

의료영상을 이용한 3차원 형상모델 생성

글 _ 박형준 _ 조선대학교 산업공학과 _ hzpark@chosun.ac.kr

1. 서론

최근 의료영상 측정장비의 발달로 인해 인체 내부에 대한 정확한 촬영이 가능해지면서 의료영상을 이용한 인체 해부학적 구조 및 장기에 대한 삼차원 시각화 및 분석 기술이 의학/치의학/의공학 분야에 도입되어 의료진단 및 수술계획, 가상 수술 시뮬레이션, 원격 수술 로봇 등을 위해 널리 활용되고 있다. 이러한 의료영상 데이터의 삼차원 시각화 및 분석의 토대가 되는 기술이 바로 의료 영상을 이용한 삼차원 형상 모델링이다. 본 글을 통해 의료영상을 이용한 3차원 형상모델 생성 기술과 이에 대한 몇 가지 응용 사례에 대해 소개하고자 한다.

3차원 객체의 형상 표현을 위해 다양한 기하 모델들이 개발되어 왔다. 본 글에서는 3차원 형상모델로서 CG 및 CAD/CAM/CAE 분야에서 널리 이용되고 있는 삼각메쉬(triangular mesh)와 자유곡면(freeform surface)을 고려한다. 그림 1은 의료영상으로부터 3차원 형상모델생성의 개략적인 과정을 나타낸다. 우선 측정을 통해 원하는 인체 부위에 대한 의료영상데이터를 획득한다. 획득된 영상데이터는 적절한 영상처리를 통해 볼륨 렌더링(volume rendering) 기반 가시화를 위해 적용되거나, 삼각메쉬 및 자유곡면 모델 생성 과정을 통해 3차원 형상모델이 생성된다. 이러한 형상모델은 가시화, 컴퓨터보조기술(CAS, Computer

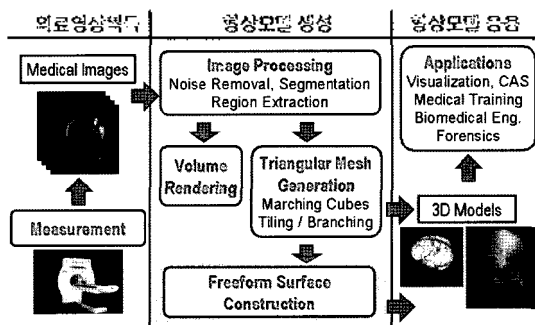


그림 1. 의료영상으로부터 3D 형상모델 생성 과정

Aided Surgery), 의료용 교육, 의공학(bio-medical engineering), 법의학(forensics) 등의 다양한 응용 분야에 서 요소 데이터로 활용된다.

2. 3차원 의료영상

2.1 의료영상 종류 및 특성

의료영상은 여러 종류의 의료영상기로부터 얻어 지는데 촬영 원리 및 목적에 따라 다양한 영상을 획득할 수 있다. 의료영상은 해부학적 구조를 보여주는 영상과 인체기관의 기능을 보여주는 영상으로 분류할 수 있다. 해부학적 구조를 보여주기 위한 영상에는 컴퓨터 단층촬영(CT, Computerized Tomography) 영상,

자기공명영상(MRI, Magnetic Resonance Imaging), 초음파 영상 등이 있다. 인체 기관의 기능을 보여주기 위한 영상에는 단일광전자방출단층촬영 (SPECT, Single Photon Emission Computerized Tomography) 영상, 양전자단층촬영(PET, Positron Emission Tomography) 영상 등이 있다[1]. CT는 신체에 X선을 쏘았을 때 신체를 통과한 X선 강도가 얼마나 감소했는가를 측정하여 신체 내부 영상을 얻는다. MRI는 인체 무해한 고주파를 이용하여 체내의 원자핵에 핵자기공명현상을 일으켜서 원자핵의 물리화학적 특성을 영상화한 것으로 다른 방법들에 비해 대비가 높은 고해상도 영상을 제공한다. 그림 2(a)는 MRI영상 예를 보여준다. 초음파영상은 인체에 무해한 초음파가 신체를 통과할 때 발생하는 반사체의 크기와 위치정보를 영상화한 것이다. SPECT와 PET는 감마선을 방출하는 방사성 원소 또는 양전자를 방출하는 방사성 원소들을 인체 내 특정기관에 모이도록 생화학적 처리를 해서 그 원소들의 체내 분포도를 영상화한 것이다. 최근에는 여러 종류의 의료영상들을 융합하여 의료진단 및 시술계획에 활용하는 추세이다.

2.2 의료영상 가시화

대부분 의료영상은 그림 2(b)에서와 같이 여러 단면에서 촬영된 영상들이 적층된 형태로 주어진다. 따라서, 이러한 측면에서 의료영상은 단순한 2차원이 아

닌 3차원 볼륨 데이터이다. 이러한 볼륨 데이터의 각 원소를 복셀(voxel)이라고 부르며, 볼륨 데이터는 복셀의 3차원 격자로 표현된다. 일반적으로 의료영상기기에서 얻어진 의료영상은 단면 내에서의 해상도에 비해 단면간의 z축 해상도가 낮다. CT의 경우 복셀 크기 0.5x0.5x2.0 (mm)가 보편적이다.

의료영상을 통한 의료진단 및 시술계획 등 다양한 응용을 위해서는 3차원 해부학적 구조를 여러 방향에서 관찰할 수 있어야 하고, 원하는 각도에서 절단면을 보는 등 다양한 가시화 기능이 필요하다. 의료영상의 가시화 방식은 크게 표면 렌더링(surface rendering)과 볼륨 렌더링(volume rendering)으로 구분된다. 표면 렌더링은 의료영상으로부터 원하는 객체의 표면을 추출한 후, 이를 표준 그래픽스 기법을 통해 시각화 한다. 객체 표면은 대부분 메쉬 또는 자유곡면 등으로 표현된다. 따라서, 표면 렌더링을 위해서는 의료영상으로부터 3차원 형상모델 생성이 선행되어야 한다.

