

해부학적 계측점을 이용한 PC-기반3차원 치과수술 시스템

이경상·유선국·김형돈*·배수현·김남현

연세대학교 의과대학 의용공학교실, *인하대학교 의과대학 학교법인 인하병원 치과
(1998년 11월 5일 접수, 1999년 4월 9일 채택)

3-Dimensional Dental Surgery System based on PC using anatomical landmarks

K.S. Lee, S.K. Yoo, H.D. Kim*, S.H. Bae, N.H. Kim

Dept. of Medical Eng. College of Medicine, Yonsei University
*Dept. of Dentistry, Inha Hospital, Inha University Medical Center
(Received November 5, 1998, Accepted April 9, 1999)

요 약 : 본 논문에서는 PC 기반의 치과 수술 시스템을 설계하였다. 이 시스템은 수술 후의 3차원 영상을 예측할 수 있다. 따라서 환자는 수술 후에 CT를 다시 촬영하지 않아도 되며 방사선에 노출시킬 필요가 없다. 수술 전, 후의 두부(Cephalometry) X-ray 정보와 수술 전의 CT 데이터로부터 수술 후의 환자의 두개골을 예측한다. X-ray 필름과 수술 전의 CT를 해부학적 불변 계측점(anatomical landmarks) 방법을 기반으로 한 특이값 분해(SVD: singular value decomposition)로 레지스트레이션(registration)을 하였으며, 이를 표면 재구성 영상화 시스템으로 설계하였다. 설계된 시스템의 유용성을 검증하기 위하여 건조두개골 모델 실험과 실제 임상환자에 대한 임상실험을 시행하였으며 유의수준 0.05에서 유의차가 없는 것으로 나타났다.

주요단어 : 해부학적 불변 계측점, 특이값 분해, 레지스트레이션, 표면 재구성

Abstract : In this paper, we designed the dental surgery system based on PC. This system predict post operated 3-dimensional image. So the patient has no need to take CT after surgery and expose his body to radiological damage. We predict the post operated skull from the patient's CT with pre and post cephalometry X-rays. Our novel procedures, to register X-rays and CT, are based on anatomical landmarks, singular value decomposition. And we display the predicted image 3-dimensionally by surface rendering. We verified this system by dry skull experiment and clinical experiment. When significance level is 0.05, there is no significance.

Key words : registration, singular value decomposition, anatomical landmark, surface rendering

서 론

치과 교정 수술분야에서 두개골의 진단과 평가에는 Broad-bent[1] 에 의해 소개된 X-ray가 많이 이용된다. 그러나 X-ray는 입체를 평면에 나타내는 과정에서 방사원과 피사체 그리고 필름의 거리에 따라 각도 형태 등이 정확하지 않은 값을 나타내게 된다[2]. 따라서 치과 수술의 정확성과 안전성을 높이기 위

해서 CT의 촬영은 매우 중요한 과정중 한 가지이다. 수술 전후의 CT 촬영은 두개골의 정확한 평가와 진단에 매우 필수적인 수단이다. 그러나 수술 후에는 CT의 촬영이 실제로 많이 행해지고 있지 않다. 그 이유는 수술 후에 시행하는 CT 촬영은 단지 결과를 확인하는 성격이 크기 때문이다. 또한 단지 수술의 결과를 보기 위해 환자는 많은 방사선에 노출되어야 하며 CT 촬영에 필요한 비용도 환자들에게는 부담스럽기 때문이다.

이러한 점을 감안해 볼 때 CT의 촬영을 하지 않고 얻어지는 수술 후의 3차원 상은 환자의 불필요한 방사선의 노출을 피하게 하고 의사의 진단에도 X-ray 필름보다 더 정확한 정보를 제공할 수 있다. 또한 이 시스템은 고가 장비인 CT기와는 달리 일

본 연구는 1998년도 보건복지부 G7 의료공학기술개발사업의 지원을 받았음.

통신저자 : 유선국, (120-752) 서울시 서대문구 신촌동 134,
Tel. (02)361-5408, Fax. (02)363-9923

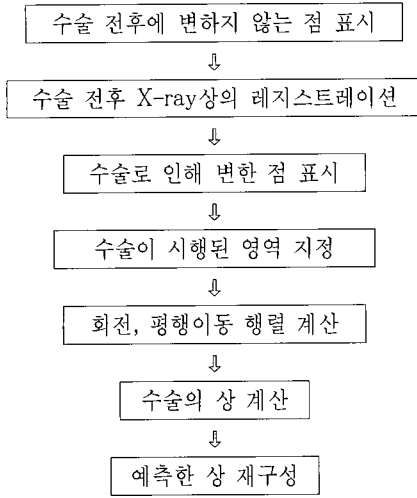


그림 1. 수술 시뮬레이션 과정
Fig. 1. Flow-chart of simulator

반 PC 상에서 작동함으로 고가의 장비를 마련할 필요가 없다.
CT의 단층 사진을 3차원 상으로 만드는 연구가 Herman[3, 4]에 의해 처음 시도된 이후 많은 연구가 있어왔다. 이처럼 치과 수술 전의 3차원 상에 직접 외과적인 수술 시뮬레이션을 하는 연구는 많이 행해졌으나[5-7] 수술 전, 후의 X-ray에서 변화 양상을 얻어 실제 수술 후의 상을 예측하는 연구는 아직까지 없었다.
본 논문은 수술 전, 후에 찍은 X-ray 사진을 이용해서 수술 전 후의 변화 양상을 얻어낸 후, 이 것을 수술 전의 3차원 CT 영상에 적용시켜 수술 후의 3차원 영상을 재구성하는 방법을 제시하였다. 또한 3차원 영상의 제공으로 임상 의사에게 보다 정확한 정보를 쉽게 제공하게 되었다. 환자는 불필요한 방사선 노출을 피하고 시간과 경제적인 부담을 줄이게 되었다.
이 방법의 검증을 위해 임상 환자에서의 실험과 건조 두개골에서의 실험을 병행하였다.

