

# Bio-CAD 를 위한 인체공동부의 3 차원 모델링 기술 개발

## Development of 3D Modeling Technology of Human Vacancy for Bio-CAD

김호찬<sup>1,✉</sup>, 배용환<sup>2</sup>, 권기수<sup>3</sup>, 서태원<sup>1</sup>, 이석희<sup>4</sup>  
Hochan Kim<sup>1,✉</sup>, Yonghwan Bae<sup>2</sup>, Kisu Kwon<sup>3</sup>, Taewon Seo<sup>1</sup> and Seokhee Lee<sup>4</sup>

1 안동대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Andong Natl. Univ.)

2 안동대학교 기계교육과 (Department of Mechanical Education, Andong Natl. Univ.)

3 안동병원 (Andong General Hospital)

4 부산대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Pusan Natl. Univ.)

✉ Corresponding author: hckim@andong.ac.kr, Tel: 054-820-5269

Manuscript received: 2009.5.11 / Revised: 2009.7.27 / Accepted: 2009.9.1

*Custom medical treatment is being widely adapted to lots of medical applications. A technology for 3D modeling is strongly required to fabricate medical implants for individual patient. Needs on true 3D CAD data of a patient is strongly required for tissue engineering and human body simulations. Medical imaging devices show human inner section and 3D volume rendering images of human organs. CT or MRI is one of the popular imaging devices for that use. However, those image data is not sufficient to use for medical fabrication or simulation. This paper mainly deals how to generate 3D geometry data from those medical images. A new image processing technology is introduced to reconstruct 3D geometry of a human body vacancy from the medical images. Then a surface geometry data is reconstructed by using Marching cube algorithm. Resulting CAD data is a custom 3D geometry data of human vacancy. This paper introduces a novel 3D reconstruction process and shows some typical examples with implemented software.*

Key Words: Medical Implant (의학 삽입물), Freeform Fabrication (자유형상제조), 3D CAD Data (3 차원 캐드정보), Medica Images (의학영상정보), Geometry Reconstruction (형상재구성), Bio-CAD (바이오 캐드)

### 1. 서론

최근의 생체의학분야의 발달은 CAD 기술의 새로운 응용분야를 창출하였다. 정형외과적 모델링과 의학적 삽입물(implants) 및 생체조직의 모델링 등의 분야에서 CAD 기술은 조직이나 해부체의 형태나 성분 및 장기의 구조를 기술하는데 이용되고 있다. 또한 CAD 기술은 생체의학적인 설계, 해석, 시뮬레이션 및 조직뼈대와 대체물의 자유형상 제조(freeform fabrication) 등을 위한 컴퓨터이용조직공학(computer aided tissue engineering)에서 매우 중요한 역할을 수행하고 있다.<sup>1</sup> 그러나 현재까지

개발되어 상용화된 생체형상 재구성 기술들은 제조나 해석에 직접 이용하기에는 매우 불완전한 수준에 머물고 있다. 따라서 본 논문은 새로운 의료영상처리기술을 제안하고 이를 통해 제조와 해석에 이용 가능한 수준의 형상 재구성 기술을 개발하고자 한다. 본 논문에서는 1 차적으로 자동화된 형상 재구성 기술의 적용 대상을 의료영상이미지에서 다른 생체 기관들에 비하여 구분이 용이한 인체공동부로 선정하였다.

2 차원적인 이미지인 의학영상정보는 3 차원의 형상정보로 재구성되어 여러 분야에 활용되고 있다. 정보의 재구성은 그 이용 목적에 따라서 여러

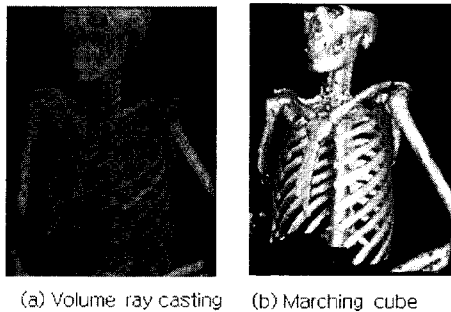


Fig. 1 Typical volume rendering technologies

가지 다른 방식이 사용되고 있다. 뼈나 장기 등의 관찰이나 가상내시경과 같이 주로 가상화에 중점을 두는 경우는 고속의 처리가 가능한 직접렌더링(direct rendering)<sup>2,3</sup> 방식이 많이 채택되고 있다. 직접렌더링의 대표적인 기술은 Fig. 1(a)에 보인 이미지 기반의 볼륨 렌더링 기술인 볼륨광선투사법(volume ray casting)이다. 이는 광원의 위치로부터 가상의 광선을 이미지의 경계영역에 있는 특정 샘플링 픽셀로 투사하여 이것이 반사되어 관찰자에게 전달되는 양을 최종 이미지 상의 각 픽셀별로 누적함으로써 최종적으로 3 차원적으로 보이는 이미지를 만들어 내는 것이다.<sup>2</sup> 물체기반의 볼륨렌더링의 대표적 기술은 스플래팅(splatting)이며, 이것은 각 복셀을 물체로 보고 이들의 효과를 스크린에 누적하면서 매핑하여 3 차원적인 이미지를 만들어 내는 것으로 반투명하거나 텍스처(texture)를 이용한 렌더링에 유용하다.<sup>4</sup> 그러나, 이러한 기술들의 결과물인 3 차원적인 이미지는 실제로는 2 차원적인 정보이므로 의학적 삽입물이나 조직의 모델링 등과 같은 실물의 제조에 이용할 수 없다. 따라서, 내/외부를 구분할 수 있는 솔리드(solid) 또는 3 차원적 표면(surface)정보의 생성이 필요하다.

