

# 좌심실 심근 모델을 이용한 게이트 심근 SPECT 영상의 운동성 분석

손병환<sup>†</sup> · 김재영<sup>\*\*</sup> · 이병일<sup>\*\*\*</sup> · 이동수<sup>\*\*\*\*</sup> · 최흥국<sup>\*\*\*\*\*</sup>

## 요 약

심장 운동의 분석은 인체에 혈액을 공급하는 역할에 대한 평가이다. 심근의 움직임을 평가하기 위해서 본 논문에서는 좌심실 심근 모델을 수학적으로 구축하였으며, 심장의 움직임에 대한 파라미터를 이용하여 운동성을 상세화 하였다. 구축한 모델을 심장의 생화학적 반응을 보이는 게이트 심근 SPECT 영상에 적용시켜서, 모델과 게이트 심근 SPECT 영상 사이의 운동성을 분석하였다. 심근 모델은 sinusoidal 함수를 이용한 3차원 super-ellipsoidal 모델을 기반으로 생성하였으며 움직임과 형태의 변화를 주기 위한 파라미터 함수를 이용하여 좌심실 심근의 형태와 움직임에 대한 유사성을 모델화 하였다. 이 모델과 심근 게이트 SPECT 영상 데이터와 LSF 알고리즘을 이용하여 fitting 시킨 후 생성된 모델을 토대로 하여 심근 게이트 SPECT 영상의 영역별 운동성 방향과 크기를 산출하여 분석하였으며, 지역적 운동성의 표현을 위해 심장기능 평가에 사용되는 Bull's Eye형식의 map을 만들었다. SPECT를 이용한 심장의 기능평가로 움직임과 수축능, 혈류 등을 이용해서 하고 있으나 운동량에 대한 평가는 없다. 본 논문에서 제안한 모델을 이용한 심근 SPECT의 운동성 분석은 심장 기능 평가에 유용한 지표가 될 것으로 기대 한다.

## Motility Analysis of Gate Myocardium SPECT Image Using Left Ventricle Myocardium Model

Byong-Hwan Son<sup>†</sup>, Jae-Young Kim<sup>\*\*</sup>, Byeong-il Lee<sup>\*\*\*</sup>,  
Dong-Soo Lee<sup>\*\*\*\*</sup> and Heung-Kook Choi<sup>\*\*\*\*\*</sup>

## ABSTRACT

An analysis of heart movement is to estimate a role which supplies blood in human body. We have constructed a left ventricle myocardium model and mathematically evaluated the motion of myocardium. The myocardial motility was visualized using some parameters about cardiac motion. We applied the myocardium model in the gated myocardium SPECT image that showed a cardiac biochemical reaction, and analyzed a motility between the gated myocardium SPECT image and the myocardium model. The myocardium model was created of the based on three dimensional super-ellipsoidal model that was using the sinusoidal function. To express a similar form and motion of the left ventricle myocardium, we calculated parameter functions that gave the changing of motion and form. The LSF algorithm was applied to the myocardium gated SPECT image data and the myocardium model, and finally created a fitting model. Then we analyzed a regional motility direction and size of the gated myocardium SPECT image that was constructed on a fitting model. Furthermore, we implemented the Bull's Eye map that had evaluated the heart function for presentation of regional motility. Using myocardium's motion the evaluation of cardiac function of SPECT was estimated by a contraction ability, perfusion etc. However, it is not any estimation about motility. So, We analyzed the myocardium SPECT's motility of utilizing the myocardium model. We expect that the proposed algorithm should be a useful guideline in the heart functional estimation.

**Key words:** SPECT, 좌심실, Super-ellipsoidal 모델, Hybrid-Ellipsoidal 모델, 심근 운동성 분석

본 연구는 2001년도 인제대학교 학술연구조성비 지원에 의하여 연구되었음.