수술 예측 시스템

본 논문에서 구성한 의료영상 재구성 시스템은 그림 1에서처럼 계측점 표시, 영역 지정, 행렬 계산, 레지스트레이션(registration)으로 크게 나눌 수 있다.

1. 계측점 표시

수술 전의 CT에서 수술 후의 CT로의 변환행렬을 얻기 위해 수술 전의 X-ray와 수술 후의 X-ray에서 동일한 위치에 계측점을 지정하게 된다. 계측점은 치과학적으로 의미 있는 점들을 지정하게 된다. 정확한 계측점의 지정을 위해 해부학적 경계표지(anatomical landmark)를 표시해 두어서 계측점 선정의 오차를 줄였다.

계측점이란 두개골 상에 있는 점들로서 성장 중에 시종일관하

게 반응하는 점을 계측점이라 한다[8]. 이 점들은 재현성과 타당성을 갖는 점들인데, 지정하는 사람과 지정하는 시간에 상관 없이 항상 일정한 곳을 지정하게 되는 점들을 말한다[9].

계측점의 지정은 마우스를 이용하여 X-ray 필름 상에서 점을 찍게 된다. 이때는 정면에서 찍은 필름과 측면에서 찍은 필름 두 곳에 점을 지정하게 된다. 찍혀진 2차원좌표 두개를 이용해서 3차원 좌표를 얻게 된다. 즉 두상의 앞쪽으로 나오는 방향을 +Z, 두상의 오른쪽으로 진행되는 방향을 +X, 두상의 위쪽으로 진행되는 방향을 +Y 축으로 좌표를 정할 때, 정면 X-ray 필름에서는 (x,y)의 좌표를 얻을 수가 있고, 측면 X-ray 필름에서는 (y,z)좌표를 얻게 된다. 이 두 개의 좌표를 이용해서 한 개의 3차원 좌표 (x,y,z)를 얻게 되는 것이다. 이때 Y좌표는 동일해야 하는데 이것은 계측선을 이용하여 동일한 Y좌표 값을 얻을 수 있도록 유도했다. 계측점의 보다 정확한 선정을 위해 Tasmann[10]이 제시한 추정선(estimation line)을 응용하여 그림 2에서와 같은 계측선을 사용하였다.

2. 수술이 시행된 영역 지정

일반적인 치과교정 수술은 상악골, 하악골 등이 나누어져 시행이 된다. 따라서 상악골과 하악골의 이동 또는 회전 양상은 서로 다르게 된다. 이렇게 다른 이동과 회전 양상을 가진 두 부분은 서로 분리해서 변환시켜야 한다. 따라서 수술이 시행된 영역과 그렇지 않은 영역의 구분은 중요한 요소 중 한 가지이다. 영역의 지정은 마우스버튼을 누른 상태에서 이동하게 되면 마우스의 경로를 따라 그려지게 된다.

마우스의 이동은 사용자가 직접 하게되며 영역지정은 실제 수술부위를 따라 하게 된다.

3. 레지스트레이션

영역지정이 끝나면 수술 전, 후에 찍은 점들을 이용해서 평행이동(translation)과 회전이동(rotation) 행렬을 구하게 된다. 이때는 특이값 분해(SVD : singular value decomposition)를 사용한다. 과정은 아래와 같다[11].

수술 전과 수술 후의 좌표 값을 다음과 같이 {P_i}와 {P'_i}로 나타낼 때

$$\{P_i\} = \begin{bmatrix} x_1 & x_2 & \cdots & x_n \\ y_1 & y_2 & \cdots & y_n \\ z_1 & z_2 & \cdots & z_n \end{bmatrix} \cdots \cdots (1)$$

$$\{P'_i\} = \begin{bmatrix} x'_1 & x'_2 & \cdots & x'_n \\ y'_1 & y'_2 & \cdots & y'_n \\ z'_1 & z'_2 & \cdots & z'_n \end{bmatrix} \cdots \cdots (2)$$

이 된다.

\bar{P} 를 수술 전 좌표의 평균, \bar{P}' 를 수술 후 좌표의 평균이라 할 때 평행이동 행렬 M은 아래와 같이 구해진다.

