

# 3D+t 관상동맥표현을 위한 매개변수 모델링

송수민, 이유부, 최유주, 김명희  
이화여자대학교 컴퓨터학과

e-mail : {smsong, basilica, choirina, mhkim}@ewhain.net

## Parametric Modeling Approach to Represent 3D+t Coronary Arteries

SooMin Song, Yubu Lee, YooJoo Choi, MyoungHee Kim

Dept. of Computer Science & Engineering, Ewha Womans University

### 요 약

본 논문은 관상동맥의 구조와 그 움직임을 사실적으로 표현하기 위한 매개변수적 모델링기법을 제안한다. 매개변수적 기법으로 생성된 모델은 메쉬 정점의 인덱스만으로 모델간 매칭을 위한 대응점을 찾을 수 있으므로, 시간대별로 달라지는 정점의 위치를 쉽게 추적함으로써 모델의 움직임을 표현할 수 있다. 그러나 이러한 기법으로 생성된 모델은 분리, 접합 등의 변형·조작이 어렵고, 트리형태 객체에 적용하기 힘든 단점이 있다. 본 논문에서는 이를 극복하기 위해 분할된 혈관영역의 골격데이터에서 찾아낸 분기점을 중심으로 Generalized Cylinder 를 이용하여 실린더 형태의 각 혈관세그먼트를 모델링 한 후, 분기영역을 3 개의 하프파이프(half pipe)와 2 개의 삼각형 패치로 연결하여 모델링하였다. 완성된 모델은 다시점 관상동맥데이터에 적용하였고, 각 시점에서 구해진 정점의 위치를 선형보간함으로써 부드러운 혈관의 움직임을 나타내었다.

### 1. 서론

심장은 신체의 모든 장기에 혈액을 보내주기 위하여 끊임없는 수축과 확장운동을 반복하는데, 이때 필요한 산소와 영양소를 심장에 공급하는 혈관을 관상동맥(coronary artery)이라고 하며, 심장 외벽에 위치해있는 이 혈관은 심장이 박동함에 따라 그 위치와 두께가 변화하게 된다. 이 관상동맥은 동맥경화증으로 인해 좁아지거나 막혀 심장 근육의 혈류공급에 장애가 생길 때 심근경색, 협심증 등의 심장질환의 원인이 된다. 환자의 경우 폐색으로 인해 관상동맥의 형태가 변하고 그 움직임이 둔화되므로 의료진이나 사용자에게 보다 사실적인 관상동맥의 구조와 움직임을 나타내준다면 심장질환의 진단 및 시술계획 수립에 도움을 줄 수 있다.

관상동맥의 위치와 형태 변화를 표현하기 위해서는 심장주기에 따라 달라지는 모델의 형태변화를 추적해야 하는데 이때 서로 다른 시점에서 변형하는 물체의 대응점을 찾기 위한 매칭(matching) 작업이 선행되어야 한다. 만약 혈관모델의 메쉬정보가 일정한 매개변수로 표현된다면 같은 메쉬 인덱스를 가지는 정점을 두

모델간 형태추적을 위한 대응점으로 정의할 수 있으므로 까다로운 매칭 과정을 대신할 수 있다.

따라서 본 논문에서는 매개변수적 모델링기법을 통해 관상동맥을 모델링함으로써 혈관모델이 하나의 인덱스로 표현될 수 있도록 하고, 이를 통해 혈관의 동적 움직임을 효율적으로 계산할 수 있는 기법을 제안한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2 장에서는 혈관의 구조분석 및 변형을 표현하기 위하여 연구된 기존 모델링 기법을 살펴보고, 3 장에서는 Generalized Cylinder 를 이용하여 실린더 형태의 객체를 매개변수적 기법으로 모델링하는 방법을 설명하고, 4 장에서는 여러 실린더 객체가 만나 트리형태를 이룰 때 분기점에서 파라메트릭한 정보를 유지하는 모델링기법에 대해서 설명한 후, 여러 시점에서 획득한 모델정보를 기반으로 3D+t 혈관모델을 구축하는 방법에 대해 기술한다. 6 장에서 제안기법의 실험결과를 제시하고, 7 장에서는 결론 및 향후 연구에 관하여 설명한다.

