

CT 영상의 형태에 의한 보간 알고리즘

유선국 · 김원기* · 김남현* · 허재만** · 박상희**

Shape-based Interpolation Algorithm of CT Image

Sun Kook Yoo, Won Ky Kim*, Nam Hyun Kim*, Jae Man Huh**, and Sang Hui Park**

- Abstract -

In the medical modalities, three-dimensional objects must be reconstructed from the consecutive slices, but the slice separation is usually much greater than the pixel size within an individual slices. In this paper, an interpolation scheme for filling the space between the shapes in two successive slices is developed. It minimizes the computation involvement in segmentation of 3-D reconstruction process as well as more accurately approximates the object than the linear interpolation method.

1. 서 론

1970년 후반부터 급격히 발달하기 시작한 의료 영상화 기법은 인체내부를 진단하기 위한 CT (computerized tomography), MRI (magnetic resonance imaging), 초음파 장치 등 여러가지 의료장비들을 발전시켰으나, 이러한 장비들은 인체의 단면영상만을 제공함으로써, 3차원적인 인체기관의 진단 및 치료에는 임상상의 상상에 의한 입체구성에 의존할 수

밖에 없었다. 그러므로 2차원 단면들의 연속적인 집합으로 나타나는 영상장치로부터 여러가지 기법을 사용하여 3차원 기관을 재구성하려는 시도가 활발히 연구되고 있다.^{1, 2)}

인체의 기관에 대한 3차원 영상을 얻기 위해서는 기관의 형상이 연속적으로 이어지는 단층적 영상을 필요로 하게된다. 그러나 감쇄계수값에 따른 밝기로 인체내부의 단층적 영상을 보여주는 CT와 같은 단층영상의 단층간격은 그림 1과 같이 화소의 분해능보다 큰 값을 갖게 되므로 넓은 간격을 갖는 단면에 의한 3차원 재구성은 근사화된 영상을 보여주며, 계산된 체적과 같은 정량적인 데이터는 부정확하게 된다. 이러한 결점을 보완하여 세밀한 3차원 영상을 얻기 위한 얇은 단면 (thin slice)의 CT촬영은 환자에게 위험이 수반되며 부분체적 인공물 (partial volume artifact)의 영향을 많이 받게 된다.³⁾

그러므로 촬영된 CT단면으로부터 보간데이터의 형성이 필요하게 되며 보간 방법에는 명암에 의한

<접수 : 1990년 4월30일>

순천향 대학교 전기공학과

*연세대학교 의용공학과

**연세대학교 전기공학과

Dept. of Electrical Eng., Soonchunhyang Univ.

*Dept. of Medical Eng., Yonsei Univ.

**Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.

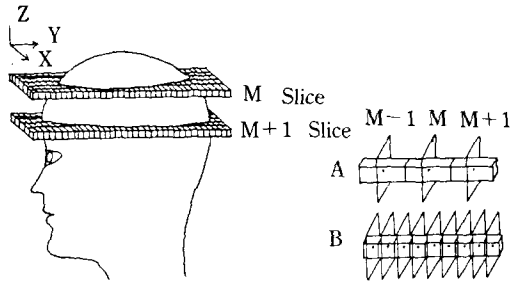


그림 1 단층 영상의 불연속 공간에 대한 보간 데이터의 형성

Fig. 1 Interpolated data composition for discontinuous space of sectional image

보간방법과 형태에 의한 보간방법으로 분리되고 있다. 명암에 의한 보간방법⁴⁾은 CT단면의 거리에 대한 선형적인 감쇄계수로 주어진다라는 성질을 이용하여 입력단면으로부터 선형 1차함수에 의하여 보간하는 방법이다. 그러나 입력단면에 대한 영상분할 기법⁵⁾을 적용하거나 영상입력 장치(mouse, digitizer)를 사용하여 수동에 의한 영상을 분리할 경우에는 단면 데이터가 보간된후에 영상분할 작업을 거치게 되므로 계산시간은 보간단면수에 비례하여 소모하게 된다. 이러한 단점을 보완하기 위한 형태에 의한 보간 방법은 분할된 영상의 기하학적인 관계를 이용하는 Lin 알고리즘⁶⁾이 있으나 물체가 복잡한 경우에는 적용하기 어려운 단점을 갖게 된다. 그러므로 보간은 영상분할이 된 후에 이루어져야 하며 단면물체가 복잡한 경우에 성립하여야 하는 조건을 만족시켜야 한다.

