

흉추 CT 영상으로부터 사면체 요소망의 자동생성

박정민, 권기환, 전성재(고려대 대학원 기계공학과), 채수원*(고려대 기계공학과),
이관행(광주과학기술원 기전공학과), 이태수(서강대학교 기계공학과),
서중근, 박정을(고려대학병원 신경외과)

Tetrahedral Mesh Generation from CT Images of Thoracic Vertebra

J. M. Park, G. H. Kwon, S. J. Chun(Mech. Eng. Dept. KU), S. W. Chae*(Mech. Eng. Dept. KU),
K. H. Lee(Mechatronics Eng. Dept. KJIST), T. S. Lee(Mech. Eng. Dept. SKU),
J. K. Suh, J. Y. Park(Depart of Neurosurgery, KU Hospital)

ABSTRACT

The use of the finite element method for biomechanical analysis is increasing rapidly in recent years. Since biomechanical models are usually in very complex shapes, it takes a lot of time and efforts to build reasonable finite element models. In this paper, a new tetrahedral meshing algorithm from the series of 2-D computed tomography(CT) images has been proposed. In this scheme, the planar sections of three-dimensional objects and the side surfaces between two planar sections are triangulated first, and then an advancing front algorithm is employed to construct tetrahedral elements by using basic operators. A sample finite element model for thoracic vertebra is presented.

Key Words : Biomechanical model(생체역학 모델), Tetrahedral Mesh(사면체 요소망), CT Image (CT 영상)
Advancing front method(전진 경계법), Thoracic vertebra(흉추)

1. 서 론

최근 들어 MRI(Magnetic Resonance Imaging), CT(computed tomography), 초음파 촬영(ultrasound imaging) 등을 이용하여 쉽게 2차원 단면 영상을 얻을 수 있으며, 이들 단면으로부터 3차원 표면 모델이 구성되어 많이 사용되고 있다.[1] 이와 같은 의료 기술의 발달로 의공학 분야에서도 인체의 3차원 모델을 통한 생체 역학적 연구가 이루어지고 있으며, 여기에는 주로 유한요소법이 사용된다. 그러나 생체 역학적 모델은 매우 복잡하므로 신뢰할 수 있는 유한 요소 모델을 생성하는 것은 많은 노력과 시간을 필요로 한다. 따라서 인체 모델로부터 유한 요소망을 자동으로 생성하는 것은 생체 역학분야에서 중요한 과제로 여겨지고 있다. 인체 모델로부터 유한 요소망을 생성하는 방법에는 인체의 기하 모델을 생성하고 이를 이용하는 기법과 기하 모델을 생성하지 않고 직접 단면 영상을 이용하는 기법이 있다.

단면 영상을 직접 이용하는 기법 중 복셀(voxel)법은 유한 요소망을 쉽게 생성 할 수 있다는 장점이

있으나, 요소망 밀도를 제어하기 어렵고 표면 형상의 정밀한 표현이 어렵다는 단점이 있다. 기하 모델을 이용하는 방법들 중, 척추의 경우 주요 형상 변수들로 구성된 표준 모델을 미리 정의하고 여기에 2차원 의료 영상에서 얻은 데이터를 사용하여 모델링하는 기법이 Lavaste 등[2]에 의해 제안되었고, 국내에서는 김성민 등[3]에 의해 연구된 바 있다. 그러나 일반적으로 실제 모델과는 차이가 발생한다는 문제점이 있다.

따라서 본 논문에서는 형상을 보다 정확하게 표현할 수 있는 사면체 요소망 생성 기법을 개발하고 이를 흉추 모델에 적용하고자 하였다. 먼저 CT에서 얻은 인체의 단면 영상으로부터 윤곽선(contour)을 얻고, 이들 윤곽선 면과 인접한 단면 윤곽선들 사이의 측면을 삼각화한 후, 전진 경계법(advancing front method)[4,5]에 의해 사면체 요소망을 자동으로 생성하였다. CT에서 얻은 단면 영상에서 윤곽선을 얻기 위해서는 MEDISURF[6]와 Imageware Surface[7]를 이용하였다.

2. 본 론

단면 영상으로부터 3차원 형상의 복원과정은 이미지에서 관심영역의 경계선을 나타내는 윤곽선 데이터를 생성하는 1단계와 얻어진 윤곽선 데이터를 이용하여 형상을 재구성하는 2단계, 재구성된 형상을 이용하여 사면체 요소망을 생성하는 3단계로 구분된다.

2.1 윤곽선 추출

CT 이미지는 각 신체 조직에 다른 x-ray의 흡수량의 차이를 이용한다. 일반적으로 CT이미지는 뼈, 피부조직, 배경으로 구성되어지며 뼈와 같은 강조직은 밝은 값을, 피부조직과 같은 연조직은 어두운 값을 가지고 있다. 각 신체조직의 경계선에서는 급격한 차이를 가지고 있기 때문에 이를 이용하여 분할할 수 있다.