## 2. 관련연구

지금까지 의료영상에서 획득한 데이터를 기반으로 3 차원 혈관모델을 생성하는 기법들이 꾸준히 연구되어 왔으나 이와 관련한 대부분의 기존 연구의 관심은 혈관의 동적 움직임 관찰보다는 혈관의 3 차원 구조를 정확히 파악하기 위한 것에 집중되어 있어서 분기지점에서 두 개 이상의 혈관세그먼트가 서로 겹치는 것을 허용하고 있다. J.J.Flaaris 는 이를 해결하기 위해 MRA, CTA 기반 뇌혈관을 모델링 시, 두 혈관세그먼트의 분기지점에서 단면모델이 만날 때 서로 교차하는 부분의 윤곽점은 지우고, 나머지의 외곽점들만은 active contour 기법을 통해 하나의 convex hull 로 표현될 수 있게 하였다[1]. 그러나 혈관끼리 겹치는 문제는 해결하였으나, 삼각 타일링 기법을 사용하여 모델을 재구성하였기 때문에 다시점 모델간 매칭점을 찾기 위해서는 메쉬의 이웃노드의 계산하기 위한 추가작업이 필요하다.

객체의 자연스러운 움직임을 묘사하기 위해서는 시간대별로 얻어진 모델을 보간하여 이를 부드럽게 연결시키는 과정이 필요하다. 이를 위한 방법은 골격정보를 보간하는 Key Frame animation 방법과 메쉬정보를 직접 보간하여 사용하는 방법으로 나눌 수 있다. James Chen 은 biplane X-ray angiogram 에서 획득한 두 개의 2 차원 영상에서 혈관의 분기점 및 골격점을 추적함으로써 시간대별 형태변화를 나타내었다[2]. 이와 같이 골격정보를 기반으로 움직임을 추적하는 방법은 단면모델이 원, 타원 등 원시모델로 이루어졌을 때는 모델을 구성하는 매개변수만 보간함으로써 쉽게 중간모델을 생성할 수 있다. 하지만 불규칙한 형태의 곡선으로 이루어진 단면모델은 단면커브 자체를 수학적으로 표현하기 어렵기 때문에 이를 보간하기 위해서는 두 단면모델을 이루는 윤곽점의 대응점을 찾고, 그 점을 각각 보간하는 작업이 필요한데 이는 메쉬기반의 움직임 보간과 다르지 않다. 또한 의료영상을 기반으로 한 모델링은 환자 내부의 정확한 상태를 나타내는 것이 중요하므로 불규칙한 단면모델을 표현하기 힘든 골격정보기반 접근방법은 적합하지 않다.

## 3. Generalized Cylinder 기반 혈관세그먼트 모델링

본 논문에서는 메쉬의 파라메트릭한 정보를 유지하기 위해서 Generalized Cylinder 를 이용하여 모델을 구축하는데, 이는 골격커브(spinal curve, space curve)에 따라 단면모델(cross sectional model)를 스위핑(sweeping)시킴으로써 생성되는 곡면이다.

여기서 단면모델은 골격커브를 이루는 한 점을 중심으로 생성된 원을 일컬으며, 골격커브는 물체의 움직이는 궤도를 나타내게 된다. 골격커브의 궤도(trajjectory)를 따라 놓이는 단면모델의 위치를 기술하기 위해 골격커브의 한 점을 기준으로 설정한 좌표계를 참조프레임(reference frame)이라 부른다. 참조프레임을 설정하는 기법은 크게 모든 단면모델이

전역(global) 좌표계를 가지는 정적 프레임 기법과 골격커브에 따라 그 방향이 바뀌는 동적 프레임 기법으로 나뉠 수 있다. 정적 프레임 기법을 이용하면 골격커브의 혈관의 외관을 제대로 근사하기 어렵기 때문에 주로 모든 골격점에서 단면모델을 골격커브에 수직하게 배열하는 방법을 사용한다[3]. 본 연구에서는 CTA 에서 분할한 혈관 데이터의 중심축(medial axis)을 골격커브로 사용하고 혈관의 직교평면(cross sectional plane)에서 단면영역을 계산하였다. 그림 1 은 분할된 혈관영역의 직교평면을 구한 모습과 원형 단면모델이 골격커브에 수직하게 배열된 모습을 보여준다.