접수일 : 2002년 11월 6일, 완료일 : 2002년 12월 12일

<sup>†</sup> 준회원, 인제대학교 전산학과 대학원 석사과정

<sup>\*\*</sup> 비회원, 인제대학교 정보컴퓨터공학부 학사과정

<sup>\*\*\*</sup> 준회원, 인제대학교 전산학과 대학원 박사과정수료

<sup>\*\*\*\*</sup> 비회원, 서울대학병원 핵의학 교실 조교수

<sup>\*\*\*\*\*</sup> 종신회원, 인제대학교 컴퓨터공학부 조교수

## 1. 서 론

### 1.1 의료 영상

심장 질환은 사람의 목숨을 위협할 수 있는 치명적인 요인이다. 이러한 심장 질환을 효과적으로 치료하고 정확하게 진단하기 위해서는 심장의 운동에 대한 지역적인 역학 관계와 구조에 관한 정보가 매우 중요하다. 이러한 정보를 추출하기 위해서 심장의 형태를 판단할 수 있는 영상 획득 기술이 지속적으로 개발되어져 왔으며 이를 통해서 진단에 유용한 파라미터들이 나오게 되었다. 이전의 심장의 3차원 데이터 분석과 관련된 연구에서는 주로 MRI, tagged MRI[1], 초음파(Ultrasound)와 같은 장비들을 이용하였다. 이 가운데 가장 많이 활용되는 장비는 tagged MRI로서 이 기술은 정확한 심근 영역의 추적을 가능하게 하며, 이른바 심근 영역의 움직임을 추적함에 있어서 표준으로 삼을 뿐만 아니라, 심장 운동의 정확한 측정을 가능하게 하지만 MRI의 성질상 많은 시간과 비용을 요구하게 된다[1]. 특히 해외에서는 이런 장비를 쉽게 활용하고 있지만 아직 국내에서는 이 장비의 이용도가 그다지 높지 않다.

최근에는 이러한 의료 영상의 3차원 영상화 기술에 있어서 다양한 형태가 나오고 있다. 앞서서도 언급했던 MRI, tagged MRI, US와 같은 장비들은 심장의 해부학적인 요소를 나타내며, 심장의 기능만을 강조하여 영상을 만들어 내는 핵의학 영상인 SPECT나 PET와 같은 장비도 있다[2]. 이러한 장비들은 심장의 전체 주기에 걸쳐 연속적인 영상을 얻을 수 있는데 이러한 일련의 영상들은 심장의 움직임을 마치 3차원 영화를 보는 듯한 느낌을 가지게 한다. 이처럼 어떤 실제 물체에 대한 움직임과 마찬가지로 심장도 4차원의 연속적인 형태로 해석되어 져야 한다. 여기서 말하는 4차원이란 공간의 3차원에 시간이라는 하나의 차원을 추가한 것을 말한다.

이 논문의 실험에서 사용된 게이트(gated) SPECT 영상은 심장 전체 주기에 걸쳐서 획득되어 지는데, 이들은 하나의 영상으로 볼 때는 2차원의 정보를 가지고 있지만, 시간에 따라 심근의 변화를 판단할 수 있도록 3차원 형태로 재구성되어 지므로 심장 질환의 판독을 용이하게 한다[3]. 이러한 게이트 심근 SPECT의 장점 때문에 많은 심근 질환의 검사에서 유용하게 사용되어져 왔다.

본 논문에서는 이러한 게이트 심근 SPECT 영상을 통해서 좌심실 심근의 운동량을 분석하고자 하였다. 운동량 분석을 위한 실험을 할 목적으로 심근 경색이나 허혈성 심근 질환과 같은 심장병 환자와 정상인을 대상으로 게이트 심근 SPECT 영상을 획득하였다. 이렇게 획득된 영상을 분석 하기 위해서 모델의 전체적인 형태에 변화를 미치는 전역(global) 파라미터 함수를 이용하여 수학적 모델을 만들었다[4,5]. 또한 획득된 실험 영상인 게이트 심근 SPECT 영상과 모델간의 최적화를 위해서 LSF(least square fitting) 알고리즘[6]을 적용시켜 운동량 분석을 위한 데이터를 산출하였다. 산출된 데이터를 이용하여 운동량의 전체적인 분포를 분석하였다. 실험 결과 본 논문에서 생성한 hybrid-ellipsoidal 모델이 게이트 심근 SPECT 영상에 대해서 전체 심근의 운동량 분석을 가능하게 하였다.

### 1.2 심장 모델과 관련된 기존 연구

인체의 내부 기관이나 조직을 가시화하기 위해서 사용되어 지는 일반적인 의료영상의 대부분이 복셀(voxel)과 같은 영상 정보를 이용해서 볼륨 렌더링이나 표면 렌더링 형태로 가시화 되어진다. 심장도 마찬가지로 의료 영상을 이용해서 가시화 되어지는데 이러한 가시화의 대부분이 마치 영화를 보는 것처럼 2차원 영상을 심장 주기 전체에 걸쳐 연속적으로 나열하여 심장의 움직임을 판단한다. 하지만 최근에는 이러한 2차원의 심장 슬라이스 이미지를 볼륨 렌더링이나 표면 렌더링과 같은 기법을 이용하여 혈액을 뿜어내는 좌심실의 움직임을 가시화하고자 하는 노력이 계속되어져 왔다. 하지만 볼륨 렌더링과 같이 복셀의 형태로 가시화할 경우 좌심실의 두께와 같은 형태적인 요소를 분석할 때는 용이하지만 정량적으로 좌심실 심근의 움직임을 분석하기에는 매우 부족한 방법으로 알려져 있다. 따라서 심장 주기에 걸쳐 움직임이 복잡하고 다양한 좌심실 심근의 운동량을 분석하고 해석하기 위해서는 어떤 특정한 기하학적 모델을 생성하여 좌심실의 움직임을 표현하는 방법이 대두되었다[7].

