

## 연속된 CT-Image를 이용한 고관절 3d 형상의 재구성 및 Simulated Implantation System 구축에 관한 연구

민경준\*·김중규\*·최재봉\*\*·최귀원\*\*

성균관대학교 전기전자컴퓨터공학부\*, 한국과학기술연구원 의과학센터\*\*  
(1998년 12월 21일 접수, 1999년 3월 2일 채택)

### A Study on 3d Reconstruction and Simulated Implantation of Human Femur Using Consecutive CT-Images

K.J. Min\*, J.K. Kim\*, J.B. Choi\*\*, K. Choi\*\*

School of Electrical and Computer Engineering, Sungkyunkwan University\*  
Biomedical Research Center, Korea Institute of Science and Technology\*\*  
(Received December 21, 1998, Accepted March 2, 1999)

**요 약 :** 본 논문에서는 화상 신호처리 및 컴퓨터 그래픽스 요소기술을 이용하여, 컴퓨터 상에서 인공고관절의 시술절차를 적용해 보기 위한 Simulated Implantation System(이하 SIS)을 소개한다. SIS는 일련의 자동화된 절차에 따라, 골반(pelvis)과의 접촉이 이루어지는 대퇴골의 상단부위인 고관절(femoral head)을 대체하는 과정을 3차원적으로 가상 수행할 수 있으며, 환자의 고관절과 인공고관절간의 정합정도를 수치적으로 해석할 수 있는 기능을 궁극적 목표로 하게 된다. 이를 위해 필수적으로 필요한 CT-image를 이용한 고관절 영상의 3차원 재구성, 그리고 projection image를 이용한 인공고관절의 3차원 표현기법에 대해 논의하고, 각각에 대응되는 결과물들을 분석해봄으로써 현재 의공학 분야에서 절실히 요구되고 있는, 영상신호처리와 컴퓨터그래픽스를 이용한 SIS의 prototype에 대한 모습을 제시해 보고자 한다.

**Abstract :** In this paper, the prototype of SIS(Simulated Implantation System) for human femoral head is introduced. SIS is a software which carries on a virtual femoral head replacement surgery including 3d visualization as well as various numeric analyses between a patient's femur and artificial femur through certain stages of the image processing and of the computer graphics. Also, processes required after acquiring consecutive CT-images and projected image of an artificial femur are discussed, and the corresponding results including prototype of SIS are given.

**Key words :** CT-Image, SIS(Simulated Implantation System), Femur, Femoral Head, Edge Detection, LoG(Laplacian of Gaussian) mask, Triangular Mesh Generation, Shading, Correspondence Problem, 2-Way Projection, Bezier Parametric Curve Interpolation.

## 서 론

현대 사회에서 정형외과의 기술분야 중 인공관절(artificial joint)과 같은 인공기관(prosthesis)을 이용한 이식시술(implan-

tation)의 비중은 날로 높아지고 있는 실정이다. 그러나 국내 정형외과에서 현재 사용하고 있는 대부분의 인공관절들은 외국에서 수입한 제품들로서 설계에서부터 완제품 가공에 이르기까지 서구인의 체형에 적합하도록 되어 있기 때문에 한국인을 포함한 동양인을 위한 시술에는 적합하지 않다. 따라서 한국인의 체형에 맞도록 최적설계 및 가공된 한국형 인공관절의 필요성이 요구되고 있으며, 이에 부응하여 시술대상 환자에게 가장 적합한 인공관절을 선택하고 정확하게 이식(implant) 할 수 있는 현대화된 시술법에 대한 연구개발 또한 활발하게 진행되고 있다. 성

본 논문은 1997, 1998년도 KIST-2000 위탁연구과제 연구비지원에 의하여 연구되었음.

통신저자 : 김중규, (440-746) 경기도 수원시 장안구 천천동 300 성균관대학교 전기전자및컴퓨터공학부,  
Tel. (0331)290-7122, Fax. (0331)290-5819, e-mail.  
jkkim@yurim.skku.ac.kr

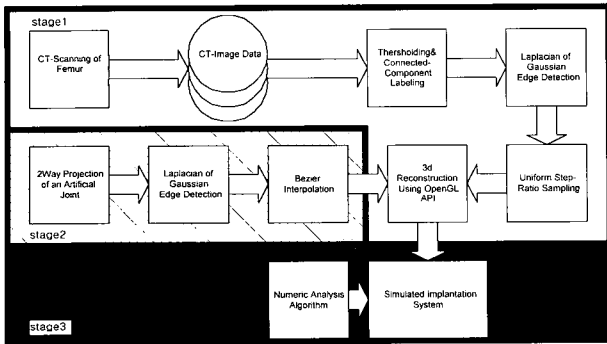
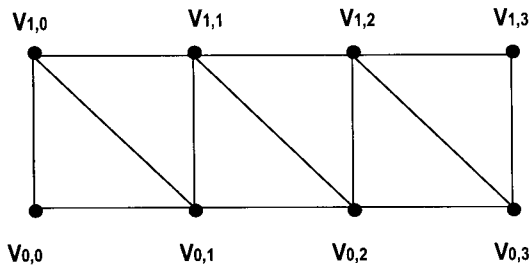
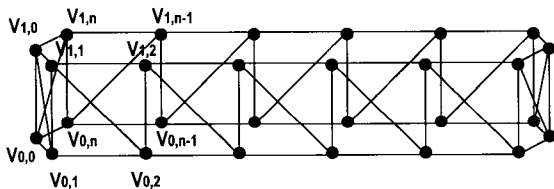


그림 1. SIS의 구성 요소들에 대한 Block-diagram  
Fig. 1. The block diagram of SIS components



(a) 기본 삼각망



(b) 두 단계간의 삼각망 형성

그림 2. 삼각망 형성의 수행  
Fig. 2. Construction of triangular mesh

공적인 인공 관절 삽입 수술을 하기 위해서는 인공관절의 형태 및 크기가 얼마나 자연관절과 흡사하게 제작될 수 있는가와 인공 관절이 인체 내부에 이식되었을 때 인공관절에 전달되는 역학적 힘 및 모멘트에 대한 안정도를 얼마나 극대화하고 아울러 헐거움(loosening) 현상을 얼마나 방지할 수 있는가가 중요한 요소로 작용하게 된다.