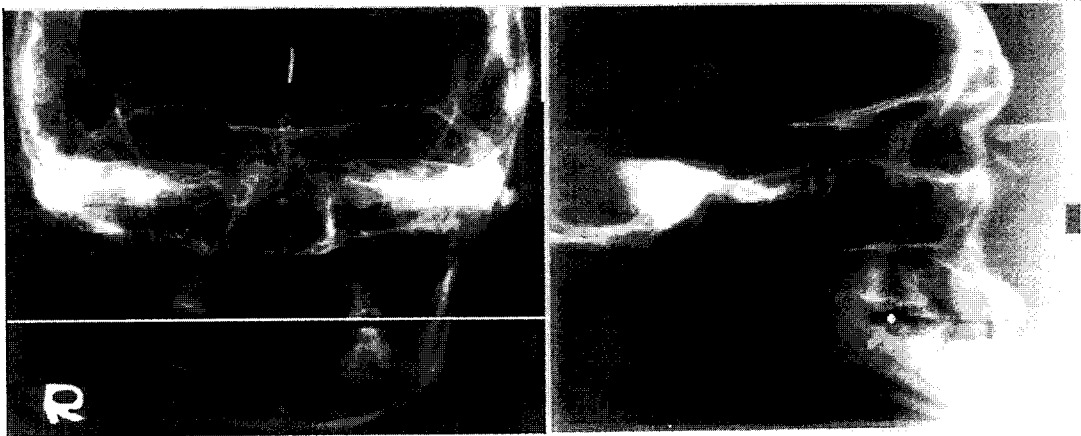


그림 2. 계측선을 이용하여 계측점을 지정하는 모습
Fig. 2. Estimation point & line

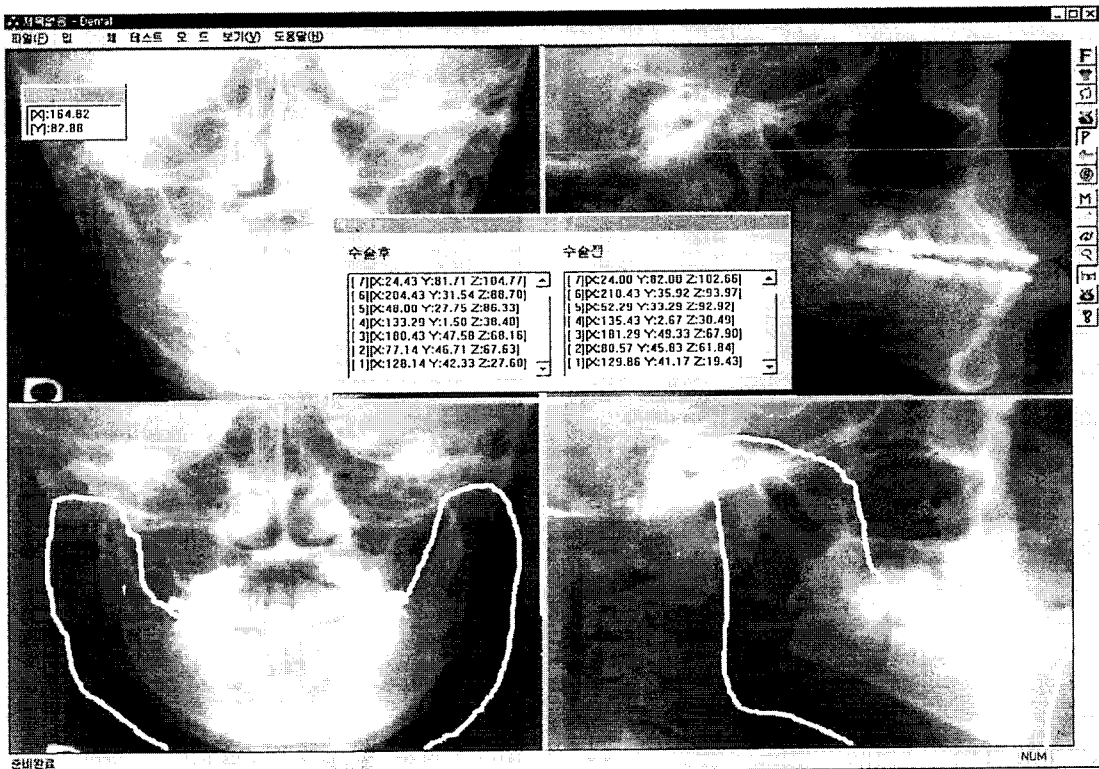


그림 3. 수술 전의 X-ray 필름과 수술 후의 X-ray 필름에 필요한 계측점을 표시한 후 수술이 시행된 영역을 지정한 모습
(위 : 수술 후, 아래 : 수술 전)
Fig. 3. Decision of operation region (up : post-operation, below : pre-operation)

$$\bar{P} = \frac{1}{N} \sum P_i \dots (3)$$

$$\bar{P}' = \frac{1}{N} \sum P'_i \dots (4)$$

$$M = \bar{P}' - \bar{P} = \begin{bmatrix} x_t \\ y_t \\ z_t \end{bmatrix} \dots (7)$$

$$\bar{P} = \begin{bmatrix} \bar{x} \\ \bar{y} \\ \bar{z} \end{bmatrix} \dots (5)$$

$$\bar{P}' = \begin{bmatrix} \bar{x}' \\ \bar{y}' \\ \bar{z}' \end{bmatrix} \dots (6)$$

회전 이동 행렬을 구하기 위해 수술 전의 좌표와 수술 후의 좌표의 평균점을 원점으로 이동시킨다. 원점으로 이동시킨 수술

전, 후의 행렬을 각각 q_i, q'_i 라 하면

$$q_i = P_i - \bar{P} \dots\dots(8) \quad q'_i = P'_i - \bar{P}' \dots\dots(9)$$

$$H = q_i \cdot q'_i{}^T \dots\dots(10)$$

이때 $H=U\Sigma V^T$ 로 나타낼 수 있다. 이 때 U와 V는 서로 직교하는 행렬이고 Σ 는 대각선에만 값을 갖는 행렬이다. 이 세 가지의 행렬은 각각 특이값 분해에 의해 구해질 수 있다[12,13].

$$Min \left(\sum_{i=1}^n |q'_i - R \cdot q_i|^2 \right) \dots\dots (11)$$

회전이동을 나타내는 행렬 R은 위의 식을 만족하며 다음과 같이 나타내어진다.

$$R = UV^T \Rightarrow Rq_i = q'_i \dots\dots (12)$$

구해진 평행이동과 회전이동을 이용하여 수술 전의 CT 데이터 값을 수술 후의 CT 데이터로 변환시켜 주는 방법은 아래와 같다.