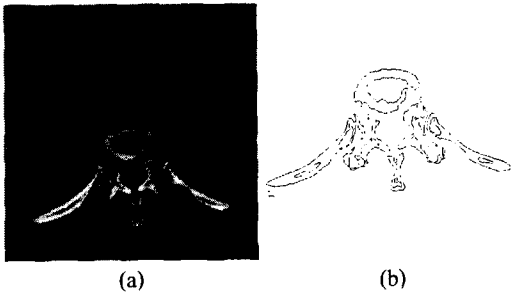


Fig. 2 CT image and extracted contour

일반적으로 의료 영상 이미지는 voxel 데이터로 표현되며 각각의 단면으로부터 경계선 추출 알고리즘을 적용하여 윤곽선 데이터를 획득한다. 윤곽선을 얻기 위해 이미지에 threshold값을 적용하며, 각 단면별로 비슷한 명암값을 갖는 픽셀(pixel)들이 윤곽선을 이루게 된다.[6] Fig. 2 (b)에서와 같이 얻어진 윤곽선을 Surfer[®]를 이용하여 필요한 정보로 가공하였다.

2.2 단면 윤곽선을 이용한 형상 재구성

단면 정보로부터 형상을 재구성할 때, 대응(correspondence), 타일링(tiling), 분기(branching) 등의 문제가 발생한다. 먼저 대응 문제는 인접한 단면들 위의 윤곽선들의 연결 관계를 밝히는 것이며, 대응관계는 주로 두 윤곽선의 겹친 면적과 교차관계[8,9]로 결정한다. 인접한 두 단면 위의 윤곽선들의 연결관계가 결정되면 이들 윤곽선들의 대응관계에 따라 측면을 생성하는 것을 타일링(tiling)이라고 한다. 타

일링에 관한 기존 연구로는 목적함수를 정의하고 목적함수가 최적이 되도록 하는 방법과 경험적방법[9]을 이용하는 연구 등이 있다.

기존의 타일링 기법들이 대응 관계를 가지는 모든 윤곽선들을 고려하여 측면을 삼각화 하는데 반하여 본 논문에서는 그림에서 보는 바와 같이 한번의 타일링에 하나의 대응 윤곽선 쌍만을 고려하여 측면을 삼각화 하였다. 이와 같이 모든 대응 윤곽선 쌍에 대하여 1대1로 타일링 작업을 수행한 후 Fig. 3(d)에서 보는 바와 같이 윤곽선의 각 모서리에서 중복된 삼각형들 중 타일링 에지(tiling edge)에 최소의 힘이 작용하는 삼각형을 선택한다. 그 후 고립된 측면 삼각형들은 타일링 에지의 위상정보와 윤곽선과의 교차관계 검사로 제거된다.

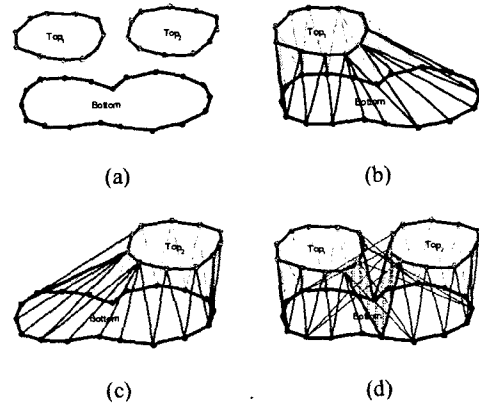


Fig. 3 Basic tiling

분기는 Fig. 3(d)에서와 같이 하나의 윤곽선이 둘 이상의 윤곽선과 대응 관계를 가질 때 발생한다.

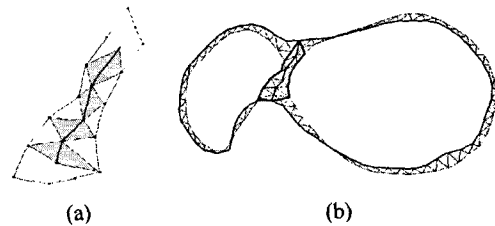


Fig. 4. Medial axis and branching

본 논문에서는 분기 영역의 삼각화 되지 않은 다각형을 블록 다각형으로 분리하고, 다각형을 분리하는 전단선의 중심을 지나는 곡선을 생성한 후, 이 곡선 위에 적절한 간격으로 절점을 생성하고 Fig. 4(a)에서 보는 바와 같이 이들 연결한 선분들 이용하여 삼각화하였다. 이 때 새로 생성된 절점의 높이는 두 단면의 중간이다.