현재 정형외과에서 적용되고 있는 일반적인 인공고관절 수술 방법은 먼저 이식 대상 부위에 대한 X-ray 촬영을 수행한 뒤 의사의 경험을 토대로 적절한 시술위치를 설정하여 인공고관절 삽입수술 후 다시 X-ray 촬영을 통하여 canal-fill의 적합성 여부를 판정하는 절차를 이용하고 있다. 이러한 시술법에는 몇 가지 근본적 문제점들이 존재하는데, 우선 관절에 대한 분석이 3차원

적으로 이루어져야 함에도 불구하고 2차원적인 X-ray를 통해서 는 이것이 불가능하다는 것과, X-ray 촬영 시에 발생하는 확대 및 회전에 관계된 오차에 의해 그 정확성이 저하될 수밖에 없다는 점이다. 따라서 성공적 시술가능성을 높이고 재시술에 대한 위험부담률을 줄이려면 시술 전 사전계획을 면밀하게 세워야 함에도 불구하고 현재의 시술법으로는 앞서 언급한 문제점들로 인하여 피할 수 없는 한계가 존재한다.

본 연구에서는 이러한 인공 관절 시술절차에 있어서의 문제점들을 해결하기 위하여 3차원 모의 인공 관절 시술 시스템인 SIS(Simulated Implantation System)를 제안한다. 본 논문에서 언급되는 SIS는 인공고관절 전치환술 중 대퇴골 부와 관련된 이식 시술에 초점이 맞추어져 있다. 따라서 그 출발점은 인체의 무릎에서부터 골반 뼈까지의 연속적인 CT(Computerized Tomography)-image를 얻는 것으로 시작하며, 그림 1에 본 논문에서 제안되는 SIS의 구성요소들에 대한 전체적인 block-diagram을 제시하였다.

## 이론 및 방법

### 연속된 CT-Image를 이용한 3d형상의 재구성

본 논문에서 다루고자 하는 일련의 연속된 CT-image로부터 원래의 형상을 재구성하기 위한 방법은 크게 총 3단계의 과정을 거치게 된다. 처음 단계는 CT 머신에서 출력되어 나온 그래픽 포맷을 화상 신호처리에 적합한 raw 포맷의 image로 변환을 시켜주는 과정이며, 두 번째 단계에서는 여기에 일련의 화상 신호처리를 통하여 외곽선을 검출하고 샘플링 하는 과정이다. 마지막 단계에서는 컴퓨터 그래픽스를 이용하여 3d 형상을 재구성하게 된다.

#### 1. Raw Image Conversion

CT 머신에서 직접 나오는 데이터는 환자에 대한 정보, 촬영된 병원에 대한 정보 및 촬영 일시에 대한 정보 등을 헤더(file header)로서 가지고 있으며 실제 image를 보기 위해서는 특정 소프트웨어를 실행하여 부호화(encoding)되어 있는 화상을 복호화(decoding)하여 보게 된다. 이러한 소프트웨어가 실행되는 환경은 주로 워크스테이션 등의 고가, 고성능의 장비이기 때문에 PC에서 본 과정을 수행하기 위해서는 공개되어있는 워크스테이션용 소스코드를 Visual C++을 이용하여 이식 시켜주어야 한다. 여기서 결과되는 포맷은 512×512 pixels의 해상도를 갖는 이미지이다.

#### 2. Edge Detection & Uniform Ratio Interval 샘플링의 수행

Edge Detection을 수행하기 전에 불필요한 노이즈 성분을 제거하고 재구성될 성분의 데이터 관리를 위하여 1차 thresholding 및 CCL(Connected Component Labeling) 알고리즘을 수행해

줄 필요가 있다. 1차 *thresholding*은 *CT-image*중 ROI(Region of Interest) *circle window*의 외부 및 인체의 단면 주변에 흩어져서 존재하면서 *intensity* 0값을 포함하는 *salt&pepper* 노이즈 [1]를 제거 해줌으로써 뼈조직의 적절한 *intensity* 집합만을 *filtering* 해준다. *Filtering*된 인간의 대퇴골 *CT-image*에 대한 *histogram*에서는 0값이 가장 많은 분포를 보이고 있으며, 이후에는 2개의 *peak* 치가 존재한다. *Histogram*에서 0값이 지배적인 이유는 ROI *circle window* 외부 지역 때문이며, 실질적으로 뼈의 윤곽선을 이루는 *pixel* 값에서는 *intensity* 0값이 발견되지 않는다. *Threshold* 값은 2개의 *peak* 치 사이에서 결정이 가능하며 일반적으로 값이 클수록 더욱더 정확한 외곽선을 얻을 수 있겠지만, 더욱 더 많은 노이즈를 초래하게 된다.

한 장의 인간 대퇴골 *CT-image* 내에는 좌우의 대퇴골(고관절), 골반 뼈 그리고 *femoral canal*[2] 등의 최대 6개의 요소들이 존재하며 CCL은 이들을 각각 독립적인 데이터로 분리시켜 줌으로써 추후 각각에 대한 모델링이 가능하게 된다. CCL의 일부인 *size filter*[1]를 통해 특정 크기 이하의 *pixel* 집합은 노이즈로써 다시 제거해 주는 과정을 수행하게 되고 궁극적으로 *image* 내에는 뼈조직을 나타내는 *pixel* 집합만이 남게 된다.

외곽선 검출의 수행은 *Laplacian of Gaussian*(LoG)[1,3] *mask*를 이용할 수 있다. LoG는 그 특성상 *Gaussian filter*의 *smoothing* 효과로 간혹 남아있는 미세한 노이즈를 없애주고, *Laplacian* 연산자로 *sharp*한 *step edge* 검출을 용이하게 수행해 주는 특성이 있기 때문에 CCL 과정의 결과 *image*와 같은 화면의 대비가 큰 화상에서의 외곽선 검출에 적합하다.

3. 형상의 3d 재구성

본 연구에서는 삼각망을 더욱 신속하게 이루기 위한 방법으로 샘플링 되는 순서에 의해 순차적으로 삼각망이 형성되는 방법을 취하였다. 샘플링 단계에서 이루어지는 꼭지점들의 집합이 재구성되는 형상에 절대적인 영향을 초래하므로 샘플링 단계에서의 각 샘플링 된 값들 간의 간격에 대한 *uniform ratio*의 정도는 매우 중요하다. 이는 OpenGL이 부동 소수점 3차원 좌표계를 제공해 주므로 폐곡선을 이루는 최소한의 *pixel* 값을 이용하여 폐곡선 당 요구되는 표준 샘플링 수를 얻을 수 있다는 사실에 기초하고 있으며, 인접한 단층 위에 존재하는 각각의 꼭지점들 사이에 정의되는 *span*길이를 모두 비교하고, 다시 정렬하여 *table*화 할 필요가 없으므로 매우 빠른 삼각망형성이 가능해진다.