2 차원 단면 이미지를 이용하여 3 차원 다각형 표면(polygonal surface)을 생성하는 기술로 가장 많이 활용되고 있는 것은 Fig. 1(b)에 예를 보인 Marching cube 이다.<sup>5</sup> 이 기술은 2 차원 적인 이미지에 높이를 주어 3 차원적으로 쌓아 올려 복셀(voxel)을 구성하고 이를 입력으로 이용한다. 이 복셀에 가상의 3 차원 격자(grid)를 설정하고 각 격자의 내부에 위치한 육면체 별로 꼭지점 위치에 자리한 8 픽셀들의 강도가 뼈나 조직의 경계치보다 큰지 여부를 조사하여 총 256 가지 중 어떤 조합인지 구분한다. 이들 중 방향변환에 대해 유일한 형태는 15 경우가 존재하며, 이를 미리 만들어

둔 조합에 따라 구분하여 삼각형을 추가하게 되면 최종적으로 3 차원적 삼각형 망의 형상정보를 얻게 된다. Marching cube 는 처음 개발된 이후로 꾸준히 성능을 향상하는 개선이 이루어 지면서 아직도 가장 많이 이용되고 있는 기술이지만, 위상이 부조화된 영상의 조각을 만들어 내는 문제점이 있으며<sup>5,6</sup> 개선된 알고리즘들도 불완전한 위상의 문제를 완전히 해결하지는 못하였다.<sup>7</sup> 많은 의료장비들이 이 기술을 이용하여 3 차원적인 모델표현하고 있지만, 생체의학적인 설계, 해석, 시뮬레이션 및 조직뼈대와 대체물의 자유형상제조 등에 직접 활용되기 위해서는 전문적인 지식을 갖춘 사용자의 추가적인 수정이 반드시 필요하다.

최근 들어 컴퓨터 하드웨어의 발달로 인하여 수십 만개 이상의 삼각형도 어렵지 않게 렌더링할 수 있게 되었으며, 거칠게 보이는 다각형망 데이터를 수준을 탈피하여 좀 더 미려한 형상을 줄 수 있는 B-spline 곡면으로 근사하는 기술도 역공학적인 관점에서부터 연구되고 있다.<sup>8-10</sup>

이상과 같이 의료 영상정보로부터 얻어진 3 차원 형상 정보는 오류검사와 수정 등 편집을 거치면 여러 가지 용도로 활용할 수 있다. 솔리드 모델은 의공학 적 삽입물이나 조직공학을 위한 응용<sup>11-13</sup> 및 수술 계획을 위한 모형 제작<sup>14</sup> 등을 위해서는 필수적이며, 생체 역학적 해석<sup>15</sup> 이나 가상수술<sup>16</sup> 등에도 다양하게 활용될 수 있다. 그런데, 의료 영상정보로부터 다각형 망이나 곡면의 3 차원 형상정보를 얻기 위해서는 의외로 많은 전문가의 수작업이 필요하다. 즉, 다각형 망의 형상정보를 얻기 위해 사용되는 대표적인 상용 소프트웨어조차도 형상의 추출의 상당부분을 전문가의 수작업으로 해결하고 있다.<sup>17</sup> 이것은 의료영상이미지가 형상을 자동적으로 추출하기에 적합하지 않기 때문이다. 일반적인 CT 나 MRI 영상에서 공기는 검은색, 뼈는 흰색 그리고 장기는 회색으로 나타나지만, 그 강도에 분명한 차이가 없으며 영상 촬영시 콤프턴 산란(compton scattering)현상 등의 다양한 오류요인으로 인해 경계가 뚜렷한 영상을 얻지 못하기 때문이다.<sup>18</sup> 일반적으로 경조직인 뼈의 경우 그 외각선이 비교적 분명해 큰 어려움 없이 자동적인 경계추출이 가능하나 연조직인 장기의 경우 자동적인 추출은 매우 한정적인 경우에만 가능하다.<sup>19</sup> 그런데 인체 내부의 공동부분은 연조직이지만 공기와 맞닿아 있어서 다른 조직과 접해있는 연조직에 비하여 좀 더 쉽게 구분될 수 있다.