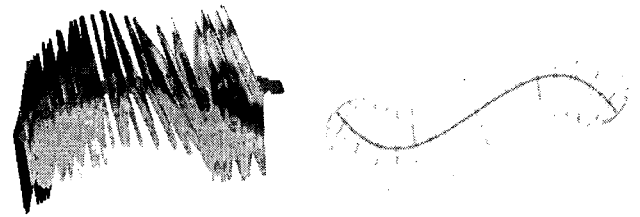


그림 1. 참조프레임 동적 배열

골격커브를 따라 이동하면서 변화하는 평면을 정의하기 위해서 각 골격점에서 접선벡터(tangent)  $T(t)$ , 법선벡터(Normal)  $N(t)$ , 2 차법선벡터(Binormal)  $B(t)$ 의 세 개의 unit vector 로 이루어진 좌표계를 정의한다. 이는 동적 참조프레임 기법 중 가장 널리 쓰이는 프레넬 프레임(Frenet Frame)기법이라 불린다. 프레넬기법은 그림 2 에 나타난 바와 같이 3 개의 벡터를 이용하여 서로 직교하는 국소좌표계를 정의할 수 있으며, 이때 골격커브에 수직하는 단면모델은 법선벡터  $N(t)$ 과 2 차법선벡터  $B(t)$ 로 정의되는 2 차 평면상에 놓이게 된다.

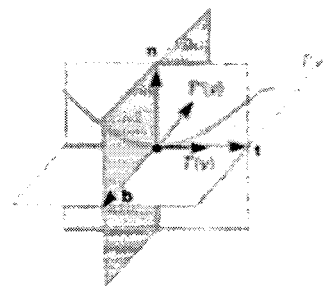


그림 2. Frenet Frame

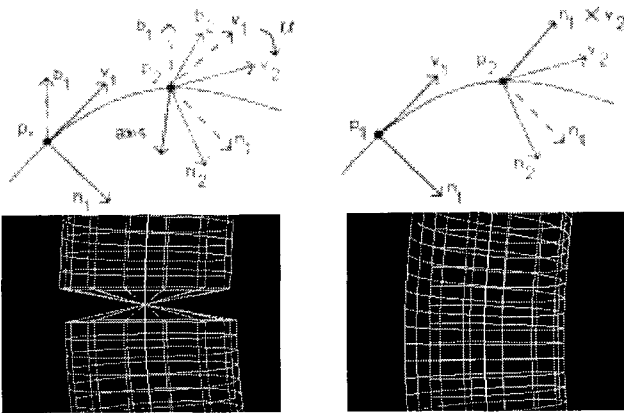
프레넬 좌표계를 구성하는 3 개의 직교하는 축을 계산하는 방법은 다음과 같다. 임의의 골격점에서 접선벡터  $T$  는 주위 골격점을 1 차미분하여 계산한 곡률의 차이로 구해지며, 법선벡터  $N$  은 접선벡터를 다시 미분한 값으로 계산된다. 참조프레임은 서로 직각인 국부 좌표계를 가지므로 2 차법선  $B$  는  $T$  벡터와  $N$  벡터의 내적(cross product)로 계산할 수 있다.