좌심실의 움직임과 형태에 근사한 모델로서 많이 활용되어진 것은 원구(sphere), 타원체(ellipsoid), 원기둥(cylinder)과 같은 것으로 대부분 수학적으로 모델이 가능한 것들이다[8]. 이들 모델을 이용하여 좌심실의 뒤틀림(twist) 운동이나 좌심실의 형태적인 변형에 대

한 추적과 원구와 원기둥을 혼합한 hybrid형태의 모형을 이용해서 좌심실의 운동을 분석하는 방법이 개발되었다. 하지만 이들 모델이 좌심실과 유사한 형태를 가지고 있지만 좌심실의 운동량을 분석하기에는 많은 부분에서 현저한 차이점을 보이고 있다. 특히 모델과 좌심실의 심첨부(apex)에서 많은 차이점을 보이고 있는데 이는 좌심실의 아랫부분이 뾰족한 형태를 취하고 있기 때문이다. 또한 이러한 모델을 이용하여 분석을 하였을 때 심근의 움직임에 대한 성분 및 움직임을 수식으로 표현함에 있어서 많은 가정이 뒤따르고 있다[8].

앞에서도 잠시 언급했지만 심장을 가시화 하는 방법은 볼륨 렌더링과 표면 렌더링이라고 하였다. 우선 표면 렌더링에 대한 기존 연구를 살펴보면 대부분이 3차원 표면 렌더링 기법이나 이와 관련된 computer vision 혹은 graphics 기술과 관련하여 발달되어져 왔다. 이들 기술은 좌심실이나 혹은 우심실의 심근 내피나 혹은 외피의 형태나 움직임을 표현하는데 사용되었다. 주로 사용된 방법은 다면체로부터 유도된 finite element mesh 모델이나[8,9], 물리적 기반의 탄성체 모델을 이용하여 좌심실의 표면 렌더링을 수행하였다[8,10]. 하지만 이들 모델을 구축하는데 사용된 대부분의 의료영상들이 CT나 MRI로서 해부학적인 기능만을 강조한 영상이다. 또한 운동의 분석보다는 가시화에 중점을 두었기 때문에 뒤틀림과 같은 좌심실의 운동을 무시해 버렸다. 두 번째로 살펴볼 사항은 심근의 움직임과 형태를 분석하기 위해서 볼륨을 활용한 방법이다. 이 방법은 심근 내피나 외피가 서로 운동하는 것이 다르기 때문에 이들 운동을 분석하기 위해서 사용되어 졌다[8,11,4]. 하지만 볼륨을 이용한 방법은 본 논문에서 사용한 게이트 SPECT 영상보다는 앞서 설명한 표면 렌더링 기법에 활용된 영상인 CT나 MRI 영상에 적합하다. 따라서 게이트 심근 SPECT 영상에 적합한 방법론을 찾아서 이에 대한 모델을 구축하는 것이 필요하며 따라서 본 논문에서는 게이트 심근 SPECT 영상의 운동량 분석을 위한 수학적 모델을 구성하였다.

## 2. 이론적 배경

### 2.1. Hybrid-Ellipsoidal 모델

#### 2.1.1 Super-Ellipsoidal 모델

Hybrid-ellipsoidal 모델은 super-ellipsoidal 모델

을 기반으로 만들어졌다. 식 (1)에서 정의된 수식을 이용해서 hybrid-ellipsoidal 모델을 만들게

$$P = h_0 w \begin{pmatrix} h_1(U) \cdot \cos u \cdot \cos v \\ h_2(U) \cdot \cos u \cdot \sin v \\ h_3(U) \cdot \sin u \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$0 \leq u \leq \frac{\pi}{2}, \quad -\pi \leq v \leq \pi, \quad w > 0$$

$$h_0 > 0, \quad 0 \leq h_1(U), h_2(U), h_3(U) \leq 1$$

된다. 여기서 파라미터 값으로 들어가는 물질 좌표계로는  $U = (u, v, w)$ 로서 각 파라미터의 범위는 식(1)에 나타나 있다. Hybrid-ellipsoidal 모델을 생성하기 위해 기초가 되는 모델의 수식은 식 (2)로서, 3차원 타원체를 생성하는 모델이다.  $h_1, h_2, h_3$ 의 값을 각각 다른 값을 주게 되면 3차원 타원체의 형태를 이루게 된다. 식 (2)은 이러한 형태를 이루기 위한 수식으로 super-ellipsoidal 모델이라 한다.