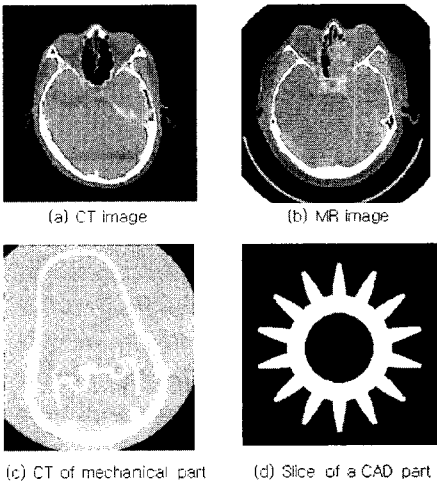


Fig. 2 Comparison of cross section images

따라서, 인체 공동부 형상은 자동적인 추출이 가능하며, 이를 구현함으로써 귀나 코, 입속은 물론 기도, 인후부, 폐 및 위 등의 장기 형상추출이 가능하다. 또한 결과는 진단, 시물레이션, 임플란트의 설계, 조직공학 및 가상내시경 등 다양한 맞춤 의료 부분에 쉽게 활용할 수 있을 것으로 기대되므로, 인체 공동부에 맞는 3 차원 형상정보 자동 생성 기술을 개발할 필요가 있다.

2. 의료영상에서 3 차원 형상 정보 추출

2.1 공동부의 형상추출

인체 또는 물체의 단면을 영상화 할 수 있는 장치는 CT와 MRI가 대표적이다. CT는 어떤 축에 따라 가깝게 배열된 2 차원의 픽셀(pixel)화된 단층 사진을 제공해 줄 수 있다. 그러나 CT의 경우 방사선 흡수선량이 30~40mGy가 되므로 이를 이용하여 살아있는 사람의 장기를 정밀하게 모델링 하는데 필요한 많은 량의 단층 이미지를 얻는 것은 유해할 수 있다. 반면에 MRI는 CT와는 달리 이온화한 방사선이 방출되지 않는다. Fig.2(a)와 (b)는 이들 이미지를 비교한 것이다. 뼈와 같이 굳은 경조직의 경우는 CT나 MRI 모두 밝은 백색으로 나타나 누구나 직관적으로 경계선을 구별할 수 있다. 그러나, 이들 이미지에서 눈, 뇌 그리고 혈관 등의 연조직을 구분하는 것은 어느 정도 해부학적인 전문 지식을 갖추어도 쉽지 않다. 이것은 기계부품의 CT 이미지인 Fig. 2(c)나 CAD에서 모델링한 형상을 단면화한 Fig. 2(d)의 이미지의 경우 그 형상

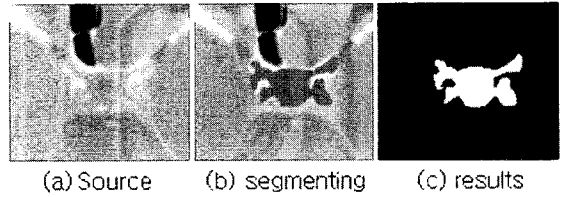


Fig. 3 Image segmentation for soft tissue

의 윤곽선이 매우 잘 구분되는 것과는 크게 다르다. 즉, 장기와 같은 연조직의 경우에는 그 윤곽선이 뚜렷이 구분되지 않기 때문에 대부분의 경우 Fig. 3과 같이 이미지 분할(segmentation)이 필요하다.<sup>20</sup> Fig. 3(a)의 원본 이미지에서 특정 부위를 지정하여 Fig. 3(b)와 같이 분할하며 그 결과로 Fig. 3(c)와 같이 분할된 영역에만 이미지가 존재하는 것으로 처리하면 Fig. 2(d)의 CAD 정보로부터 단면을 취득한 것과 동일한 방식으로 형상재구성에 이용되고 있다. 현재까지 매우 다양한 이미지 자동 분할 알고리즘이 제시되고 있으나 뼈와 같은 경조직과는 달리 연조직에서는 만족스러운 결과를 얻기가 쉽지 않다.<sup>21</sup>

