

# 다층의학영상의 3차원적 표현기법에 관한 연구

김도우, 송춘희, 차은중, 이태수  
충북대학교 의과대학 의공학교실

## Three dimensional rendering techniques in multiplanar medical images

D. W. Kim, C. H. Song, E. J. Cha, T. S. Lee  
Department of Biomedical Engineering Chungbuk National University

### ABSTRACT

Shell rendering technique, which is the combined technique of surface rendering and volume rendering, was realized on workstation. By applying it to colon data acquired by CT, its validity was shown. In addition, perspective projection coordinate was used for rendering the internal surface of organ and its reality was shown to be improved. This result can be use as the essential technique of virtual endoscope which is the recent hot topic in three dimensional medical imaging.

### 서론

1972년에 Hounsfield에 의해 발명된 CT는 의학영상분야가 획기적으로 발전하는 계기가 되었고, 뒤 이어 1970년대 말부터 MRI가 개발되기 시작함으로써 1980년대에는 바야흐로 의학영상의 시대가 열리게 되었다[1]. 이러한 의료기기들은 단층을 촬영하는 특성을 가지고 있어 일정한 방향으로 다층의 영상 데이터를 획득하면 인체구조에 대한 3차원적인 정보를 얻을 수 있게 해 준다. 3차원적인 정보를 과학적으로 가시화하는 소위 3차원 의학영상은 1979년 Herman이 CT 데이터를 처리하여 뼈의 표면을 컴퓨터에 표시하는 것으로 시작되었다[2]. 이후 Herman은 3차원 영상 알고리즘을 General Electric사의 CT에 적용하여 3D82라는 응용프로그램으로 발전시켰으며[3], 이를 계기로 3차원 영상은 임상적으로 응용되기 시작하였다[4]. 현재에는 CT 뿐만 아니라 MRI, 초음파, PET 등 각종 의료기기에서 3차원 의학 영상이 응용되고 있어, 1990년대는 3차원 의학영상의 시대로 불리고 있을 정도이다[1].

의학영상에서 3차원적으로 표시하는 기법에는 물체의 표면을 표시하는 표면표시법(surface rendering)과 그 내부까지도 표시하는 체적표시법(volume rendering)이 있다[3]. 이 두 가지 기법은 서로 장단

점을 가지고 있어 목적에 따라 선택적으로 사용된다. 표면표시법으로 가장 초기에 사용되던 기법으로는 심도표시법(depth encoding)이 있다. 심도표시법은 일정한 표면으로부터 진단대상이 되는 구조가 위치한 표면까지의 거리 즉 심도를 계산하여 이를 영상으로 표시하는 기법이다. 계산된 심도 데이터는 영상으로 나타내기 전에 Z-buffer라는 메모리에 저장하기 때문에 심도표시법은 Z-buffer기법으로도 불린다. 계산량이 작고 알고리즘이 간단하여 초기에 많이 사용되었으나, 표시된 영상이 3차원적인 정보를 가시화하는데 부족하였기 때문에 이후 새로운 알고리즘들이 개발되었다. 그 중 대표적인 알고리즘이 경사도 표시법(gradient shading)이다. 이는 벡터에 보관된 각 화소에서의 심도를 2차원적으로 미분하여 경사도(gradient)를 구하고 이를 정규화하여 표시하는 기법이다. 그 외에도 물체의 표면방향을 각 표면에서 계산하여 가상의 광원과의 각도에 따라 음영을 표시하는 표면음영법(surface shading) 등이 있다. 이와 같이 표면표시법에는 기본적으로 물체의 표면에 대한 정보가 필요하다. 원 데이터를 분석하여 표면을 계산하는 과정을 세그멘테이션(segmentation)이라 하는데, 이 과정에는 많은 시간이 요구되며 그 정확도에 따라 표시법의 성공여부가 결정된다. 이와는 달리 체적표시법에서는 선추적법(ray tracing technique)이 사용되기 때문에 세그멘테이션이 필요하지 않는 장점이 있다. 조사된 광원이 물체 내부를 통과할 때 그 광선이 지나가는 직선 상에 있는 체적소의 광특성에 따라 서로 다르게 투과된 광량을 영상으로 가시화하는 기법이다. 체적표시법은 세그멘테이션을 하지 않는 대신 각 체적소에서의 불투명도(opaqueness)를 계산하는 분류(classification)과정을 거쳐야 하며 표면 뿐만 아니라 그 내부까지도 대상이 되므로 많은 메모리를 필요로 하는 단점이 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 Udupa 등은 셸(shell)의 개념을 도입하여 표면표시법과 체적표시법의 장점을 혼합한 새로운 표시법을 제안하였다[5].