$$P_{post} = R(P_{pre} - \bar{P}) + \bar{P}' \dots\dots (13)$$

P_{pre} : 수술 전의 CT 데이터

P_{post} : 레지스트레이션에 의해 얻어진 수술 후의 CT 데이터

3차원 표면 재구성

수술 후 환자의 결과를 확인하기 위해 사용하는 CT는 2차원 단면 영상으로 되어 있다. 따라서 정확한 수술의 결과를 보기 위해서는 2차원 영상 데이터를 3차원으로 재구성하는 방법이 필요하다. 2차원 영상 데이터를 3차원으로 재구성하는 방법에는 크게 두 가지가 있다[14]. 그중 한가지는 구성할 대상의 내부구조에는 관심이 없고 표면만을 고려하는 방법이고 다른 한가지는 구성할 대상의 내부 구조까지 고려해서 모든 체적을 나타내는 단위들로부터 재구성하는 방법이다[15]. 일반적으로 복잡한 구조를 나타내기에는 후자가 적합하나 많은 계산량과 큰 데이터가 필요하다는 단점이 있다. 전자는 빠른 계산속도와 적은 양의 데이터로 표현이 가능하다는 점이 장점이지만 복잡한 물체의 표현에는 한계가 있다.

본 논문에서는 표면만을 고려해서 재구성하는 기법을 사용하였다. 표면 재구성에는 그림 4와 같은 과정을 거치게 된다.

1. 데이터 읽기

일반적인 CT는 단면간의 간격이 단면의 두께보다 더 크게 된다. 따라서 이러한 부분을 보완하지 않고 그대로 사용하게 되면 각 화소가 정육면체가 아닌 직육면체의 형태가 된다. 따라서 중

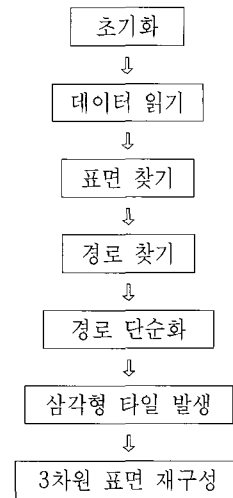


그림 4. 표면 재구성 과정
Fig. 4. Flow-char of surface rendering

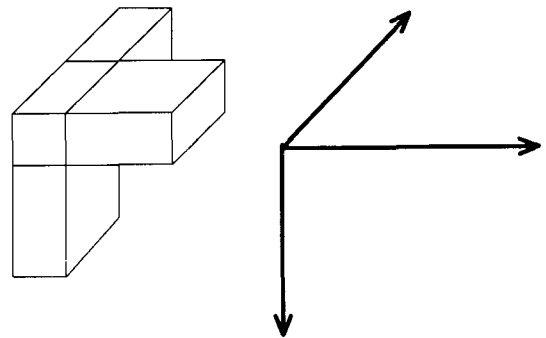


그림 5. 검색 진행 방향과 필터
Fig. 5. Scan line & filter

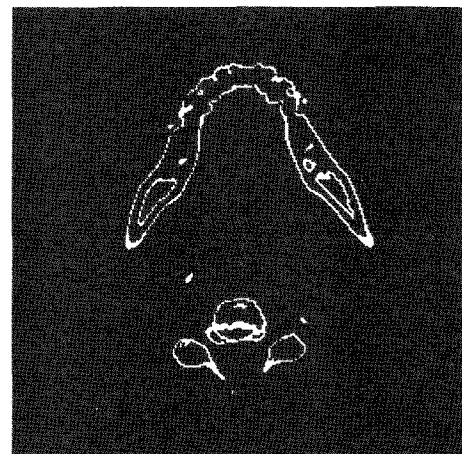


그림 6. 찾아진 표면
Fig. 6. Found surface

간에 새로운 단면을 보간(interpolation)해야 한다. 본 논문에서는 선형 보간을 사용하였다[16]. 각 단면의 간격은 5mm로 일

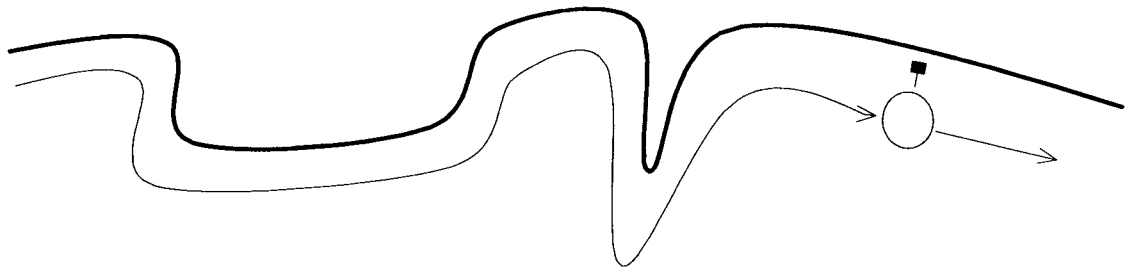


그림 7. 표면정보에서 경로를 찾아내는 과정
Fig. 7. Finding contour

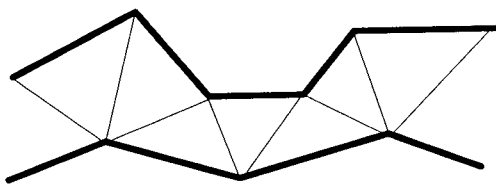


그림 8. 삼각형 타일을 발생시키는 과정
Fig. 8. Generating triangle tiles

정하다. CT의 해상도는 512×512 이다. 그러나 이것을 그대로 사용할 경우 데이터의 양이 너무 커지게 되므로 영상에 큰 영향이 없는 범위에서 해상도를 낮추었다[14]. 실험에 사용된 데이터는 256×256의 해상도를 갖는 단면을 보간해서 사용하였다[17].