객체 표면만 아니라 볼륨데이터 전체를 렌더링 과정에 이용하는 볼륨 렌더링은 원하는 객체에 해당하는 정도에 따라 각 복셀에 0-100 사이의 불투명도를 지정한 다음, 각 복셀에서 투과, 방사, 반사되는 빛이 화면 픽셀에 얼마나 도달하는가를 계산하는 광선투영법(ray casting)을 바탕으로 한다[2]. 그림 3은 볼륨 렌더링 원리와 적용 예를 나타낸다. 볼륨 렌더링 방식은 한번에 많은 반투명 객체들을 가시화할 수 있

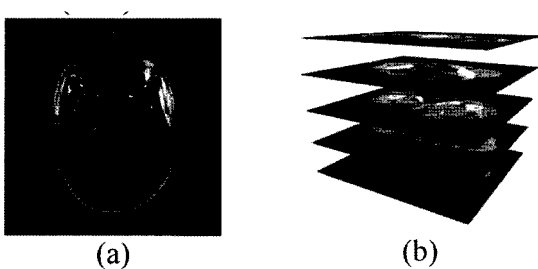


그림 2. 의료영상 예: (a) MRI 영상, (b) 의료영상들

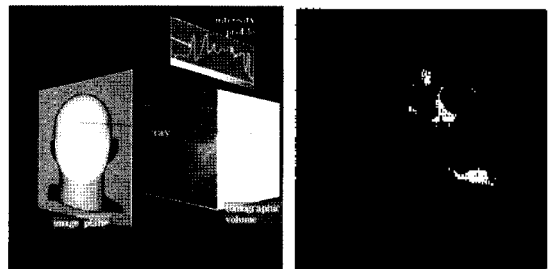


그림 3. 볼륨 렌더링 원리 및 예제 [2]

으나, 시점이 변동되면 광선투영법이 반복 수행되어야 하므로 상당한 계산량을 요구한다. 보통 볼륨 렌더링을 대화적 속도로 수행하려면 상당한 하드웨어 자원이 요구되므로 전체 볼륨 데이터 중 관심 영역에 대해 광선투영법을 적용하여 계산적 효율성을 향상시키려는 노력이 시도되고 있다.

2.3 의료영상 처리

의료영상 처리는 전통적인 디지털 영상 처리 분야와 밀접하게 관련되며, 기존 영상처리 및 컴퓨터 비전(computer vision) 기술들이 의료영상 처리를 위해 적용되고 있다[1]. 의료영상 처리는 처리되는 정보 수준에 따라 크게 낮은 단계, 중간 단계, 높은 단계로 나눌 수 있다.

낮은 단계에서는 잡음 제거(noise filtering), 표준화(normalization), 이진화, 영상개선, 다운샘플링(down-sampling), 보간(interpolation) 등 정보처리가 영상 단위에서 이루어진다. 중간 단계에서는 경계 분할(boundary segmentation), 영역 추출(region extraction), 라벨링(labeling), 그룹화(grouping) 등 영상을 분석하여 기호적 표현(symbolic representation)에 대한 정보가 얻어진다. 높은 단계에서는 기호적 표현 정보를 이용하여 영역 특성(위치, 방향, 크기) 분석, 물체 인식 등과 같은 기능적 표현(functional representation)에 대한 정보가 얻어지는데, 흔히 영상이해 또는 패턴인식 과정이라고 한다. 의료영상처리 결과 품질은 삼차원 형상

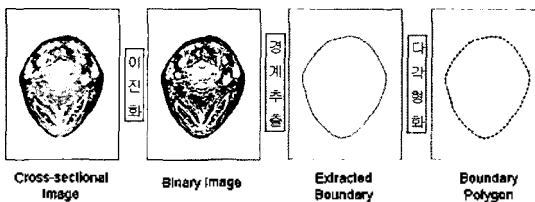


그림 4. 의료영상 처리 예

모델 생성 및 응용 과정의 품질에 큰 영향을 미친다.

그림 4는 전형적인 의료영상 처리 예를 나타낸다. 인체 머리 부위에 대한 MRI 영상으로부터 이진화, 경계추출, 다각형화를 거쳐 머리 외부 윤곽선(contour) 정보를 얻는 과정을 보여준다. 윤곽선은 단면 상에 정의되는 일정한 개수의 점들로 구성된 다각형을 의미한다.

3. 삼각메쉬 모델 생성

의료영상으로부터 삼각메쉬(triangular mesh) 모델을 생성하는 방식은 복셀 데이터 기반 방식과 2D 윤곽선 기반 방식으로 구분될 수 있다.

3.1 복셀 데이터 기반 삼각메쉬 생성

복셀 데이터 기반 삼각메쉬 생성에서는 복셀 데이터부터 객체 표면에 해당하는 복셀들을 선택한 후, 선택된 각 복셀에서 객체 표면에 해당하는 삼각형들을 추출하여 최종적으로 삼각메쉬를 생성한다. 마칭큐브(marching cubes) 기법은 대표적인 복셀 데이터 기반 삼각메쉬 생성 기법으로 1987년 Lorensen과 Cline에 의해 개발되었다[3]. 볼륨 데이터를 이진 분할(binary segmentation)하여 표면의 안쪽과 바깥쪽으로 구분한다. 이진 분할은 간단하게는 특정 경계값(threshold value)과의 비교로 이루어 질 수도 있고, 복잡한 영상처리 기법으로 생성될 수 있다. 그런 다음, 인접한 8개의 복셀에 대해 하나의 셀을 이루고, 각 셀의 상태에 따라 객체 표면을 이루는 삼각형들을 차례로 생성한다. 셀의 상태는 8개 복셀 안쪽과 바깥쪽 여부에 따라 총 256가지로 표현되는데, 대칭성을 고려하여 그림 5에서와 같이 15가지 경우로 줄일 수 있다. 따라서, 15개의 인덱스를 갖는 참조 테이블로 만들어 고속으로 객체 표면을 표현하는 삼각메쉬를 생성한다. 이렇게 생성된 객체 표면을 단일값-표면(isosurface)이라고 한다.

