

동적 가우시안 블럽 모델을 이용한 좌심실의 형태 및 운동 가시화

(Shape and Motion Visualization of the Left Ventricle using
a Dynamic Gaussian Blob Model)

최 수 미 [†] 김 명 희 ^{**}

(Soo-Mi Choi)(Myoung-Hee Kim)

요 약 본 논문에서는 심혈관 조영영상으로부터 좌심실의 형태 및 운동을 가시화하기 위해 기하학적 정보와 물리적 정보를 통합한 동적 가우시안 블럽(dynamic gaussian blob) 모델을 개발하였다. 동적 가우시안 블럽 모델은 superellipsoid에 3차원 가우시안 형태함수를 갖는 단일 유향요소를 통합한 것으로, 좌심실에 작용되는 가상적인 힘에 의해 형태를 적합하고, 심박동 전 주기에서의 운동을 추적한다. 또한 벽 운동 정도에 따라 다른 색을 지정하여 볼 수 있도록 함으로써 벽 운동에 이상이 있는 부위를 육안으로 쉽게 판별할 수 있도록 하였다. 이와 같은 좌심실의 동적·색채 가시화는 형태가 변형되는 심장질환이나 허혈이나 심근경색증처럼 심실벽 운동에 이상이 있는 질환의 진단을 도울 수 있다.

Abstract In this paper, we developed the dynamic gaussian blob model unifying geometrical and physical information in order to visualize the shape and motion of the left ventricle. The dynamic gaussian blob model, which unifies a superellipsoid with a 3D gaussian-basis FEM element, fits the shape of the left ventricle using virtual forces and tracks its motion during a full cardiac cycle. Our model also can support to easily distinguish defected area with visual inspection by assigning different colors according to the magnitude of motion. The dynamic and color coded visualization of the left ventricle can help medical doctors diagnose some heart diseases changing its shape and motion defects such as ischemia and myocardial infarction.

1. 서 론

의료영상을 이용한 심장질환 진단에는 단순 X선 흉부 촬영 상에 나타나는 심방 및 심실 비대 판단에서부터 핵의학 영상들을 이용한 심기능 손상 정도의 측정 등 매우 다양하다. 현재, 일반 병원에서는 심장내과 및 방사선과 전문의들이 이러한 의료영상을 판독하고 수작업으로 측정하고 있다. 앞으로 컴퓨터 보조 진단이 임상에서 널리 사용되기 위해서는 의료영상들로부터 질환 부위를 보다 쉽고 정확하게 판단할 수 있는 방법들이 개

발되어야 할 것이다.

본 연구에서는 심혈관계 질환의 "Gold Standard" 검사방법인 심혈관 조영영상(angiocardiograms)을 이용하여 심장 좌심실의 형태 및 운동을 모델링하고자 한다. 박동하는 좌심실을 동적으로 가시화하고 심벽 운동(cardiac wall motion)을 보다 판별하기 쉽도록 색채 가시화 함으로써, 심근비대증처럼 형태가 변형되는 질환이나 허혈(ischemia) 또는 심근경색증(myocardial infarction)처럼 심벽 운동에 이상이 올 수 있는 질환 진단을 돕는 것을 목적으로 한다.

심장 모델링에 관련된 연구들은 진단에 주요한 역할을 미치는 좌심실에 대한 연구 위주로 수행되어 왔고, 부분적으로는 우심실에 대한 모델링, 심실과 심방 사이의 판막 모델링이 시도되었다. Pentland와 Horowitz는 X선 영상으로부터 좌심실의 형상을 대략적으로 복구해 내고, 좌심실의 운동을 Kalman 필터를 통하여 추정하

· 본 연구는 '97 정보통신부 국제공동연구지원 사업의 지원을 받아 수행되었습니다.

[†] 비 회 위 : 이화여자대학교 컴퓨터학과
choism@mm.ewha.ac.kr

^{**} 종 신 회 위 : 이화여자대학교 컴퓨터학과 교수
mhkim@mm.ewha.ac.kr

논문접수 : 1999년 12월 8일
심사완료 : 2000년 7월 13일

였다[1]. 대략적인 형상 복구를 위해서는 Pentland와 Sclaroff가 제안한 모드해석에 의한 물리 기반 모델링 방법[2]을 사용하였다. Pentland의 연구는 물체의 변형을 진동 모드로써 분석한 최초의 시도이지만 주로 운동 분석에 초점을 맞추어 자세한 형태 표현은 간과되었다.

Sacks 등은 순수 기하학적인 접근방법으로 패치(patch)를 사용하여 개의 우심실 내·외벽을 재구성하였다[3]. 먼저 자기공명영상 단면에서 우심실 내·외벽을 경계선 검출법(edge detection)에 의해 분할한 후 인접한 단면의 윤곽점(contour points)들을 연결하여 3차원 모델을 생성하였다. 이 모델은 한 시점에서 우심실의 3차원 형태 표현에 중점을 두고, 국부적인 표면 곡률을 이용하여 biquadric 패치로 부드럽게 연속된 표면을 생성하였다. 그러나 형태 표현을 위해서 국부적인 정보들만을 고려하였고, 시간상에서의 연속적인 운동으로 인한 형태 변형은 전혀 고려되지 않았다.

Chen 등은 연속적인 심혈관 조영영상으로부터 관상동맥(coronary artery)을 추적한 후, 관상동맥 분기점(bifurcation points)들의 좌표값을 이용하여 좌심실의 형태와 운동을 모델링하였다[4]. Chen 등은 좌심실의 운동에 대한 선언적인 지식을 바탕으로 이를 계층적으로 분해(hierarchical decomposition)하였다. 그러나 소수의 분기점 좌표만을 추적하였기 때문에 자세한 형태 표현은 할 수 없었다.

McInerney와 Terzopoulos는 dynamic spatial reconstructor(DSR, 고속 X선 컴퓨터 단층촬영 스캐너)에 의한 일련의 영상으로부터 동적 유한요소 표면모델(dynamic finite element surface model)을 사용하여 개의 좌심실을 분할함과 동시에 시간에 따른 모델들을 생성하였다[5][6]. 이 연구는 운동에 대한 분석보다는 영상분할을 위해서 정확한 형태를 생성해 내는데 초점을 맞추고 있다.