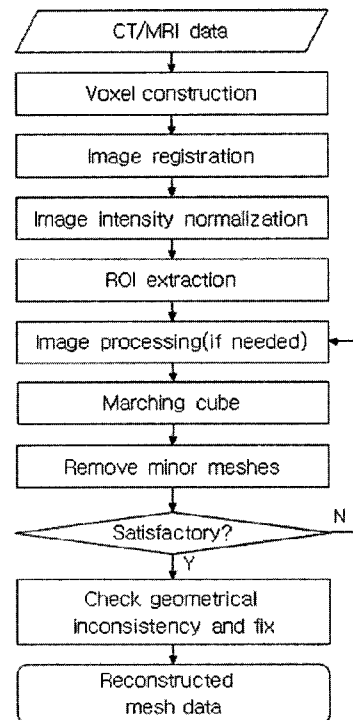


Fig. 4 Overall procedures for extraction of vacancy

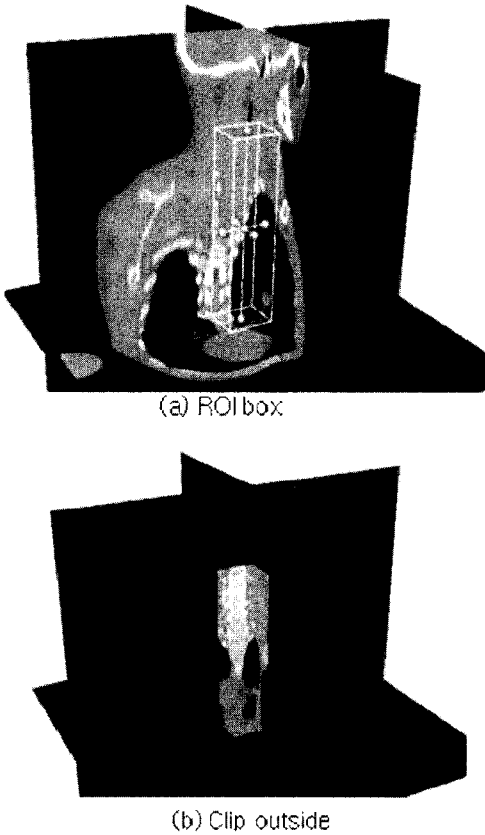


Fig. 5 Region of interest and clipping

본 논문이 대상으로 하는 공동부는 연조직이면 서도 공기와 인접하고 있어서 다른 연조직에 비하여 비교적 쉽게 구분이 가능하지만 뼈와 같이 솔리드를 구성하는 정보가 아니라 한쪽의 표면(surface)의 정보다. 이를 해석이나 제조에 이용하려면 추출된 표면을 얇은 두께를 갖는 껍질(shell)이나 속이 가득 찬 솔리드(solid)로 모델링 해 줄 필요가 있다. 의료영상 이미지로부터 인체 공동부의 3 차원 기하정보를 재구성하는 전체적인 과정을 Fig. 4 에 보인다. 이 순서도에 나타났듯이 전체적인 이미지 추출 작업은 자동으로 이루어지게 되며, 사용자는 그 결과가 만족스러운지를 판단하여 이미지 처리나 다각형망 생성의 매개변수를 변경하도록 하고 있다.

2.2 공동부 추출을 위한 영상의 처리

CT 또는 MRI 로 부터 획득된 영상정보는 DICOM 이나 비트맵 파일로 저장되어 시스템에 입

력되며, 이것은 회색의 단계값(gray scale)이다. 입력된 이미지의 픽셀에 x, y 좌표를 주고 축방향(axial direction)으로 z 좌표를 부여하여 3 차원 적으로 쌓아 복셀(voxel)의 형태로 컴퓨터의 메모리에 저장한다. 이 단계에서 각 단면의 위와 아래가 일치하는지 검사하여야 하며, 촬영도중 환자가 움직였거나 기타의 이유로 상하부의 이미지가 일치 하지 않는다면 이를 회전이나 평행이동하여 일치시켜주는 레지스트레이션(registration)작업이 필요며, 크게 어긋난 경우라면 재촬영하는 것이 바람직하다.

서로 다른 장비나 설정으로 촬영된 이미지를 동일한 방식으로 처리하기 위해서는 이미지의 강도를 일정하게 해줄 필요가 있다. 본 연구에서는 각 픽셀의 이미지의 강도 v 를 가장 어두운 공기의 경우에 0 이, 가장 밝은 뼈가 v<sub>max</sub> 가 되도록 식 (1) 과 같이 선형적으로 정규화(normalization)한 정규강도값 v<sub>n</sub> 을 이용하였다.

$$v_n = (v - p_{min}) \frac{v_{max}}{(p_{max} - p_{min})} \quad (1)$$

이때, p<sub>max</sub> 는 이미지 중 강도가 가장 큰 픽셀의 강도 값이며, p<sub>min</sub> 은 가장 작은 값이며, 본 논문에서 v<sub>max</sub> 는 2000 을 이용하였다. 대부분의 경우에 입력된 이미지 전체에 관심이 있는 것은 아니므로 이후에 수행 될 여러 단계들의 계산속도 등 효율을 높이기 위하여 Fig. 5(a)와 같이 관심영역(region of interest)을 설정해 주는 것이 필요하다. 또한 관심영역에만 집중하기 위해서는 Fig. 5(b)와 같이 외부 이미지를 모두 제거해 주는 것도 유용하다.