만일  $V_{n,i}$ 를  $n$ 번째 층의 시계방향으로  $i$ 번째 꼭지점이라고 정의한다면, 삼각망은 그림2(a)와 같이  $V_{0,0} - V_{1,0} - V_{0,1}$ 로서 첫째 삼각형이 만들어 질 수 있으며 두 번째 삼각형은  $V_{0,1} - V_{1,0} - V_{1,1}$ 로서 만들어진다. 이러한 방식으로 두개의 삼각형으로 하나의 사각형이 정의되고, 이는 두 단층 사이에 존재하는 공간에 대한 *linear interpolated surface* 역할을 하게 된다. 다른 꼭지점들 또한 이와 동일한 방법으로 삼각형을 형성함으로써 전체적으로는

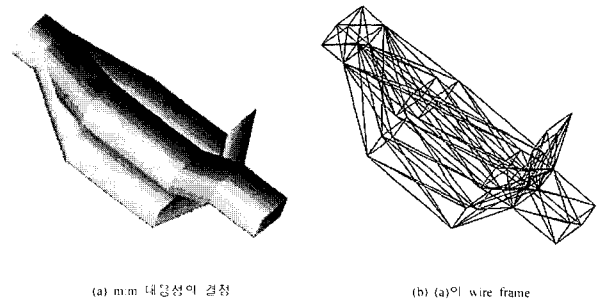


그림 3. m:m 대응성 결정에 대한 실험 결과  
Fig. 3. Experimental result of m:m correspondence

삼각망을 이루게 되며, 삼각망과 동일한 방향으로 정의되어지는 일련의 사각형은 최초의 꼭지점들과 다시 사각형을 이루게 됨으로써 그림2(b)와 같이 인접한 층들 간의 *interpolation*이 마무리 된다.

각각의 *notation*을 다음과 같이 정의를 했을 때,

- $V_{n,i}$  :  $n$ 번째 단층의 시계방향으로  $i$ 번째 꼭지점
- $T_{n,j}$  :  $n$ 번째 단층과  $n+1$ 번째 단층 사이에 정의되는 시계방향으로  $j$ 번째의 삼각형
- $Q_{n,k}$  : 두개의 연속된 삼각형이 이루는 시계방향으로  $k$ 번째 사각형
- $i_{max}$  : 하나의 폐곡선에 대한 총 샘플링 갯수
- $n_{max}$  : 사용된 *CT-image*의 층수
- 이때  $i_{max} = k_{max} = 2j_{max}$ 의 관계 성립됨

인접한 두 단층간의 삼각망을 형성하는 일반적 관계식은 다음의 식(1), (2), 그리고 (3)의 3가지 경우로 정리 될 수 있다.

$$n = n_{max} \text{일 경우 : No triangulation} \tag{1}$$

$$0 < n \leq n_{max} \text{ 이면서 } j \leq j_{max} - 2 \text{ 일 경우} \tag{2}$$

$$j = 2m \text{ 일때 : } T_{n,j} = V_{n,j} V_{n+1,j} V_{n+1,j+1}$$

$$j = 2m + 1 \text{ 일때 : } T_{n,j+1} = V_{n,j+1} V_{n+1,j+1} V_{n+1,j+2}$$

$$Q_{n,k} = T_{n,j=2m} T_{n,j=2m+1}$$

$$0 < n \leq n_{max} \text{ 이면서 } j_{max} - 2 < j \leq j_{max} \text{ 일 경우} \tag{3}$$

$$T_{n,j_{max}-1} = V_{n,i} V_{n+1,i} V_{n+1,i_{max}}$$

$$T_{n,j_{max}} = V_{n,i_{max}} V_{n+1,i} V_{n,i_{max}}$$

여기서 (2)는 각 단면사이의 삼각망을 수행함에 있어서 한 개의 사각형을 이루는 두 개의 좌, 우 삼각형에 대한 연결을 각각  $j = 2m$ 인 경우와  $j = 2m + 1$ 인 경우로 나누어 고려하고 있으며 (3)은 두 단면 사이를 *interpolation* 해주는 마지막 사각형의 경계가 되는 한 쌍의 꼭지점들이 첫 사각형이 시작되는 한 쌍의 꼭지점들과 삼각망을 이루어야 한다는 사실을 의미한다.

삼각망을 원 *object*에 가깝게 형성해주기 위해서는 단층간의

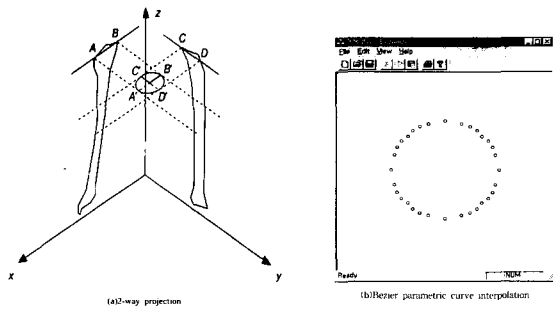


그림 4. 인공 고관절의 3d형상의 재구성을 위한 두방향 투사 및 Bezier 보간법

Fig. 4. 2-way projection and Bezier curve interpolation for 3d reconstruction of artificial femur

대응성 규정에 대한 정의가 중요하다. 단층간의 대응성 규정이란, 인접한 단층 위에 존재하는 폐곡선이 두 개 이상일 경우 각각의 폐곡선들간의 연결 여부의 판단을 의미한다. 이를 결정함에 있어서 재구성의 대상이 되는 *object*의 특성을 살펴보면, *CT-image*의 다수를 차지하는 대퇴골은 1:1 연결을 대부분 필요로 하지만, 대퇴골의 상단 부위인 고관절 일부 및 골반 뼈는 *m:m* 연결을 필요로 한다.

고관절 부위의 3d 재구성에 있어서는 각 CT 단층간의 간격이 약 3mm이내로 충분히 좁기 때문에 1:1 대응에서 *m:m* 대응까지의 연결관계가 보다 용이하게 결정이 되어질 수 있다. 인접한 층간의 대응성을 결정하는 과정에는 다음과 같이 크게 총 네 가지의 경우가 발생한다.

**one-to-one의 경우** : 고관절 대부분의 단층들간의 관계에 해당되며, 앞에서 언급된 기본 삼각망 형성 알고리즘을 그대로 적용할 수 있는 경우이다.

**one-to-multi의 경우** : 밑의 층이 인접한 위층의 여러 개의 폐곡선들과 삼각망을 이루게 되는 경우로서 다시 두 가지 경우로 나뉠 수 있다. 위 단층에 존재하는 폐곡선들 모두와 연결을 수행해야 하는 경우와, 특정 폐곡선들과만 연결을 수행하는 경우로서 전자의 경우 각각의 연결성은 1:1 연결로서 해석되어질 수 있으며, 후자는 각 폐곡선의 중심점간의 거리가 일정한 기준을 만족하지 않을 경우 연결을 수행하지 않게 되고, 연결이 수행되지 않은 폐곡선은 새로 형성되는 가지의 시발점이 된다.

