

선형 Octree에 의한 CT영상의 3차원 재구성 및 표현

(Three Dimensional Reconstruction and Display of CT Images Via Linear Octree)

俞 善 國,** 金 南 鉉,** 金 源 麒,** 金 善 鎬,***朴 相 禧*

(Sun Kook Yoo, Nam Hyun Kim, Won Ky Kim, Sun Ho Kim and Sang Hui Park)

要 約

본 논문에서는 2차원적인 CT영상의 단면으로부터 3차원 영상을 재구성하고 수정하기 위한 시스템을 구성하기 위하여 선형 octree를 이용하였다. 선형 octree를 소형 컴퓨터 시스템에 적용할 경우, 재구성하기 위하여 소요되는 많은 데이터를 효율적으로 압축할 수 있었다. 특히 이러한 트리구조는 공간적인 개념이 포함되어 있는 계층적인 표현 방식을 갖기 때문에 3차원 영상을 2차원 화면에 표현하기 위한 은면제거를 효율적으로 수행할 수 있었으며, 관측위치의 변환 및 명암표시의 실현이 가능하였다. 실제 CT에 의하여 획득된 인체기관을 재구성하여 봄으로서 기술적 기법을 확인하였으며, 임상적인 치료와 외과 수술계획에 사용될 가능성을 확인하여 보았다.

Abstract

In this paper, linear octree is used to reconstruct and to modify the 3-dimensional image from 2-dimensional cross sections provided by computed tomography. Linear octree introduces a considerable data saving of the memory storage required by small computer system. This structure allows the hidden surface removal utilizing the spatial presortedness of hierarchical octree structure and implementation of graphical operations that include viewing transform and shading. An actual human organ is used to illustrate this technique and its implications for therapy and surgical planning.

*正會員, 延世大學校 電氣工學科
(Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.)

**正會員, 延世大學校 醫用工學科
(Dept. of Medical Eng., Yonsei Univ.)

***正會員, 延世大學校 神經外科
(Dept. of Neurosurgery Yonsei Univ. College
Medicine)

接受日字: 1989年 1月 11日

I. 서 론

전산화 단층촬영 장비의 발달은 비침습적으로 인체기관의 단면영상을 관찰하게 되었으며, 최근에는 영상처리 및 컴퓨터 그래픽스 이론을 응용하여 2차원적인 단면 영상으로부터 공간적인 구성을 갖는 3차원 영상을 재구성하려는 연구가 활발히 시도되고

있다. 최근의 3차원 재구성의 임상적인 응용으로는 두개안면 외과수술(craniofacial surgery),^[1] 뇌병변의 관찰,^[2] 방사능 치료계획(radiation therapy treatment planning)^[3] 등에 활용이 되고 있으며, 특히 외과적 수술을 하기 전에 3차원적인 인체 기관의 공간적 위치를 파악하여 정확한 수술부위의 검별에 응용되고 있다.

2차원 단면으로부터 3차원 기관을 재구성하는 방법에는 표면을 삼각형과 같은 작은 조각으로 분할하여^[4] 재구성하는 방법이 있으나 계산시간은 빠른 장점이 있는 반면 인체기관과 같은 복잡한 물질을 재구성하지 못하는 단점이 있다. 또한 Artzy와 Herman 등은^[5] 3차원 공간상에서 단위체적(voxel)을 정의하여 구성하였으며 그래프 이론에 의한 탐색방식과, 연속적인 단면으로부터 표면을 재구성하는 알고리즘을 제시하였으며, cuberille 표현방식으로 구분되고 있다. 단위체적에 의한 구성은 복잡한 인체 구조를 정확히 표현할 수는 있으나 데이터 구성방식이 압축된 형식으로 표현되지 않는 단점이 있으므로 트리구조를 갖는 octree에 의한 표현방식이 부분적으로 연구되고 있다.^[6]

SGM(solid geometry modelling), 로봇의 공간계획(space planning) 분야에 활발히 연구되고 있는 octree 구조는 2차원 공간에서의 quadtree 구조^[7]를 3차원 표현방식으로 확장시킨 데이터 표현방식으로서 3차원 공간상의 연관성이 포함되어 있으며 데이터가 압축된 형식을 갖는 특성이 있다. Octree 표현방식은 공간적인 연관성(spatial coherence)을 이용하는 Warnock 형태의 데이터 표현방식으로 지칭되고 있으며 3차원 공간을 동일한 크기의 8개의 정육면체로 분할하여 각각의 정육면체가 가장작은 공간의 단위 크기를 가질때 까지 순차적으로 분할해 나가는 방식이다. 이러한 표현방식은 트리탐색을 활용함으로써 계산적인 면에서 효율적으로 탐색할 수 있고 좌표축의 이동, 회전, 은면제거와 같은 그래픽의 기본적인 알고리즘을 공간적 연관성을 이용함으로써 효율적으로 처리할 수 있는 표현방식이다. 그러나 컴퓨터내의 메모리가 한정되어 있으므로 pointer(pointer) 구조^[8]를 갖는 일반적인 구조로는 3차원 공간내에서 많은 부분이 같은 속성을 갖는 영상에 한해서 표현 가능하므로 복잡한 형태를 갖고, 기관마다 각각 다른 속성을 갖는 인체기관을 표현하기에는 부적합한 구조를 갖고 있다.