3차원 의학영상에서는 물체의 좌표를 표시하기 위해 대개 직교투영(Orthographic projection)을 사용한다. 이는 원근투영(perspective projection)에 비해 계산하기가 상대적으로 간단하며, 진단 대상이 되는 물체를 일정한 거리를 두고 진단하는 대부분의 의학영

상에서는 그 결과가 원근투영과 별 차이가 없기 때문이다. 그러나 물체를 벽면 가까이에서 진단하여야 하는 경우 원근감이 나타나야 하며 직교투영으로는 실제 물체의 3차원적인 형태를 표시하기 어렵게 된다. 본 논문에서는 Udupa의 셸표시법(shell rendering)을 colon 데이터에 적용하고 이를 원근투영으로 표시하는 알고리즘을 구현하였기에 보고하는 바이다.

이론

1. 셸표시법

셸(shell)이란 물체의 경계면 근처에 있는 체적소들로 구성된 구조이다. 체적표시법에서는 경계면 내부의 모든 체적소에 대해 선추적 알고리즘을 적용해야 하는 반면, 셸표시법에서는 셸에 있는 체적소에 대해서만 계산하므로 계산량 및 필요한 메모리량이 훨씬 적게 소요되는 장점이 있다. 이에 대한 개념의 수식화 과정을 서술해 보면 다음과 같다. 체적소로 구성된 디지털 공간  $\Sigma$ 에 속하는 광경영역  $V$ 에 대해 폐실수구간  $[1, h]$ 에서 정의되는 매핑을  $f$ 라 하면, 광경(scene) SN은  $\langle V, f \rangle$ 쌍으로 나타낼 수 있다. 이 때  $f(V)$ 는  $V$ 의 각 체적소에 해당하는 밀도함수로 생각할 수 있다. 각 체적소에는 밀도함수 뿐만 아니라 불투명도(Opacity)에 해당하는 매핑을 폐실수구간  $[0, 1]$ 에서 정의할 수 있으며, 이를  $\omega$ 라 하면 불투명 광경(opacity scene) OSN은  $\langle V, \omega \rangle$ 쌍으로 나타낼 수 있다. 이처럼 주어진 광경  $V$ 에서 불투명도를 매핑하는 과정은 분류(classification)라 한다. 불투명도 함수  $\omega(V)$ 에 대한 구현은 체적표시법에서와 마찬가지로 최종결과에 직접적인 영향을 미치게 된다. Udupa는  $\omega(V)$ 를

$$\omega(V) = \omega_1(V) \omega_2(V) \tag{식(1)}$$

로 나타내고,  $\omega_1(V)$ 는  $f(V)$ 의 절대치를,  $\omega_2(V)$ 는  $f(V)$ 의 경사도인  $\nabla f(V)$ 의 절대치를 각각 그림1과 같은 함수로 구현하였다[5].

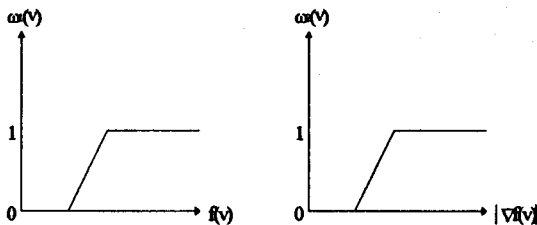


그림1. 불투명도함수  $\omega(V)$ 의 두 구성요소  $\omega_1(V)$ ,  $\omega_2(V)$

$\omega(V)$ 가  $[0, 1]$ 의 실수구간의 값이 아닌  $(0, 1)$ 의 두 값만을 가질 수 있는 광경을 이진광경(binary scene)이라 한다. 또한 경계면의 각 체적소에는 그 법선에 해당하는 매핑을 정의할 수 있으며, 이를  $\eta$ 라 하면 법선광경(normal scene) NSN을  $\langle V, \eta \rangle$ 쌍으로 나타낼 수 있다. 이 때 경계면상의 체적소  $v$ 의 법선함수  $\eta(v)$ 는  $v$ 에서  $f$ 의 경사도 방향을 가지는 단위벡터로서

$$\eta(v) = \nabla f(V) / |\nabla f(V)| \tag{식(2)}$$

로 나타낼 수 있다.  $(0, 1)$ 의 개구간 내에  $\Omega_1 < \Omega_2$ 의

관계를 갖는 고정된 두값  $\Omega_1, \Omega_2$ 이 주어졌을 때, 광경 SN과 불투명도함수  $\omega$ 에 의해 결정되는 셸(shell) SHL(SN,  $\omega$ )은

$$SHL(SN, \omega) = \langle B, \omega_B, \eta_B, \delta_B, \lambda_B \rangle \tag{식(3)}$$