생성된 삼각메쉬를 렌더링하기 위해서는 삼각메쉬

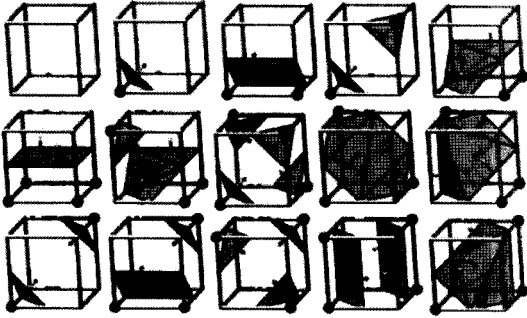


그림 5. 삼각형 생성을 위한 15가지 경우 [3]

의 각 정점(vertex)에서의 법선벡터를 추정해야 한다. 기본적인 법선벡터 추정 방식은 우선 식(1)에 의거하여 각 복셀에서의 그래디언트(gradient) 기반 법선벡터를 구한 후, 인접한 두 복셀의 법선벡터를 보간하여 정점에서의 법선벡터를 구한다.

여기서, $F(i, j, k)$ 는 복셀 (i, j, k) 번제의 밝기 값에

$$\vec{N}(i, j, k) = \frac{N(i, j, k)}{\|N(i, j, k)\|} \quad (1)$$

$$N(i, j, k) = \begin{pmatrix} \frac{F(i+1, j, k) - F(i-1, j, k)}{2\Delta x} \\ \frac{F(i, j+1, k) - F(i, j-1, k)}{2\Delta y} \\ \frac{F(i, j, k+1) - F(i, j, k-1)}{2\Delta z} \end{pmatrix}$$

해당한다. 그 외에도 각 정점을 공유하는 인접 삼각형들의 법선벡터에 대한 가중치 평균(weighted average)을 해당 정점의 법선벡터로 추정하는 방식이 있다[5,6]. 그림 6은 인체 머리 부위 CT 영상에 대해 마칭큐브 기법을 적용하여 얻어진 뇌 표면에 대한 삼각메쉬를 나타낸다. 오른쪽 그림은 특정 부분을 확대한 그림이다. 일반적으로 볼륨데이터를 다운샘플링을 하지 않고, 마칭큐브 기법을 적용하면 결과 삼각메쉬를

이루는 삼각형의 개수가 매우 커져서 렌더링 및 후속 응용에 부담을 준다. 또한, 볼륨 데이터의 이진 분할이 부정확한 경우, 잡음이 포함되거나 유효하지 않은 삼각메쉬가 생성될 수 있다.

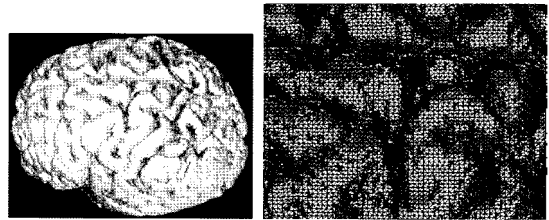


그림 6. 마칭큐브 기법 적용 예 [3]

3.2 2차원 윤곽선 기반 삼각메쉬 생성

윤곽선 기반 삼각메쉬 생성 방식은 그림 3에서와 같이 의료영상처리를 통해 각 단면에 존재하는 윤곽선들을 추출하여 다각형으로 근사한다. 그런 다음, 인접 단면 내의 다각형들간의 연결관계를 고려하여 객체표면을 정의하는 삼각메쉬를 생성한다. 이 방식에는 그림 7에서와 같이 세가지 주요한 문제들이 존재한다[4].

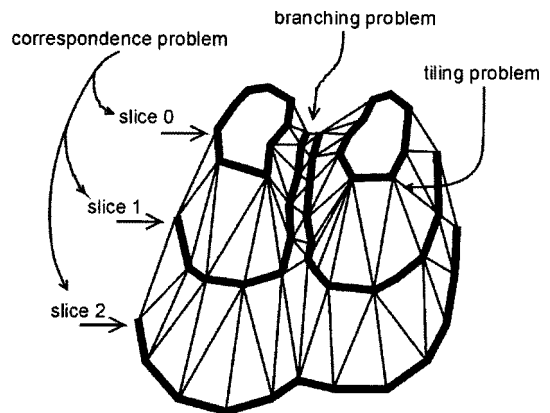


그림 7. 세가지 주요 문제 [4]

첫째, 연결관계(correspondence) 결정 문제로서 인접한 단면 내에 존재하는 윤곽선들간의 연결관계를 결정하는 문제이다. 이 문제는 각 단면 내에 여러 개의 윤곽선들이 존재할 때 발생하는데, 일반적으로 자동화된 해를 찾기는 어렵다. 휴리스틱 기법으로서 인접한 상하 단면 내의 윤곽선들간의 겹치는 정도에 근거하여 연결관계를 결정할 수 있다[5,6]. 이 경우, 인접한 단면들 사이의 간격은 충분히 작아서 물체의 한 부분에서 나온 연속한 두 윤곽선들은 해당 단면 위에서 근사적으로 동일한 위치에 놓인다는 가정이 필요하다. 윤곽선들간의 연결 유형은 고립(isolation), 일대일 연결(one-to-one link), 일대다 연결(one-to-many link), 다대다 연결(many-to-many link) 등 4가지가 존재할 수 있다. 고립이란 한 윤곽선이 인접 단면의 어느 윤곽선과도 연결되지 않음을 의미한다[5,6].

둘째, 타일링(tiling) 문제로서 일대일 연결 유형으로 정의되는 객체 표면을 삼각형들로 연결하는 문제이다. Keppel [7]과 Fuchs et al. [8]은 문제를 최단경로 탐색 문제로 전환하여 해결하는 방법을 제시하였다. 그 외에도 많은 최적해 및 휴리스틱 기법들이 제시되었다. 휴리스틱 기법들은 계산시간이 적게 소요되는 장점이 있지만, 일반적으로 최적해 기법들에 비해 좋지 않은 해를 제공할 가능성이 높다. 그림 8은 타일