그러므로 본 논문에서는 메모리가 한정된 퍼스날 컴퓨터를 활용하기 위하여 데이터 표현이 압축되어 있으며, 동시에 공간적인 연관성이 포함된 구조를 갖

는 선형 octree 구조를 이용함으로써 2차원 CT 단면을 3차원으로 재구성하고 인체기관을 임의로 절개 표시함으로써 실제 임상에의 적용 가능성을 실험해 보고자 한다. 은면제거는 정육면체의 6면의 보이는 면을 고려, back-to-front 방법을 적용하고, octree를 구성한 노드를 좌표계의 좌표로 변환하여 임의의 각도에서 표시함으로써 3차원적인 인체기관의 공간적인 위치 및 배열을 표시해 보고자 한다.

II. 선형 OCTREE의 구성

Octree의 공간은 $2^n \times 2^n \times 2^n$ 개의 단위 입방체(unit cube)로 구성된 x, y, z축을 갖는 3차원 공간으로 구성할 수 있다. 여기서 n은 공간 분해능 변수이며 2^n 은 공간 축상의 전체 길이를 나타낸다. 임의의 3차원 물체의 octree표현은 입방체 공간을 $2^{n-1} \times 2^{n-1} \times 2^{n-1}$ 의 크기를 가지며 원점이 (0, 0, 0), $(2^{n-1}, 0, 0)$, $(0, 2^{n-1}, 0)$, $(0, 0, 2^{n-1})$, $(2^{n-1}, 2^{n-1}, 0)$, $(0, 2^{n-1}, 2^{n-1})$, $(2^{n-1}, 0, 2^{n-1})$, $(2^{n-1}, 2^{n-1}, 2^{n-1})$ 에 위치하는 8개의 작은 입방체로 순차적으로 분리해 나간다. 물체(black) 또는 배경(white)이 완전히 작은 입방체 안에 포함되면 분할을 멈추게 되며, 물체와 배경이 입방체 안에 혼합되어 있으면 크기가 단일값을 갖는 단위 입방체에 다다를 때까지 순환을 계속해 가며 분리된다. 분리된 각각의 작은 입방체를 octant라고 하며 각각의 octant의 순서는 x, y, z의 값이 octant의 길이를 1로 표준화하여 $P(y > 1/2) P(x > 1/2) P(z > 1/2)$ 의 함수 $P: \{false, true\} \rightarrow \{0, 1\}$ 로서 얻어지며 P로서 주

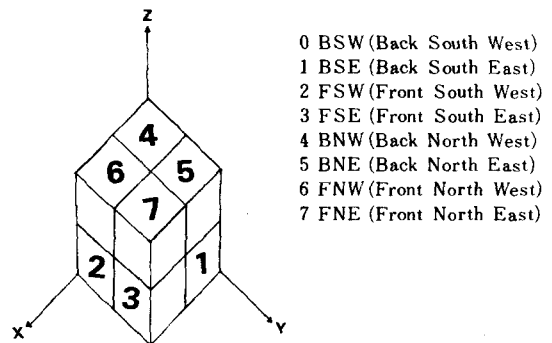


그림 1. 8개 cotant의 숫자화 및 방향

Fig. 1. Numbering for the eight octants and its directions.

어지는 3개의 비트는 0에서 7까지의 숫자를 구성하기 위한 2진수로서 간주된다. 그림 1의 각각의 숫자는 FNW, FNE, FSE, FSW, BNW, BNE, BSW, BSE를 가리키며 B(back), F(front), N(north), S(south), E(east), W(west)를 의미하며 이러한 degree 8을 갖는 트리를 octree라 정의한다.¹⁵⁾ 트리의 root 노드는 가장 큰 입방체 전공간을 의미하며, leaf 노드는 물체가 완전히 포함된 octant 노드를 의미한다. 각 노드는 8개의 분할된 octant로 구성된 son 노드를 가지며 son 노드에 대하여 노드는 father 노드라 정의된다. 일반적인 octree는 father 노드에서 son 노드까지 포인터로 연결함으로써 탐색해 나가게 되며, 노드를 구성하는 공간이 모든 물체를 포함하고 있으면 흑색(black)노드, 모든 배경을 포함하고 있으면

면 백색(white)노드, 배경과 물체가 혼합되어 있으면 회색(gray)노드라 하며, 흑색노드와 백색노드를 지엽노드(leaf), 회색노드를 비지엽노드(non-leaf)라 한다.

Octree를 표현하는 방법에는 그림 2의 (b)와 같이 8개의 son 노드를 포인터로서 연결하는 포인터 구조를 갖는 데이터 표현방식과 (a)와 같은 선형 데이터 구조를 갖는 표현방식이 있다. 포인터 구조는 한개의 노드를 표현하기 위해 8개의 son 노드에 대한 포인터 필드와 노드값을 나타내기 위한 노드표현자(node descriptor) 필드를 갖게 되므로 1개의 노드를 표현하기 위한 1개의 레코드는 9개의 필드를 갖게 된다. 그러나 이러한 포인터 구조의 트리를 구성하는 가지는 포인터로서 연결됨으로서 빠른 트리탐색이 가능한 반면, 메모리 사용면에서는 포인터를 표현하기 위한 많은 메모리를 사용하게 되는 단점이 있으므로 많은 데이터를 포함하는 의료영상을 소용량의 컴퓨터로서 표현하기에는 부적합한 구성을 갖고 있음을 알 수 있다. 그러므로 이러한 메모리 사용상의 제약성을 극복하기 위해 선형 octree 구조란 오직 흑색 노드만을 부호화하여 메모리 사용의 효율성을 높이는 표현방식이다. 그러므로 선형 octree¹⁶⁾란 배경을 제외한 오직 물체만을 표시한 지엽노드만으로 구성된 압축된 형태를 갖으며, 각각의 octant는 식(1)과 같이 표현되는 Q의 순서를 갖는 배열을 선형 octree라 정의한다.