로 나타낼 수 있다. 여기서  $B$ 는 셸영역으로서  $\omega(v)$ 가  $\Omega_1$ 보다 크면서 동시에  $v$ 의 이웃 NBR(v)에서  $\Omega_2$ 보다 작은  $v'$ 이 존재하는 조건을 만족한다. 즉  $B$ 는  $\omega(v)$ 가  $\Omega_1$ 보다 크고  $\Omega_2$ 보다 작은 이웃을 적어도 하나는 갖는 체적소들의 집합이다.  $\omega_B$ 와  $\eta_B$ 는 각각  $B$ 의 영역을 제한하는  $\omega$ 와  $\eta$ 의 조건이며,  $\delta_B$ 는 이웃 불투명도로서 NBR(v)내에 있는 이웃의 개수가  $nbr$ 일 때 이웃에 있는 각체적소마다  $(0, 1)$ 의 값을 매핑하여  $(n_1, n_2, \dots, n_{nbr})$ 를 지정한다. 여기서  $\omega(v_i)$ 가  $\Omega_2$ 보다 크면 1을 지정하고 작으면 0을 지정한다.  $\lambda_B$ 는 폐구간  $[0, 1]$ 내의 값을 가지는 경계면 가망함수(likelihood function)이다.

$\Omega_1, \Omega_2$ 는 그 값의 차이에 따라 셸의 두께가 결정되는데,  $\Omega_2 - \Omega_1$ 가 크면 셸이 두껍게 된다. 그리고  $\Omega_2 = \Omega_1$ 이면서 이진광경인 경우는 이진셸(binary shell)이라고 하는데 그 결과는 고품질의 표면표시법에 가깝게 된다. 이러한 셸을 표시하기 위해서는 광선투사(ray casting) 혹은 체적소투영(voxel projection)을 하게 되는데 본 논문에서는 체적소투영을 사용하였으며, 그 개요는 다음과 같다. 대상이 되는 물체는 관찰자의 시선방향에 따라 시야공간좌표(view space coordinate)에서 나타낼 수 있으며, 시선방향에 따라 광경공간에 있는 셸상의 체적소를 투영하게 되는데, 체적소  $v$ 에 입사되는 광량을  $I_v$ 라 하면, 체적소에서 투과되어 나오는 광량  $I_o$ 는

$$I_o = \omega_B(v) \beta_B(v) + (1 - \omega_B(v))I_v \tag{식(4)}$$

로 표시할 수 있다. 여기서  $L$ 이 시선방향의 단위벡터일때  $\beta_B(v)$ 는 Phong의 표면 음영공식  $f_p$ 에 의해서

$$\beta_B(v) = f_p(L, \eta_B(v)) \tag{식(5)}$$

로 주어진다. 시야공간의 좌표  $p$ 에서 계산한 광량은 영상버퍼 IB(p)에 저장하며, 시선방향에 따라 투영을 계속하며 그 값을 갱신해 간다. 투영은 FTB(front-to-back)의 순서에 의해 불투명도가 문턱치에 도달할 때까지 계속하게 되는데 이를 알고리즘화해 보면 아래와 같다. 즉 주어진 시선에서 화소  $p$ 에 FTB 순서로 투영되는 셸상의 체적소를  $v_1, v_2, \dots, v_n$ 이라 하고  $\beta_i = \beta_B(v_i)$ ,  $\beta_{n+1} = A$ 라 하면, IB(p)는

$$IB(p) = \sum_{i=1}^{n+1} \omega_i \beta_i \tag{식(6)}$$

로 나타낼 수 있다. 여기서  $\omega_n$ 는

$$\omega_1 = \omega_B(v_1), \omega_{i+1} = 1 - \omega_B(v_1) \prod_{k=1}^{i-1} (1 - \omega_B(v_k)), 2 \leq i \leq n \tag{식(7)}$$

이다. 이와 같은 반복적인 알고리즘으로 정리하면 그림2와 같다.

```

begin
  set all elements of IB to a background intensity value A and of OB to 0;
  determine the FTB indexing order for the shell domain for the given viewing direction;
  for each voxel v in the shell domain accessed FTP do
    if v is not obscured by high-opacity voxels(as determined by OB(v)) then
      compute BB(v);
      compute the pixel in IB covered by projection of v;
      for each such pixel p in the projection do
        if OB(p) needs to be updated, then
          update IB(p);
          update OB(p);
        endif;
      endfor;
    endif;
  endfor;
end
    
```