2. 형태에 의한 보간

그림 2는 보간데이터의 형성과정을 설명하는 그림으로서 z축에 대하여 z_1, z_2, \dots, z_n 의 좌표값에 대한 연속적인 단면의 집합을 C_1, C_2, \dots, C_n 이라 할때 보간데이터는 보간할 좌표값 z'_1, z'_2, \dots, z'_m 에서 새로운 단면 C'_1, C'_2, \dots, C'_m 를 추정하는 것이다.

보간데이터의 결정은 고정된 임의의 좌표 (x, y) 점에서 보간하고자 하는 단면 $C_j, j=1, \dots, m$ 에 대

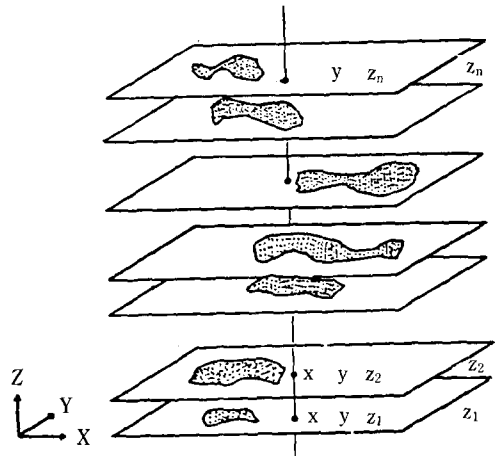


그림 2 형태에 의한 단면데이터의 보간

Fig. 2 Shape based interpolation of sectional data

하여 (x, y, z'_j) 가 C'_j 에 속하는 가를 결정해야 한다. 그러므로 $i=1, \dots, n$ 에 대한 각각의 (x, y, z_i) 에서의 d_i 를 C_i 의 경계까지의 거리라고 정의하면 (x, y, z_j) 가 C_i 에 속하게 되면 양의값을, (x, y, z_j) 가 \bar{C}_i 에 속하게 되면 음의값을, 경계에 접하게 되면 0의 값을 갖도록 한다. 여기서 C_i 는 물체를 \bar{C}_i 는 배경을 의미한다. 선형보간함수 f 를 d_1, d_2, \dots, d_n 에 대하여 보간하게 되면 $f(z'_j) > 0$ 면 (x, y, z'_j) 는 C'_j 에 속하게 되며 $f(z'_j) < 0$ 이면 \bar{C}'_j 에 속한다고 결정한다.

보간함수는 $i < j < i+1$ 에 위치한 2장의 인접한 단면 C_i, C_{i+1} 에 대하여, 보간하고자 하는 단면 C'_j 에 대한 화소점 O'_j 에 대한 거리 d_i 와 d_{i+1} 을 선형 보간하여 $f(O'_j) > 0$ 면 C'_j 로 그렇지 않으면 \bar{C}'_j 로 결정한다.