**multi-to-one의 경우** : one-to-multi의 경우와 반대의 경우로서 이 역시 두 가지 경우가 존재한다. 단지 일관된 연결 여부의 기준을 적용하되, 연결이 수행되지 않는 폐곡선은 존재하던 가지의 말단부분으로서 마무리된다는 차이가 있다.

**multi-to-multi의 경우** : 일반적으로 연결을 수행하기가 가장 까다로운 경우로서, 이러한 경우는 대퇴골의 최 상단 부분과 골반 뼈에서 발생하게 되며, 인접한 단층들간의 폐곡선은 위 단층에서 자신과 가장 가까운 밑 단층의 폐곡선과 연결을 이루고 있음을 알 수 있다. 결국 이들 또한 각각 대응되는 폐곡선에 대하

여 1:1연결을 이루고 있다.

본 연구에서는 대응성 여부의 기준을 인접한 단층 위에 존재하는 두 폐곡선의 중심사이에서 정의되는 *Euclidean* 거리로 설정하였으며, 만일  $C_{n,p}$ 를 *n*번째 단층 위에 존재하는 시계방향으로 *p*번째 폐곡선의 중심점이라고 하고  $L(C_{n,p}, C_{n+1,p'})$ 을  $C_{n,p}$ 와  $C_{n+1,p'}$  간의 *Euclidean* 거리, 그리고  $th_d$ 를 거리에 대한 *threshold* 값이라고 정의한다면, 다음과 같이 식 (4)와 (5)로 두 단층간에 존재하는 폐곡선에 대한 대응성 여부를 판별 할 수 있다.

$$\begin{aligned}
 &1st\ Scan : n=1, 2, \dots, n_{max}-1, n_{max} \text{ 순으로 scan을 시행} \\
 & \quad p=1, 2, \dots, q \\
 & \quad p'=1, 2, \dots, r \tag{4}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 &L(C_{n,p}, C_{n+1,p'}) \geq th_d \text{ 일 경우 : } C_{n,p} \text{의 폐쇄} \\
 &L(C_{n,p}, C_{n+1,p'}) < th_d \text{ 일 경우 : } C_{n,p} \text{와 } C_{n+1,p'} \text{ 사이에 기본 삼각형망의 형성 수행}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 &2nd\ Scan : n=n_{max}, n_{max}-1, \dots, 2, 1 \text{ 순으로 scan을 시행} \\
 & \quad p=1, 2, \dots, q \\
 & \quad p'=1, 2, \dots, r \tag{5}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 &L(C_{n,p}, C_{n+1,p'}) \geq th_d \text{ 일 경우 : } C_{n,p} \text{의 폐쇄} \\
 &L(C_{n,p}, C_{n+1,p'}) < th_d \text{ 일 경우 : } C_{n,p} \text{와 } C_{n+1,p'} \text{ 사이에 기본 삼각형망의 형성 수행}
 \end{aligned}$$

여기서, (4)와 (5)의 차이점은 단층의 관점에서 삼각망을 이루어 가는 방향에 대한 차이이며 그림 3(a)에서는 앞서 소개된 삼각망 형성 및 대응성 알고리즘을 적용하여 우측으로부터 1:1 연결, 1:4 연결, 4:3 연결, 3:1연결, 그리고 마지막으로 다시 1:1 연결을 수행한 결과를 보여준다. *Wire frame*으로 *rendering*된 결과인 그림3(b)에서는 인접한 층의 폐곡선들간의 연결이 더욱 명확하게 묘사되어 있음을 알 수 있으며 *wire frame*이 각 단층사이에서 X의 형태를 이루는 것은 두 번의 *scan* 과정을 통한 두 번의 삼각망 형성의 결과임을 알 수 있다. 실제 본 알고리즘을 적용함에 있어서는 한번 연결을 수행한 단층을 건너뛴으로써 삼각망 형성의 효율성을 증가시킬 수 있다.

여기서 주목할 수 있는 점은 1:1 대응성에서 삼각망을 형성하는 기본 알고리즘과  $th_d$  값을 이용함으로써, 총 네 가지 경우 모두에 대한 빠른 삼각망의 형성 및 대응성의 결정이 가능하다는 사실이다. 이는 효율적이고 빠른 대응성의 판단을 가능케 하며, 이때  $th_d$  값은 주어진 좌표 계의 상대적 척도에 따라 적절하게 결정될 수 있다.

#### 4. 인공고관절 형상의 3d 재구성 및 UI

SIS의 구현을 위해서는 주어진 *CT-image*로 인체의 3d 형상을 재구성하는 과정과 더불어 이식시술의 대상이 되는 인공 고관절 형상의 3d재구성 또한 요구된다. 인공 관절의 3d 재구성은 크게 3단계로 나뉘어질 수 있으며, 첫 단계로서 외부 인공 고관절의 형상에 대하여 *2-way projection*[4]과 *edge detection*을 수

행하여 수직 절단면을 추출하고, 두 번째 단계는 이러한 데이터들을 토대로 *Bezier parametric curve interpolation*[5,6]을 수행하여 전체적인 형상 데이터를 재구성한다. 마지막 단계는 앞서 제안된 3d 형상 재구성 시스템으로 형상을 *CT-image*를 바탕으로 재구성된 형상과 함께 화면에 *display* 해주는 과정이다. 또한 이 두 형상을 동일한 데이터 구조로 내부적으로 관리함으로써 실제 사람의 고관절과 인공 고관절의 관계에서 규정되는 여러 가지 형상 *parameter*들에 대한 연산의 수행 및 화면에서의 동일한 척도 상에서의 *display*가 가능해 지게 된다.

*2-way projection*은 그림 4(a)와 같이 각각 *XZ*평면과 *YZ*평면위로 수행되어진다. 실제적으로 *projection* 된 *image*는 현재 널리 사용되고 있는 디지털 카메라로 각 방향에서 촬영을 하는 것으로 얻어질 수 있으며, 인공 고관절과 배경의 색상 대비를 높이기 위하여 흰색 배경으로 촬영을 한 다음, 앞에서 언급된 *LoG*로 외곽선을 추출해 내는 방법으로 그림의 *A, B, C*, 그리고 *D*에 대응되는 꼭지점 *A', B', C'*, 그리고 *D'*을 얻는 것이 그 목적이다.