2.3 사면체 유한 요소망 생성

사면체 요소망 생성에는 해석영역 외부에서 비교적 좋은 요소망을 생성할 수 있고, 요소망의 밀도를 자유롭게 지정할 수 있는 전진 경계법을 사용하였다. 본 논문에서 사용한 전진경계법은 다음과 같은 기본 오퍼레이터들을 사용하고 있다.

(Trimming operator)

트리밍 오퍼레이터는 Fig. 5 와 같이 트리밍 모서리에 하나의 사면체 요소를 생성하면서 세 개의 면, 세 개의 모서리와 한 개의 절점을 제거하고 한 개의 새로운 면을 생성한다.

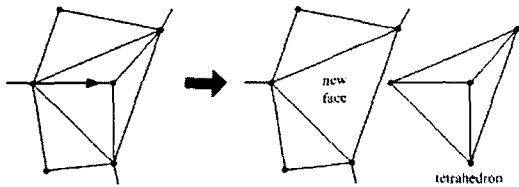


Fig. 5 A trimming operator

(Wedging operator)

웨징 오퍼레이터는 Fig. 6 와 같이 웨징 모서리에 하나의 사면체 요소를 생성하면서 두 개의 면, 한 개의 모서리를 제거하고 두 개의 면과 한 개의 모서리를 새로 생성한다.

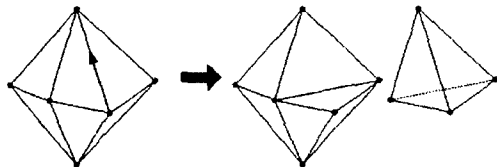


Fig. 6 A wedging operator

(Digging operator)

디깅 오퍼레이터는 Fig. 7과 같이 디깅 모서리에 루프경계 내부에 하나의 절점을 생성하면서 두개의 사면체 요소를 동시에 생성하는 것이다.

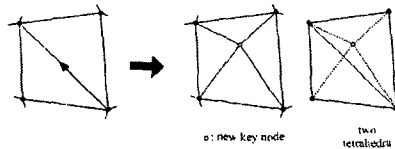


Fig. 7 A digging operator

(Splitting operator)

스플리팅 오퍼레이터는 Fig. 8과 같이 웨징 오퍼레이터와 동일한 위상학적, 기하학적 조건을 가지는

오퍼레이터로 스플리팅 모서리에 하나의 사면체 요소를 생성하면서 해석영역을 두개 이상으로 나눌 수 있게 한다.

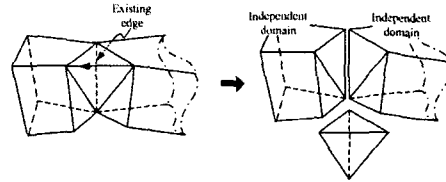


Fig. 8 A splitting operator

(Local finishing operator)

로컬 피니싱 오퍼레이터는 국부적으로 남은 마지막 해석영역이 한 개의 사면체 모양일 때 사면체 요소 한 개를 생성하고 해당 해석 영역을 마무리한다.

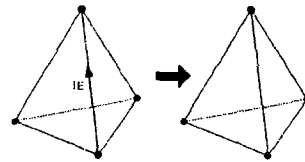


Fig. 9 A local finishing operator

(Octahedral operator)

팔면체 오퍼레이터는 해석영역이 Fig. 10과 같이 요소망 생성이 어려운 모습인 경우(pathological case) 내부에 한 개의 새로운 절점을 생성하고 이 절점으로부터 한번에 여덟 개의 사면체 요소를 생성하는 것이다.

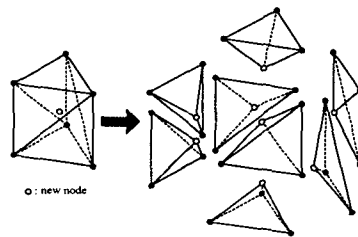


Fig. 10 An octahedral operator

3. 구현 및 적용 예

본 연구의 알고리즘들은 C++ 언어로 구현되었다. 먼저 의료 영상을 처리하기 위하여 MEDISURF를 이용하여 필요한 윤곽선 정보를 추출하고, 이를 Surfacer로 가공하여 입력 파일을 작성한다. 입력된 정보를 이용하여 윤곽선의 대응 관계를 검사하고 이에 따라 인접한 단면들의 측면과 윤곽선의 단면을 삼각화한다. 삼각화된 각 단층의 표면에서 전진 경

계법을 사면체 요소망을 생성한다.

Fig. 11은 실제 환자의 CT 사진에서 정상적인 형상을 가진 흉추 12번의 추체(body) 부분에 대한 단면 정보로부터 사면체 요소망을 생성한 결과를 보여주고 있다. 이 모델은 23개의 단면으로서 25개의 바깥 윤곽선과 22개의 내부 윤곽선으로 이루어져 있으며, 각 단면 사이의 간격은 약 1.2mm이다. Fig. 11(c)에서 골피질과 해면골의 영역이 구분되어 생성되었음을 볼 수 있으며, 각각 56304개, 45349개의 요소를 생성하여 총 101653개의 요소가 생성되었다.