Nastar 등은 dynamic spatial reconstructor(DSR, 고속 X선 컴퓨터 단층촬영 스캐너)에 의한 일련의 영상들로부터 개의 좌심실을 시간과 공간상의 주파수를 이용하여 모델링하였다[7]. Nastar 등은 매끄럽게 변형하는 물체의 운동은 주로 저주파 모드를 갖는다는 점과 심장의 운동이 주기성을 띤다는데 착안하여, 한 순간에서의 변형을 모달 진폭으로 표현하고 시간에 따라 변화하는 주요 모달 진폭을 Fourier 계수로 표현하였다. 심장의 운동이 주기적인 경우에는 운동 분석과 압축 측면에서 매우 효과적인 방법이지만 실제적인 많은 경우에 심장은 비주기적인 운동을 보인다.

Park 등은 좌심실의 운동을 MRI-SPAMM(spatial

modulation of magnetization) 영상을 사용해서 모델링 하였다[8]. MRI-SPAMM 영상은 saturation 펄스로 자화 진폭(amplitude of magnetization)을 변화시키면서 영상에 검정 선을 형성하고, 이를 통해 근육 운동에 대한 추가적인 정보를 제공한다. Park 등은 이러한 근육 운동에 대한 정보를 기반으로 함수형태로 된 파라미터를 가진 불립 변형 모델을 개발하였다. 이 연구는 MRI-SPAMM 영상으로부터 제공된 추가적인 정보를 이용한 모델링 방법으로써 운동 추적에 매우 효과적이지만 특수한 영상을 필요로 한다.

위와 같은 관련 연구들의 제한점을 정리하면 다음과 같다. 첫째, 사용된 영상이 심장질환을 진단하기 위한 보편적인 영상이라기 보다는 실험적인 영상이거나 일반적인 병원에서 널리 사용되지 않는 특수한 영상을 사용하고 있다. 둘째, 대부분의 연구가 운동 분석 또는 형태 모델 한쪽에 초점을 맞추어 이루어졌다. 셋째, 질환 진단을 위한 유용한 측정치들을 보다 판별하기 쉽도록 하는 노력이 결여되어 있다. 본 연구에서는 널리 사용되는 심혈관 조영영상으로부터 좌심실의 형태 및 운동을 가시화 하기 위한 물리 기반 변형모델로써 동적 가우시안 불립 모델을 개발하였다[9].

이어지는 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 형태 및 운동 모델의 동역학으로 사용된 유한요소법(finite element method)과 모드해석방법(modal analysis)의 기본적인 이론을 간단히 소개한다. 3장에서는 본 연구에서 제안하는 동적 가우시안 불립 모델에 의한 좌심실 모델링 방법을 자세히 살펴본다. 4장에서는 실험 및 결과를 기술하고, 5장에서는 결론 및 향후 연구를 제시한다.

2. 유한요소법과 모드해석방법

변형하는 물체(deformable object)를 보다 정확하게 표현하기 위해서는 연속 역학(continuum mechanics)에 기반을 둔 연속체(continuum)로 모델링하는 것이 필요하다. 연속모델(continuous model)과 이산모델(discrete model) 모두, 컴퓨터 안에서는 결국 이산적인 형태로 바뀌어 계산되지만 연속모델은 이산모델과 달리 연속 역학의 방정식들로부터 유도된다는 데 차이점이 있다. 물체의 변형에 대한 연속체 모델은 외부에서 작용하는 힘과 이에 대해 평형상태를 이루려는 물체로 표현될 수 있다. 즉, 변형을 외부의 힘과 물질 특성간의 함수로 볼 수 있다.

유한요소법은 평형방정식(equilibrium equation)을 만족시키는 연속함수를 근사하기 위해서 많이 사용되어진다. 연속체는 요소들로 나누어지고, 평형방정식은 각 요

소에서의 보간함수(또는 형태함수)의 유한함으로 이산화된다. 유한요소법에서는 임의의 점에서의 변위를 모든 노드점(node points)들의 상대적인 변위와 연관시켜주는 보간함수에 의해 물체를 표현함으로써, 전체 표면에 대한 형태 및 탄성력을 분석할 수 있다. 또한 이를 통해 비규칙적인 특징점 샘플링 문제를 완화할 수 있다. 즉, 임의의 점에서의 3차원 변위벡터 u 는 노드변위들과 보간함수의 선형 조합으로 (식 1)과 같이 표현된다. H 는 보간함수로부터 생성된 보간행렬이고, U 는 노드점들의 변위벡터($\Delta x, \Delta y, \Delta z$) 인 노드변위벡터를 나타낸다.

$$u = HU \quad (1)$$

만일 물체가 동적인 평형상태를 유지하려는 방향으로 움직인다면 다음과 같은 동적 평형방정식의 해를 구하는 것이 필요하다. (식 2)에서 M, D, K 는 각각 질량(mass), 감쇠(damping), 강성(stiffness)을 의미하는 행렬이고, F 는 모델에 작용하는 가상적인 힘(virtual force)을 나타낸다.

$$MU' + DU + KU = F \quad (2)$$

(식 2)를 모드해석방법을 통해 계산량을 줄이고, 자유도(degree of freedom)를 비결합시킴으로써 계산식을 closed-form으로 변환하는 방법이 Pentland[2]에 의해 개발되었다. 즉, 변환행렬 Φ 에 의해 노드변위벡터 U 를 모드변위벡터 \tilde{U} 로 변환($U = \Phi \tilde{U}$)하고, M, D, K 행렬을 대각행렬 $\tilde{M}, \tilde{D}, \tilde{K}$ 로 변환하여 (식 3)을 얻는다.

$$\begin{aligned} \tilde{M}\tilde{U}'' + \tilde{D}\tilde{U}' + \tilde{K}\tilde{U} &= \tilde{F} \\ \tilde{M} &= \Phi^T M \Phi, \tilde{D} = \Phi^T D \Phi, \tilde{K} = \Phi^T K \Phi, \tilde{F} = \Phi^T F \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 변환행렬 Φ 는 (식 4)의 감쇠력을 무시한 자유진동 평형방정식(free vibration equilibrium equation)으로부터 유도된다. ϕ 는 n 차 벡터, t 는 시간변수, t_0 는 시간상수, ω 는 벡터 ϕ 의 진동 빈도수(frequency of vibration)를 나타낸다.