$$T(t) = \frac{\gamma'(t)}{\|\gamma'(t)\|}$$

$$N(t) = \frac{T'(t)}{\|T'(t)\|}$$

$$B(t) = T(t) \times N(t)$$

이때 접선벡터 및 법선벡터를 정의하기 위해서는 곡률의 변화 값을 이용하므로 곡률의 방향이 바뀌는 지점에서 모델이 원하지 않는 방향으로 꼬이는 현상이 발생할 수 있고, 곡률이 바뀌지 않는 직선의 경우에는 참조프레임의 계산이 힘든 단점이 있다. 이를 해결하기 위해 본 연구에서는 J. Bloomenthal 이 제안한 Double-Cross Frame 기법을 사용하였다. 이는 참조프레임을 정의하는 세 벡터의 방향이  $\{v(0), k(0), v(0) \times k(0)\}$  로만 진행하도록 제한하는 기법이다. 그림 3 (b)에서 나타나는 바와 같이 현재 골격점에서 참조프레임을 정의하는 3 개의 벡터가 이전 프레임의  $n_i = b_{i-1} \times v_i$ ,  $b_i = v_i \times n_i$  벡터에 영향을 받는 것을 알 수 있다.



(a) Frenet Frame (b) Double Cross

그림 3. 수정된 참조프레임

본 연구에서 임의의 골격곡선에 대해 튜브곡면을 생성했을 때, Frenet Frame 을 이용하여 생성된 모델에서는 그림 3. (a)와 같이 곡률의 방향이 바뀌는 지점에서 참조프레임이 꼬이는 현상이 발생하는 것을 확인할 수 있었고, Double Cross 기법을 적용한 결과가 문제는 해결될 수 있었다.(그림 3. (b))

본 연구에서는 혈관과 같은 트리형태의 객체를 모델링하기 위해서 1 복셀 두께로 표현된 골격 데이터에서 주변 복셀의 개수가 3 개 이상인 점을 분기점으로 간주하고, 분기점을 중심으로 생성된 여러 실린더 객체의 집합을 트리객체로 정의한다. 분기점을 중심으로 나뉜 각 혈관 세그먼트는 세그먼트의 시작 혹은 끝부분 중 어느 부분에 분기가 일어나는지를 체크하고 이에 따라 계층적인 데이터 구조를 생성한다. 혈관의 시작점에서부터 계층적으로 생성된

데이터에서 혈관의 골격 및 반경정보를 바탕으로 아래의 식을 이용하여 Generalized Cylinder 를 구성하게 된다.

$$\Gamma(t, \theta) = \gamma(t) + r(t) \cdot (\cos \theta \cdot N(t) + \sin \theta \cdot B(t))$$

식에서  $\gamma(t)$ 는 모델의 골격커브를 나타내는 3 차원 곡선을 나타내며 이는 매개변수  $t(0 < t < 1)$ 로 표현될 수 있다.  $r(t)$ 는 단면모델의 윤곽커브를 나타내며 이 곡선은 매개변수  $\theta(0 < \theta < 360)$ 로 나타내어질 수 있다. 벡터  $T(t)$ ,  $B(t)$ ,  $N(t)$ 는 한 골격점에서 Frenet Frame 을 정의하는 3 개의 좌표축을 나타낸다. 이것은 Generalized Cylinder 를 이루는 모든 정점은  $\Gamma(t, \theta)$ 로 파라메트릭하게 표현될 수 있으며, 각 정점은 골격커브의  $t$  번째 점에서  $\theta$  각도만큼 떨어진 점의 의미를 갖는다.

추후 메쉬의 위치 추적을 위해서는 여러 시점의 모델에서 정점 간 일대일 매칭이 필요한데, 이를 위해서는 모델을 이루는 정점의 개수가 일정해야 한다. 따라서 한 세그먼트를 정의하는  $t$  와  $\theta$  의 매개변수 값은 대응하는 세그먼트마다 동일한 값을 가지도록 한다.