그림 2. 셀표시법 알고리즘

2. 원근투영법

직교투영법(orthographic projection)과는 달리 원근투영법(perspective projection)에서는 물체와 투영면의 거리에 따라 투영된 좌표값이 달라지게 되며, 투영중심(projection center)의 좌표를  $(x_c, y_c, z_c)$ 라 하고, 물체 상의 한점의 좌표를  $(x_1, y_1, z_1)$ 라 하면 투영면에서의 좌표  $(x_2, y_2)$ 는

$$x_2 = x_c - z_c \frac{x_1 - x_c}{z_1 - z_c} \tag{8}$$

$$y_2 = y_c - z_c \frac{y_1 - y_c}{z_1 - z_c}$$

가 된다[6]. 이 관계를 그림3에 나타내었다.

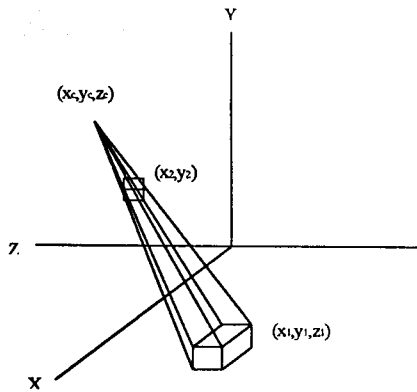


그림 3. 원근투영

대상 및 방법

1. 실험방법

상술한 알고리즘은 유닉스를 기반으로 오픈 윈도우를 사용자 인터페이스 및 운영체제로 사용하는 워크스테이션(SUN OS 4.1.3, OpenWindow 3, SUN Sparc 5)에서 구현하였다. 언어로는 C언어를 사용하였고 프로그램 도구로는 펜실베니아 대학에서 개발한 3DViewNIX의 코드를 사용하였다. 3DViewNIX는 유닉스의 XWindow상에서 수행되는 3차원 의학영상 개

발도구로서 다양한 종류의 워크스테이션에 이식 가능한 특성을 가지고 있어 본 논문에서 제안한 알고리즘의 구현에 적합하다.

2. 실험대상

실험대상은 CT로 촬영한 colon부위의 다층영상으로서 체적소의 크기는 0.72mm x 0.72mm x 0.50mm이며, 각 영상의 해상도는 512 x 512로서 121층의 영상들로 구성된다. 이로부터 512 x 512 x 121의 colon에 대한 3차원적인 데이터를 구성하였다. 체적소가 가지는 최소치는 0, 최대치는 245.5이다. 이 중에서 31번째 영상은 그림4와 같다.

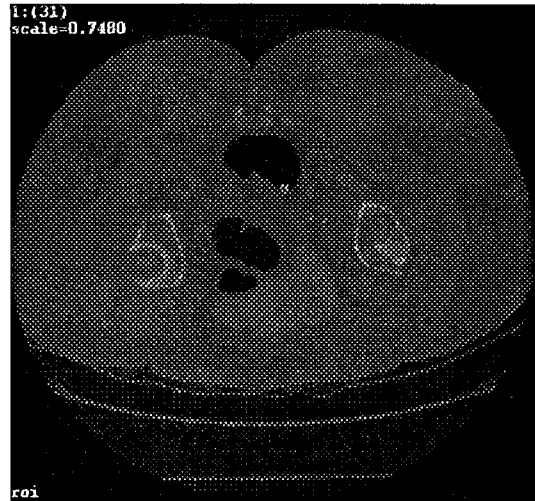


그림4. Colon부위의 CT촬영상(31번째)

결 과

colon부위에서 획득한 121장의 CT촬영영상들로부터 colon의 3차원적인 벽면을 구하기 위해서 우선 전처리과정으로서 문턱치 처리(thresholding)를 수행하였다. 그림5는 그림4를 문턱치 처리한 이진영상이다. 그림4에서 볼 수 있듯이 colon내부는 비어 있는 상태이므로 그 외부와는 현저히 다른 X-선 감쇄특성을 가지고 있으므로 용이하게 분리되었다.