3. 보간 알고리즘

그림 3은 형태에 의한 보간 알고리즘이며 C_i 에서의 x, y 좌표간격은 동일한 위치와 크기를 갖도록 적용한다. d_i 와 d_{i+1} 의 결정은 i 와 $i+1$ 단면의 배타논리합이 1인 경우에 한하여 계산한다. 즉 2장의 단면에 대하여 공통되지 않는 화소점에 제한됨으로서 연산이 간단하게 된다. 그러므로 알고리즘의 연산시간은 물체의 복잡성, 단면의 크기와 단면간의 물체의 변화율에 의존적으로 변화한다.

```

procedure INTERPOLATE(i, i+1)
begin
  for {i단면과 i+1번째 단면의 배타논리합이 1인 화
    소점 Xi, Xi+1에 대한 보간단면 j의 화소점 X에
    대하여} do {[DIST(Xi), DIST(Xi+1)] > 0 X를
    Cj에 저장한다. ;
end
procedure DIST(Xi)
begin
  if Xi=Ci then begin
    d←-1; di←-1; end
  else begin
    d←-1; di←0; end
  dn←0; done←"거짓";
  While done=거짓 do
    begin
      dn←dn+1; di←di+d;
      for {dn에 위치한 모든 화소점 X에 대하여} do
        begin
          if Xi=Ci and  $\bar{X}_i = \bar{C}_i$  or  $\bar{X}_i = \bar{C}_i$  and X
            =Ci then done←"참";
        end
      end
    end
  end
end
end
    
```

그림 3 형태에 의한 보간 알고리즘
 Fig. 3 Shape based interpolation algorithm

4. 결과고찰

중간 데이터를 보간하기 위한 알고리즘은 두개, 척추, 목, 골반 데이터를 사용하여 분석하였다. 알고리즘은 z방향에 대한 임의의 단면을 하향샘플링(down sampling)하여 규칙적으로 단면을 제거하여 보간 데이터와 제거된 원래데이터와의 일치정도를 식(1)을 사용하여 %오차로서 계산하였다.

$$\text{오차} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{|OA_i - IA_i|}{OA_i} \times 100(\%) \quad (1)$$

여기서 N은 제거된 단면 수이며, OA_i는 제거된 단면에 위치하는 기관의 면적이며, IA_i는 보간된 물체의 면적이다. i는 하향 샘플링 정도로서 제거된 단면수이다.

명암에 의한 보간방법(GI)와 형태에 의한 보간방법(SI)을 비교하면, 제거된 단면수가 1장일 때는 SI

표 1 형태에 의한 보간과 명암에 의한 보간

조직	단면간격	보간수	명암에 의한 보간		형태에 의한 보간	
			오차(%)	계산시간(초)	오차(%)	계산시간(초)
트기	3mm	1	29.6	23	20.2	17
			36.6	23	34.6	29
		2	46.4	23	38.1	29
			98.9	24	41.3	44
			85.7	23	61.6	44
			33.3	24	35.5	33
척추	5mm	1	35.6	23	32.0	13
			36.5	23	43.7	25
		2	51.0	23	54.3	25
			37.6	23	48.3	33
			71.3	24	73.5	33
			33.3	24	35.5	33
목	1.5mm	1	28.2	24	27.1	7
			42.8	23	35.4	8
		2	27.3	23	30.5	8
			42.1	23	38.1	8
			39.3	23	41.3	8
			25.9	24	28.9	8
골반	5mm	1	14.7	23	12.6	9
			18.8	24	17.0	9
		2	23.4	24	23.2	9
			23.3	24	24.2	12
			31.7	24	28.9	12
			30.9	24	30.0	12

보간법이 GI 보간법보다 모든 경우에 대하여 %오차가 적었으며, 보간수가 증가할 수록 GI 방법과 SI 방법의 오차는 비슷해진다. 특히 형태의 변화가 적은 골반과 두개의 경우에는 SI 방법의 오차가 감소하였으므로, 실제 단면간격이 적은 입력단면의 보간에는 SI 방법이 GI 방법보다 우수하였다.