$$MU' + KU = 0, U = \phi \sin \omega(t - t_0) \quad (4)$$

(식 4)는 다음과 같은 일반 고유치 문제(generalized eigenproblem)로 바뀌어, n 개의 고유해(ω_1^2, ϕ_1), (ω_2^2, ϕ_2), ..., (ω_n^2, ϕ_n)를 갖게 된다.

$$K\phi = \omega^2 M\phi \quad (5)$$

변환행렬 Φ 의 열들은 모드형태벡터(mode shape vector)라고 불리는 M 과 K 의 고유벡터(eigenvector) ϕ_i 로 (식 6)과 같이 구성된다. ω_i 는 고유벡터 ϕ_i 에 대응

하는 진동 빈도수로, 크기 순으로 정렬된 ω_i^2 ($0 \leq \omega_1^2 \leq \omega_2^2 \leq \dots \leq \omega_n^2$)을 대각성분으로 갖는 고유치 행렬 Ω^2 을 생성한다.

$$\Phi = [\phi_1, \phi_2, \phi_3, \dots, \phi_n] \quad (6)$$

$$\Omega^2 = \begin{bmatrix} \omega_1^2 & & & \\ & \omega_2^2 & & \\ & & \ddots & \\ & & & \omega_n^2 \end{bmatrix} \quad (7)$$

그리고 모든 모드형태벡터들은 질량 행렬 M 에 대하여 정규직교화(orthonormalized) 됨으로써 (식 8)과 같은 성질을 만족한다.

$$\phi_i^T M \phi_j = 0, \quad i \neq j \quad (8)$$

$$\phi_i^T M \phi_i = 1$$

이러한 모드형태벡터는 모델이 어떠한 형태로 변형되는가를 설명해줄 뿐만 아니라 물체의 일반화된 대칭축에 해당하기 때문에 형태 및 운동 묘사를 위해 매우 직관적으로 사용될 수 있다.

3. 동적 가우시안 블럽 모델에 의한 좌심실 모델링

본 장에서는 동적 가우시안 블럽 모델로 좌심실의 형태 및 운동을 표현하는 방법을 자세히 알아본다. 먼저, 3.1절에서는 모델 설계를 위한 본 연구의 접근방법을 소개한다. 3.2절에서는 물리기반 변형모델로써 본 연구에서 개발된 동적 가우시안 블럽의 기하학적인 정의를 내리고, 3.3절에서는 개발된 모델에서 사용된 유한요소와 보간함수에 대하여 설명한다. 3.4절에서는 형태 적합 및 운동 추적을 위한 동역학을 살펴보고, 3.5절에서는 운동 분석 방법을 설명한다.

3.1 모델 설계

본 연구에서는 좌심실의 형태 및 운동 정보 표현에 적합하도록 다음과 같은 접근 방법으로 물리기반 변형 모델을 설계하였다.

첫째, 운동을 추적하기 위해서 고정된 좌표계(fixed coordinate system)를 사용하는 것이 아니라 매 시각마다 물체중심 변동좌표계(body-centered moving coordinate system)를 생성하여 사용한다. 즉, 매 시각마다 특징점들의 모드형태벡터(고유벡터)를 사용하여 물체 중심의 표준, 직교 좌표계를 생성한다. 이러한 물체중심 변동좌표계에 의한 모델 표현은 좌심실의 위치 이동 및 회전을 판단하거나, 간단한 물리 법칙에 근거하여 변형된 형태를 추적해 나가기가 훨씬 쉽다.

둘째, 연속 역학(continuum mechanics)에 기반을 둔 연속체(continuum)로 좌심실의 형태 및 운동을 모델링하기 위해 모델 변형을 외부의 힘과 물질 특성간의 연속함수로 보고 이를 유한요소법을 사용하여 근사하였다. 좌심실 박동 한주기 동안의 운동을 연속적으로 표현하기 위해서 초기 모델을 제외한 시간 t 에서의 모델은 시간 $t-1$ 의 모델로부터 연속적으로 변형된다.

셋째, 일반적으로 많이 사용하는 유한요소들은 요소 안에서의 노드들의 상대적 위치가 미리 고정되어 있고, 이들 노드간의 보간을 위해 다항식 형태의 보간함수를 주로 사용한다. 그러나 이는 변형 모델에 대해 묵시적으로 표준화된 parameterization을 하게 됨으로써 자연스럽지 못할 뿐만 아니라 노드들의 위치를 변화시켜서 운동을 추적하기에는 부적절하다. 본 연구에서는 노드들의 위치를 묵시적으로 고정하지 않고, 노드 간의 보간함수로써 3차원 가우시안 함수를 사용함으로써 보다 자연스러운 방식으로 형태를 모델링 할 수 있을 뿐만 아니라 연속적으로 변화하는 좌심실의 운동을 추적해 나갈 수 있도록 한다.

3.2 동적 가우시안 블립의 기하학적 정의

실좌표계(world coordinate system)에서 동적 가우시안 블립 상의 한 점의 위치는 관성 기준 좌표계(inertial reference frame)를 기준으로 시간 t 에 따라 변화하는 벡터 $p_a(t) = (X_a(t), Y_a(t), Z_a(t))^T$ 로 정의된다. 이를 물체중심 변동좌표계로 표현하면 (식 9)와 같다.

$$p_a(t) = c(t) + R(t) \times (s(t-1) + u) \tag{9}$$

$c(t)$ 는 모델의 중심으로 모델 좌표계(model frame)의 원점에 해당하고, 회전 행렬 $R(t)$ 는 관성 좌표계를 기준으로 모델 좌표계가 회전된 정도를 나타낸다. $s(t-1)$ 은 시간 $t-1$ 에서의 참조 형태(reference shape)이고, u 는 변위(displacement)를 나타낸다. 물체중심의 표준, 직교 좌표계는 (식 6)의 모드형태벡터를 이용한다. 이러한 모드형태벡터는 각각의 모드가 모델 표면의 점들을 어떻게 재배치시키는가를 잘 설명해 준다. 그림 1은 실좌표계와 물체중심 변동좌표계의 관계를 보여준다.

동적 가우시안 블립은 초기 참조 형태로 (식 10)과 같은 superellipsoid (superquadric ellipsoid)를 사용한다. b_x, b_y, b_z 는 x, y, z 방향으로 크기를 나타내고, ϵ_1 과 ϵ_2 는 squareness를 나타낸다. ϵ_1 과 ϵ_2 가 0에 가까우수록 각진 육면체 형태를 띄게 되고, 1인 경우에는 구(sphere)의 형태를 갖게 된다.