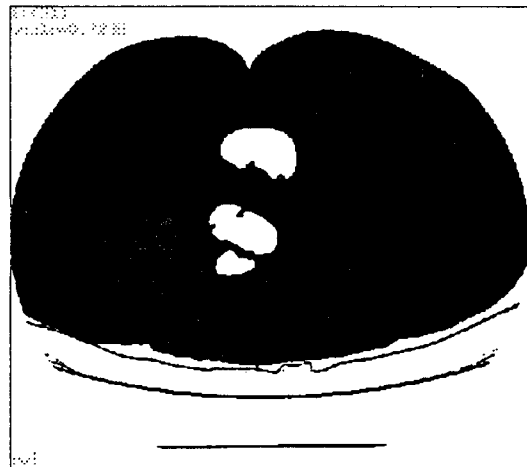


그림5. Colon 부위의 이진영상

121장의 다층 영상으로부터 상술한 알고리즘을 이용해서 구한 이진셀을 그림6에 나타내었다. 그림에서 보듯이 직교투영좌표계에서 colon의 외부 벽면이 잘 표시되었다. 그러나 내부의 벽면을 진단하기 위해서는 벽면에 근접해서 관찰하여야 하며 이 경우에는 원근투영좌표계를 사용하여야 한다.

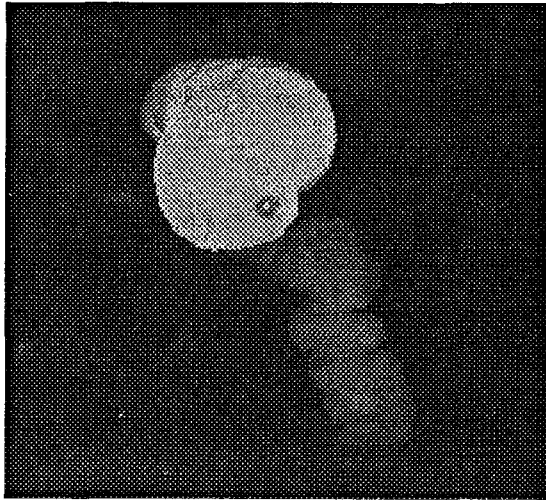


그림6. 3차원으로 재구성한 Colon의 외벽면

그림7은 그림6의 내부벽면을 관찰하기 위하여 근접한 거리에서 원근투영한 결과이다. 그림에 나타났듯이 투영면이 colon내부를 절단하고 있어 그 내부벽면이 관찰되고 있으므로, 가상의 결장경(virtual colonoscope)으로 진단하는 것과 같은 효과를 보이고 있다.



그림7. 3차원으로 구성된 Colon의 내벽면

### 고 찰

의학영상에서의 3차원 표시법은 그 응용범위가 급격히 확대되어 가고 있으며, 정확한 진단 및 치료를 위해서는 이에 대한 이해가 필수적인 기법으로 자리 잡아 가고 있다. 본 논문에서는 표면표시법과 체적표시법의 장점을 혼합하여 계산량 및 메모리가 적게 소

요되는 셸표시법을 Udupa가 제시한 방식으로 워크스테이션에서 구현하였다. 구현된 기법의 타당성을 검증하기 위하여 CT에서 촬영한 colon데이터를 이용하여 이진셀을 구성해서 워크스테이션에 표시해 보았다. 또한 의학영상에서 일반적으로 사용하는 직교투영방식을 수정하여 원근투영좌표계에서 투영함으로써 근접한 내부벽면의 진단 시에 보다 실제기관의 형체에 가깝게 하였다.

최근에는 3차원 영상기법이 가상현실과 접목되어 가상내시경이라는 새로운 분야가 개척되고 있으며, 본 연구 결과는 이를 구현하는데 그 핵심적인 기술로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

### 참 고 문 헌

1. E.K. Fishman, etc., "Three-dimensional Imaging", Radiology vol.181, pp.321-337, 1991
2. G.T. Herman and H.K. Liu, "Three-dimensional display of human organs from computed tomograms", CVGIP, vol.9, pp.1-21, 1979
3. D.C. Hemmy, etc., "A decade of clinical three-dimensional imaging: A review Part 1. Historical development", Investigative radiology, vol.29, no.4, pp.489-496, 1994
4. F.W. Zonneveld and Keizo Fukuda., "A decade of clinical three-dimensional imaging: A review Part 2. Clinical applications", Investigative radiology, vol.29, no.4, pp.574-589, 1994
5. J.K Udupa and Dewey Odhner, "Shell rendering", IEEE CG&A, pp.58-67, 1993, November
6. J.D. Foley, etc., "Computer graphics: principle and practice", 2nd ed., Addison-Wesley, pp.268-271, 1991