$$Q = q_{n-1}8^{n-1} + q_{n-2}8^{n-2} + \dots + q_08^0 \quad (1)$$

여기서 q_i 는, $i=0, 1, \dots, n-1$ 이며 $\{0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7\}$ 중의 한 값을 갖는다. 그러므로 Q의 값은 root 노드에서 지엽노드까지의 공간적인 통로(path)를 지시하게 되며, 길이는 8진수의 대수함수로서 계산되는 혼합된 8진 코드(mixed octal code)이다. 그림 2는 3차원 공간상의 물체를 $\{35, 57, 67, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77\}$ 의 선형 octree로 변환한 값을 보여주고 있으며 $\{70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77\}$ 과 같이 마지막 숫자를 제외한 모든 숫자가 같다면 8개의 son octant가 같은 father octant에 속하게 되므로 8개를 1개의 그룹으로 모아 X라 표현하여 압축함으로써, 선형 octree를 $\{35, 57, 67, 7X\}$ 로 표현하는 압축된 선형 octree를 구성하게 된다. 그러므로 많은 octant는 혼합된 8진 표현으로 압축될 수 있으며 압축되지 않은 octant는 순차적으로 선형 octree의 배열에 포함되게 되며 그림 3과 같은 순서에 의하여 탐색해 나가는 post-order 탐색방식에 의하여 압축하게 된다.¹⁶⁾

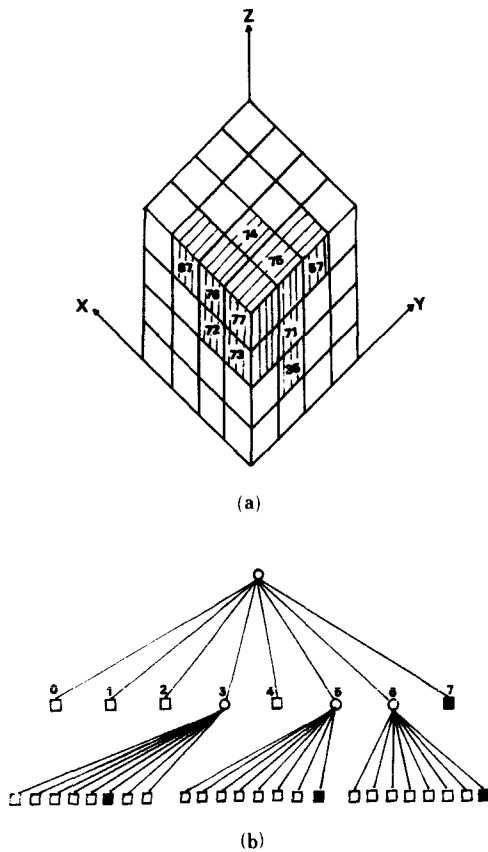


그림 2. 분해능 2인 물체의 octree와 선형 octree의 표현

Fig. 2. Linear octree and octree representation of an object with resolution 2.

그러므로 선형 octree는 3가지 특징을 포함하게 되는데 첫째 오직 물체만이 포함되어 있는 노드만이 저장된다. 둘째 수직방향 축의 공간적 특징으로 부터 코드는 구해진다. 셋째 각각의 숫자는 트리 노드의 통로를 표시한다. 또한 선형 octree는 공간 및 시간의 복잡성은 물체를 표시하는 노드수에만 의존적이며, 포인터 구조를 사용하지 않는 장점을 갖는다.

1	3	11	13	43	45	53	55
2	4	12	14	44	46	54	56
6	8	16	18	48	50	58	60
7	9	17	19	49	51	59	61
22	24	32	34	64	66	74	76
23	25	33	35	65	67	75	77
27	29	37	39	69	71	79	81
28	30	38	40	70	72	80	82

그림 3. 분해능 3인 경우의 quadrant의 post-order 탐색 방법

Fig. 3. Post-order traversal of quadrants with resolution 3.

III. 선형 OCTREE의 부호화 및 해독화

3차원 공간내의 x, y, z (x, y, z=0, 1, ..., 2ⁿ) 축에 의한 좌표계를 갖는 2차원 CT 단면상의 한점을 선형 octree의 8진 코드로 부호화하기 위해서는 식(2)와 같이 x, y, z의 값을 2진화 표기로 표현한 후 식(1)과 같이 부호화 한다. 여기서 q_l는 식(3)에서 구하게 된다.

$$\begin{aligned}
 x &= c_{n-1}2^{n-1} + \dots + c_12^1 + c_02^0 \\
 y &= d_{n-1}2^{n-1} + \dots + d_12^1 + d_02^0 \\
 z &= e_{n-1}2^{n-1} + \dots + e_12^1 + e_02^0
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

만약 e_{n-1}=d_{n-1}=c_{n-1}=0이면 Q는 FNW 방향의 octant에 속하게 되며 q_{n-1}은 0이 된다. 만약 e_{n-1}=d_{n-1}=0이고 c_{n-1}=1이면 Q는 FNE 방향의 octant에 속하게 되므로 q_l는 1이 된다. 그러므로 q_l는 식(3)과 같이 표현할 수 있다.