*Bezier parametric curve*는 두개의 시작점 및 종점, 그리고 두개의 제어점으로 총 네 개의 점이 이루는 *convex hull* 내부를 *parametric curve*로 정의해 주는 *interpolation* 기법이다[5,6]. *Projection*으로 얻게되는 네 개의 점을 각각 한 쌍씩 시작점과 종점으로 상정한 뒤 총 네 번의 *Bezier parametric curve interpolation*을 수행해주게 되면 네 점을 지나는 부드러운 타원의 형태로 *interpolation*이 수행된다. 그림4(b)는 주어진 4개의 꼭지점에 대하여 총 32개의 꼭지점을 갖도록 *Bezier parametric curve interpolation*을 수행해본 결과이다.

위는 인공 관절의 형태가 나타내는 특성이 좌우 대칭적이며 단면이 *convex* 폐곡선으로 근사화가 가능하다는 사실에 기초한다.

5. 두 형상간에 규정되는 parameter 의 계산

두 형상간에 규정되는 대표적인 *parameter*로서는 두 형상의 교차하는 부피에 대한 계산이며, 이는 인공 고관절과 *femoral canal*간의 *fitness*정도를 나타내주는 지표가 될 수 있다[7]. 이때 교차되는 부피의 크기는 곧 *fitness*에 대한 *error*로서 고려될 수 있을 것이다. 교차되는 부피의 계산을 위해서는 일단 동일 평면상에서 교차하는 폐곡선을 추출해 낼 필요가 있고, 이는 연속된 *CT-image*의 간격과 동일한 *dimension*으로 인공 고관절 데이터의 단층 간격을 대퇴골의 단층 간격과 *synchronize*하여 *Intersection of Convex Polygon* 알고리즘[8]을 이용하여 계산할 수 있다. 이렇게 얻어진 교차 폐곡선의 면적을 수치해석 알고리즘을 이용하여 구해내고 다시 인접 층의 교차 폐곡선간의 *linear*한 적분을 취해 주게 됨으로서 두 *3d object* 간의 교차 부피를 근사적으로 계산해 낼 수 있을 것이다.

위에서 제시하는 방법을 정리하면 다음과 같다.

1. 동일 평면상의 고관절과 인공고관절의 z축에서의 *synchronization*.
2. *Intersection of Convex Polygon* 알고리즘[8] 적용.
3. 얻어진 교차 폐곡선의 면적 계산.
4. 인접 층의 교차 폐곡선과의 *linear*한 적분 수행.

위의 알고리즘의 한계는 두 폐곡선이 반드시 같은 평면 내에 있어야 계산이 가능하다는 점과 폐곡선이 반드시 *convex*해야 한다는 점이며, 이의 극복을 위해서는 *polygon-based 3d rendering* 시스템이 아닌 최근 의료 영상의 3d 재구성에서 각광을 받고 있는 *voxel-based 3d rendering* 시스템[3]의 도입이 요구된다.

SIS의 UI(User Interface)란 SIS를 이용하고자 하는 사용자가 보다 원활하게 SIS의 내부 기능들을 조작하고 그 결과를 기대하던 바대로 확인할 수 있게 해주는 *software*적인 *interface* 장치를 의미한다. 먼저, SIS의 사용자는 전산학적 지식 없이도 SIS의 조작이 가능하도록 직관적이고 일관된 작업 환경의 제공이 절실히 요구된다. 이는 근래에 범용 적으로 사용되는 PC의 OS인 Windows95의 표준 툴바, 표준 메뉴, 표준 단축키 등의 윈도우와 그래픽을 기반으로 한 UI의 도입으로 구현이 가능하다. 또한 *mouse click*에 대한 *object*의 선택과 같은 *interactive*한 *feedback*을 OpenGL API는 제공[9,10]해 주고 있으므로, 이러한 기능을 최대한 활용하는 것 또한 매우 바람직한 것이라 할 수 있다. 정확한 형상의 추출 외에도 이러한 *interface*에 대한 방향 설정 또한 SIS의 *prototype*을 구축하기 위한 하나의 중요한 과정이 되어 할 것이다.

연구 결과의 제시 및 분석

본 실험은 PentiumII 233Mhz CPU, 32MB의 RAM, 그리고 3GB의 HD가 장착된 Windows95를 OS로 사용하는 IBM호환 PC에서 수행 되었다. 3d재구성 된 고관절은 약 80여장의 *CT-image*로 1차 *thresholding*, CCL 및 LoG의 수행 후 폐곡선당 직접 32개의 샘플링을 취한 결과이다.

1. CT-image Processing

그림5(b)는 그림5(a)의 *CT-image*에 1차 *thresholding*값을 179로써 적용한 결과이다. 결과된 그림에서 알 수 있듯이 대퇴골 및 골반의 외곽선 형상은 명확히 남아있고, ROI circle주위의 *intensity* 0값을 갖는 *window* 영역 및 기타 조직은 제거되었으나, 아직은 인간의 몸통에 대응되는 외곽선 일부와 곳곳에 작은 크기의 *pixel* 집합들이 잔재해 있음을 알 수 있다.

그림 5(c)는 그림 5(b)에 대응되는 *CT-image*에 CCL을 적용한 결과이다. 각각의 *component*는 서로 다른 *intensity*값을 나타내다는 사실에서 *component*간의 분리가 이루어졌음을 알 수 있으며, *size filter*를 통해 충분한 수 이하의 *pixel* 집합들은 제거가 되었다. 이때에는 모두 4개의 *component* 만이 남게된다. 그

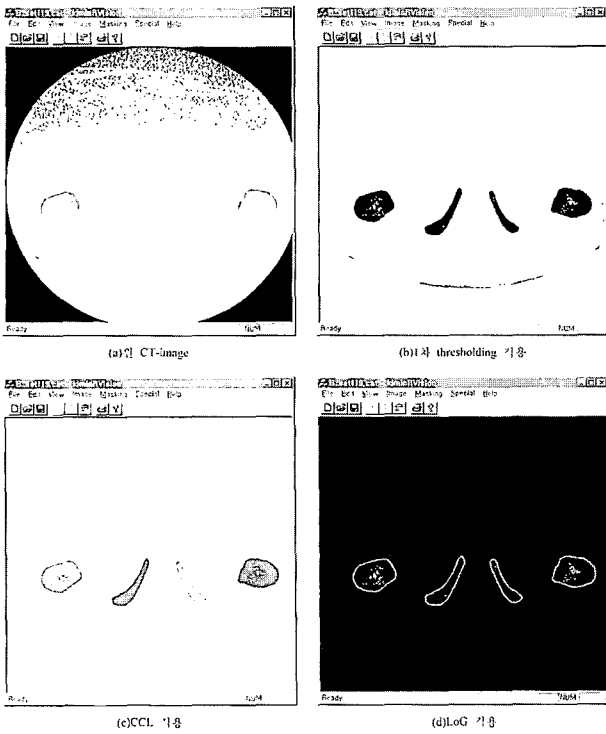


그림 5. CT-image의 image processing  
Fig. 5. CT image processing

림 5(d)는 그림 5(c)에 대응되는 CT-image에 LoG를 취한 결과이며, 결과물은 1 pixel의 두께를 갖는 sharp한 edge의 특성을 갖게 된다.