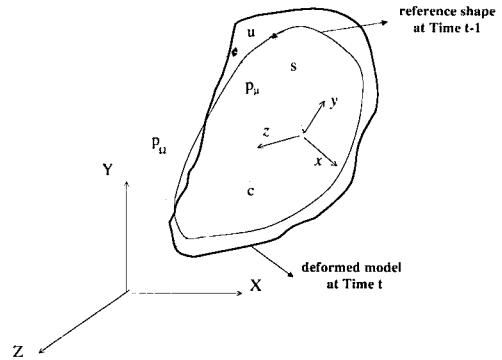


그림 1 실좌표계와 물체중심 변동좌표계

$$s(0) = \begin{bmatrix} b_x \operatorname{sgn}(\cos v \cos h) |\cos v|^{\epsilon_1} |\cos h|^{\epsilon_2} \\ b_y \operatorname{sgn}(\cos v \sin h) |\cos v|^{\epsilon_1} |\sin h|^{\epsilon_2} \\ b_z \operatorname{sgn}(\sin v) |\sin v|^{\epsilon_1} \end{bmatrix} \tag{10}$$

$$-\pi/2 \leq v \leq \pi/2, \quad -\pi \leq h < \pi$$

$\operatorname{sgn}()$: sign function

3.3 유한요소 및 보간함수

유한요소법의 동적 평형방정식으로부터 모드해석방법을 통해 좌심실의 형태 및 운동을 모델링하기 위해서는 어떠한 유한요소를 사용할 것인지와 각 유한요소 안에서의 보간함수를 결정해야 한다. 어떠한 유한요소와 보간함수를 선택할 것인가는 물체의 형태, 자유도(degree of freedom), 정확도, 계산량을 고려해서 결정하여야 한다. 일반적으로 많은 노드들과 복잡한 보간함수로 된 요소들은 같은 정확도를 유지할 때 더 적은 수의 요소들을 필요로 한다.

동적 가우시안 블립 모델에서는 좌심실을 연속적으로 움직이는 단원 형태로 보고, 블립 형태의 단원 유한요소를 사용한다. 초기 노드들의 갯수와 위치를 결정하기 위해서는, 초기 참조모델과 동일한 크기의 유한요소인 타원체를 생성한 후, 원하는 레벨로 삼각분할(triangulation)하여 삼각형 꼭지점들을 노드점으로 사용한다. 이와 같이 노드의 갯수는 정확도와 처리시간을 고려해서 삼각분할의 레벨에 따라 결정할 수 있다. 이러한 노드들의 위치는 시간 $t+1$ 의 특징점들로부터 주어지는 가상적인 힘에 따라 변한다. 유한요소법의 주된 장점 중 하나는 임의의 점에서 변위와 노드점에서의 변위를 보간함수를 사용하여 직접 연관시켜준다는 점이다. 보간함수 h_i 는 i 노드점에서의 값이 1이면 요소 내의 다른 모든 노드점들에서의 값은 0 이 되는 특성을 가지고 있다.

본 연구에서는 입력 자료에 따라 노드들의 위치가 변하고, 일반적인 보간함수의 특성을 만족할 수 있도록 3차원 가우시안 함수를 노드 간의 보간함수로 사용하였다. (식 11)에서 H 는 보간행렬을, h_i 는 i 번째 노드에서의 보간함수를 가리킨다. n 은 유한요소 내의 노드 갯수이고, q_{ik} 는 한 노드점에서의 값이 1 이면 다른 모든 노드점들의 값이 0 이 되도록 하는 계수이다. 이러한 보간함수의 일반적인 성질을 만족하는 보간계수 행렬은 G^{-1} 이 된다.

$$H = \begin{bmatrix} h_1 & \dots & h_n \\ & h_1 & \dots & h_n \\ & & h_1 & \dots & h_n \\ & & & h_1 & \dots & h_n \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$h_i(x, y, z) = \sum_{k=1}^n q_{ik} g_k(x, y, z)$$

$$g_i(x, y, z) = e^{-[(x-x_i)^2/2\sigma_x^2 + (y-y_i)^2/2\sigma_y^2 + (z-z_i)^2/2\sigma_z^2]}$$

$$G = \begin{bmatrix} g_1(x_1, y_1, z_1) & \dots & g_1(x_n, y_n, z_n) \\ \vdots & & \vdots \\ g_n(x_1, y_1, z_1) & \dots & g_n(x_n, y_n, z_n) \end{bmatrix}$$

3.4 형태 적합 및 운동 추적을 위한 동역학

좌심실의 역동성을 동역학에 기반을 두고 모델링하고자 동적 가우시안 블립 모델에서는 유한요소법과 모드 해석방법을 도입하였다. 질량행렬 M 은 (식 12) 처럼 보간행렬 H 를 바탕으로 구성된다. ρ 는 질량 밀도 (mass density)를 나타낸다.

$$M = \int_V \rho H^T H dV = \begin{bmatrix} M_{11} & 0 & 0 \\ 0 & M_{22} & 0 \\ 0 & 0 & M_{33} \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$M_{11} = M_{22} = M_{33}$$

$$M_{11} = \rho \int_V \sum_{i,j} q_{i,j} q_{i,j} g_i(x, y, z) g_j(x, y, z) dV$$

강성행렬 K 는 (식 13)에 의해 구해지는데, K 는 대칭행렬로써 $K_{12}^T = K_{21}$, $K_{31}^T = K_{13}$ 등을 만족한다. 또한 가우시안 함수를 사용하기 때문에 행렬 $K_{12} = K_{21}$ 는 같게된다. B 는 strain 변위행렬로써 각 행은 (식 14)처럼 보간함수 $h_i(i=1, \dots, n)$ 를 미분하고 결합하여 얻는다. C 는 구성 물질의 stress-strain 관계를 표현하는 행렬로 (식 15)와 같이 계산된다. α, β, ξ 는 elasticity E 와 Poisson ratio ν 로 구성된 함수로써 (식 16)과 같다. 자세한 사항은 참고문헌 [13]을 참조하도록 한다.