#### 4. 다시점 혈관트리복원을 통한 관상동맥 움직임 표현

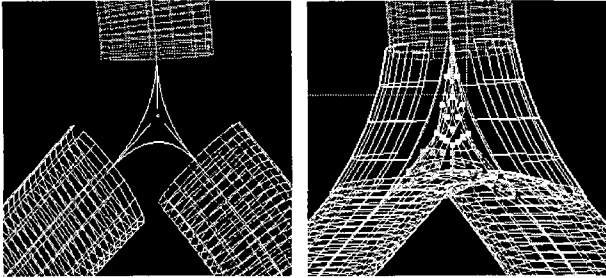
##### 4.1 혈관트리복원을 위한 분기영역 모델링

실린더 형태의 여러 혈관세그먼트가 합쳐진 형태인 혈관트리는 두 개의 혈관이 만나는 부분에서 모델이 서로 겹치게 되는데, 메쉬정보를 기반으로 혈관모델의 위치를 추적하기 위해서는 모델의 접합부분에서도 인덱스 정보가 유지되어야 한다. 따라서 본 논문에서는 혈관 세그먼트의 분기점에서 두 세그먼트가 겹치지 않도록 부드럽게 연결하는 기법을 제안하여 전체 모델의 메쉬 인덱스가 하나로 표현될 수 있도록 하였다.

두 개 이상의 혈관이 만나는 부분을 분기영역(bifurcation region)이라 칭하며, 트리를 구성하는 각 세그먼트는 서로 겹치지 않도록 분기영역을 제외한 채 모델링 한다. 그 후 끊어진 두 세그먼트 사이를 연결하기 위해서 3 개의 하프 파이프(half pipe)와 2 개의 삼각패치를 이어 붙이는데 그 개념도는 그림 4.b 에 보이는 바와 같다.

하프 파이프는 두 혈관 세그먼트의 끝점과 혈관의 분기점을 연결하는 베지어 곡선을 골격커브로 사용하는데, 이 곡선은 분기궤도(bifurcation trajectory)라 불리며 세그먼트 사이를 부드럽게 연결시키는 역할을 한다. 이때 하프 파이프의 단면모델은  $0 < \theta < 180$  의 범위를 갖는 반원형태이며, 반원의 직경은 부모 세그먼트에서 상속 받아 사용함으로써 세그먼트간 연속성이 유지될 수 있도록 한다. 또한 부모 세그먼트의 단면모델이 정의되는 평면의  $B(t)$ ,  $N(t)$  벡터를 상속시켜 자식 세그먼트의 첫 단면모델이 놓이는 평면의 방향과 일치되도록 하여

하프파이프와 두 혈관세그먼트가 자연스럽게 연결될 수 있도록 한다.



(a) 분기네트워크 구성 (b) 분기영역 구성  
그림 4. 분기영역 정의

분기영역을 3 개의 하프파이프로 감싸고 나면, 두 개의 삼각 홀(hole)만 남게 된다. 본 논문에서는 삼각 홀을 채우기 위해 Gregory-Zhou 가 발표한 n 각형 폴리곤 패칭 알고리즘을 참조하였다[4]. Gregory-Zhou 가 제안한 알고리즘은 n 각형 폴리곤 패치를 채우기 위한 문제를 폴리곤의 각 변의 이등분점과 폴리곤의 중점을 연결하여 n 개의 사각패치(rectangular bicubic patch)를 연결하는 문제로 바꾸어 푸는 것이다.

혈관 분기영역의 삼각 홀은 혈관세그먼트의 분기점과 분기네트워크의 이등분점을 연결하는 선을 정의하여 3 개의 사각패치로 재구성되도록 한다.

각각의 사각 패치는 허미트곡면으로 정의되는데 이를 위해 폴리곤 내부를 이등선형보간하여 16 개의 제어점들을 생성하고, 이를 아래의 허미트곡면 기저함수식에 적용하여 사각패치를 완성한다.

$$G_{Hx} = \begin{bmatrix} g_{11}g_{21}g_{31}g_{41} \\ g_{12}g_{22}g_{32}g_{42} \\ g_{13}g_{23}g_{33}g_{43} \\ g_{14}g_{24}g_{34}g_{44} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x(0,0) & x(0,1) & \frac{\partial}{\partial t}(0,0) & \frac{\partial}{\partial t}(0,1) \\ x(0,1) & x(1,1) & \frac{\partial}{\partial t}(1,0) & \frac{\partial}{\partial t}(1,1) \\ \frac{\partial}{\partial s}(0,0) & \frac{\partial}{\partial s}(0,1) & \frac{\partial^2}{\partial t \partial s}(0,0) & \frac{\partial^2}{\partial t \partial s}(0,1) \\ \frac{\partial}{\partial s}(1,0) & \frac{\partial}{\partial s}(1,1) & \frac{\partial^2}{\partial t \partial s}(1,0) & \frac{\partial^2}{\partial t \partial s}(1,1) \end{bmatrix}$$