다음 단계로써는 샘플링을 수행해야 하겠지만, 결과물에서 알 수 있듯, 뼈조직은 미세한 틈새를 가지고 있기에 edge detection을 수행하였을 경우 그 내부가 intensity 255값의 노이즈로써 나타나게 된다. 이를 제거하기 위한 연구는 아직 충분히 진행되지 못한 관계로 3d 형상 재구성을 위하여 그림5(d)까지의 과정을 거친 약 80여장의 CT-image를 직접 샘플링 하였다. 여기서 주목해야 할 점은 위의 과정에서  $th$ 를 1차 threshold의 intensity 값이라고 했을 때  $th$ 값은 재구성될 형상의 모습을 결정하는 가장 중요한 역할을 하게 된다는 사실이다. 따라서 보다 적절한  $th$ 값의 선정을 위해서는 특정한 CT-image에서가 아닌 통계적 intensity분포를 참조하여  $th$ 값을 CT-image에 따라 adaptive 하게 할당해 줄 필요가 있으며, 이는 앞으로의 연구 대상이 되어야 할 것이다. 아울러 뼈 내부조직의 특성으로 나타나는 노이즈 제거에 대한 알고리즘 역시 자동적인 uniform ratio interval 샘플링 과정을 수행하기 위하여 많은 연구를 요한다. Edge detection 모듈로서는 앞서 기술된 일련의 과정 외에도 최근 각광을 받고 있는 Canny Edge detector를 이용하여 1 pixel 두께와 2개의  $th$  값으로 외곽선의 끊김을 방지할 수 있는 보다 진보된 외곽선 추출기법의 채택 또한 좋은 선택이 될 수 있을 것이다.

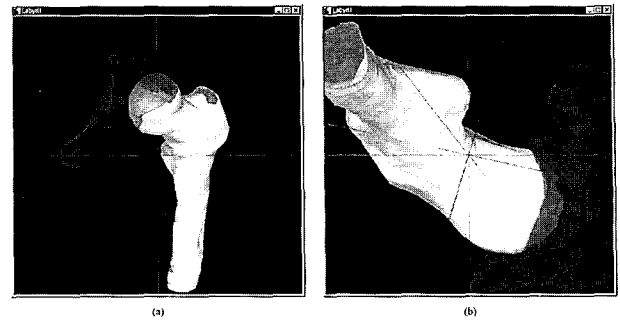


그림 6. CT-image의 3d 형상 재구성 결과물  
Fig. 6. 3-dimensional reconstruction of CT images

### 2. 대퇴골의 3d형상 재구성

그림 6(a), (b)는 앞서 제시된 기본 삼각망 형성 및 폐곡선의 대응성 결정에 의거하여 재구성된 골반 및 고관절의 모습을 다양한 각도 및 크기로 바라본 결과이다. 재구성된 형상은 실제 인간의 골반 및 고관절과 매우 흡사한 형상을 나타내주고 있으며, 골반 및 대퇴골의 상단 부위에서 나타나는 m:m 대응성 또한 적절하게 결정되었음을 알 수 있다.

SIS의 주된 관심사는 골반보다는 대퇴골 및 고관절이 될 것이기 때문에 골반에 가려져 있는 고관절을 관찰 할 수 있도록 alpha blending 기법[9,10]을 이용하여 골반 뼈의 질감을 투명하게 재구성하였으며, 고관절을 보다 용이한 시점에서 관찰하기 위한 rotation, translation, 그리고 확대 및 축소에 대한 조작은 실시간으로 이루어 졌다. 그러나 재구성된 결과물의 정밀도의 정량적 측정을 위한 기준이 아직 마련되지 않은 관계로 수치적 평가는 수행하지 못하였다.

### 3. 인공 관절의 재구성

그림 7(a), (b)는 인공관절을 앞서 제시한 2-way projection 및 Bezier parametric curve interpolation을 이용하여 재구성한 결과물이다. 인공 고관절 실물의 형태가 나타내는 특성은 좌우 대칭적이며 단면이 convex 폐곡선으로 근사화가 가능하므로 2-way projection과 Bezier parametric curve interpolation 기법을 통해 재구성되는 형상은 실제의 인공 관절의 형상과 매우 흡사함을 보여준다.

인공 고관절이 앞서 재구성된 실제 대퇴골보다 깨끗하게 형상이 재구성되는 이유는 샘플링을 함에 있어서 interpolation을 통한 자동 샘플링은 샘플링된 값들 사이에 매우 uniform한 간격을 제공해 주기 때문이다.

그림 8(a), (b)는 연속된 CT-image를 기반으로 재구성된 고관절과 2-way projection 기법으로 재구성된 인공 고관절을 하나

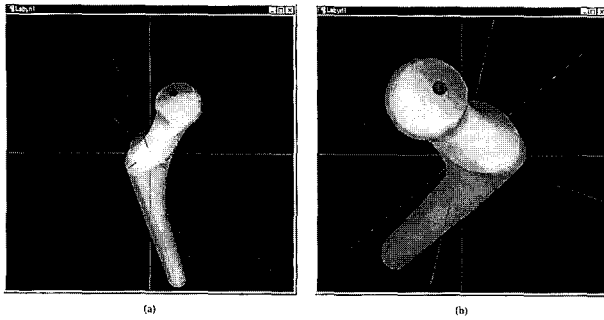


그림 7. 인공 고관절의 3d 형상 재구성 결과물  
Fig. 7. 3-dimensional reconstruction of artificial femur

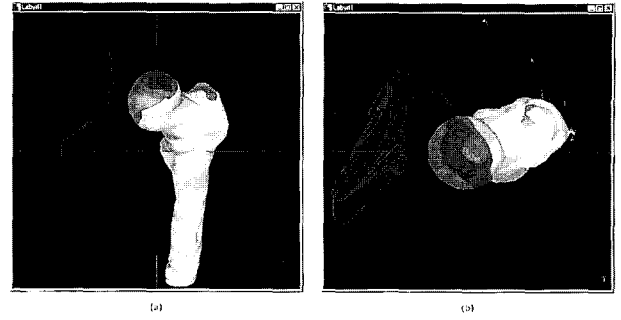


그림 9. Solid Surface Rendering Mode 결과물  
Fig. 9. The result of solid surface rendering mode