$$K = \int_V B^T C B dV = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$K_{12} = K_{21}, K_{13} = K_{31}, K_{23} = K_{32}$$

$$K_{11} = \beta \int_V \sum_{i,j} q_{i,j} q_{i,j} \left[\alpha \frac{\partial g_k}{\partial x} \frac{\partial g_l}{\partial x} + \xi \frac{\partial g_k}{\partial y} \frac{\partial g_l}{\partial y} + \xi \frac{\partial g_k}{\partial z} \frac{\partial g_l}{\partial z} \right] dV$$

$$K_{22} = \beta \int_V \sum_{i,j} q_{i,j} q_{i,j} \left[\xi \frac{\partial g_k}{\partial x} \frac{\partial g_l}{\partial x} + \frac{\partial g_k}{\partial y} \frac{\partial g_l}{\partial y} + \xi \frac{\partial g_k}{\partial z} \frac{\partial g_l}{\partial z} \right] dV$$

$$K_{33} = \beta \int_V \sum_{i,j} q_{i,j} q_{i,j} \left[\xi \frac{\partial g_k}{\partial x} \frac{\partial g_l}{\partial x} + \xi \frac{\partial g_k}{\partial y} \frac{\partial g_l}{\partial y} + \frac{\partial g_k}{\partial z} \frac{\partial g_l}{\partial z} \right] dV$$

$$K_{12} = \beta \int_V \sum_{i,j} q_{i,j} q_{i,j} \left[\alpha \frac{\partial g_k}{\partial x} \frac{\partial g_l}{\partial y} + \xi \frac{\partial g_k}{\partial y} \frac{\partial g_l}{\partial x} \right] dV$$

$$K_{13} = \beta \int_V \sum_{i,j} q_{i,j} q_{i,j} \left[\alpha \frac{\partial g_k}{\partial x} \frac{\partial g_l}{\partial z} + \xi \frac{\partial g_k}{\partial z} \frac{\partial g_l}{\partial x} \right] dV$$

$$K_{23} = \beta \int_V \sum_{i,j} q_{i,j} q_{i,j} \left[\alpha \frac{\partial g_k}{\partial y} \frac{\partial g_l}{\partial z} + \xi \frac{\partial g_k}{\partial z} \frac{\partial g_l}{\partial y} \right] dV$$

$$B = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} h_1 \dots \frac{\partial}{\partial x} h_n & 0 \dots 0 & 0 \dots 0 \\ 0 \dots 0 & \frac{\partial}{\partial y} h_1 \dots \frac{\partial}{\partial y} h_n & 0 \dots 0 \\ 0 \dots 0 & 0 \dots 0 & \frac{\partial}{\partial z} h_1 \dots \frac{\partial}{\partial z} h_n \\ \frac{\partial}{\partial y} h_1 \dots \frac{\partial}{\partial y} h_n & \frac{\partial}{\partial x} h_1 \dots \frac{\partial}{\partial x} h_n & 0 \dots 0 \\ \frac{\partial}{\partial z} h_1 \dots \frac{\partial}{\partial z} h_n & 0 \dots 0 & \frac{\partial}{\partial x} h_1 \dots \frac{\partial}{\partial x} h_n \\ 0 \dots 0 & \frac{\partial}{\partial z} h_1 \dots \frac{\partial}{\partial z} h_n & \frac{\partial}{\partial y} h_1 \dots \frac{\partial}{\partial y} h_n \end{bmatrix} \quad (14)$$

$$C = \beta \begin{bmatrix} 1 & \alpha & \alpha & 0 & 0 & 0 \\ \alpha & 1 & \alpha & 0 & 0 & 0 \\ \alpha & \alpha & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \xi & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \xi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \xi \end{bmatrix} \quad (15)$$

$$\alpha = \frac{\nu}{1-\nu}, \beta = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \xi = \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \quad (16)$$

위와 같이 질량 및 강성행렬을 구한 다음, (식 5)의 일반 고유치 문제로 돌아가서 변환행렬 Φ 를 구한다. 일반적으로 구하고자 하는 모드변위벡터 \bar{U} 의 수는 영상 자료로부터 얻은 특징점의 수보다 적으므로 가중최소제곱법(weighted least square method)에 의해 다음과 같이 구할 수 있다.

$$(W\bar{\Phi})\bar{U} = (p_\mu - p'_\mu) \quad (17)$$

$\bar{\Phi}$ 는 보간된 모드 변환 행렬(modal transform matrix)로써 $\bar{\Phi} = H\Phi$ 를 나타낸다. 이는 유한요소의 노드점에서의 변위와 모델 표면 상의 점들의 변위가 어떠한 관련이 있는가를 설명해 준다. (식 17)에서 모델 표면의 한 점을 p_μ 라 할 때, 가상적인 힘에 의해 당겨져 거나 밀쳐진 위치를 p'_μ 로 표시하였다. p'_μ 의 위치는 모델 상의 점들과 특징점들 간의 양방향 최단거리 대응 (bi-directional closest matching)에 의해 추정하였다. 즉, 첫 번째 단계에서는 각 특징점 p_j 를 가장 가까운 모델의 점으로 매칭시킨다. 일대일로 매칭되고 가장 가까운 점이 p_μ 라면 $p'_\mu = p_j$ 로 추정한다. 만일, n 개의 특징점들이 같은 p_μ 로 매칭되는 경우에는 특징점들의 위치를 평균하여 추정한다. 두 번째 단계로 매칭되지 않

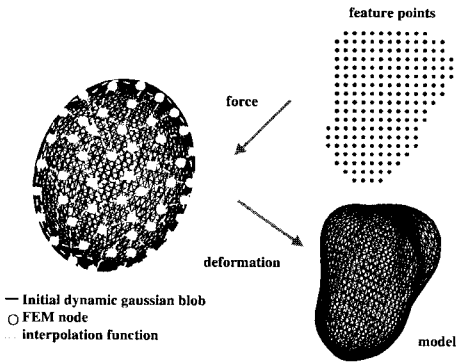


그림 2 형태 적합 과정

은 모델 상의 점들을 가장 가까운 특징점들로 매칭 시킨다. 이때도 첫 번째 단계와 같은 방법으로 $\rho_{\mu'}$ 의 위치를 결정하게 된다. W 는 모든 $\rho_{\mu'}$ 에 대한 가중치를 나타내는 행렬로써 여러 특징점들이 한 개의 모델점으로 매칭될수록 비례적으로 높은 가중치를 갖는다.

좌심실 박동 각 단계에서의 그 형태는 모드변위벡터들만으로 표현될 수 있다. 즉, $U = \Phi \tilde{U}$ 에 의해 모드변위벡터 \tilde{U} 는 노드변위벡터 U 로 변환될 수 있고, 보간함수에 의해 노드변위벡터로부터 모델 점들의 이동된 위치를 계산해 낼 수 있다. 그림 2는 형태 적합 과정을 도식적으로 표현한 것이다.