2. 표면 찾기

CT 데이터는 일반적으로 뼈가 주변의 배경과 차이가 많이 나기 때문에 뼈를 추출하는데는 크게 어려움이 없다. 검색하는 방향(scan line order)으로 아래와 같은 필터를 이용해서 뼈의 추출과정을 거치지 않고 한번의 검색만으로 표면이 찾아지도록 했다. 찾아진 표면은 이진 데이터로 저장되어진다. 표면을 찾아내는 필터는 아래와 같이 동작한다.

(x, y, z) : 현재 검색 위치
 $F(x,y,z)$: 주어진 좌표에서의 색이 문턱 값을 넘으면 1
 넘지 않으면 0

```
do {
    c1 = F(x,y,z)
    c2 = F(x+1,y,z)
    c3 = F(x,y+1,z)
    c4 = F(x,y,z+1)
    if (c1=c2=c3=c4)
        then current point = 0
    else current point = 1
} while (!데이터의 끝)
```

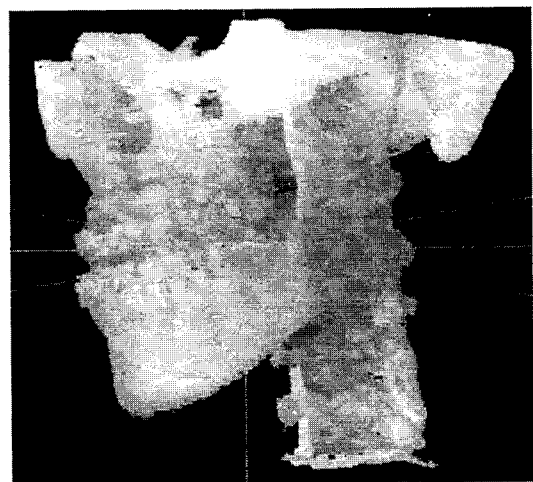


그림 9. 표면 재구성. 임의의 각도에서 본 모습
Fig. 9. Surface rendering. Arbitrary view

3. 경로 찾기

표면 재구성을 위해 각 단면마다 표면의 경로가 만들어져야 한다. 앞의 단계에서 찾아진 표면을 경로로 만들어주는 데는 경로를 추적하는 알고리즘이 필요하다. 표면 찾기에서 찾아진 데이터는 이진 데이터임으로 경로 추적은 어렵지 않다. 검색방향으로 검색해서 표면을 만나게 되면 이때부터 경로 추적이 시작된다. 경로 추적은 표면을 현재 위치의 왼쪽에 위치 놓은 후 진행된다. 표면은 항상 추적하는 위치의 왼쪽에 놓여진 채로 진행된다. 표면을 벽이라 생각할 때 벽을 왼손으로 잡고서 벽을 따라 걸어가는 것과 동일하다. 경로가 끊어질 경우 진행방향에서 반 시계방향으로 반경을 증가시키면서 이어진 경로를 검색한다.

4. 경로 단순화

찾은 경로는 한 픽셀씩 떨어져 있게 된다. 그러나 찾아진 경로 가운데는 직선부분이 존재할 수 있다. 경로 단순화는 직선부분을 단 두 개의 점으로 나타내는 것이다. 이런 부분은 여러 개의 삼각형 타일을 연결해서 표면 재구성을 하는 것과 한 개의

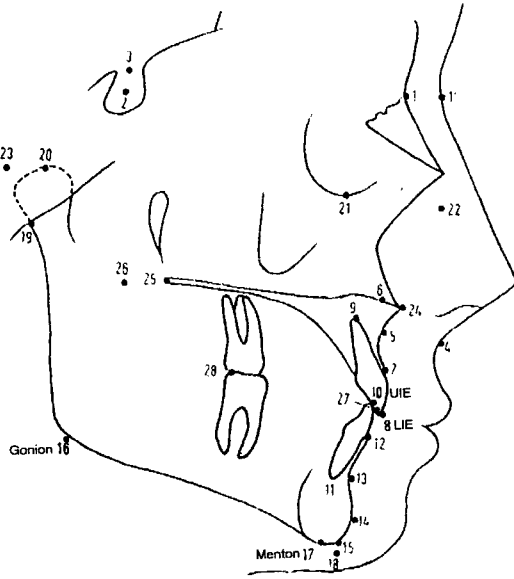


그림 10. 해부학적 계측점
Fig. 10. Anatomical Landmarks

삼각형 타일로 표면 재구성을 하는 것이 동일한 결과를 나타내게 된다. 따라서 이런 부분을 단순화하는 것은 표면 재구성 효율을 높일 수가 있다[18].

5. 삼각형 타일 발생

두 개의 인접한 단면사이의 경로를 연결해서 삼각형의 타일을 발생시킨다. 삼각형 타일은 상하 두 개의 경로를 이루고 있는 점들을 연결해서 발생시키게 된다. 이때 각 점들은 삼각형을 만들 수 있는 점들 가운데 가장 가까운 점들의 집합으로 삼각형을 발생시키게 된다[19].

6. 표면 재구성

발생시킨 삼각형 타일을 이용해 표면 재구성을 한다. 표면 재구성은 OpenGL에서 제공하는 함수를 이용하여 시행하였다 [20]. 광원의 위치는 시점의 오른쪽에 위치하도록 했으며 깊이

정보도 재구성의 인자로 작용하였다. 깊이에 반비례하여 화소의 밝기가 정해지도록 하였다[21,22].