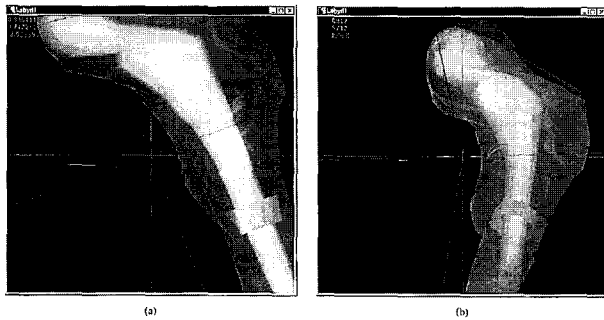


그림 8. 두 3d 형상을 동시에 재구성한 결과물  
Fig. 8. Simultaneous display of the patient's and the artificial femurs

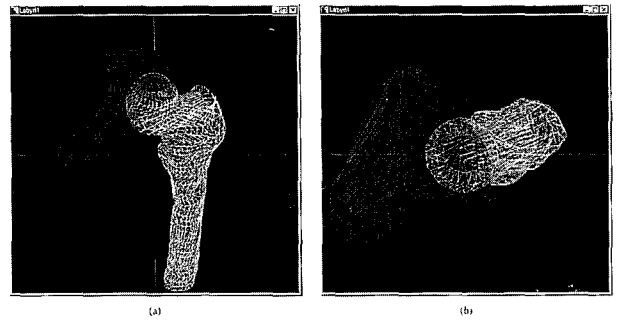


그림 10. Wire Frame Rendering Mode 결과물  
Fig. 10. The result of wire frame rendering mode

의 *frame buffer*에 동시 *display*한 모습이다. 각각은 독립된 *dimension*을 가지고 있으므로 그 둘간의 동기화 문제는 각종 수치 해석을 수행함에 있어서 매우 중요한 역할을 하게 된다.

대퇴골 내부의 *femoral canal*과 삽입될 인공관절의 위치를 가시적으로 확인하기 위하여 역시 *alpha blending* 기법을 적용하였으며, *femoral canal*은 실험적 데이터로써 약 3 개의 단층이 모델링이 되어있다. 이 화면에서는 인공관절만의 독립적인 *translation* 및 *rotation*이 가능하며 수행속도 또한 실시간으로 가능하다.

#### 4. SIS에서 제공하는 Rendering Mode

SIS에서의 *rendering mode*는 기능적 목적에 그 구분을 두고 있으며, 각 *mode*의 전환은 재구성된 형상들의 위치, 크기 등을 보존한 채 신속하게 이루어지게 된다.

##### Solid Surface Rendering Mode

대퇴골, 고관절 그리고 골반의 형태를 면밀하게 분석 할 수

있게 해주는 *mode*로써 그림 9(a), (b)가 이에 해당된다. 표면의 굴곡을 정밀하게 관찰 할 수 있는 이점을 제공한다.

##### Wire Frame Rendering Mode

앞서 제안된 삼각망 형성이 제대로 이루어져있는지를 확인해 볼 수 있는 *mode*이다. 그림 10(a), (b)에 나타난 바와 같이 모든 *object*를 삼각망 형태로써 *rendering* 해줌으로써 얼마나 *uniform ratio*로 샘플링이 이루어져있는지 또한 본 *mode*를 통해 관찰 할 수 있다.

##### Contour Surface Mode

그림 11(a), (b)에 해당되는 *mode*로써 대퇴골, *femoral canal* [2], 그리고 인공 고관절 등이 단면형태의 폐곡면으로 *rendering* 된다. 본 *mode*는 *edge detection*이 제대로 이루어졌는가를 확인 해 볼 수 있는 *mode*이기도 하며, 이를 위해 OpenGL이 제공하는 *selection* 기능[9,10]을 적용하여 특정 폐곡면에 대응되는 *CT-image*를 *browsing*해주는 기능이 본 *mode*에서는 구현되어져 있다. 본 *mode*에서는 또한 *browsing* 된 원본 *CT-image*에

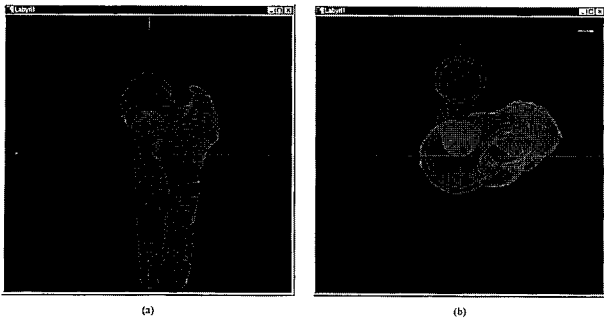


그림 11. Contour Surface Rendering Mode 결과물  
 Fig. 11. The result of contour surface rendering mode

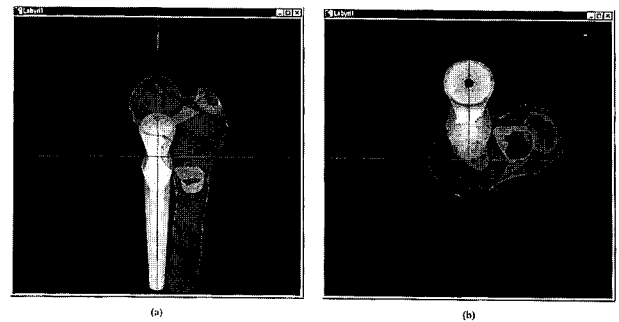


그림 13. Simulation Mode 결과물  
 Fig. 13. The result of simulation mode



그림 12. Transparent Rendering Mode 결과물  
 Fig. 12. The result of transparent rendering mode

포함되어있던 문자열 헤더들을 열람할 수 있으며 추후에 적용할 시뮬레이션의 기본 모듈중 하나로써, 계산된 각 폐곡면의 면적 값을 보여주기도 한다.

**Transparent Femur Rendering Mode**

본 mode는 인공관절의 규격을 결정해주는 대퇴골 내부의 femoral canal의 모습을 보다 면밀하게 관찰하기 위하여 제공되는 mode이다. 이는 대퇴골을 alpha blending 기법을 통해 반투명하게 만들어줌으로써 그 내부의 canal을 가시적으로 확인 할 수 있게 해준다. 그림 12(a), (b)에서는 실험적으로 약 3개의 단층만으로 재구성된 femoral canal의 모습을 볼 수 있다.