형상을 추출할 공동부의 경계가 명확히 구분되도록 이미지처리를 해 줌으로서 이후 정확한 경계를 추출할 수 있도록 할 필요가 있다. 공동부의 경계부분이 경조직인 뼈와 같이 가장 밝아 지도록 식(2)와 같이 픽셀기반의 영상처리 방법을 개발하여 이용하였다.

$$\begin{cases} v' = 0 & (2v_c < v_n) \\ v' = 2v_c - v_n & (v_c \leq v_n \wedge v_n \leq 2v_c) \\ v' = v_n & (v_n < v_c) \end{cases} \quad (2)$$

$$v'' = v' \frac{v_{max}}{v_c}$$

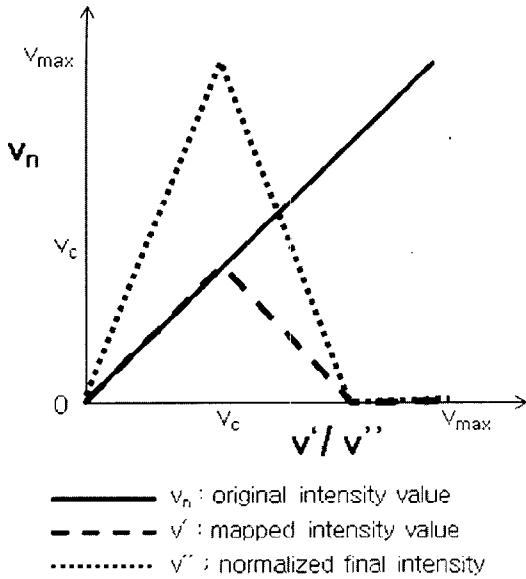


Fig. 6 Pixel based processing technique for human vacancy outline extraction

여기서,  $v'$ 은 각 픽셀 강도의 중간 변환값이며  $v''$ 은 최종적으로 다시 정규화한 값이고,  $v_c$ 는 공동부와 연조직의 경계 부분에 해당하는 픽셀 강도의 절점값으로 이 연구에서는 650 을 이용하였다. Fig. 6 은 식(2)의 영상 처리기술을 도표로 나타낸 것으로 최초 정규화된 픽셀의 강도  $v_n$ 은 절점값  $v_c$ 를

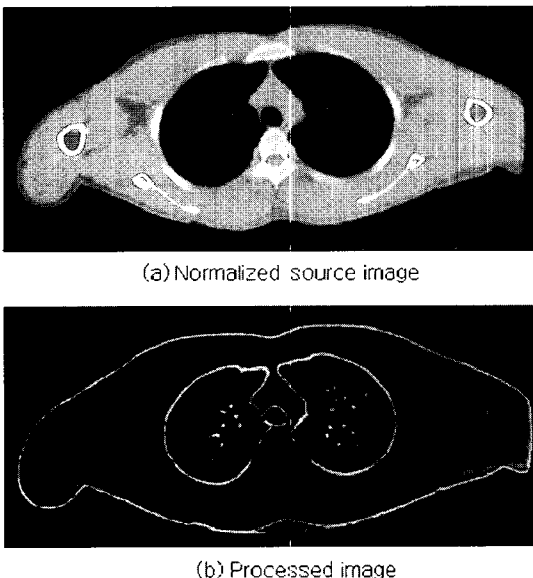


Fig. 7 Image processing for vacancy extraction

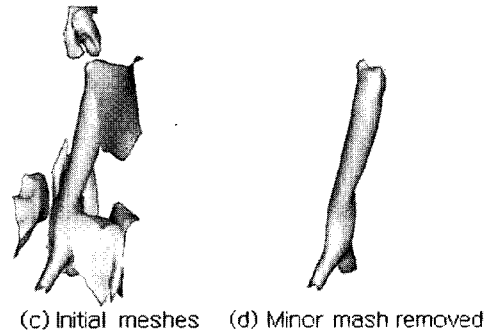
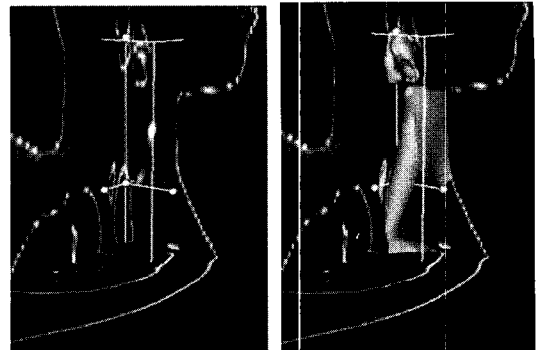


Fig. 8 Polygon mesh generation

기준으로 반전되며, 이후  $v_c$ 의 2 배를 초과하는 영역은 모두 0 이 되도록 하였으며, 최종적으로 다시 정규화하여 얻어진  $v''$ 을 경계면 추출에 이용한다. 이러한 인체 공동부의 경계 추출을 위한 이미지 처리의 결과를 Fig. 7 에 보인다. Fig. 7(a)의 원 이미지와 Fig. 7(b)의 처리 후 이미지를 비교하면, 흰색이던 뼈는 검은색으로 완전히 사라지게 되며, 회색으로 나타났던 장기 영역도 거의 사라지게 되지만 공동부와의 경계는 매우 밝은 흰색으로 구분되어 선명하게 나타나게 된다. 공동부를 얇은 두께를 갖는 껍질의 형태로 추출하고자 한다면 이 영상을 직접 이용할 수 있으며, 껍질의 두께를 조절하고자 하면 가우시안블렌딩(Gaussian blending)을 이용해 위아래 층간의 편차를 줄여서 이용할 수 있다. 내부를 솔리드 형태로 꼭 채우고자 한다면 경계선 내부를 백색으로 채워서 경조직인 뼈의 형상 추출과 동일한 방법을 이용할 수 있다.