$$q_l = e_l2^l + d_l2^l + c_l2^l, l = n-1, n-2, \dots, 0 \tag{3}$$

선형 octree의 해독화(decoding)는 부호화 과정의 역으로 간주할 수 있다. 그러므로 해독화 과정은 공간적 분해능 n과 8진 코드 Q가 주어졌을때 좌표계상의 x, y, z 값을 구하는 과정이다. q_{n-1}, q_{n-2}, ..., q₀의 8진 코드의 가장 큰 q_{n-1}로 부터 시작해서 축상의 구간 [0, 2ⁿ-1]을 반씩 q₀에 다다를 때까지 분할하는 과정이다. 이 과정을 해석하기 위하여 공간구간(space interval) x_b, y_b, z_b을 식(4)와 같이 정의하면 두개의 정수의 a, l과 b, l은 octant의 시작점과 끝점의 구간을 표시하게 된다.

$$\begin{aligned}
 x_l &= [x_{a,b}, x_{b,l}], y_l = [y_{a,b}, y_{b,l}], z_l = [z_{a,b}, z_{b,l}] \\
 l &= 0, 1, \dots, n
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

최초 시작점을 x₀=y₀=z₀=[0, 2ⁿ⁻¹-1]으로 정하면 x_b, y_b, z_b의 길이는 항상 (1-1)에 대하여 1/2이 된다. 여기서 q_l은 어느 끝점이 변하지 않는 상태로 남아 있으며 어느점이 2^{n-l}감소 되었는지 증가 되었는지를 결정하게 된다. 이러한 모든 8개의 son 노드에 대한 경우를 고려하면 표 1과 같이 되므로 해독화 과정은 식(5)와 같이 계산하여 좌표계에서의 공간값 x, y, z 값을 얻게된다. 여기서 ⌊b⌋는 b값의 몫을 의미하며, |b|는 b를 2로 나눈 나머지 값이다.

$$\begin{aligned}
 x_l &= \left[x_{a,l-1} + \left\lfloor \frac{q_{n-l}}{2} \right\rfloor, 2^{n-l} \right] \\
 x_{b,l-1} &= \left(1 - \left\lfloor \frac{q_{n-l}}{2} \right\rfloor \right) 2^{n-l} \\
 y_l &= [y_{a,l-1} + |q_{n-l}|z^{2^{n-l}}, y_{b,l-1} - (1 - |q_{n-l}|)2^{n-l}] \\
 z_l &= \left[z_{a,l-1} + \left\lfloor \frac{q_{n-l}}{4} \right\rfloor 2^{n-l}, z_{b,l-1} - \left(1 - \left\lfloor \frac{q_{n-l}}{4} \right\rfloor \right) 2^{n-l} \right] \\
 l &= 1, 2, \dots, n
 \end{aligned}
 \tag{5}$$

IV. 선형 OCTREE의 표현

선형 octree로 부호화 된 물체를 2차원 화면(view screen)에 표시하기 위하여서는 화면좌표계변환(viewing transformation), 은면제거 및 명암표시를 하여야 한다. 식(5)에 의하여 해독화된 선형 octree의 화면좌표계변환은 아래와 같다. 오른손 좌표계 x, y, z 축으로 이루어진 시스템을 기준좌표계(world coordinate)라 하면 기준좌표계의 원점(0, 0, 0)에서 관측점(view point)까지 구성되는 벡터를 VPN(view plane normal)이라 한다. 왼손 좌표계인 화면좌표계의 변환은 기준좌표계의 축을 화면좌표계의 원점과 일치

표 1. 해독화 과정의 1/2 구간
Table 1. Halving intervals for decoding.

입력 q_{n-1}	출 력		
	2^{n-1} 의 $x_{a,1}$ 증가	2^{n-1} 의 $y_{b,1}$ 증가	2^{n-1} 의 $z_{k,1}$ 증가
0	no	no	no
1	no	yes	no
2	yes	no	no
3	yes	yes	no
4	no	no	yes
5	no	yes	yes
6	yes	no	yes
7	yes	yes	yes

하도록 이동 (translation) 하고 X와 Z축으로 회전을 한 후 왼손 좌표계로 변환시킨다.¹¹⁰⁾

$$\begin{aligned}
 x' &= -x\sin\theta + y\cos\theta \\
 y' &= -x\cos\theta \cos\phi - y\sin\theta\cos\phi + z\sin\phi \\
 z' &= -x\cos\theta \sin\phi - y\sin\theta \sin\phi - z\cos\phi \\
 &+ \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (6)
 \end{aligned}$$

여기서 θ 는 기준좌표계에서 관찰자와 원점과의 X축과 이루는 각이며, ϕ 는 Z축과 이루는 각도를 의미한다.

3차원 물체를 octant로 나타내는 가장 큰 장점중의 하나는 은면제거에 관한 문제가 VPN 좌표계와 octal 부호를 검사함으로써 쉽게 해결할 수 있다. VPN = (x, y, z) 이라 하고 x, y, z가 0이 아니라고 가정하면 분리된 하나의 입방체의 보이는 면은 표2와 같다. 또한 각각의 연결된 입방체의 은면제거는 octree의 대응되는 노드를 순환적으로 뒤에 있는 octant로부터 앞에 있는 octant까지 순서에 준해서 표시하게 되면

표 2. VPN 좌표축에 대한 노드의 보이는 면 결정

Table 2. Visibility of face with respect to VPN coordinates.