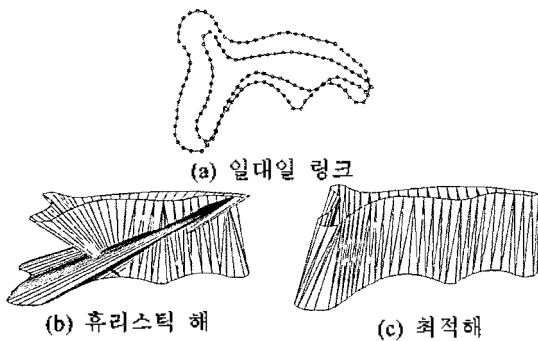
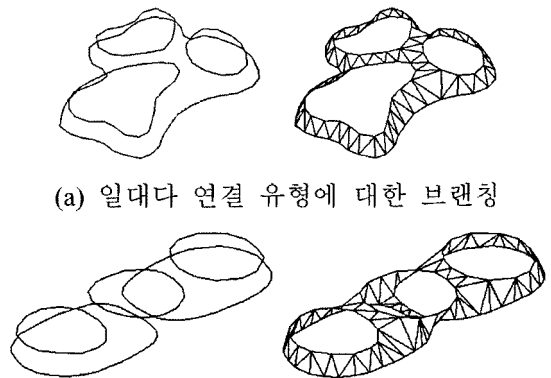


그림 8. 타일링의 예 [4]

링의 예를 보여준다. 그림 8(a)는 일대일 연결관계에 있는 두 윤곽선을 보여주고, 그림 8(b)는 최소스팬길이(minimum span length) 기반 휴리스틱 기법을 적용한 결과이고, 그림 8(c)은 Meyers et al.[4]가 제시한 최적해 기법을 적용한 결과이다.

셋째, 브랜칭(branching) 문제로서 단면 내의 한 개 또는 여러 개의 윤곽선(들)이 인접 단면 내의 여러 개의 윤곽선들과 연결되는 일대다 또는 다대다 연결 유형으로 정의되는 객체 표면을 삼각형들로 연결하는 문제이다. 이 문제는 타일링 문제보다 모호함이 훨씬 많이 내재되어 있어 사용자 개입이 필요한 경우가 발생하지만, 자동화된 해를 제공하는 휴리스틱 기법들이 제시되었다. Meyers et al. [4]는 일대다 연결 유형의 브랜칭 해결을 위해 브랜칭 유형을 말안장(saddle), 협곡(canyon), 마루(ridge)로 구분하여 각각에 대한 삼각형화(triangulation) 기법을 제시하였다. Park [5,6]은 윤곽선 연결 그래프(contour connection graph, CCG)를 이용하여 각 단면에 위치하는 복수개의 윤곽선들로부터 복합 윤곽선(composite contour)과 협곡 윤곽선들(canyons)을 생성한 후, 브랜칭을 타일링과 윤곽



(a) 일대다 연결 유형에 대한 브랜칭

(a) 다대다 연결 유형에 대한 브랜칭

그림 9. 브랜칭 적용 예 [6]

선 밀폐(contour closing)로 분할하는 방법을 제시하였다. 윤곽선 밀폐는 윤곽선 내부를 삼각형들로 채우는 일을 말한다. 윤곽선 내부에 작은 윤곽선들(islands)이 존재하는 경우에는 외부 윤곽선과 내부 윤곽선들의 빈 공간을 삼각형들로 채우는 일이 요구된다. 윤곽선 연결 유형 중 고립 유형의 경우, 윤곽선 밀폐 기법이 적용된다. 윤곽선 밀폐는 캡핑(capping)이라고도 한다. 그림 8은 두 가지 브랜칭의 예를 보여준다.

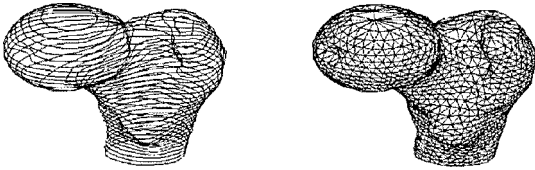


그림 10. 2D 윤곽선 기반 삼각메쉬 생성 예 [6]

그림 10은 인체 고관절 부위 MRI 영상에 대해 2D 윤곽선 기반 삼각메쉬 생성 기법을 적용하여 얻어진 삼각메쉬를 나타낸다. 일반적으로 2D 윤곽선 기반 삼각메쉬 생성은 의료영상 단면 간격이 비교적 큰 경우에 효과적으로 적용될 수 있으며, 볼륨데이터 기반 삼각메쉬 생성에 비해 삼각메쉬 용량이 작으며, 적절한 영상처리를 거친 윤곽선들에 대해 비교적 양질의 결과를 얻을 수 있다는 장점이 있다. 그러나 의료영상 처리를 위해 상당한 노력과 시간이 소요될 수 있으며, 단면 간격이 큰 경우 윤곽선 연결관계의 결정이 쉽지 않아 사용자 개입이 요구되기도 한다.

3.3 삼각메쉬 개선

위에서 언급된 방법을 통해 얻어진 삼각메쉬는 삼각형 개수가 불필요하게 많거나, 잡음이 포함되어거나, 유효하지 않은 삼각형들을 포함할 수 있다. 따라서, 삼각메쉬의 품질을 개선시키는 과정이 요구된다. 대표적인 메쉬 개선 기법들로는 잡음 제거, 부적절한 삼

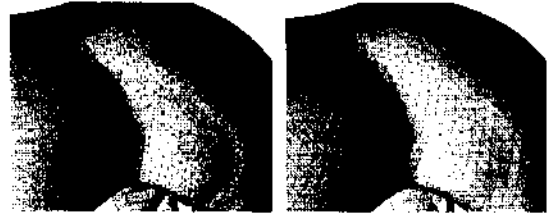


그림 11. 데시메이션 적용 예

각형 처리, 불필요한 영역 제거, 구멍 채우기, 리메싱(remeshing), 데시메이션(decimation) 등이 있다. 이러한 기법들은 최근 삼차원 측정기술 및 역공학(reverse engineering) 기술의 발전과 함께 상당한 진보를 거두었다[9,10]. 그림 11은 데시메이션 기법의 적용 예를 나타낸다.

4. 자유곡면모델 생성

삼각메쉬 자체만으로 3차원 형상모델로서 많은 분야에서 활용될 수 있지만, 보다 매끄러운 곡면을 갖는 형상모델을 얻고자 하는 경우가 있다. 이런 경우, 삼각메쉬로부터 자유곡면을 생성하는 기법을 적용할 수 있다.