계산시간 면에서 GI 방법은 23초에서 24초 사이의 일정한 시간이 소요되었으나 형태변화가 적은 목과 골반인 경우의 계산시간은 7초에서 12초로 SI 방법이 GI 방법보다 우수하였다. 가장 시간이 오래걸린 두개는 GI 방법이 SI 방법보다 20초정도 빨랐으나, GI 방법은 보간후 모든 데이터에 대하여 영상분할 과정을 거쳐야 하므로 보간 단면수가 증가할수록 SI 방법이 GI 방법보다 계산시간 면에서 효율적이었다. 또한 SI 방법에 의한 연산시간은 배타논리값이 1인



(a) 단면 1 (b) 단면 2 (c) 배타논리영상 (d) 보간영상
 사진 1 척추영상의 형태에 의한 보간 방법에 의한 단면 보간

Photo. 1 Shape based section interpolation of spinal image

영역의 화소수와 배타논리값이 1인 화소에서 물체와 배경간의 거리에 의존적이므로, 단면변화가 적을 수록 고속보간이 가능함을 알 수 있다.

사진 1은 형태에 의한 보간 방법을 척추 데이터의 10번째(a)와 11번째(b)의 단면에 적용시킨 결과 영상이다. (c)는 보간 함수의 거리를 측정하기 위하여 배타논리값이 1인 영역을 표시하는 사진으로서 보간 함수의 계산은 오직 1인 영역의 2911개의 화소에 국한되었으며, (d)는 형태에 의해 보간된 (a), (b)의 보간단면이다. 사진 2는 5mm간격의 CT 단면 24장을 형태에 의한 보간 알고리즘을 적용하여 2.5mm 단면 간격을 갖는 46장을 사용하여 재구성 한 3차원 결과 영상이다.

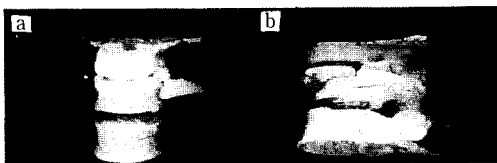


사진 2 보간된 척추 CT단면의 3차원 재구성 영상
Photo. 2 3-D reconstructed image of interpolated spinal CT sections

5. 결 론

본 연구에서는 화소의 분해능 보다 큰 값을 CT 단면을 형태에 의한 보간 알고리즘을 적용하여 3차

원으로 재구성 하였으며, 명암에 의한 보간 알고리즘과 비교 고찰하였다.

형태에 의한 보간 알고리즘은 영상분할 과정을 거친 후 보간을 하게 되므로 보간시간의 연산시간을 최소화 할 수 있었으며, 보다 사실과 근사한 재구성 영상을 제공할 수 있었으며, 체적계산의 에러를 줄이는데 효율적으로 적용될 수 있었다. 특히 원래 영상의 단면간격이 적을 수록 보간오차는 명암에 의한 방법보다 우수하였으며, 목과 골반인 경우의 연산시간은 보간 후 영상분할 시간을 고려하지 않았을 경우에도 우수하였다.

참 고 문 헌

- 1) J. K. Udupa, "Display of 3D information in discrete 3D scenes produced by computerized tomography", Proc. IEEE, Vol. 71, No. 3, pp. 420-431, 1983.
- 2) L. T. Cook et al., "A three-dimensional display system for diagnostic imaging applications", Comp. Graph. Image Proc., Vol. 3, No. 51, pp. 13-19, 1983.
- 3) P. R. Biondetti et al., "Three-dimensional surface reconstruction of the carpal bones from CT scan : Transaxial versus coronal techniques", Comp. Med. Imag. and Graphics, Vol. 12, No. 1, pp. 63-73, 1988.
- 4) G. T. Herman, "Three-dimensional display of human organs from computed tomograms", Comput. Graph. Image Proc., Vol. 9, pp. 1-21, 1979.
- 5) 유선국 외, "뇌조직 CT 영상의 자동영상분할", 의공학회지, 제10권 제3호, pp. 317-322, 1989.
- 6) W. C. Lin, C. C. Liang, and C. T. Chen, "Dynamic elastic interpolation for 3-D medical image reconstruction from serial sections", IEEE trans. Medical Imaging, Vol. MI-7, No. 3, 1988.