#### 4.2 다시점 관상동맥 모델 4D(3D+t) 가시화

앞서 살펴본 바와 같이 파이프 곡면상의 한 점은  $\Gamma(t, \theta)$ 의 인덱스로 나타내어질 수 있으며 한 혈관세그먼트를 이루는 매개변수의 수는 동일하다. 이는 매쉬 상의 모든 정점은 골격커브의 t 번째 점에서  $\theta$  각도에 위치한 단면커브 상의 한 점으로 표현될 수 있고, 그 개수는 모델마다 같으므로, 다시점 데이터에서 생성된 모델은 매칭되는 정점을 찾는 노력 없이 같은 인덱스로 표현되는 점끼리 매칭하는 것만으로 대응점을 정의할 수 있다. 일단 대응점이 찾아지고 나면 각 정점이 시간에 따라 어느 위치로 이동하는지를 추적하여 동적 모델을 재구성한다.

보다 부드러운 연속동작을 갖는 동적 모델을 생성하기 위해서는 각 시점에서 생성된 모델 사이를

보간하는 중간모델을 생성하는 과정이 필요하다. 이를 위해서 본 연구에서는 VRML 2.0 을 이용하여 각 매쉬의 위치를 자동으로 선형 보간함으로써 자연스러운 혈관의 움직임을 모델링하였다.

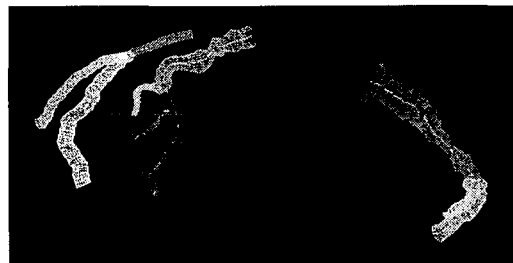
#### 5. 구현 및 실험결과

본 논문에서 제안된 기법은 3 차원 CT 조영영상(CT Angiography)에서 분할된 관상동맥정보를 기반으로 Generalized Cylinder 기법을 이용하여 트리형태 혈관모델링을 수행하였다.

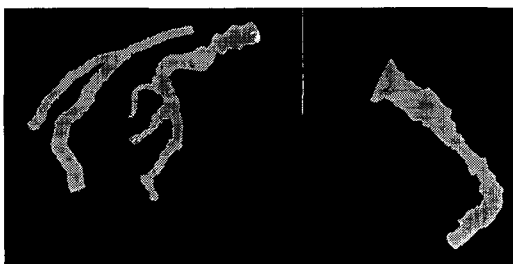
그림 8. (a)은 3 차원 CT 조영영상으로부터 추출된 골격선과 골격이 분기하는 지점을 찾아낸 결과이다. 그림 8. (b), (c)는 본 연구에서 제안한 기법으로 구축된 3 차원 혈관 모델을 와이어프레임과 표면으로 각각 렌더링 한 결과이다.