자유곡면을 표현하는 방법은 CAGD 분야에서 널리 연구되어 왔는데, 크게 음함수(implicit equation)와 매개변수 함수(parametric equation)를 이용하는 방법으로 나눌 수 있다[11-13]. 음함수를 이용한 곡면 표현 방법은 $f(x, y, z)=0$ 과 같은 수식을 이용하여 물체의 경계를 표현하는데, 대표적으로 이차곡면(quadratic surface)을 이용하는 방법이 있다.

매개변수 함수를 이용한 곡면 표현 방법은 $S(u, v)=(x(u,v), y(u,v), z(u,v))$ 와 같은 형태로 물체의 표면을 표현하는데, 대표적으로 Coons 단위곡면(Coons patch), Gregory 단위곡면, Bezier 단위곡면, B-spline 곡면, NURBS 곡면 등을 이용한 방법이 있다[6,11-13].

최근에는 분할곡면(subdivision surface)을 이용하

는 방법이 많은 관심을 받고 있다[14]. 분할곡면의 원리는 초기 성긴 메쉬(initial mesh)를 간단한 규칙에 따라 반복 분할함으로써 궁극적으로 부드러운 극한 곡면(limit surface)이 얻어진다는 것이다. 메쉬를 분할하는 규칙에 따라서 Doo-Sabin 분할곡면[15], Catmull-Clark 분할곡면[16], Loop 분할곡면[17] 등의 여러 종류가 있으며, 각각 결과 곡면의 형태가 조금씩 다르게 나타난다.

음함수를 이용하는 방법은 주로 컴퓨터 그래픽스 분야에서 일부 사용되고 있으며, 매개변수 함수를 이용한 방법은 산업계 전반적으로 널리 사용되고 있다. 현재 자유곡면 표현을 위한 산업계 표준으로 Bezier, B-spline, NURBS 기반 곡면들이 사용되고 있다. 본 글에서는 매개변수 곡면을 이용하여 삼각메쉬로부터 자유곡면을 생성하는 방법들을 소개하고자 한다.

4.1 단위곡면 재단작업

임의의 복잡한 형상을 표현하는 일반적인 단일 곡면식(single surface equation)을 찾는 일이 매우 어렵기 때문에 다루기 쉬운 형태의 단위곡면들을 서로 연결하여 전체 곡면을 표현하는 실용적인 방법들이 주로 연구되었다. 이러한 단위곡면 재단작업(patchwork)에서 고려할 몇 가지 사항들은 다음과 같다.

첫째, 재단작업에 사용될 단위곡면 종류의 결정이다. 단위곡면은 크게 삼각 및 사각 단위곡면으로 나누어지는데[6,12,13], 삼각 또는 사각 단위곡면을 사

용할 것인가 혹은 두 가지를 병행할 것인가에 따라 각각 다른 방법이 적용된다. 그림 12는 3차 삼각 Bezier 단위곡면(왼쪽)과 3x3차 사각 Bezier 단위곡면(오른쪽)을 나타낸다.

둘째, 주어진 데이터(여기서는 삼각메쉬의 정점들)를 보간(interpolation)할 것인가 혹은 근사(approximation)할 것인가에 대한 결정이다[6,11]. 곡면 보간의 경우, 삼각메쉬의 각 삼각형에 한 개 이상의 단위곡면을 정의하여 삼각메쉬의 모든 정점들을 지나는 곡면을 생성한다. 따라서, 결과 단위곡면의 수가 삼각메쉬의 삼각형 개수에 직접 비례하므로 유클리드 근사 또는 삼각메쉬 테시메이션을 거친 삼각메쉬에 대해 곡면 보간을 적용하는 것이 바람직하다. 곡면 근사의 경우, 적은 수의 단위곡면들로 삼각메쉬 정점들을 근사하는 곡면을 생성한다. 근사과정에서 곡면 위상정보(topology)가 삼각메쉬의 것을 그대로 유지하도록 해야 하며, 근사 정확도(approximation accuracy)가 보장될 수 있어야 한다.

셋째, 단위곡면 재단 작업 시 요구되는 단위곡면들간의 연속성에 대한 결정이다. 삼각메쉬는 인접한 삼각형들간의 틈이 존재하지 않지만 공유하는 정점 및

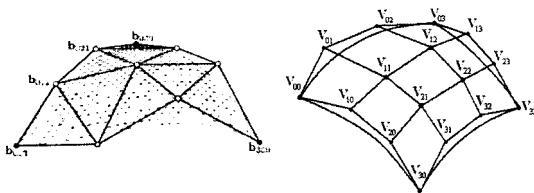


그림 12. 삼각 및 사각 Bezier 단위곡면

$$\begin{aligned}
 p(v)a(v) + q(v)b(v) + r(v)c(v) &= \vec{0} \quad (2) \\
 a(v) &= \partial L(0, v) / \partial u \\
 b(v) &= \partial R(0, v) / \partial u \\
 c(v) &= \partial L(0, v) / \partial v = \partial R(0, v) / \partial v
 \end{aligned}$$

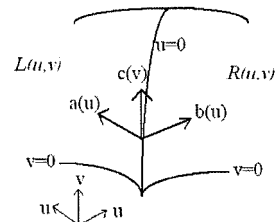


그림 13. 인접한 두 단위곡면간의 연속조건

변에서 법선벡터가 서로 다르므로 표면이 매끄럽지 않다. 즉, 삼각메쉬는 C^0 연속성을 갖는다. 일반적으로, 공학적 또는 심미적 측면에서 부드러운 자유곡면을 언급할 때, 구성 단위곡면들간의 최소 G^1 연속성을 갖는 곡면을 의미한다. 그림 13에서와 같이 경계 곡선을 공유하는 두 단위곡면 $L(u,v)$ 와 $R(u,v)$ 가 G^1 연속성을 유지하기 위해서는 식(2)를 만족해야 한다[6,18].

인접한 단위곡면들간의 G^1 연속성을 만족시키기 위해서는 모든 경계곡선마다 식(2)와 같은 제약식을 만족하도록 단위곡면의 조정점들을 적절하게 조절해야 한다. 따라서, 단위곡면 간 연속성 유지를 위한 방법들이 많이 제시되었다[6,18,19].