VPN	Visible faces
$x < 0 (> 0)$	Back (Front)
$y < 0 (> 0)$	Western (Eastern)
$z < 0 (> 0)$	Southern (Northern)

앞의 octant가 먼저 칠한 데이터를 덧칠하더라도 보이는 면에는 무관하게 된다. 이러한 방법은 octree의 공간적인 배열성 (spatial presortedness)의 속성을 이용하는 것으로서 식(6)에서의 깊이 (depth)를 일일이 비교하지 않아도 되는 특성을 갖게 된다. 그러므로 관측점의 위치의 변화, 즉 임의의 각도에서의 물체의 관찰은 단지 선형 octree의 노드탐색의 순서만을 바꾸면 되므로 octree 전체의 배열은 변화하지 않게 된다. 일반적으로 데이터를 감축하기 위한 표면 추출 방식¹¹¹⁾은 많은 데이터를 줄일 수는 있으나 표면을 추출하기 위해서는 많은 계산을 요하고 3차원으로 구성된 인체 내부를 연관적으로 탐색하기 어려우며, 절단면을 구성할 때마다 다시 표면탐색을 새로 해야하는 단점을 갖게 된다. 선형 octree 부호화에 의하여 표3과 같이 형성된 탐색 우선순서는 주어진 octant의 son octant의 탐색순서를 순환적으로 확립하게 되며 back-to-front 시험¹¹¹⁾을 하게 된다. 가장 먼 octant가 결정되면 표3의 보이는 면이 화면상에 표시되며, 그 octant 주위의 3개의 octant가 표시되고, 그 후 가장 가까운 octant 주위의 3개의 octant가 표시되고 마지막으로 가장 가까운 octant의 보이는 3개의 면이 표시된다.

표 3. VPN(x, y, z)에 대한 octant의 우선순위
Table 3. Priority order for octant labelling according to VPN(x, y, z).

x y z	octal digit	priority order
< < <	0	7 6 3 5 2 4 1 0
> < >	1	5 4 1 7 0 6 3 2
< > <	2	6 7 2 4 3 5 0 1
> > <	3	4 5 0 6 1 7 2 3
< < >	4	3 2 7 1 6 0 5 4
> < >	5	1 0 5 3 4 2 7 6
< > >	6	2 3 6 0 7 1 4 5
> > >	7	0 1 4 2 5 3 6 7

선형 octree의 탐색은 depth-first 방법에 의하여 탐색하게 되며 octant의 크기에 따른 노드를 찾기 위해서 그림 4와 같은 포인터 벡터 버퍼 VECTOR[n][n]을 사용한다. 여기서 n은 공간 분해능으로서 root 노드에서 단위 octant까지의 깊이를 의미하게 되며 각각의 octant는 식(1)의 q_{n-1} 에서 q_0 까지의 감소순서

에 의하여 가장 가까운 octant와 면 octant사이의 달라지는 bit의 값에 의하여 검색하게 된다. 입방체가 화면에 표시되는 순서는 정확히 깊이(depth)가 감소되는 순서가 아니므로 back-to-front 알고리즘은 painter 알고리즘¹⁷⁾과는 구분되며, Cuberille 표현방식의 Frieder 알고리즘¹¹⁾과는 데이터 표현 모델에 대하여 분리된다.

만약 이상의 알고리즘에 의하여 보이는 면이 화면 상에 정하여 졌으면 표면의 각각의 점에 명암을 표시해야 한다. 명암의 표시는 일반적으로 경면반사(specular reflection)와 난반사(diffuse reflection)를 고려한 Lambert의 cosine 법칙과 거리에 따라 밝기가 감소하는 linear attenuation 법칙을 따라¹⁸⁾ 표현이 되나 이웃하는 각 면에 대한 법선 벡터를 구해야 하는 복잡성을 간소화하여 거리만을 고려하게 되면 식(7)과 같은 명암표시 관계식을 얻게된다. 이러한 거리에 의한 명암표시는 평할된 형태를 보이고 작은 기관의 변화가 잘 구분되지 않는 단점이 있으나 연산의 간편성이 있으며 mach band 효과가 없어 실제의 모양이 왜곡되지 않으므로 채택하였다. 그러나 실제 연속적인 CT 영상으로부터 선형 octree를 구성할 경우 z값의 크기에 따라 이상적인 단위체적으로 구성되지 않으므로 사각형의 내부의 깊이는 Watkin 방법을 사용하여 깊이에 따라 보간하였으며 scan line orderd edge list 알고리즘을 사용하였다.¹⁷⁾

$$S(p) = \left[\frac{M-L}{2R} (R-d) + L \right]^M$$

$$[V]_L^M = \begin{cases} L & \text{if } V < L \\ V & \text{if } L \leq V \leq M \\ M & \text{if } M < V \end{cases} \quad (7)$$

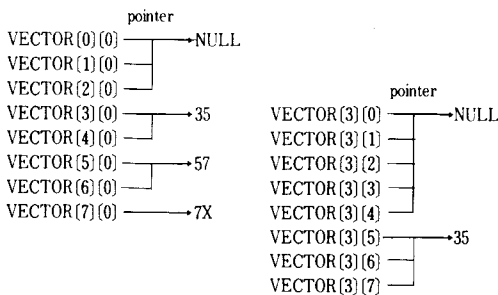


그림 4. 그림 2에 의한 영역의 노드를 찾기 위한 pointer VECTOR 버퍼 사용
 Fig. 4. Use of pointer VECTOR buffer relative to the region of Fig. 2.