$$P = h_0 w \begin{pmatrix} h_1 \cdot \cos u \cdot \cos v \\ h_2 \cdot \cos u \cdot \sin v \\ h_3 \cdot \sin u \end{pmatrix} \quad (2)$$

$$-\frac{\pi}{2} \leq u \leq \frac{\pi}{2}, \quad -\pi \leq v \leq \pi, \quad w > 0$$

$$h_0 > 0, \quad 0 \leq h_1, h_2, h_3 \leq 1$$

Super-ellipsoidal 모델은 각각의 파라미터에 식 (2)에 있는 범위를 만족하는 적절한 값을 입력하면 원하는 형태의 타원체를 얻을 수가 있다. Super-ellipsoidal 모델과 hybrid-ellipsoidal 모델의 각 파라미터에 대해서 설명하면,  $h_0$ 는 scaling parameter로서 두 모델의 전체 크기를 결정하게 되고,  $h_1, h_2, h_3$ 와  $h_1(U), h_2(U), h_3(U)$ 은 각 모델의  $x, y, z$ 축에 대한 scale factor로서 작용한다.  $h_1(U), h_2(U), h_3(U)$ 에 대한 전체적인 설명은 다음절에서 설명하겠다. 파라미터  $u$ 와  $v$ 는 타원체를 형성할 때 경도와 위도의 범위를 결정하게 된다. 이처럼 각각의 파라미터 값을 적절하게 변경했을 경우, 모델은 전체적으로 형태가 변형이 가능할 뿐만 아니라 원하는 형태를 자유롭게 만들 수 있기 때문에 이러한 파라미터를 모델의 전역 파라미터라 한다. 본 논문에서는 이러한 전역 파라미터에 함수적인 형태를 가진 모델 파라미터 함수를 추가하여 심장의 좌심실과 유사한 형태와 운동성 평가를 할 수 있는 모델을 생성하였다. 이처럼 super-ellipsoidal 모델과 같은 일정한 형식을 가진 모델에 적절한 파라미터 함수를 첨가하여 기본 모형에 변형을 가하는 것을 모델 변형(Model Deformation)이라 한다[12].

2.1.2. Hybrid-ellipsoidal 모델의 파라미터함수

Super-ellipsoidal 모델의 경우는 심장의 좌심실의 형태와 유사한 형태를 가지고 있다. 이러한 특징 때문에 좌심실의 외형만을 모델링 할 때 다양하게 사용되어져 왔으나 주로 정적인 모델에 응용되어져 왔다 [13]. 하지만 심장의 경우는 정적인 인체 기관이 아니라 잠시도 쉬지 않고 운동하는 기관이기 때문에 동적으로 움직이는 심장에 대해서 분석하기 위한 모델의 변형이 필요하다[4].

좌심실은 체내에 혈액을 공급하기 위한 장기이므로 피를 뿜어내기 위한 운동인 수축과 이완을 반복한다. 이 수축과 이완이 반복되는 가운데 다양하고 복잡한 형태의 운동이 반복되어 진다. 하지만 이러한 복잡한 운동 가운데에도 공통적인 특징을 가지고 있다. 크게 4가지로 구분할 수 있는데 전후 수축과 이완, 좌우 수축과 이완, 상하 수축과 이완, 그리고 뒤틀림 운동으로 나눌 수 있다. 이러한 4가지 운동을 분석하기 위해서는 기본 모델인 super-ellipsoidal 모델에다가 각각의 운동에 해당하는 4개의 전역 파라미터 함수를 추가하여 심장의 운동 및 형태에 유사한 hybrid-ellipsoidal 모델을 만들었다.

일반적으로 심장은 규칙적인 흐름을 나타내는 신호의 형태를 가지게 된다. 비록 부정맥과 같은 심장질환이 있지만 본 논문에서는 이러한 심장질환을 가진 사람을 제외하였다. 신호의 성질을 가진 심박에 대한 주기성을 표현하기 위해서는 주기 함수인 sine과 cosine 함수를 조합하여 표현하는 것이 효과적이다. sine과 cosine 함수는  $\pi/2$ 의 위상 차이를 가지고 시간  $t$ 에 대해서 일정하게 변한다. 또한 scale factor에 의해서 진폭의 변화와 주파수의 변화를 표현할 수 있다. 따라서 전역 파라미터 함수를 주기 함수인 sine과 cosine 함수의 조합으로 만들어서 super-ellipsoidal 모델에 적용하였다.