4.2 스킨 곡면 근사

각 단면 내에 단일 윤곽선만이 있는 경우, 삼각메쉬 생성과정 없이 자유곡면을 생성할 수 있다. 대개 B-spline 또는 NURBS 곡면이 결과 곡면으로 많이 이용된다. 먼저 각 단면 내의 단일 윤곽선을 자유곡선으로 근사한 후, 로프팅(lofting) 또는 스킨링(skinning) 기법을 적용하여 모든 곡선들을 지나거나 근사하는 자유곡면을 생성한다[6,20]. 그림 14는 인체 머리에 대한 MRI 영상으로부터 추출된 2D 윤곽선들(왼쪽)에 대해 근사적 곡면 스킨링 기법을 적용하여 생성된 B-spline 곡면(오른쪽)을 나타낸다.

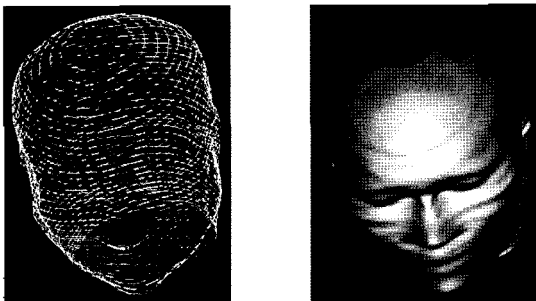


그림 14. 근사적 곡면 스킨링 기법 적용 예 [20]

4.3 삼각 복합곡면 생성

삼각 단위곡면들을 이용하여 주어진 삼각메쉬의 정점들을 보간 또는 근사하는 G^1 복합곡면(composite surface)을 생성할 수 있다[5,6,19]. 단위 곡면으로 삼각 Gregory 또는 Bezier 단위곡면이 이용된다. 최근에는 Loop 분할곡면을 이용한 방식이 제시되었다[21]. 삼각 Bezier 단위곡면을 이용하는 경우, 4차 Clough-Tocher 방식을 근간으로 한다[5,19]. 이 방식은 관심 영역에 해당하는 삼각형 위에 3개의 4차 삼각 Bezier 단위곡면을 정의하여 영역 내의 정점들을 보간 또는 근사하며, 인접하는 단위곡면들간의 G^1 연속성을 만족시키는 복합곡면을 생성하는 방식이다[5,19]. 한편, 삼각형 위에 한 개의 3차 삼각 Gregory 단위곡면 또는 고차 삼각 Bezier 단위곡면을 사용할 수도 있다. 그림 15는 그림 10의 삼각메쉬(왼쪽, 셰이딩)를 보간하는 삼각 Bezier 복합곡면(오른쪽, 셰이딩)을 나타낸다.



그림 15. 삼각 Bezier 복합곡면 생성 예 [6]

복합곡면 근사를 위해 적용할 수 있는 접근방식은 다음과 같다. 삼각메쉬의 모든 정점들을 지나는 복합곡면을 구한 후, 근사오차를 만족하며 위상정보가 유지될 때까지 삼각메쉬의 삼각형을 점차적으로 줄여나가면서 단위곡면들을 생성하는 것이다[22]. 물론 반대 개념에 근거한 복합곡면 근사를 고려할 수 있다.

4.4 사각 복합곡면 생성

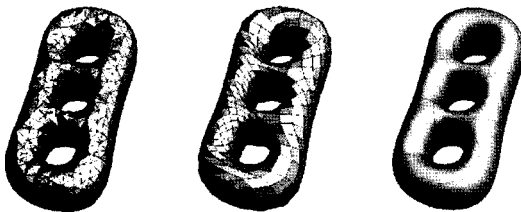
삼각 복합곡면 생성 방법들은 비교적 구현하기 쉽지만, 결과 곡면이 산업계 표준인 NURBS와 호환되

지 않아 상용 CAX 시스템에서 사용할 수 없다는 단점이 있다. 따라서, NURBS와 호환이 용이한 사각 복합곡면 생성 방법들이 제시되었다. 삼각 복합곡면 생성과 비슷하게 사각 단위곡면들을 이용하여 주어진 삼각메쉬의 정점들을 보간 또는 근사하는 부드러운 복합곡면을 생성할 수 있다[6,19]. 사각 단위곡면으로 사각 Gregory 또는 Bezier 단위곡면, 그리고 B-spline 곡면 등이 이용 가능하다[11-13].

B-spline 곡면을 이용하여 삼각메쉬 근사 방법으로 Eck와 Hoppe[23]가 제안한 방법이 대표적이다. 이것은 삼각메쉬를 바탕으로 기저 사각메쉬(base mesh)를 구한 후, 사각메쉬를 바탕으로 정규 G^1 곡선망(curve net)을 생성한다. 그런 다음, 곡선망의 각 사각 루프(quadrilateral loop)에 대해 4개의 경계곡선과 해당 영역에 속하는 정점들을 B-spline 곡면으로 근사하고, 동시에 이웃하는 B-spline 곡면들간의 G^1 연속성을 만족시키는 복합 B-spline 곡면을 생성한다. 삼각메쉬와 복합곡면과의 오차가 허용오차보다 작을 때까지 사각메쉬 추가, 정규 곡선망의 개량, 그리고 복합곡면의 세밀화를 반복한다. 이 방법에서는 기저 사각메쉬를 생성하는 일이 쉽지 않은 단점이 있다. 그림 16은 B-spline 곡면을 이용한 삼각메쉬 근사 예를 나타낸다.