(a) 입력된 혈관골격과 분기점



(b) 와이어프레임 렌더링



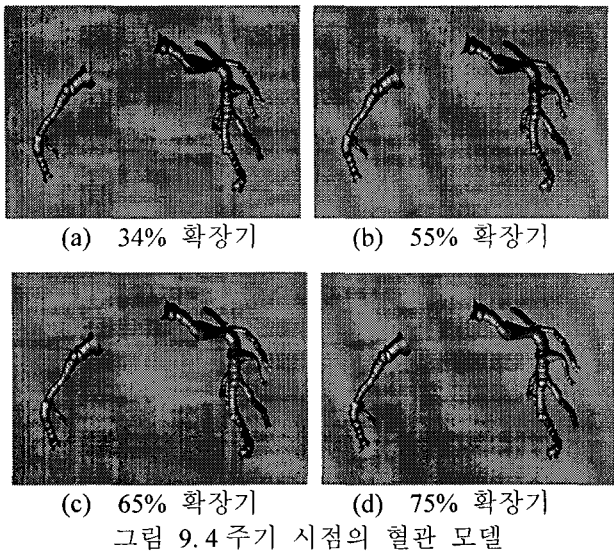
(c) 표면 렌더링

그림 8. 파이프곡면기반 관상동맥 모델

또한 제안된 기법으로 생성된 모델을 다시점 데이터에 적용함으로써 혈관의 동적 움직임을 나타내었다.

그림 9 는 4 개 시점의 혈관데이터로부터 각각 모델을 생성한 화면을 보여준다. 심장의 최대 수축기를 0% 최고 확장기를 100%라고 했을 때, 34%, 55%, 65%, 75%의 4 주기 영상데이터에서 각각 혈관모델을 추출한 결과로써, 심장이 수축, 이완하는

주기에 따라 관상동맥도 그 형태가 다양하게 변하는 것을 확인할 수 있었다.



또한 관상동맥과 좌심실, 좌심방, 우심실, 우심방을 함께 가시화해 줌으로써 관상동맥 움직임을 관찰하는 동시에 심장내벽의 운동기능 이상도 진단할 수 있는 복합모델을 생성하였고, 그 결과는 그림 10 과 같다.



그림 10. 좌/우 심실/심방, 관상동맥의 복합모델

## 6. 결론

본 논문에서는 변형 및 조작성이 힘든 매개변수 모델링법을 변형하여 트리형태의 혈관객체에 적용하여 분기지점에서도 매쉬의 인덱스정보가 유지될 수 있도록 하였고, 여러 시점에서 구해진 모델에서 각 정점의 위치변화를 추적함으로써 객체의 동적 움직임을 시뮬레이션하는 기법을 제안하였다.

향후 연구로는 세 개 이상의 혈관이 분기하는 복잡한 모델에도 적용할 수 있는 알고리즘을 연구한다.

## Acknowledgement

본 연구는 과학기술부 지정 국가 지정연구실(NRL) 사업, 정보통신부 대학정보통신연구센터(ITRC) 지원사업에 의해 부분적으로 지원 받았음

## 참고문헌

- [1] Method for modeling cerebral blood vessels and their bifurcations using circular, homogeneous, generalized cylinders(J.J.Flaaris, M.Volden, J.Haase, L.R.Ostergaard, Medical and Biological Engineering & Computing 2004. vol. 42)
- [2] 3-D Reconstruction of coronary arterial tree to optimize zngiographic visualization(S.James Chen anc John D. Carroll, IEEE Transactions on Medical imaging, vol.19. no.4, 2000)
- [3] 3D Game Engine Design, A practical approach to real-time computer graphics(David H. Eberly, Morgan Kaufmann 2001)
- [4] Filling polygonal holes with bicubic patches(John A. Gregory, Jianwei Zhou, Computer Aided Geometric Design 11 (1994) 391-410)
- [5] Geometric reconstruction for computational mesh generation of arterial bifurcations from CT angiography(Luca Antiga et al, Computerized Medical imaging and Graphics 26 (2002) 227-235)
- [6] Constructive modeling of G1 bifurcation(Ziuzi Ye, YiYu Cai, Cheekong Chui, James H. Anderson, Computer Aided Geometric Design 19 (2002) 513-531)
- [7] Real-time interactive simulator for percutaneous coronary revascularization procedures(Yaoping Wang, Cheekong Chui, Yiyu Cai, Computer Aided Surgery 3 (1998) 211-227)
- [8] Skeletal design of natural forms, Jules Bloomenthal, Dessertation of PhD at univ. of Calgary, 1995
- [9] Jed Hartman, The VRML 2.0 Handbook, Building moving worlds on the web, 1996
- [10] Jean Gallier, Curves and surfaces in Geometric Modeling- theory and algorithms, Morgan Kaufmann, 2000