여기서 S(p)는 물체를 구성하는 임의의 체적소에 주어지는 명암값으로서 d는 관측점에서 물체간의 거리이며 R은 기관의 반경이며 L은 주위의 조명(ambient light)이며, M은 최대밝기의 크기이다. 그러므로 화면상에서의 인위적인 조명은 식(7)에 의하여 식(6)의 좌표 변환된 Z값에 의하여 계산된다.

V. 실험 및 결과고찰

본 연구에서 사용한 입력데이터는 X-선 CT 필름으로부터 얻었으며 영상데이터 수집은 비디오 카메라와 data translation사의 DT-2853 digitizer를 사용하여 수집하였다. 알고리즘의 연산은 소형 컴퓨터 IBM-PC/AT를 사용하였으며 메모리는 기본 640 Kbyte로 구성하였다. 재구성된 3차원 영상은 RGB 모니터를 통하여 흑백의 명암으로 표시하였다.

표 4는 3차원 영상을 재구성하기 위해, octree를 포인터 구조를 사용하였을 경우와, 본 논문에서 적용한 선형 octree 구조를 사용했을 경우에 대하여 메모리의 사용을 비교하여 보았다. 입력데이터는 GE-9800 CT로 부터 획득한 실제 환자의 두개(skull), 척추(spine), 목(neck), 골반(pelvis)의 8장, 16장, 24장을 재구성하여 보았다. Artzy¹⁴⁾의 3차원 재구성 알고리즘을 적용하기 위해서 N개의 3차원 체적소(voxel)에 대하여 O(N)의 재구성 시간을 갖는 있으나, 실험에 사용한 256×256 크기를 갖는 입력데이터 8장에 대하여 512K Byte, 16장에 대하여 1024K Byte, 24장에 대하여 1536K Byte의 내부 메모리상에 모든 입력데이터를 존재시켜야 하므로, 1M Byte 이상의 많은 메모리의 사용은 소형 컴퓨터 시스템에 적용하기에는 부적합함을 알 수 있다. 또한 적은 메모리를 사용하는 cook의 삼각형 조각방식(triangular tiling method)¹⁹⁾을 적용할 경우 인접한 2장의 단면의 경계점 수가 n, m이라 할 때 O(n+m)의 시간에 재구성은 가능하나 변화가 극히 적은 두개의 일부 단면을 제외하고는 인체기관이 복잡해질 수록 재구성이 불가능한 단점을 보이고 있으므로 부적합 하였다. 그러므로 표 4에서 알 수 있는 것과 같이 8진 트리를 포인터 구조와 선형구조에 적용하여 메모리를 비교하여 본 결과 포인터 구조는 8장 정도의 단면만이 재구성 가능하였으며 선형구조는 가장 복잡한 골반 데이터의 24장 단면에 대하여 선형구조의 6.5% 메모리만을 사용한 136K Byte의 내부 메모리를 사용하여 표현할 수 있었다. 트리 구조를 적용하여 입력데이터의 압축률을 비교하여 본 결과 압축률은 3차원 공간을 구

표 4. 포인터 구조와 선형구조의 메모리 사용비교

Table 4. The comparison of memory use with pointer and linear structure.

조 직	단면수	백 색 노드수	흑 색 노드수	회 색 노드수	진 체 노드수	포인터구조 메모리 (K Byte)	선형구조 메모리 (K Byte)	선형구조/ 포인터구조 (%)	선형구조/ 입력데이터 (%)
두개	8	7444	6585	2003	16032	391.4	25.7	6.5	5.0
	16	16194	14348	4362	34896	852.1	56.0	6.6	5.5
	24	29751	25081	7382	62656	1529.9	98.0	6.4	6.3
척추	8	11819	9336	3021	24176	590.2	36.4	6.2	7.1
	16	23234	18291	5931	47456	1158.6	71.4	6.2	7.0
	24	32116	25138	8178	65432	1597.5	98.2	6.1	6.3
목	8	4622	4353	1281	10256	250.4	17.0	6.8	3.3
	16	9521	9506	2717	21744	530.9	37.1	7.0	3.6
	24	17518	18232	5106	40856	997.5	71.2	7.1	4.6
골반	8	14608	11993	3799	30400	742.2	46.8	6.3	9.1
	16	26904	23630	7218	57752	1410.0	92.3	6.5	9.0
	24	39679	34816	10641	85136	2078.5	136.0	6.5	8.9

성하는 기관의 복잡도(complexity)에 의존적으로 변하게 되나 5%에서 9.1%까지의 높은 압축률로 표현 가능하므로 소용량의 컴퓨터 시스템에 효율적인 구조임을 알 수 있다. 실험에 적합한 포인터 구조는 컴퓨터의 내부 메모리 1M Byte의 공간을 address하기 위하여 1개의 포인터는 3 Byte를 점유함으로써 포인터 구조는 24 Byte의 포인터 지정과 1 Byte의 노드 표현자를 지정하기 위하여 25 Byte가 사용되었다. 선형구조는 256 크기를 부호화 하기 위하여 $\log(256) \times 3 + 1$ 비트가 사용되므로 4 Byte의 메모리가 사용된다. 여기서 1을 더한것은 압축된 부호 X를 지정하는데 사용되며 3을 곱한것은 3차원 데이터를 의미한다. 또한 오직 흑색노드만이 부호화 되므로 노드표현자 메모리는 사용하지 않는다.