4.5 혼합 복합곡면 생성

사각 복합곡면 생성 방식은 NURBS와의 호환 용이



(a) 삼각메쉬 (b) 기저메쉬 (c) 복합곡면

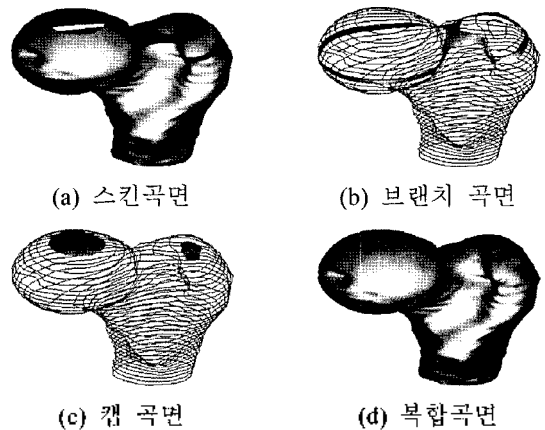
그림 16. B-spline 복합곡면 근사 예 [23]

성이란 큰 장점을 갖고 있으나 기저 사각메쉬 생성의 복잡성, 특히 정점(extraordinary vertex)에서의 G^1 연속성 위배 등의 문제점이 있다. 한편, Park [24]은 삼각 및 사각 Bezier 단위곡면들을 혼합하여 객체 표면을 근사하는 복합곡면을 생성하는 방법을 제시하였다. 윤곽선 데이터 편집(contour compilation), 영역 검출(region detection), 스킨(skin) 영역의 사각곡면 근사, 그리고 브랜치(branch)와 캡(cap) 영역의 삼각곡면 생성 등의 4가지 작업을 통해서 복합곡면을 생성한다. 그림 17은 혼합 복합곡면 근사 예를 나타낸다.

최근에는 분할곡면을 이용하여 삼각메쉬를 근사하는 방법이 제시되고 있다[25,26]. 분할곡면은 임의의 위상정보를 가진 곡면을 쉽게 표현할 수 있고, 연속성 만족을 위한 복잡한 작업 없이 부드러운 곡면을 생성할 수 있으며, 다양한 해상도를 갖는 메쉬의 생성이 가능하다는 점에서 기존 곡면들을 대신할 대안으로 주목을 받고 있다.

5. 응용 사례

서론에서 언급한 바와 같이 의료영상을 이용한 3차



(a) 스킨곡면 (b) 브랜치 곡면 (c) 캡 곡면 (d) 복합곡면

그림 17. 혼합 복합곡면 근사 예 [24]

원 형상모델 생성 기술의 응용분야는 가시화, 가상 수술 시뮬레이션을 통한 의료용 교육, 의료진단 및 시술계획을 포함한 컴퓨터보조시술(CAS), 치의공학, 원격 수술 로봇, 법의학 등 매우 다양하다. 다음은 두 가지 공학적 응용 사례를 소개한다.

그림 18은 의공학 분야 응용 사례로서 인체 고관절용 보철 설계 과정을 나타낸다. 촬영된 CT 영상으로부터 문제의 고관절 부위를 추출한 다음, 이를 이용하여 2D 윤곽선들을 생성한다. 그리고, 2D 윤곽선들을 근사하는 NURBS 곡면모델을 생성한 다음 상용 CAD 시스템으로 입력되어 유한요소 해석용 메쉬를 생성한다. 해석용 메쉬는 CAE 시스템으로 입력되어 응력 및 변형 해석에 이용된다. 해석결과 및 3차원 고관절 형상 모델을 바탕으로 인공 보철물을 설계한다. 즉, 인공 보철물의 크기, 삽입 위치와 방향 등을 결정하여 설계에 활용된다.

그림 19는 치의공학 분야 응용 사례로서 인체 치아 임플란트 보조물 설계 및 활용 과정을 나타낸다. 인체 아랫턱 부위에 대한 CT 영상을 이용하여 아랫턱 부위의 3차원 형상모델(삼각메쉬)를 생성한다.

생성된 형상모델에서 불필요한 요소들(잡음, 임플란트 삽입 부위의 보철 또는 치아)을 제거하고, 치아

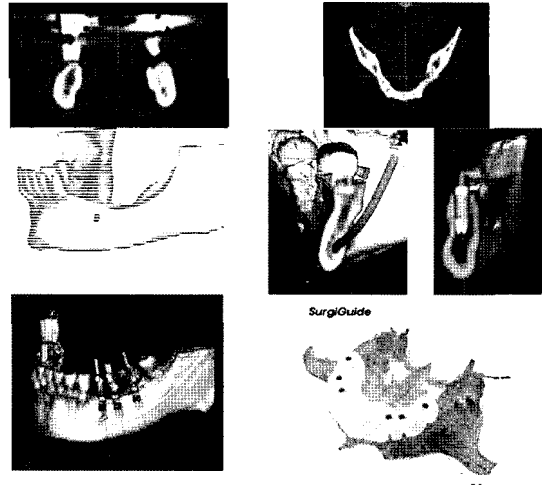


그림 19. 치아 인플란트 보조물 설계 및 제작 [27]

부위별로 형상모델을 분할한다. 그런 다음, 의료영상과 형상모델을 동시에 참조하여 신경관을 생성한다. 삽입할 임플란트 크기와 형상을 고려하여 임플란트 CAD 모델을 선정한 다음, 적절한 방향과 자세로 임플란트 CAD 모델을 위치시킨다. 아랫턱 및 치아 형상모델, 신경관, 임플란트 CAD 모델의 형상과 상대적 위치를 고려하여 임플란트 수술 보조물의 형상을 모델링 한 후, 이를 바탕으로 인체 무해한 재료의 RP 모델을 제작한다. 마지막으로, 제작된 수술 보조물을 이용하여 임플란트 수술에 활용한다.

6. 맺음말

지금까지 의료영상을 이용한 3차원 형상모델 생성 과정에서 요구되는 제반 기법들과 공학적 응용 사례를 개략적으로 소개하였다. 관련 기법들은 영상처리, 컴퓨터 비전, 렌더링, 삼각형화, 역공학 기반 메쉬 처리, 자유 곡선/곡면 모델링 등 다양한 분야에 걸쳐 연관되어 있음을 알 수 있다. 의료영상을 이용한 3차원 형상모델 생성에 필요한 기술들이 집약된 상용 소프

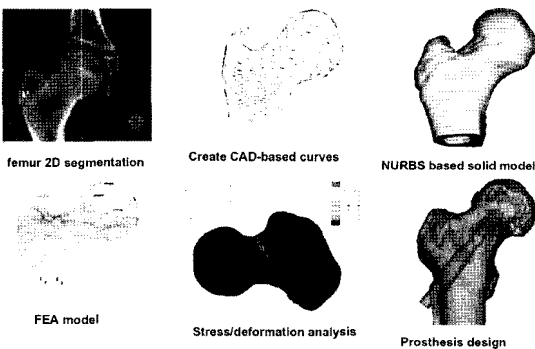


그림 18. 인체 고관절 보철 설계

트웨어로는 Materialise사의 Mimics와 Inus Technology사의 RapidForm 등으로 소수에 불과하다[10,27]. 그러나, 의료영상 가시화 및 삼각메쉬 생성 기능을 제공하는 소프트웨어는 많이 있으며, 측정점 데이터 또는 삼각메쉬로부터 자유곡면 생성 기능을 제공하는 역공학 소프트웨어도 많이 개발되었다. 따라서, 상용 소프트웨어들을 적절히 병용함으로써 의료영상으로부터 3차원 형상모델을 생성하고, 다양한 응용 분야에 적용할 수 있으리라 사료된다.