### 2.3 다각형망의 생성

전술한 영상처리를 통해 경계가 구분 가능해진 복셀로부터 특정 강도를 갖는 픽셀을 이어 윤곽선을 추출하고 상/하위의 윤곽선을 이어 다각형 망

의 표면 데이터를 생성하기 위하여 Marching cube algorithm 을 이용하였다.<sup>5</sup> 생성된 다각형 망은 Fig. 8(b) 또는 8(c)와 같으며, 이 예에서는 경계 강도가 500 인 픽셀을 연결하는 윤곽곡면을 생성한 것이다. 생성된 이미지의 주위에서 관심영역 이외의 다각형망이 추출되기도 하므로 Fig. 8(d)와 같이 수가 적은 다각형망을 제거하면 원하는 부위의 형상만을 얻을 수 있다.

지금까지의 과정을 통해 추출된 다각형망은 대부분의 경우에 완전한 솔리드를 구성하지는 못한다. 이것은 이미지 자체가 원래 솔리드가 아닌 표면이었기 때문이기도 하며, 영상자체가 가진 불완전성도 오류를 발생시키는 원인이 된다. 구멍이나 면의 교차 등 기하학적 불완전성을 제거하기 위해서 이미지를 편집하거나 다각형망 생성 파라미터를 수정할 수 있으며, 또는 직접 구멍을 채워 넣거나 일부를 삭제하고 다시 만드는 등의 다각형 편집작업을 할 수 있다.

### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1 구현

본 연구에서 제시한 알고리즘을 구현하기 위하여 Visual C++<sup>22</sup>를 이용하여 응용소프트웨어를 개발하였다. 가시화를 위해서는 VTK(Visualization toolkit)<sup>23</sup>을 이용하였으며, 최종적으로 얻어진 다각형망에서 오류를 제거하기 위하여 Magics<sup>24</sup>를 이용하였다. Fig. 9는 본 연구에서 개발된 응용 프로그램의 사용자 인터페이스와 턱 부위에 종양이 있는 환자의 턱뼈 및 종양부위에서 추출한 3 차원 형상정보를 보인다. 예의 영상은 MR 이미지이며