전후 움직임과 좌우 움직임, 상하 움직임의 경우는 그 운동의 전체적인 형태가 유사하기 때문에 모델을 변형시키는 파라미터 함수 또한 각각 유사한 형태를 가지고 있다. 이들 움직임에 대해 수식으로 표현하면 식 (3)과 같다. 그림 1은 움직임에 대한 파라미터 함수를 그래프 형태로 나타낸 것이다.  $r_x, r_y, r_z$ 는 각각 좌우 움직임, 전후 움직임, 상하 움직임에 대한 scale factor 시간  $t$ 에 대한 모델이 변화하는 정도를 세가지 움직임에 대해서 결정해주는 것이다.  $s_x, s_y,$

$$\begin{aligned}
 c_1 &= r_x \cdot \cos\left(\frac{t}{2} - a_1\right) + s_x \\
 c_2 &= r_y \cdot \sin\left(\frac{t}{2} - a_2\right) + s_y \\
 c_3 &= r_z \cdot \sin\left(\frac{t}{2} - a_3\right) + s_z
 \end{aligned} \tag{3}$$

$$0 < r_x, r_y, r_z < 0.2, 0 \leq s_x, s_y, s_z \leq 1.0$$

$$-\infty \leq t \leq \infty, -\frac{\pi}{2} \leq a \leq \frac{\pi}{2}$$

$s_z$ 의 경우는 모델의 크기를 결정하는 요소가 되며  $t$ 는 시간 축으로 음의 무한대에서 양의 무한대로 전체 시간에 대해서 그 값이 지속적으로 입력되어 진다. 따라서 scale factor인  $r$ 과  $s$ 에 적절한 값을 입력하게 되면 시간  $t$ 에 대해서 식  $c_1$ 은 좌심실의 좌우 수축과 확장을 결정하며,  $c_2$ 는 전후 수축과 확장,  $c_3$ 은 상하의 움직임을 나타내게 되는 함수로서 그 역할을 담당하게 된다. 파라미터  $a_1, a_2, a_3$ 는 주기적인 좌심실의 운동에서 전후, 좌우, 상하 운동에 대한 약간의 위상의 변화를 표현한다. 그림 1.(a)에서 그래프가 적은 위상차를 가지고 변하는 것을 볼 수 있는데 이것은 좌심실의 전후 운동이 위상차를 가지고 움직이는 것을 나타내고 있다. 좌심실의 뒤틀림 운동은 좌우, 전후, 상하 운동에 대한 파라미터 함수인  $c_1, c_2, c_3$ 에서 산출되어 지는 값을 뒤틀림 운동에 대한 파라미터 함수의 인자로서 활용한다. 하지만 뒤틀림 운동의 경

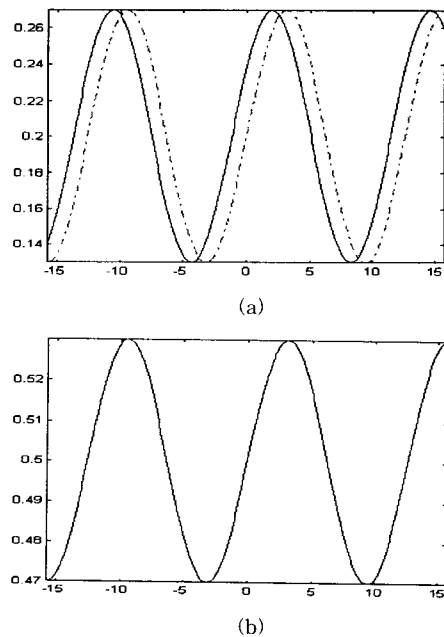


그림 1. (a) 좌우와 전후 운동의 그래프와 위상 변화, (b) 상하 운동의 그래프

우는 앞의 세 가지 운동과는 다른 형태의 운동성을 가지기 때문에 움직임을 정의하는 파라미터 함수도 조금 다르게 구성되어 진다. 앞의 세 가지 운동과 마찬가지로 sinusoidal 함수를 사용하지만 좀더 복잡한 형태를 가지게 된다. 이러한 뒤틀림 운동을 표현하기 위해서 식 (4)와 같이 정의하였다.

$$\begin{aligned}
 h_1(U) &= c_1 \sin(t_f \cdot \sin(\tau \cdot t) + u) \\
 &\quad + c_2 \cos(t_f \cdot \sin(\tau \cdot t) + u) \\
 h_2(U) &= c_1 \cos(t_f \cdot \sin(\tau \cdot t) + u) \\
 &\quad + c_2 \sin(t_f \cdot \sin(\tau \cdot t) + u) \\
 h_3(U) &= c_3 \\
 0 < t_f, \tau < 1 \quad -\infty \leq t \leq \infty \quad U = (u, v, w)
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