7. 사용자 편의성

여러 각도에서 관찰이 가능하도록 사용자가 원하는 각도로 방향키를 이용하여 시점 및 물체를 회전시킬 수 있도록 하였다. 쉽게 지정할 수 있도록 사용자 환경을 개발하였다. 또한 원하는 크기로 축소 확대도 가능하도록 하였다.

실험 및 결과

1. 실험 대상

두 가지 실험이 있었으며 한 가지는 실제 임상에서 얻어진 CT 데이터와 X-ray 데이터를 이용해서 실험을 하였으며, 또 하나는 건조두개골을 이용한 실험으로 임의의 상, 하악골 조합을 임의의 조합으로 옮기는 실험이다. 실험은 X-ray 필름을 이용한 변화양상을 이용하여 얻어진 3차원 예측 상과 실제 수술 후에 얻은 3차원 상에서 치과학적으로 의미가 있는 점을 측정하여 Wilconxon signed rank test[23]를 시행하여 검증하였다.

Wilconxon Test에 사용한 계측점은 그림 10에 나타나 있는 점들 중 4개의 점들을 사용하였다. 사용한 점은 하악의 최 하방 점(Menton), 하악 상연의 후방 경계와 하악 기저부의 접선과의 교차점(Gonion), 최전방 상악 중절치 치관의 최첨점(UIE), 그리고 최전방 하악 중절치 치관의 최첨점(LIE)이다. 그림 10에서 8번 점은 UIE를, 10번 점은 LIE를, 16번 점은 Gonion을, 17번 점은 Menton을 나타낸다.

2. 실험 결과

1) 건조두개골 실험

하악골의 위치를 달리하고 시행된 건조두개골의 4가지 경우에서 하악골의 위치 변화 전후의 후전방 및 측후방 두부 X-ray 필름에서의 변화를 이용하여 만든 3차원 상과 수술 후 실제 얻어진 3차원 상의 좌표 값의 변화는 -1.8mm에서 1.8mm 사이였고 변위 값의 94%가 -1.4mm에서 1.4mm 사이였으며 유의수준 0.05에서 두 상에는 유의차가 없는 것으로 나타났다.

표 1. 예측된 3차원 상과 실제 3차원 상간의 해부학적 지표간의 차이

Table 1. Displacement of reference landmarks between simulated 3-D image and actual postoperative 3D image

Case	1			2			3			4		
	dx	dy	dz	dx	dy	dz	dx	dy	dz	dx	dy	dz
Menton	-1.4	0.0	-1.8	-1.4	0.0	0.0	0.9	0.0	1.8	0.9	0.0	0.9
Gonion(Right)	-0.9	-1.8	-0.9	0.9	-1.4	-0.9	0.9	0.5	1.4	1.4	-0.5	-1.4
Gonion(Left)	-0.4	-1.4	0.5	0.9	-0.9	-0.5	0.9	1.4	0.9	0.9	0.5	-0.5
LIE	0.9	-0.9	0.5	0.9	0.0	-0.5	-0.5	1.4	0.0	1.4	0.9	0.9

dx, dy, dz : displacement in x,y, and z coordinates

표 2. Wilconxon signed rank test의 결과

Table 2. Wilconxon signed rank test

	dx			dy			dx		
	Median	Range	Sig.	Median	Range	Sig.	Median	Range	Sig.
Menton	-0.2	-1.4~0.9	NS	0.0	0.0	NS	-0.2	-1.8~1.8	NS
Gonion(Right)	0.9	0.9~1.4	NS	-0.9	-1.8~-0.5	NS	-0.9	-1.4~1.4	NS
Gonion(Left)	0.9	0.5~0.9	NS	-0.2	-1.4~1.4	NS	0.0	-0.5~0.9	NS
LIE	0.2	-0.9~1.4	NS	0.5	-0.9~1.4	NS	0.2	-0.5~0.9	NS

NS : not significant at level of P > 0.05



그림 11. 수술 전 3차원상 (정면)
Fig. 1. 3D skull before operation (front view)

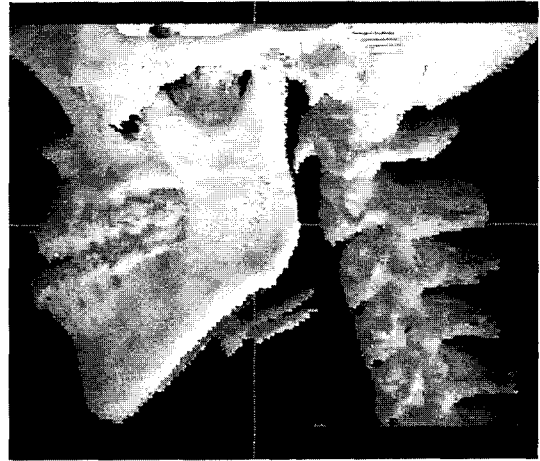


그림 12. 수술 전 3차원상 (측면)
Fig. 12. 3D skull before operation (side view)

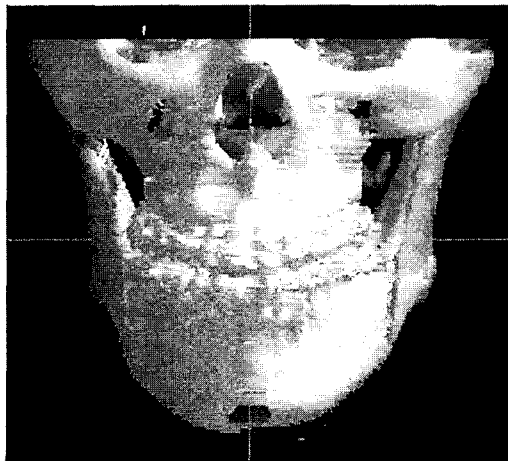


그림 13. 예측된 수술 후의 3차원 상 (정면)
Fig. 13. 3D skull by simulation (front view)