표 5는 표 4와 같은 데이터의 재구성 시간과 관측자 변환을 하여 화면에의 표시 시간을 보여주고 있다. 2차원 화면에의 표시는 임의의 관측점에 대하여 back-to-front 순서에 의하여 동일한 데이터가 순서만 바뀌어서 표시되므로 시간은 일정한 값이 된다. 재구성 시간은 입력데이터의 복잡도에 관계없이 오직 단면수에 의존적으로 선형변화 하며 3차원 물체를 재구성하기 위해 해독화 과정과 압축과정, sort 과정이 포함된다. 재구성 시간은 가장 데이터가 많은 24장의 단면에 대하여 약 20분이 소요되며, 복잡한 24장의 골반 데이터를 관측하기 위해서는 재구성

표 5. 단면수 증가에 대한 재구성 시간과 표시시간

Table 5. The reconstruction and display time with respect to slice number.

조직	단면수	물체의 voxel 수 (개)	재구성 시간 (초)	화면표시 시간 (초)
두개	8	18240	452	229
	16	37224	928	457
	24	61929	1442	740
척추	8	20284	402	253
	16	40656	801	502
	24	56400	1203	708
목	8	13614	347	200
	16	27335	743	382
	24	48304	1179	652
골반	8	22185	386	248
	16	48620	771	569
	24	70999	1147	848

된 후 약 15분간의 시간이 소요된다. 그러므로 CT 촬영을 한 후에 약 1일 정도의 시간이 주어지는 임상적용은 가능했으나, 급한 수술을 요하는 수술에 활용하기 위해서는 앞으로 시간향상이 되어야 할 것이다.

그림 5는 256×256의 화소의 크기를 갖으며, 각 단면간의 간격이 1.5mm CT 27장을 사용하여 재구성 하였으며 입력데이터는 뼈와는 밀도가 다른 지주막 하강을 3차원 재구성하기 위하여 조영제를 투입 촬영하였다. 입력된 영상은 문턱치 값에 의하여 2진화 영상으로 변환되어 컴퓨터에 저장되었으며 관측자 변환을 검증하기 위하여 X축에 대하여 40도 Y축에 대하여 50도 변환하여 명암표시를 하였다. 전체 1,769,472개의 이진화 영상의 화소점에 대하여 1.18%에 불과한 20,838개의 선형 octree 노드로 재구성 되었다. 256개의 분해능을 갖는 선형 octree는 21bit로 표현되며, 혼합노드 X를 고려하여도 1개의 노드를 표현하기 위하여 4 Byte를 갖는 10진수로 표현할 수 있다. 그러므로 20,838개의 전체 노드를 구성하기 위해서는 약 81.4K Byte의 메모리가 소요되므로 전체 메모리 640K Byte내에서 충분히 표현가능하였다. 임상적인 관측으로는 류마치스형 관절염에 의하여 제1, 2 경추가 탈구된 18세 남자 환자를 재구성해 봄으로서 2차원 단면으로는 상상하기 어려운 제2 경추가 좌측 후방으로 탈구되어 척추신경을 둘러싸고 있는 지주막 하강을 둘러싸고 있는 공간적인 영상을 관측할 수 있었다.

그림6은 그림5의 기관을 후궁 절재술을 시행하기 위하여, 후궁의 일부를 제거하여 실제 수술에서 제거한 부위를 정확하게 관측하기 위한 과정을 컴퓨터상으로 재구성하여 보았다. (a)는 제거하기 위하여 2진화된 단면을 추출하여 제거하기 위한 부위를 창으로 선택한 후 나머지 부위를 선형 octree로 재구성하여 표현하였다. 전체 노드수는 1.06%에 불과한 18,692개의 노드로 표현되었으며 73K Byte의 메모리를 사용하였다.



그림 5. 경추의 3차원 재구성 영상
Fig. 5. 3-D reconstruction of odontoid process.

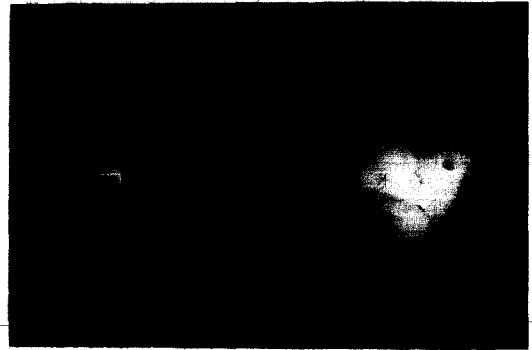
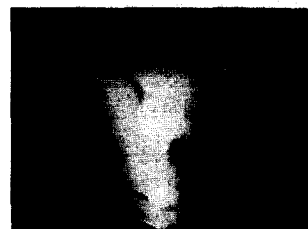


그림 6. 임의의 창에 의한 후궁제거 영상
Fig. 6. Removal of posterior neural arch by arbitrary window.

그림 7은 치상돌기에 의해 척추신경이 얼마나 압박되고 있는가를 관측하기 위하여 (a)와 같이 척추신경의 정중앙선으로 절개하여 지주막 하강을 제거함으로써 3차원으로 재구성하였다. 노드수는 전체의 0.84% 14,952개의 노드로 표현됨으로서 58.4K Byte 메모리를 사용하였으며, 노드표현은 영상의 복잡성에 비례함을 알 수 있었다.



(a)



(b)

그림 7. 임의의 창에 의한 지주막 하강의 관찰
Fig. 7. Observation of Subarachnoid space by arbitrary window.