$t_f$ 는 좌심실의 뒤틀림 정도를 표현하는 twist factor이고,  $\tau$ 는 좌심실의 심박이 빠른 경우 그 값을 크게 하고, 느린 경우는 작게 하여 일정하게 반복되어 지는 좌심실의 심박 비율과 일치하고자 할 때 사용되어지는 factor이다.  $t$ 는 시간 축으로 음의 무한대에서 양의 무한대로 전체 시간에 대해서 그 값이 지속적으로 입력되어 진다. 그림 2는 뒤틀림 운동의 형태를 그래프로 나타낸 것이다.

그림 2를 자세히 살펴보면 그림 1과 다르다는 것

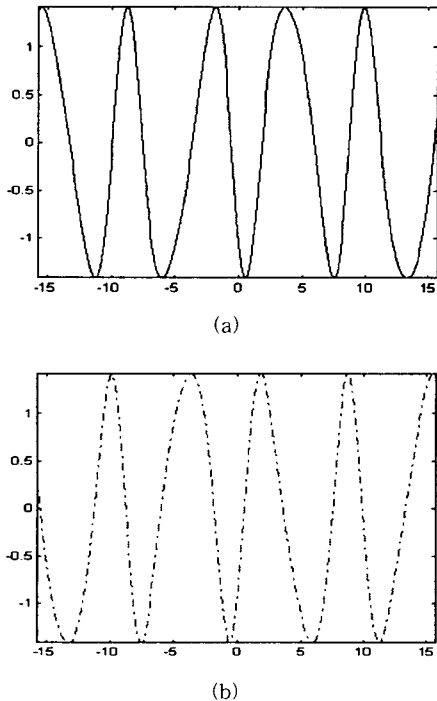


그림 2. (a) 좌우 운동의 뒤틀림 운동, (b) 전후 운동의 뒤틀림 운동

을 알 수 있는데, 파형이 일정한 것이 아니라 시간에 따라서 그래프의 기울기가 다른 것을 볼 수가 있다. 이것을 심장의 뒤틀림 운동에 적용시켰을 때 좌심실이 피를 뿜어낼 때에는 짧은 시간에 많은 힘을 필요로 하기 때문에 기울기가 큰 부분에서 이러한 형태가 나타나고 반대로 좌심실이 피를 받아들이는 부분은 용적량을 늘려야 하기 때문에 기울기가 작은 부분에서 이러한 형태가 나타난다.

좌심실의 움직임을 표현하는 모델의 전체 프레임 수는 게이트 심근 SPECT의 프레임수와 일치시키기 위해 전체 프레임 수를 16프레임으로 하였다. 그림 3은 16프레임에서 각 프레임별로 위에서 정의된 변형을 적용시켜 나타난 모양을 보여주고 있다. 좌심실의 수축과 관련되어 있는 프레임은 6 frame에서 12 frame까지 전체 16 프레임 가운데 총 7프레임이다. 이는 앞에서 설명했던 그래프에서 좌심실의 수축기에 대한 그래프 곡선의 기울기가 크기 때문에 짧은 시간에 걸쳐서 나타난다는 것과 동일한 결과를 보여주고 있다. 반대로 이완기의 경우는 전체 16 프레임 가운데 총 9프레임으로써 그래프 곡선의 기울기가 작기 때문에 긴 시간에 걸쳐서 나타난다는 것을 보여주고 있다.