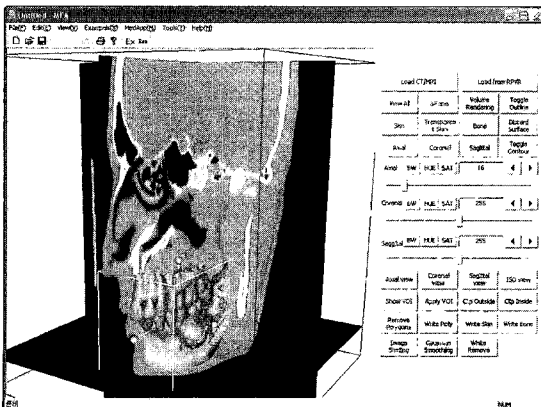


Fig. 9 Software implementation

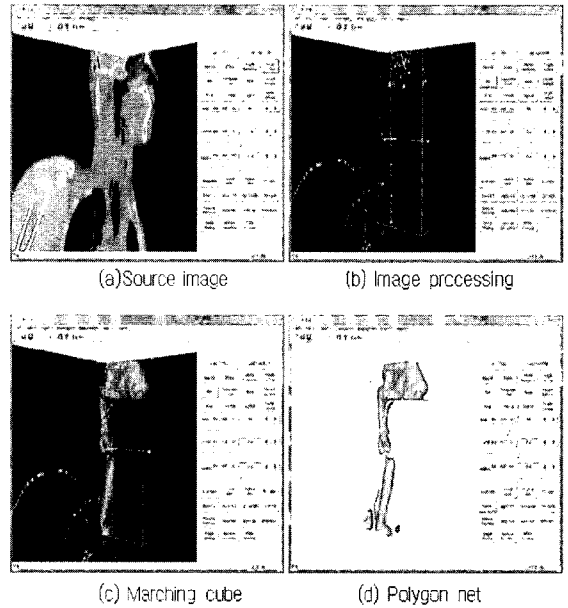


Fig. 10 Shell extraction of the throat

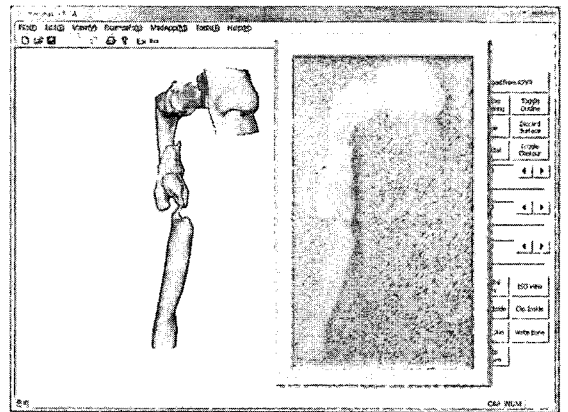


Fig. 11 Final model and RP part(thin shell)

뼈와 종양부를 추출하기 위한 정규화된 경계 강도 값은 1500 을 이용하였다.

Fig. 10 은 CT 이미지로부터 개발된 소프트웨어를 이용하여 인후부를 얇은 두께를 갖는 솔리드의 겹질로 추출한 작업을 보인것이다. 절점값으로는 650, 경계강도 값은 500 을 이용하여 추출한 결과이다. Fig 10(a)의 원본 의료영상이미지가 제안된 영상처리기법을 통하여 Fig. 10(b)와 같이 경계가 강조된 영상으로 바뀌었으며, Marching cube 를 이용하여 Fig. 10(c)와 같이 다각형을 생성하였다.

Fig. 10(d)는 다각형의 수가 적은 인접한 겹질의 정보를 제거하기 이전의 최종 형상이다.

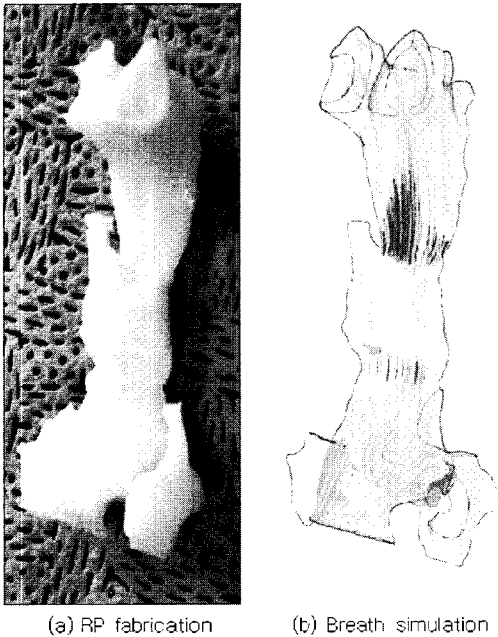


Fig. 12 RP and CAE applications on the upper larynx

### 3.2 응용

얻어진 다각형망의 오류를 검사하고 수정하면 완전한 껍질 형태의 솔리드 데이터를 얻게 된다. 이를 이용하여 실물을 제작하기 위하여 패속조형 (Rapid prototyping)을 이용하였으며 Fig. 11 에 보인 바와 같은 인후부 형상을 제작하였다. 패속조형물은 어떤 특정 환자의 인체 공동부를 정확히 관찰하거나 진료계획을 수립하는 등의 용도는 물론 해당 부위의 형태가 사고 등으로 변하게 된 환자의 호흡 가능량의 실험 및 해석 등 매우 다양한 용도로 이용될 수 있다.

그런데, 해석이나 시뮬레이션 틀들은 다각형망으로 형상정보를 그대로 받아 들이지 못하는 경우가 많으므로 많은 경우 해석틀이 받아 들일 수 있는 파일포맷으로 변환하여 사용하여야 한다. Fig. 12(a)는 MR 이미지로부터 후두상단부를 내부가 채워진 솔리드의 다각형망으로 생성하여 패속조형을 이용하여 실물로 제작한 것이며, Fig. 12(b)는 동일한 데이터를 이용하여 호흡시의 공기의 유동해석을 수행한 예이다.

### 4. 결론

본 연구는 인체의 공동부에 대한 3 차원 기하 정보를 생성하는 전문가 시스템의 개발을 위하여

실시 되었다. 본 연구에서는 공동부 형상의 추출을 위해, 복셀을 구성하고 이미지 정위를 실시한 뒤 강도를 정규화하여 특정 관심영역만을 추출하여 이미지처리를 거쳐 Marching cube 알고리즘을 이용하여 다각형망을 생성한 뒤 오류를 검사하고 수정하는 프로세스를 제안하였다. 특히 이미지처리에서 한쪽의 표면만을 가지는 인체 공동부가 양쪽에 표면을 가진 껍질 형태의 솔리드가 될 수 있도록 하는 기술을 제안하였다. 그 결과로 인체 공동부를 내부가 채워졌거나 또는 특정 두께의 껍질을 가진 솔리드로 만들어 낼 수 있었다. 또한 그 결과물이 솔리드이므로 실제적인 제작이나 생체 삽입물의 설계 및 생체공학적 해석이나 조직공학적 응용 등 광범위한 영역에서 맞춤형의료 기술의 실현이 가능하도록 응용될 수 있다. 추후에는 다각형망 생성을 위한 파라미터의 실험적 표준화와 다각형망의 생성시 기하학적 오류를 근본적으로 제거할 수 있는 방법 등에 대한 연구가 필요하다.