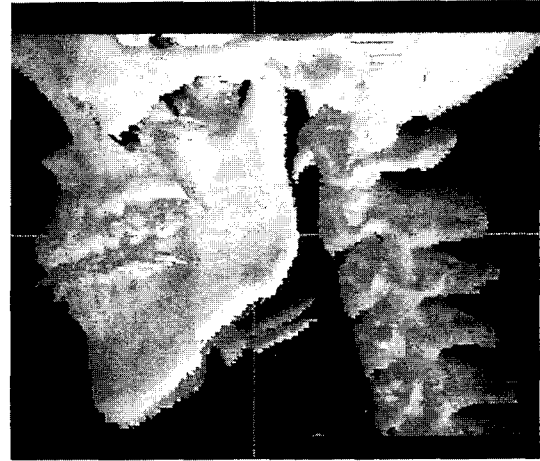


그림 14. 예측된 수술 후의 3차원 상 (측면)
Fig. 14. 3D skull by simulation (side view)

2) 임상 실험

악교정 수술을 받은 4명의 환자에서 수술 전후의 후전방 및 측방의 X-ray 필름을 이용하여 예측된 3차원 영상과 실제 수술 후의 3차원 영상과의 좌표 값의 변화는 -6.7mm에서 7.7mm 사이였고 범위값중 90%가 -4.0mm에서 4.0mm 사이였다. 또한 유의수준 0.05에서 두 상간에 유의차가 없는 것으로 나타났다.

결론 및 고찰

본 논문에서는 수술 전에 얻은 CT와 수술 전, 후에 얻은 X-ray에서 얻은 정보를 이용하여 레지스트레이션을 통해 수술 후의 3차원 상을 얻어내는 시스템을 개발하였다. 본 시스템은



그림 15. 실제 수술 후 3차원 상 (정면)
Fig. 15. 3D skull after operation (front view)

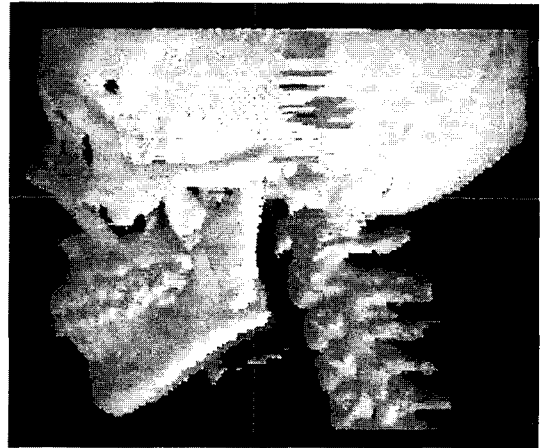


그림 16. 실제 수술 후 3차원 상 (측면)
Fig. 16. 3D skull after operation (side view)

표 3. 예측된 3차원 상과 실제 3차원 상간의 해부학적 지표간의 차이

Table 3. Displacement of reference landmarks between simulated 3-D image and actual postoperative 3D image

Case	1			2			3			4		
	dx	dy	dz	dx	dy	dz	dx	dy	dz	dx	dy	dz
Menton	0.9	-2.7	1.8	-0.9	0.0	-4.9	-0.9	0.0	-1.4	1.4	-1.4	1.4
Gonion(Right)	0.0	0.9	-0.9	2.7	5.4	-5.4	-2.2	-2.7	-1.4	-0.9	2.7	2.7
Gonion(Left)	-3.1	0.0	-1.4	-1.8	7.7	-5.4	2.2	-2.2	-3.6	-1.8	4.0	1.4
UIE	0.0	0.0	0.0	-2.2	-3.6	-1.8	-1.4	-1.4	-0.5	-0.5	-0.5	2.2
LIE	-1.8	-4.0	1.4	-0.9	-1.4	-6.7	-0.9	-3.6	-1.4	-0.5	-1.4	1.4

dx, dy, dz : displacement in x,y, and z coordinates

표 4. Wilconxon signed rank test의 결과

Table 4. Wilconxon signed rank test

	dx			dy			dx		
	Median	Range	Sig.	Median	Range	Sig.	Median	Range	Sig.
Menton	0.0	-0.9~1.4	NS	-0.6	-2.7~0.0	NS	0.0	-4.9~1.8	NS
Gonion(Right)	-0.5	-2.2~2.7	NS	1.8	-2.7~5.4	NS	-1.1	-5.4~2.7	NS
Gonion(Left)	-1.8	-3.1~2.2	NS	2.0	-2.2~7.7	NS	-2.4	-5.4~1.4	NS
UIE	-1.5	-2.2~-0.5	NS	-1.5	-3.6~-0.5	NS	-0.5	-1.8~2.2	NS
LIE	-0.9	-1.8~-0.5	NS	-2.4	-4.0~-1.4	NS	0.0	-6.7~1.4	NS

NS : not significant at level of P > 0.05

수술 예측 시스템과 3차원 표면 재구성 모듈 두 개의 부분으로 구성되어 있다. 수술 예측 시스템은 해부학적 계측점 획득, 수술 영역 지정, 회전-이동 변환 행렬 계산, 그리고 데이터 변환으로 구성되어 있다. 3차원 표면 재구성 모듈은 데이터 준비, 표면 찾기, 경로 형성, 삼각형 타일 발생, 표면 재구성으로 구성되어 있다.