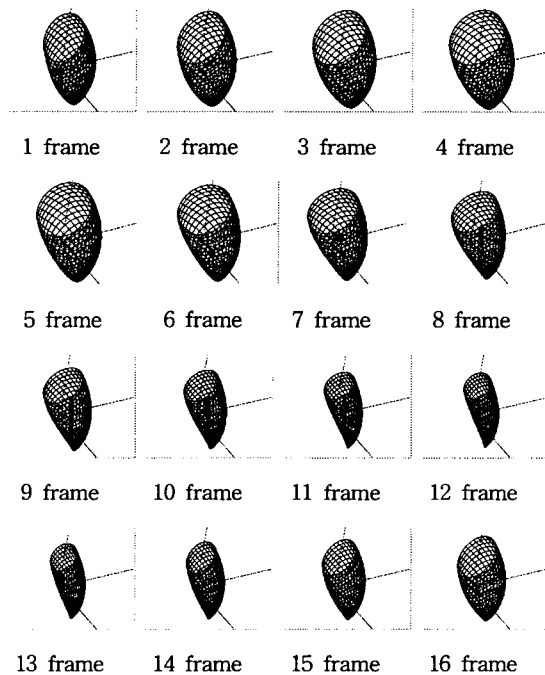


그림 3. 모델의 각 프레임별 모형

## 2.2. Fitting Algorithm

이 절에서는 지금까지 설명했던 수학적 모델과 게이트 SPECT 영상 데이터 간에 보간(Interpolation)을 위해서 fitting을 적용 시킨 후의 분석에 필요한 파라미터 추출에 대해서 설명할 것이다. 수학적 모델을 구성하는 각 포인트와 심근 게이트 SPECT 영상에서 추출된 edge 성분은 각각 서로가 3차원 공간상에서 유사한 분포를 보이고 있다. 하지만 이 두 데이터에서 최적화된 형태를 만들어 내는 것이 목적이기 때문에 이 심근 edge 성분과 모델의 포인트 간에 최적화된 형태를 추출하기 위해서 보간법을 사용하였으며 보간 알고리즘으로는 curve fitting에 사용되는 LSF(Least Square Fitting)를 이용하였다.

## 3. Fitting 모델의 생성

Fitting 모델을 생성하기 위해서는 게이트 SPECT 영상에 전처리 과정이 필요하다. 앞에서 게이트 SPECT 영상은 각  $t_i$ 에 대해서 세 개의 단면 영상을 가지고 있다고 했다. 이 가운데 횡단면 영상을 이용해서 전처리 과정을 거치게 된다. 전처리 과정에서는 심근의 edge 정보를 추출해야 하는데, MRI나 CT에서 주로 사용되던 경계선 추출 방법인 active contour와 같은 방법을 이용해서는 SPECT 영상이 자체적으로 가지는 낮은 해상도로 인해 정확한 edge를 추출하기가 어렵다. 그래서 정확한 경계선을 추출하기 위해서는 다른 방법을 필요로 하는데 이 알고리즘은 같은 연구실에서 개발한 알고리즘을 이용해서 추출하였다[14]. 이를 통해서 횡단면 영상에 대한 edge 정보를 이용하여 3차원 형태의 surface 모델을 생성하였으며 이 데이터와 모델을 이용하여 fitting 모델을 만들어 냈다.

Fitting 모델을 만들어 내는 방법은 아래와 같다.

(i) 먼저 게이트 SPECT 영상으로부터 얻어진 데이터와 수학적 모델로부터 생성된 데이터를 fitting시키기 위해서는 두 데이터의 움직임에 대한 기준점을 찾아야 한다. 기준점은 3차원 좌표계로 주로 사용하는 cartesian 좌표계를 사용하였으며, 두 모델의 장축을 가로지르는 z축을 기준 축으로 설정하였다. 이렇게 하는 까닭은 좌심실의 전후, 좌우 운동과 같은 복잡한 데이터 변화에 대해서 두 데이터 간에 중심을

설정해 주기 위해서 이다.

(ii) 서로의 중심축을 맞춘 다음에 게이트 심근 SPECT 영상으로 얻어진 데이터에서 좌심실의 심저(base)에 해당하는 영역과 모델에서 구멍이 있는 평면과 z축이 통과하는 지점의 좌표 값을 서로 일치시킨다. 이는 좌심실의 상하 운동에 대한 평가를 위해서 필요한 전처리 과정이다.

(iii) 추출된 edge는 횡단면상을 중심으로 추출하였으며 심첨(basal)과 심저(apex)를 이은 가상의 선을 심장의 중심으로 하여 하나의 횡단면상을  $10^\circ$ 씩 나누어서 하나의 횡단면상에서 심근의 내벽에 대해 36개의 포인트를 구하였다(그림 4)[13]. 이 심장의 중심이 j)에서 설명한 중심에 해당한다. 수학적 모델 또한 그림 4과 동일한 형태로 모델이 되어 있으므로 하나의 횡단면상에 대해서 총 36개의 점으로 이루어져 있다. 따라서 두 모델의 포인트는 서로 일치하는 횡단면 상의 포인트끼리 짝을 이루게 된다. 이렇게 서로 짝을 이루는 각 모델의 슬라이스에 대한 포인트끼리의 거리를 Euclidean Distance를 이용해서 구하였다.