**Simulation Mode**

그림 13(a), (b)에 나타난 바와 같이 2절과 3절에서 소개된 대퇴골과 인공고관절을 동시 display해주는 mode이다. 본 mode에서 수치해석 알고리즘을 이용한 각종 시뮬레이션이 이루어지게 되며, 각종 parameter의 계산으로 인공 고관절과 실제 CT-image에서 재구성된 고관절사이의 fitness를 정량적으로 측

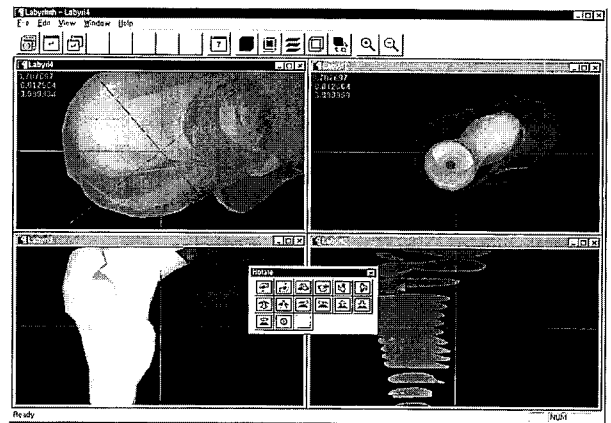


그림 14. MDI 환경의 SIS prototype  
 Fig. 14. The prototype of SIS using MDI

정하게 된다.

**5. SIS의 Prototype**

그림 14는 SIS의 prototype로써 MDI(Multiple Document Interface)환경에서 3d 형상 재구성 시스템으로 각각 다른 위치 및 rendering mode로 수행한 결과를 보여준다. SIS의 대표적인 UI로써는 툴바가 있으며, 이는 translation, rotation 등의 조작을 graphical button의 도입으로 보다 직관적으로 하게 해준다.

그림 15는 contour surface rendering mode에서 임의의 단면을 마우스로 double click 하였을 때 제공되는 CT-image browser 창의 모습이다. 해당 단면은 색감의 변화로써 선택되었음을 feedback 해준과 동시에 그 단면의 index에 해당되는 CT-image는 browser 창에서 갱신된다.

또한 그림 15의 Browsing 창은 3가지의 표준 탭 메뉴를 가지고 있으며, 각각의 탭은 256x256 pixel matrix로 down sampling된 CT-image의 보기, 해당 CT-image 내부에 들어있던 해



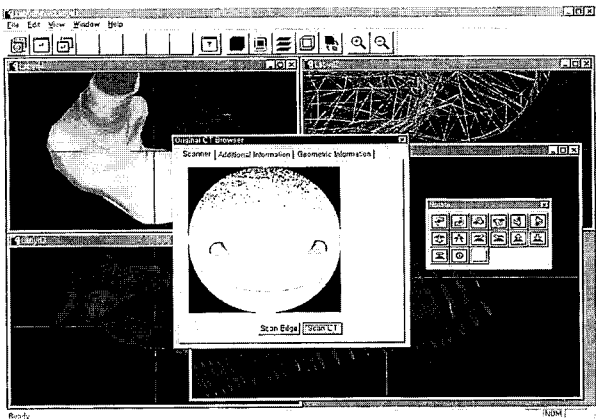


그림 15. SIS Prototype의 Interactive한 UI  
Fig. 15. Interactive user interface of SIS prototype

더의 문자열 정보의 열람, 그리고 마지막으로 시물레이션을 수행하기에 앞서 계산되는 폐곡선의 면적에 대한 정보를 열람하는 기능 등이 구현되어 있다.

### 결 론

SIS는 사람의 고관절을 포함한 대퇴골 및 골반 뼈를 연속된 CT-image를 이용하여 형상을 재구성하고, 인공고관절의 형상 또한 동일한 가상 공간상에 재구성하여 모의 시술과 각종 수치 분석을 수행해주는 시스템이다. 본 연구에서는 SIS의 prototype을 PC환경에서 구현함에 있어서 사용될 수 있는 다음과 같은 내용을 논하고 이에 대응되는 알고리즘을 제안하였다.

1. CT-image로부터 재구성의 대상이 되는 object의 분리 및 edge detection.
2. 인접한 두 CT-image에서 추출된 단면간의 삼각망 형성.
3. 여러 개의 단층들간의 대응성 결정.
4. 교차 부피의 계산.
5. SIS의 user interface.

본 논문에서는 제시된 알고리즘을 기초로 구현된 SIS prototype 결과물을 또한 소개하고 고찰해 보았으며, 이는 화상신호처리 알고리즘과 컴퓨터 그래픽스 알고리즘, 그리고 수치해석 알고리즘의 결합으로 PC platform에서 충분히 구현되어 질 수 있다는 가능성을 제시해준다.

구현된 SIS의 형상 재구성 속도 및 정밀도를 정량적으로 측정할 수 있는 기준의 도입 및 voxel-based rendering system의 도입으로 구현 가능한 다양하고 정밀한 수치해석, 그리고 보다 진보된 CT-image edge detection 및 자동화된 샘플링 과정 등은 앞으로의 집중적인 연구 대상이 되어 할 것이며, 본 논문에서 제안된 내용은 최적화 과정을 통하여 미래의 보다 전문적인 SIS 구축에 응용이 가능하리라 여겨지며, 완성된 SIS를 통해 진보된 고관절 이식 시술 계획의 수립과 더불어 한국인 체형에 맞는 인공 고관절 설계[2]의 토대를 마련 할 수 있으리라 기대된다.

### 참 고 문 헌

1. R.Jain, R.Kasturi, B.G. Schunck "Machine Vision", Mc Graw Hill, pp.44-48, 1995
2. John W.Granholm, Douglas D.Robertson, Peter S.Walker, and Philip C.Nelson Brigham, "Computer Design of Custom Femoral Stem Prostheses", IEEE Computer Graphics & Applications, pp.26-35, 1987
3. U.Tiede et al. "Investigation of Medical 3D-Rendering Algorithms", IEEE Computer Graphics & Applications, March, pp.41-53, 1990
4. L.Caponetti and A.M.Fanelli "Computer Aided Simulation for Bone Surgery", IEEE Computer Graphics & Applications, pp.86-92, 1993
5. James D.Foley, Andries van Dam, Steven K.Feiner, John F.Hughes, Richard L.Philips "Introduction To Computer Graphics", Addison Wesley, pp.331-347 1993
6. V.BAnand "Computer Graphics and Geometric Modeling for Engineers", Wiley, pp.239-246, 1993
7. S.Imura, N.Akamatsu, H.Azuma, K.Sawai, S.Tanaka "Hip Biomechanics", Springer-Verlag Tokyo, pp.129-137, 1993
8. M.J.Lazio "Computational Geometry and Computer Graphics in C++", Prantice Hall, 1996
9. M.Woo, J.Neider, T.Davis "OpenGL Programming Guide", Addison Wesley, pp.470-491; pp.214-223, 1997
10. Richard S.Wright Jr., Michael Sweet "OpenGL Super Bible", Waite Group Press, pp.15-26; pp.591-602, 1996