본 논문에서 개발한 시스템은 수술 후의 CT 촬영 없이 3차원의 상을 얻는 방법을 제시하였다. 수술 전에 촬영한 CT 데이터에 X-ray 필름에서 얻어진 행렬을 적용하여 수술 후의 CT 데

이터를 예측하였다. 얻어진 결과는 실제 임상에서 얻어진 수술 후의 3차원 영상과 유의오차 이내의 오차를 나타남을 확인할 수 있었으며 수술 후 CT 촬영을 대체할 방법으로 제시될 가능성을 보여 주었다. 건조두개골에서의 실험은 2mm 미만의 오차가 나타났으며 이는 임상에 적용하여도 아무런 무리가 없음을 보여주었다. 그러나 실제 임상 실험에서의 오차는 최고 8mm 가까이 발생했으며 이 오차의 원인은 X-ray 필름 촬영 당시 환자와 방사원과 필름간의 각도 및 거리가 계속 달라졌기 때문이다. 이런 오차에 관해서는 Broadbent의 orientator[24], Wylie의 com-

pensator[25], Vogel의 comprehensator[26]와 같은 보상 방법이 보고되었으나 오차의 완벽한 보상은 되지 않는다. 따라서 환자의 X-ray 필름 촬영을 항상 동일한 상태에서 할 수 있다면 오차는 건조두개골에서처럼 의미 없을 만큼 작아질 수 있다.

앞으로의 과제는 렌더링의 질의 개선, 속도의 단축, 그리고 계측점의 선정 시 발생할 수 있는 오차를 최소화하는 데 있다.

참 고 문 헌

1. Broadbent B., "A new x-ray technique and its application to orthodontia." Angle Orthod, Vol. 1, pp 45-66, 1931
2. Bergesen E., "Enlargement and distortion in cephalometric radiography: Compensation tables for linear measurements", Angle Orthod, Vol. 50, pp 230-244, 1980
3. Herman G.T., *Image Reconstruction from projection: Implementation and Applications*, New York, Springer-Verlag, 1979
4. Herman G.T., "three dimensional imaging on a CT and MR scanner", J. Comput. Assist. Tomogra. Vol. 12, pp. 450-458, 1988
5. Arridge SR., Moss J.P., Linney A.D., and James D.R., "Three dimensional digitization of the face and skull.", J. Maxillofac. Surg. Vol. 13, pp 136-43, 1985
6. McEwan C.N., Fukuta K. "Recent advances in medical imaging: Surgery planning and simulation", World J. surg. Vol. 13, pp. 343-348, 1989
7. Udupa J.K. "Simulation of surgical procedures using computer graphics." Proceedings of the national Computer Graphics Association, Vol. 3, pp. 80-92, 1986
8. Baumrind S. and Frantz R.C., "The reliability of head film measurements: Landmark identification", Am T. Orthod, Vol. 60, pp. 11-127, 1971
9. Richardson A., "An investigation into the reproducibility of some points, planes, and lines used in cephalometric analysis", Am J. Orthod, Vol. 52, pp. 637-651, 1966
10. Tasman, Brown and Amanda H. and Abbott, "Computer assisted location of reference points in three dimension for radiographic cephalometry", Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. Vol. 95, pp. 490-498, 1989
11. William H. Press and Saul A. Teukolsky and William T. Vettering and Brian P. Flannery, *Numerical Recipes* in C, New York, Cambridge University Press, pp 61-67, 1992
12. Gilbert Strang, *Linear Algebra and its applications*, New York, Harcourt Brace Jovanovich College Publishers, 1988
13. Anil K. Jain, *Fundamentals of digital imaging processing*, Singapore, Simon & Schuster Asia Pte. Ltd., 1989
14. H. E. Cline, W. E. Lorenson, and S. Ludke, C. R. Crawford, and B. C. Teeter "Two algorithms for the three-dimensional reconstruction of tomograms", Med. Phys. Vol. 15 No. 3, pp.320-327, 1988
15. 배수현, 김선호, 유선국, "PC 기반의 3차원 의료 영상 재구성 시스템의 고속화 설계", 의공학회지, 대한의공학회, 제 19권 2호, pp.189-197, 1998
16. Gregory A. Baxes, *Digital imaging processing*, New York, John Wiley & Sons Inc., 1994
17. Richard S. Gallagher, *Computer Visualization*, Boca Rota, CRC Press, pp.171-202, 1995
18. 한영환, 성현경, 홍승홍. "단면 윤곽선을 기반으로 한 두부 표면의 재구성", 의공학회지, 대한의용생체공학회, 제 18권 4호 pp.365-372, 1997
19. Jean-Daniel Boissonnat and Bernhard Geiger, "Three dimensional reconstruction of complex shapes based on the Delaunay triangulation", SPIE vol. 1905, 1993
20. Richard S. Wright Jr. and Michael Sweet, *Open GL superbible*, California, Waite Group Press, 1996
21. Klaus D. Tonnies, "Three Dimensional Reconstruction and Display of Complex Anatomical Objects", Harald Scharnweber, Technische University Berlin, IEEE, 1984
22. Robert R. Mercer, Gray M. McCauley, Satish Anjilvel, "Aproximation of Surface in Quantitative 3D Reconstruction", IEEE, 1990
23. 김태웅, 이원준. *통계학 개론*, 서울, 연암사, 1997
24. Broadbent B. H. Sr. Broadbent B. H. Jr., Golden W.H., "Bolton Standard of Dentofacial Developmental Growth", The CV Mosby Company, 1975
25. Wylie W.L., Elassar W.A. "Undistorted vertical projection of the head from lateral and posteroanterior roentgenograms", Am. J. Roentgenol, vol. 60, pp. 414-417, 1948
26. Vogel C. "Correction of frontal dimensions from head X-ray", Angle Orthod., vol 37, pp. 1-8, 1967