최근 지속적인 연구개발을 통해 의료영상을 이용한 3차원 형상모델 생성 기술은 상당한 수준에 이르렀다. 그러나, 사용자의 개입을 요구하는 부분이 많아 상당한 시간과 노력이 소요되는 경우가 빈번하다. 따라서, 자동화 수준을 높이기 위한 여러 분야에서의 노력이 필요하다. 특히, 의료영상처리는 형상모델의 품질에 매우 큰 영향을 미치므로 의료영상처리 기법의 강건성 및 정확성 향상을 위한 노력이 요구된다. 또한, 의료영상 판독 전문가의 지식을 접목하여 의료영상으로부터 원하는 영역을 쉽고 정확하게 추출하는 영역추출 기법의 개발이 요구된다. 아울러, 삼각메쉬로부터 특정 부위를 인식하여 추출하는 일들이 빈번하게 발생하는데, 이를 위해 효과적인 형상 인식 기법의 개발이 요구된다. 또한, 생성된 3차원 형상모델의 활용도를 높이기 위한 노력의 일환으로 상용 소프트웨어와의 호환성 향상 방안의 확보가 요구된다. 이러한 측면에서 산업계 표준인 사각 Bezier 단위곡면, B-spline, 그리고 NURBS 곡면 등의 형상모델 생성 방법들에 대한 개선 및 개발이 요구된다.

참고문헌

- [1] Suetens, P., *Fundamentals of Medical Imaging*, Leuven University Press, 2002
- [2] Lacroute, P. and Levoy, M., "Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation", *Proc. ACM SIGGRAPH*, pp. 451-458, 1994
- [3] Lorensen, E. and Cline, H., "Marching cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm", *Proc. ACM SIGGRAPH*, pp. 163-169, 1987
- [4] Meyers, D., Skinner, S., and Sloan, K., "Surfaces from contours", *ACM Transactions on Graphics*, Vol. 11, No. 3, pp. 228-258, 1992
- [5] Park, H. and Kim, K., "3D shape reconstruction from 2D cross sections", *Journal of Design and Manufacturing*, Vol. 5, No. 4, pp. 171-185, 1995
- [6] Park H., *Surface Modeling For 3D Shape Reconstruction From Measurement Data*, PhD Dissertation, POSTECH, Korea, 1996
- [7] Keppel, E., "Approximating complex surfaces by triangulation of contour lines", *IBM Journal of Research Developments*, pp. 2-11, 1977
- [8] Fuchs, H., Kedem, Z. M., and Uselton, S. P., "Optimal surface reconstruction from planar contours", *Communications of the ACM*, Vol. 20, No. 10, pp. 693-702, 1977
- [9] Varady T., Martin R., and Cox J., "Reverse engineering of geometric models - an introduction", *Computer-Aided Design*, Vol. 29, No. 4, pp. 255-268, 1997.
- [10] RapidForm, <http://www.rapidform.com/>, Inus Technology
- [11] Piegl, L., Tiller, W., *The NURBS book*, Springer-Verlag, 1995.
- [12] Farin, G., *Curves and Surfaces for Computer Aided Geometric Design*, Morgan Kaufman Publishers, 2002
- [13] Chiyokura, H., *Solid Modeling with DESIGNBASE*, Addison-Wesley, 1988
- [14] DeRose T., Kass M., Truong T., "Subdivision surfaces in character animation", *Proc. ACM SIGGRAPH*, pp. 85-94, 1998.
- [15] Doo D. and Sabin M., "Behavior of recursive division surfaces near extraordinary points", *Computer Aided Design*, Vol. 10, No. 6, pp. 356-360, 1978
- [16] Catmull E. and Clark J., "Recursively generated B-spline surfaces on arbitrary topological meshes", *Computer Aided Design*, Vol.10, No. 6, pp. 350-355, 1978
- [17] Loop, C., *Smooth Subdivision Surfaces Based on Triangles*, Master thesis, University of Utah, USA, 1987
- [18] Du, W. H. and Schmitt, F. J. M., "On the G¹ continuity of piecewise Bezier surfaces: a review with new results", *Computer-Aided Design*, Vol. 22, No. 9, pp. 556-573, 1990

- [19] Piper, B., "Visually smooth interpolation with triangular Bezier patches", in Farin, G. (Ed.) *Geometric Modeling: Algorithms and New Trends*, SIAM, pp. 221-234, 1987
- [20] Park, H. and Kim, K., "Smooth surface approximation to serial cross sections", *Computer-Aided Design*, Vol. 28, No. 12, pp. 995-1005, 1996
- [21] Loop C., "Smooth splines over irregular meshes", *Proc. ACM SIGGRAPH*, pp. 303-310, 1994.
- [22] Park, H. and Kim, K., "An adaptive method for smooth surface approximation to scattered 3D points", *Computer-Aided Design*, Vol. 27, No. 12, pp. 929-939, 1995
- [23] Eck M. and Hoppe H., "Automatic reconstruction of B-spline surfaces of arbitrary topological type," *Proc. ACM SIGGRAPH*, pp. 325-334, 1996
- [24] Park H., "A hybrid approach to smooth surface reconstruction from 2D cross-sections", *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 25, No. 11-12, pp. 1130-1136, 2005
- [25] Litke N., Levin A., and Schroder P., "Fitting subdivision surfaces", *Proc. IEEE VISUALIZATION*, pp. 319-324, 2001
- [26] Ma, W. and Zhao, N., "Catmull-Clark surface fitting for reverse engineering applications", *Proc. Geometric Modeling and Processing (GMP)*, 2000
- [27] Mimics, <http://www.materialise.com/>, Materialise