 (1997)
7. Kayikcioglu T, Gangal A, Ozer M: Reconstructing ellipsoids from three projection contours. *Pattern Recognition Letters* 21:959-968 (2000)
8. Yeung D, Chen N, Ferguson RDG, Lee LI, Kun LE: Three-dimensional reconstruction of arteriovenous malformations from multiple stereotactic angiograms. *Med Phys* 23:1797-1804 (1996)
9. Siddon RL, Barth WH: Stereotaxic localization of intracranial targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 13:1241-1246 (1987)
10. Siddon RL: Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. *Med Phys* 12:125-255 (1985)

## Three Dimensional Target Volume Reconstruction from Multiple Projection Images

Kwang Ho Cheong, Tae Suk Suh, Ho Sang Jin,  
Hyung Koo Lee, and Bo Young Choe

*Department of Medical Engineering, The Catholic University of Korea*

In the radiation treatment planning (RTP) process, especially for stereotactic radiosurgery (SRS), knowing the exact volume and shape and the precise position of a lesion is very important. Sometimes X-ray projection images, such as angiograms, become the best choice for lesion identification. However, while the exact target position can be acquired by bi-projection images, 3D target reconstruction from bi-projection images is considered to be impossible. The aim of this study was to reconstruct the 3D target volume from multiple projection images. It was assumed that we knew the exact target position in advance, and all processes were performed in Target Coordinates, where the origin was the center of the target. We used six projections: two projections were used to make a Reconstruction Box and four projections were for image acquisition. The Reconstruction Box was made up of voxels of 3D matrices. Projection images were transformed into 3D in this virtual box using a geometric back-projection method. The resolution and the accuracy of the reconstructed target volume were dependent on the target size. An algorithm was applied to an ellipsoid model and a horseshoe-shaped model. Projection images were created geometrically using C program language, and reconstruction was also performed using C program language and Matlab ver. 6(The Mathwork Inc., USA). For the ellipsoid model, the reconstructed volume was slightly overestimated, but the target shape and position proved to be correct. For the horseshoe-shaped model, reconstructed volume was somewhat different from the original target model, but there was a considerable improvement in determining the target volume.

**Key Words :** Multiple projection images, 3D reconstruction, Back-projection methods