Fig. 12의 그래프는 요소망의 품질을 나타내는 r/R 비를 보여주고 있다. Fig. 12에서 보는 바와 같이 r/R 비는 대부분 0.7-1.0 사이에 분포하며, 0.2 이하의 요소들은 단면들의 간격에 비해 매우 좁은 골피질 부분의 사면체 요소에서 발생한다.

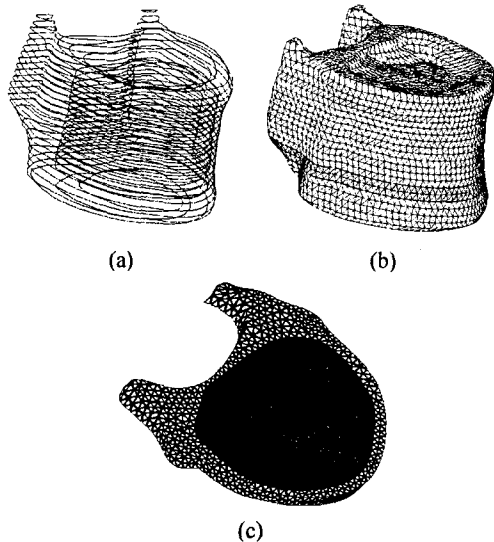


Fig. 11. Thoracic vertebra model

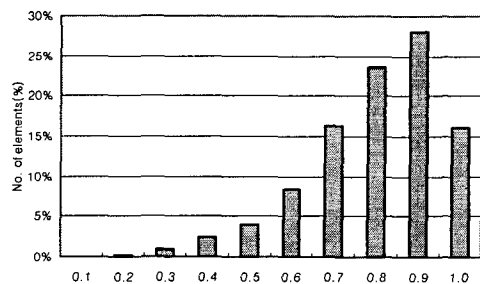


Fig. 12. r/R ratio

4. 결 론

본 논문에서는 2차원 단면 정보로부터 3차원 형상을 복원하고 이를 바탕으로 3차원 사면체 요소망

을 자동으로 생성하는 기법을 개발하고, 이를 흉추 모델에 적용하였다. 또한 본 논문에 개발한 측면 삼각화법은 측면에 생성될 요소망을 단순한 형상 표현뿐만 아니라 사면체 요소의 생성시 필요한 표면 요소망의 품질을 함께 고려한 것이다. 또한 전진경계법에 의해 각 층별로 삼차원 요소망을 생성함으로써 전체모델에 대해 요소망을 생성할 때 보다 더 좋은 사면체 요소망을 생성할 수 있게 된다.

후 기

본 연구는 한국과학재단 2001년 특장기초연구과제(R01-2001-00374)에 의해 수행된 것이며, 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. 남상희, 박정병, 오창현, 송태경, 장준기, 김선일, "의학 영상 시스템의 현황과 전망", 의공학회지, vol. 20, No. 4, 365-399, 1999.
2. F. Lavaste, W. Skalli, et. al., "Three Dimensional Geometrical and Mechanical Modelling of the Lumbar Spine.", J. Biomechanics, Vol. 25, No. 10, pp.1153-1164, 1992
3. 김성민, 김성재, 서성영, 탁계래, "요추의 2차원 CT영상을 이용한 3차원 형상모델링의 자동화 연구", 의공학회지, vol. 20, No. 5, 581-586, 1999.
4. S. W. Chae and G. M. Lee, "Volume triangulation from planar cross section", J. Computers & Structures 72, 93-108, 1999.
5. Young-Woong Kim, Gi-Whan Kwon, Soo-Won Chae, Jae-Kyung Shim, "Unstructured Tetrahedral Meshing by an Edge-Based Advancing Front Method.", KSME International Journal, vol.16, No. 2, 211-218, 2002.
6. Kwan H. Lee, Jae Hun Ryu, Hyun Soo Kim, "Contour Based Algorithms for Generating 3D Medical Models", Proceeding of Numberisation 3D, Scanning 2001, Paris, 2001.
7. Imageware Surfacar Manual.
8. A. B. Ekoule, F. C. Peyrin, and C. L. Odet, "A triangulation algorithm from arbitrary shaped multiple planar contours", ACM Trans. Graphics 10(2), Apr. 182-199, 1991.
9. Chandrajit L. Bajaj, Edward J. Coyle, Kwun-Nan Lin, "Tetrahedral meshes from planar cross-sections", Comput. Methods Appl. Mech. Engrg. 179 (1999) 31-52.