3.5 운동 분석

본 연구에서는 좌심실의 운동을 크게 평행이동, 회전이동, 비강체 변형으로 나누어 분석하였다. 좌심실의 전역 운동으로써 평행이동은 심장 박동주기 각 단계에서 얻은 특징점들의 무게중심으로부터 추정할 수 있다. 즉, 무게중심은 물체중심 변동좌표계의 원점을 위한 적절한 근사치가 될 수 있다. 시각 t 에서 좌심실 표면에 있는 n 개의 특징점이 주어질 때 무게중심(c_x, c_y, c_z)은 다음과 같이 계산되어진다.

$$c_x = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad c_y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i, \quad c_z = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n z_i \quad (18)$$

또 다른 좌심실의 전역 운동에는 회전이동이 있다. 본 연구에서는 좌심실 내벽에서 추출한 특징점들 간의 공분산(covariance)을 사용하여 좌심실의 주축(principal axes)을 결정하고, 연속되는 운동에서 주축들의 상대적인 방향 변화로부터 회전 정도를 추정하였다. 모든 축에 대한 상관관계를 나타내는 공분산행렬 Cov 는 (식 19)에 의해 계산된다. 공분산행렬 Cov 는 대칭행렬로써 주대각선의 원소는 x, y, z 축에 대한 분산(variance)을 의미

한다. 모든 대칭행렬이 그러하듯이 공분산행렬 또한 대각화될 수 있다. 이러한 절차를 주축변환(principal axes transform)이라 부른다. 이와같이 주축변환을 통해 모든 특징점들이 무상관(uncorrelated)된 새로운 좌표계를 얻을 수 있다. 즉, 새로운 좌표축은 공분산행렬의 고유벡터이고, 대응하는 고유치들은 분산에 해당한다.

$$Cov = \begin{bmatrix} cov(x, x) & cov(x, y) & cov(x, z) \\ cov(y, x) & cov(y, y) & cov(y, z) \\ cov(z, x) & cov(z, y) & cov(z, z) \end{bmatrix} \quad (19)$$

where $cov(x, y) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - c_x)(y_i - c_y)$

$$Cov' = \begin{bmatrix} cov'(x, x) & 0 & 0 \\ 0 & cov'(y, y) & 0 \\ 0 & 0 & cov'(z, z) \end{bmatrix} \quad (20)$$

비강체 변형을 알기 위해서는 먼저, 시각 t 에서 생성된 모델로부터 질량 및 강성행렬을 구하여 모드형태 벡터들을 계산한다. 그리고 이를 이용해서 모드변위벡터를 구한다. 즉, 비강체 변형은 모드변위벡터로써 표현된다. 변형된 모델에서 유한요소 노드들이 이동된 위치를 알기 위해서는 모드변위벡터를 노드변위벡터로 변환한다. 시각 $t+1$ 에서의 모델의 비강체 변형을 알기 위해서는, 이동된 유한요소 노드들의 위치에 따라 질량 및 강성행렬, 모드형태벡터들을 새로이 구해야만 한다. 그림 3은 전체적인 운동 추적 과정을 보여준다. 시각 t 에서의 모델은 시각 $t+1$ 의 특징점들의 무게중심으로 평행이동하고, 주축의 상대적인 방향 변화에 따라 회전하게 된다. 그리고 나서는 특징점들로부터 추정된 가상적인 힘에 의해 비강체 변형을 일으켜 시각 $t+1$ 의 모델이 된다. 같은 방법으로 시각 $t+1$ 에서의 모델은 시각 $t+2$ 의 특징점들로부터 무게중심, 주축, 가상 힘에 대한 정보를 받아 평행이동, 회전이동, 비강체 변형을 하게 된다.

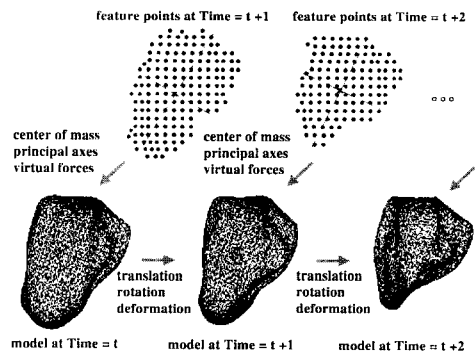


그림 3 운동 추적 과정

4. 실험 및 결과

본 논문에서는 좌심실의 형태 및 운동 가시화를 위해 심혈관 조영영상을 사용하여 실험하였다. 심혈관 조영영상은 카테타(catheter)를 삽입한 다음 조영제를 주입하면서 연속적으로 촬영하여 얻은 영상으로, 카테타 위치를 다르게 하여 심장의 좌측 부위만 또는 우측부위만 조영하여 촬영할 수 있다. 심혈관 조영촬영술은 아직도 가장 정확하고 신뢰성 있는 방법으로 손꼽히나, 인체에 침습적이라는 단점 때문에 최종적인 검사방법으로 이용되고 있다.

본 연구에서 사용한 3차원 심혈관 조영영상은 bi-plane rotational angiography에 의해 촬영한 후, 같은 심전도 신호를 갖는 다른 각도에서 투영된 8장의 조영영상을 중앙으로 역투영(backprojection) 시켜 만들어낸 볼륨 자료이다. 즉, 2차원 투영 영상인 심혈관 조영영상으로부터 가상 광선을 따라 X선 쏘는 곳을 역추적함으로써 3차원 볼륨 자료의 X선 흡수 정도인 밝기를 계산해 낼 수 있다. 사용된 3차원 심혈관 조영영상은 타 연구 결과 [10]로써 본 연구를 위한 입력 영상으로 제공받은 것이다. 그림 4는 3차원 심혈관 조영영상들을 보여준다.