### 후 기

이 논문은 2006 년도 안동대학교 특성화 추진 지원사업에 의하여 연구되었다.

### 참고문헌

1. Sun, W., Starly, B., Nam, J. and Darling, A., "Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering," Computer-Aided Design, Vol. 37, No. 11, pp. 1097-1114, 2005.
2. Levoy, M., "Display of Surface from Volume Data," IEEE CG&A, Vol. 8, No. 3, pp. 29-37, 1988.
3. Drebin, R. A., Carpenter, L. and Hanrahan, P., "Volume Rendering," Computer Graphics, Vol. 22, No. 4, pp. 65-74, 1988.
4. Westover, L., "Splatting: A Parallel, Feed-Forward Volume Rendering Algorithm," Ph. D Thesis, UNC-Chapel Hill, pp. 29-37, 1991.
5. Lorenson, W. E. and Clin, H. E., "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm," Computer Graphics, Vol. 21, No. 4, pp. 163-169, 1987.
6. McNamara, B. P., Cristofolini, L., Toni, A. and Taylor, D., "Relationship between bone prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction,"

- Journal of Biomechanics, Vol. 30, No. 6, pp. 621-630, 1997.
7. Montani, C., Scateni, R. and Scopigno, R., "Discretized marching cubes," IEEE Conference on Visualization, pp. 281-287, 1994.
  8. Lee, H., Ko, T. and Kim, H., "Rational B-spline Approximation of Point Data for Reverse Engineering," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 16, No. 5, pp. 160-168, 1999.
  9. Hur, S., Kim, H. and Lee, S., "B-spline Surface Reconstruction in Reverse Engineering by Segmentation of Measured Point Data," Journal of the KSME, Vol. 26, No. 10, pp. 1961-1970, 2002.
  10. Kim, B., Joe, G. and Han, S., "Regeneration of 3D Surface Model using CT Images from Teeth Bone," Conference of Society of CAD/CAM Engineers, p. 278, 2009.
  11. Park, J., Lee, S., Lee, I., Cho, D. and Rhie, J., "Development of Bioreractor by Rapid Prototyping Technology," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 26, No. 3, pp. 137-143, 2009.
  12. Lee, S. and Cho, D., "Solid Freeform Fabrication Technique in Tissue Engineering," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 23, No. 12, pp. 7-13, 2006.
  13. Domach, M. M., "Introduction to Biomedical Engineering," Pearson Prentice Hall, pp. 121-127, 2004.
  14. Ahn, D., Lee, J., Yang, D. and Han, G., "Investigation into Development of Technology for Orthopedic Surgery Utilizing Reverse Engineering and Rapid Prototyping Technology," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 21, No. 6, pp. 188-196, 2004.
  15. Lim, J. Y., Oh, J. K., Jo, M. L., Ha, J. H., Chon, C. S., Lee, S. J. and Ko, C. W., "Development of Peri-articular Plate and Study on Bio-mechanical Properties based on Korean Skeleton Configuration," Proc. of KSPE Autumn Conference, pp. 233-234, 2008.
  16. Kim, J., "Development of a Biomechanical Soft Tissue Model for a Virtual Surgery Trainer," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 23, No. 2, pp. 15-20, 2006.
  17. Materialise Mimics, <http://www.materialise.com/materialise/view/en/92458-Mimics.html>
  18. Webb, A., "Introduction to Biomedical Imaging," IEEE Press, p. 14, 2003.
  19. Gu, L. and Peters, T., "3D Segmentation of Medical Images Using a Fast Multistage Hybrid Algorithm," International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Vol. 1, No. 1, pp. 23-31, 2006.
  20. Khotanlou, H., Colliot, O., Atif, J. and Bloch, I., "3D brain tumor segmentation in MRI using fuzzy classification, symmetry analysis and spatially constrained deformable models," Fuzzy Sets and Systems, Vol. 160, No. 10, pp. 1457-1473, 2009.
  21. Mehta, S. B., Chaudhury, S., Bhattacharyya, A. and Jena, A., "A soft-segmentation visualization scheme for magnetic resonance images," Magnetic Resonance Imaging, Vol. 23, No. 7, pp. 817-828, 2005.
  22. Microsoft Visual Studio 2005, <http://www.microsoft.com/korea/events/2008/vs2008/default.aspx>
  23. Kitware Visualization Toolkit, <http://www.vtk.org/>
  24. Materialise Magics, <http://www.materialise.com/materialise/view/en/92074-Magics.html>