그림 5, 6, 7의 임상응용에 대하여 적용하여 본 결과 기존의 2차원적 CT 단면만으로는 관측이 불가능하였던 환자의 외과적 손상상태를 정확히 관찰할 수 있었으며, 실제 수술과정과 똑같은 과정을 컴퓨터상으로 환자의 후궁을 제거하여 봄으로서, 수술시의 환자에 대한 위험을 최소한도로 줄일 수 있었다. 또한 본 논문에서 적용한 방법은 기존의 미니컴퓨터(VAX-11/780)에서나 가능했던 제거를 IBM-PC/AT 레벨의 소형 컴퓨터 시스템에서 실현할 수 있었으며 기존의 CT 장비를 활용하여 신경외과, 정형외과의 수술전 계획(pre-operative surgical planning)에 적절히 활용될 수 있었다.

VI. 결 론

본 연구에서는 2차원 단면영상으로 부터 3차원 영상을 재구성하는 시스템을 구성하기 위하여 계층적 구조를 갖는 선형 octree를 적용하여 구성하여 보았다. 27장의 단면을 갖는 X선 CT 영상에 적용하여 본 결과 최대 81.4K Byte의 메모리만으로 표현 가능하였으므로 소형 컴퓨터에서 효율적으로 사용할 수 있었다. 영상을 표현하기 위한 은면제거는 계층적 구조의 공간적인 배열특성을 이용하여 순서에 의한 표현으로 쉽게 실현되었으며 관측각도의 변화에 대하여 선형 octree를 재구성할 필요가 없었다. 또한 실제 환자의 데이터를 적용하여 임의의 방향에서의 3차원적인 관찰과 임상에의 적용 가능성을 실험하여 보았다.

그러므로 선형 octree에 의한 3차원 재구성 방식은 많은 데이터를 압축할 수 있으므로 소형 컴퓨터 시스템에 효과적으로 응용이 될 것이며 의학연구 및 환자의 진단, 치료에 사용될 수 있을 것이다. 앞으로 이에 대한 연구를 발전시킴으로서 계산시간의 단축 및 영상변환에 대한 연구가 계속되어야 할 것이다.

參 考 文 獻

[1] M.W. Vannier et al, "Three dimensional computer graphics for craniofacial surgical

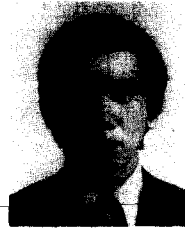
planning and evaluation," *Computer Graphics*, vol. 17, pp. 263-273, 1983.
 [2] P. Block, J. Udupa, "Applications of computerized tomography to radiation therapy and surgical planning," *Proc. IEEE*, vol. 71, pp. 351-355, 1983.
 [3] S. Batnitzky et al, "Three-dimensional computer reconstruction from surface contours for head CT examinations," *J. Comp. Assist. Tomogr.*, vol. 5, pp. 60-67, 1981.
 [4] E. Artzy et al, "The theory design, implementation and evaluation of a three-dimensional surface detection algorithm," *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 15, pp. 1-24, 1981.
 [5] D. Meagher, "Geometric modelling using octree encoding," *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 19, pp. 129-147, 1982.
 [6] G.M. Hunter, K. Steiglitz, "Operations on using quadtrees," *IEEE Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. PAMI-1, pp. 145-153, 1979.
 [7] D.F. Rogers: *Procedural elements for computer graphics*, McGraw-Hill, 1985.
 [8] I. Gargantini, "Linear octrees for fast processing of three dimensional objects," *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 20, pp. 365-374, 1982.
 [9] H. Samet, "Region representations: Quadtrees from binary arrays," *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 13, pp. 88-93, 1980.
 [10] Newman Sproull: *Principles of interactive computer graphics*, Ch. 22, McGraw-Hill, 1979.
 [11] G. Frieder et al., "Back-to-front display of voxel-based objects," *IEEE Computer Graphics and Applications*, pp. 52-60, 1985. *

著者紹介

金善鎬(正會員)

1953年 12月 30日生. 1978年 2月 연세대학교 의과대학 졸업. 1981年 연세대학교 대학원 의학석사학위 취득. 1983年 신경외과 전문의 자격 취득. 1981年~현재 연세대학교 대학원 의학박사 과정. 1988

年~현재 연세대학교 부속 세브란스병원 신경외과전문의 및 의과대학 전임강사. 주관심분야는 정위적 뇌수술, 기능신경외과학 등임.



金南鉉(正會員)

1954年 8月 30日生. 1977年 2月 연세대학교 전기공학과 졸업. 1982年 2月 연세대학교 대학원 전기공학과 공학석사학위 취득. 1987年 2月 연세대학교 대학원 전기공학과 공학박사학위 취득. 1988

年 2月~현재 연세대학교 의과대학 의용공학과 전임강사. 주관심분야는 medical instrumentation, biological signal processing 등임.

俞善國(正會員)

1959年 1月 8日生. 1981年 2月 연세대학교 전기공학과 졸업. 1985年 8月 연세대학교 대학원 전기공학과 공학석사학위 취득. 1986年~현재 연세대학교 대학원 전기공학과 박사과정 재학중. 1989年~

현재 연세대학교 의과대학 의용공학과 연구강사. 주관심분야는 의료기기, 영상처리, 신호처리, 그래픽스 등임.



金源麒(正會員) 第25卷 第11號 參照

현재 연세대학교 의과대학 의용공학과 조교수.

朴相疇(正會員) 第25卷 第11號 參照

현재 연세대학교 공과대학 전기공학과 교수