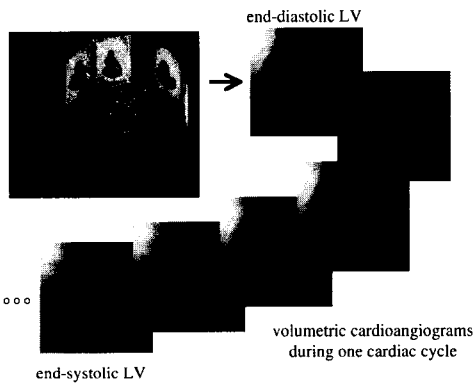
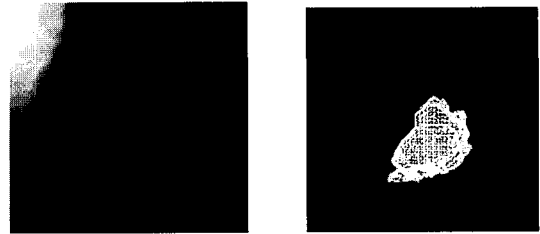


그림 4 3차원 심혈관 조영영상

볼륨 자료로부터 좌심실의 특징점을 얻기 위해서는 먼저, 르보이 필터링(levoy filtering) [11]을 사용해서 각 복셀의 불투명도를 계산한 후, 초기 씨드 복셀로부터 지정된 불투명도에 도달할 때까지 볼륨을 확장함으로써 대상 물체를 선택적으로 분할한다[14]. 그리고 나서 분할된 볼륨 자료에 마칭 큐브(marching cube) 알고리즘 [12]을 적용함으로써 삼각형 표면을 생성해 낸 후, 꼭지점들의 위치를 특징점의 3차원 좌표값으로 사용한다. 그

림 5의 (a)는 심장의 확장기 말에서의 3차원 심혈관 조영영상이고, (b)는 분할된 좌심실 영상에 마칭 큐브 알고리즘을 적용하여 생성한 표면 모델이다.



(a) 심장의 확장기 말에서의 3차원 심혈관 조영영상,
(b) 표면 모델 생성 결과

그림 5 특징점 추출을 위한 표면 모델 생성

그림 6은 좌심실 수축기에 대한 모델들을 와이어 프레임(wire frame)으로 보여준다. 그림 6의 (a)는 심혈관 조영영상으로부터 마칭 큐브 알고리즘에 의해 생성된 각 단계에서의 3차원 표면 모델들이다. 마칭 큐브에 의해 생성된 삼각형들은 아주 조밀하여 형태를 정확하게 표현할 수 있다. 그러나 각 박동 단계별로 생성된 모델의 삼각형 수가 각기 다르고, 생성된 결과들이 임의의 시각에서의 정지된 3차원 모델이기 때문에 시간의 변화에 따른 연속적인 운동에 대한 정보를 얻을 수는 없다.

그림 6의 (b)는 Pentland와 Sclaroff[2]가 제안했던 27-node unit isoparametric 유한요소를 사용해서 각 단계마다 superellipsoid를 특징점들에 적합시킨 결과이다. 이 모델은 27개의 노드(81 모드) 만을 사용하였기 때문에 매우 빠르게 좌심실의 형태를 적합시키지만, 노드의 위치를 묵시적으로 고정시킴으로써 연속적인 운동 추적에는 적절하지 못하다. 이 모델은 superellipsoid를 변형 모델의 원형으로 사용하여 각 박동 단계별로 적합하였기 때문에 생성된 결과 모델들을 이루는 삼각형 수는 항상 동일하다. 그러므로 연속된 모델들 간의 대응점들을 보간함으로써 좌심실 운동을 애니메이션 형태로 보여줄 수 있다. 하지만 영상을 바탕으로 좌심실 운동을 시뮬레이션 한 것은 아니다. 또한, 생성된 결과를 보면 형태가 너무 간단히 표현되어 있는 것을 볼 수 있다.

그림 6의 (c)는 본 연구에서 제안하는 동적 가우시안 볼륨 모델의 결과로써, (a)와 (b)의 결과와는 달리 시간에 따라 연속적으로 변하는 4차원 모델을 보여준다. 즉, 초기 모델로는 superellipsoid를 사용하지만 나머지 단

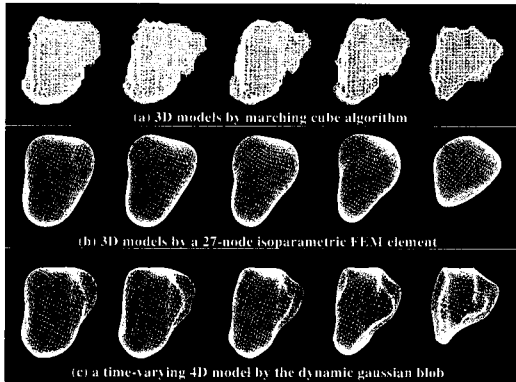


그림 6 모델링 결과 비교

움직이면서 운동량의 정도에 따라 부분적으로 색들이 바뀌어 가는 결과 영상들을 보여준다.

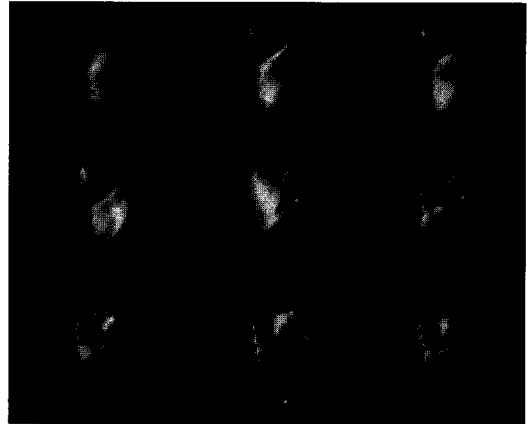


그림 7 좌심실의 동적·색채 가시화

계들은 이전 단계로부터 물리적인 법칙들에 기반하여 연속적으로 변하게 된다. 이러한 4차원 모델은 영상을 기반으로 좌심실의 운동을 시뮬레이션 함으로써 움직이는 점들에 대한 위치 정보를 제공함으로써 심벽 운동을 분석할 수 있도록 해준다.

표 1은 각 모델 생성 방법에 따라 SUN UltraSpare II (296MHz, 640MM, Solaris 2.X)를 사용해서 실험한 결과를 비교해서 보여준다. 제한한 동적 가우시안 블립 모델은 좌심실의 운동 기능을 보다 쉽게 평가하기 위해서 생성된 모델 표면에서의 운동량을 원하는 단계로 나누어 다른 색을 지정하여 색채 가시화 할 수 있다. 이러한 동적·색채 가시화는 심벽 운동에 이상이 있는 부위를 육안으로 쉽게 판별하도록 도와준다. 그림 7은 좌심실 내벽의 운동량이 큰 쪽에서부터 작은 쪽으로 빨간색에서 파란색으로 변하도록 가시화 한 예로써 동적으로

5. 결론 및 향후 연구

본 논문에서는 심혈관 조영영상으로부터 좌심실의 형태와 운동을 함께 모델링할 수 있는 방법으로 동적 가우시안 블립 모델을 제안하고 이를 마칭 큐브 알고리즘에 의한 3차원 모델, 27-node isoparametric 유한요소 에 의한 3차원 모델과 비교하였다. 제안된 모델은 3차원 가우시안 함수를 보간함수로 사용함으로써 보다 자연스러운 방법으로 형태 모델을 생성할 수 있을 뿐만 아니라, 시간축 상에서의 좌심실 운동을 연속적으로 추적할 수 있었다. 또한 심실벽 운동 평가를 위한 색채 가시화를 제공함으로써, 형태 및 운동 정보를 동시에 가시화하

표 1 모델 생성 방법에 의한 실험 결과 비교

| 모델 생성 방법 | 차원 | 운동분석 | 모델의 삼각형 수 | 형태 표현 | 처리 속도 |
|-----------------------------------|-----|-------|---|---|--|
| 마칭 큐브 알고리즘 | 3차원 | 할수 없음 | • 박동 단계별로 모델의 삼각형 수가 동일하지 않음 • 그림 6의 a) 예 > 4084, 4344, 3802, 3300, 2312 | • 모든 모델 상의 3차원 좌표값 | • 박동 단계별 모델에 따라 다름 • 그림 6의 a)의 예 > 1.0 ~ 2.0 min/model |
| 27 node unit isoparametric 유한요소모델 | 3차원 | 할수 없음 | • 박동 단계별 모델에 대하여 동일하게 생성 가능 • 모델의 정밀도는 super ellipsoid의 삼각화 정도에 따라 달라짐 • 그림 6의 b)의 예 > 3008 | • 모드형태벡터 • 27 nodes/81 modes | • 삼각화 정도에 따라 다름 • 그림 6의 b)의 예 > 0.25 min/model |
| 동적 가우시안 블립 모델 | 4차원 | 할수 있음 | • 박동 단계별 모델에 대하여 동일하게 생성 가능 • 모델의 정밀도는 super ellipsoid의 삼각화 정도에 따라 달라짐 • 그림 6의 c)의 예 > 3008 | • 모드형태벡터 • 모드(모드) 개수 선택 가능 • 그림 6의 c)의 예 > 86 nodes/238 modes | • 모드(모드) 개수 및 삼각화 정도에 따라 다름 • 그림 6의 c)의 예 > 3.5 min/model |

였다.

향후 연구로는 심실 내벽 모델만이 아니라 심근이 명확히 촬영될 수 있는 영상을 사용하여 좌심실의 내·외벽에 대한 모델링을 시도하는 한편, 볼륨 측정 및 지역적 운동 분석과 같이 진단에 필요한 측정치들을 제공하여 진단 보조 도구로서의 가치를 높이는 방향으로 연구를 진행하고 있다.

참고 문헌

- [1] A. Pentland and B. Horowitz, "Recovery of Nonrigid Motion and Structure," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 13, No. 7, pp. 730-742, 1991.
- [2] A. Pentland and S. Sclaroff, "Closed-Form Solutions for Physically Based Shape Modeling and Recognition," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 13, No. 7, pp. 715-729, 1991.
- [3] M. S. Sacks, C. J. Chuong, G. H. Templeton and R. Peshock, "In Vivo 3-D Reconstruction and Geometric Characterization of the Right Ventricular Free Wall," Annals of Biomedical Engineering, Vol. 21, pp. 263-275, 1993.
- [4] C. W. Chen, T. S. Huang and M. Arrott, "Modelling, Analysis, and Visualization of Left Ventricle Shape and Motion by Hierarchical Decomposition," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 16, No. 4, pp. 342-356, 1994.
- [5] T. McNerney and D. Terzopoulos, "A Dynamic Finite Element Surface Model for Segmentation and Tracking in Multidimensional Medical Images with Application to Cardiac 4D Image Analysis," Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 19, No. 1, pp. 69-83, 1995.
- [6] T. McNerney and D. Terzopoulos, "Deformable Models in Medical Images Analysis: A Survey," Medical Image Analysis, Vol. 1, No. 2, pp. 91-108, 1996.
- [7] C. Nastar and N. Ayache, "Frequency-Based Nonrigid Motion Analysis: Application to Four Dimensional Medical Images," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 18, No. 11, pp. 1067-1079, 1996.
- [8] J. Park, D. Metaxas and L. Axel, "Analysis of left ventricular wall motion based on volumetric deformable models and MRI-SPAMM," Medical Image Analysis, Vol. 1, No. 1, pp. 53-71, 1996.
- [9] S. M. Choi and M. H. Kim, "Modelling of the Left Ventricle with a Dynamic Gaussian Blob Model," International Conference on Visual Computing (ICVC99), pp. 289-293, Feb. 1999.
- [10] Jurgen Jaeger, "3D HeartView," Computer Graphics Topics(CG Topics), Reports of the INI-GraphicsNet, Vol 4, pp. 6-7, 1997.
- [11] M. Levoy, "Display of Surface from Volume Data," IEEE Computer Graphics & Applications, May, pp. 29-37, 1988.
- [12] W. E. Lorensen and H. E. Cline, "Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm," SIGGRAPH '87 Computer Graphics, Vol. 21, No. 4, pp. 163-169, 1987.
- [13] K. Bathe, Finite Element Procedures in Engineering Analysis, Prentice-Hall, 1982.
- [14] 배소영, "표면검출 및 볼륨확장을 이용한 3차원 영상의 객체 분할", 이화여자대학교 석사학위논문, 1999.



최수미

1993년 이화여자대학교 전자계산학과 학사. 1995년 이화여자대학교 전자계산학과 석사. 1995년 ~ 현재 이화여자대학교 컴퓨터학과 박사과정. 관심분야는 모델링 및 시뮬레이션, 가상현실 등임.



김명희

1979년 서울대학교 계산통계학과 석사. 1986년 독일 괴팅겐대학교 전자계산학과 박사. 1987년 ~ 현재 이화여자대학교 컴퓨터학과 교수. 관심분야는 영상가시화, 시뮬레이션 및 가상현실 등임.