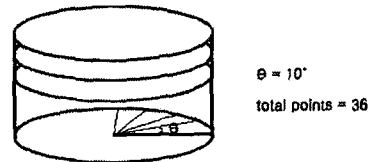


그림 4. 횡단면상의 포인트 추출

(iv) 위의 iii)을 통해서 구해진 각 슬라이스에 대한 36개의 거리를 Y로 하는 선형 회귀 분석을 사용한 후 회귀계수를 산출해 내어 linear fitting 함수  $\hat{y} = b_0 + b_1 \hat{x}$ 을 만들어 낸다. 이 함수에서 각각 포인트에 해당하는 36개의 거리를 입력  $\hat{x}$ 로 하여 그 포인트에 대한  $\hat{y}$ 값을 산출한다. 이렇게 구해진  $\hat{y}$ 의 값을 게이트 SPECT 심근에 대한 횡단면 상의 36개의 edge 포인트에 그 값을 더해 준다. 하지만 36개의 edge포인트는 그 심장의 움직임에 대한 정보까지 가지고 있는 벡터이다. 따라서 더해 준다는 의미보다는 벡터의 scaling에 더 가깝다고 할 수 있다(그림 5).

(v) fitting 모델을 생성하는 방법을 그림 5에 보여주고 있다. 수학적 모델의 포인트를 벡터  $\vec{m}$ 으로, 게이트 SPECT 영상의 edge에 대한 포인트를  $\vec{g}$ 로

표기했다. 우선 서로 쌍을 이루는 포인터인 ( $\vec{m}_i, \vec{g}_i$ )에 대해서 두 포인터 간에 거리  $d$ 를 구한다(식 ①). 다음으로 이 포인터를 서로 연결하는 하나의 벡터를 생성한 후(식 ②), 이 벡터에 대한 정규 벡터(normal vector)  $\vec{n}$ 을 구한다(식 ③). 이렇게 만든 정규 벡터  $\vec{n}$ 에 iv)에서 산출한 값인  $\hat{y}$ 을 곱하면 scale factor  $\vec{s}$ 가 산출되어 진다(식 ④). 이렇게 구해진 scale factor  $\vec{s}$ 를 게이트 SPECT 영상의 edge 포인터인 벡터  $\vec{g}$ 에 더하면 fitting 모델이 생성되어 진다.

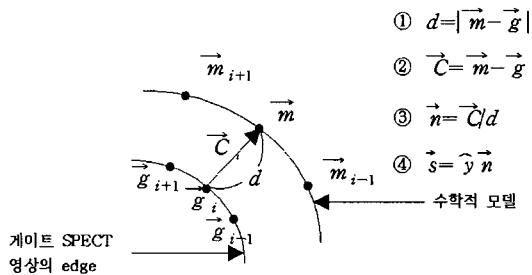


그림 5. 게이트 SPECT 심근 데이터의 scaling factor 생성 방법

위에서 제시한 방법론을 이용하면 시간의 차원이 추가된 4차원 형태의 모델이 생성되어진다. 이 모델은 각각 포인터들 마다 운동량과 방향성을 모두 가지고 있는 벡터이다. 운동량 분석은  $t_1 \sim t_{16}$ 에서 각  $t_i$ 와  $t_{i+1}$ 에 대한 포인터들의 이동 경로를 추적하여 전체 이동한 거리를 이용하였다. 이렇게 산출된 거리의 분산과 평균을 이용하여 환자와 정상인의 데이터에 대한 검증을 하였다[15,16].

#### 4. 실험 및 검증

##### 4.1. 데이터 획득 및 실험

실험을 위한 데이터는 서울대학병원 핵의학 교실을 통해서 획득하였다. 게이트 심근 SPECT를 찍었던 전문의를 통해서 구분된 정상인과 환자들의 데이터를 가지고 이들에 대한 심근의 edge성분을 추출하였다. 전체 데이터 수는 환자 데이터 26개와 정상인 데이터 7개, 총 33개의 데이터를 이용하였다. Edge성분의 추출은 본 연구실에서 개발한 프로그램을 이용하였다[14].

획득된 게이트 심근 SPECT는 가시화 및 데이터 분석기를 통해서 각 지역 운동량 데이터가 산출되어졌고, 이들 데이터의 분석을 위해서 우선 정상인들의 데이터와 환자들의 데이터를 구분하였다. 정상인과 환자들의 데이터를 분석하기 위해서 정상인의 전체 좌심실 심근 운동량과 평균 및 분산을 구해서 정상인들이 가지고 있는 운동량의 분포를 측정하고, 환자들도한 정상인과 마찬가지로 전체 심장의 운동량, 평균, 분산을 구하였다. 이렇게 각각의 데이터를 활용하여 산출된 수치를 통해서 정상인과 환자들의 운동량에 대한 비교 분석을 하였다.

##### 4.2 가시화(Visualization)

3차원으로 가시화 및 데이터 분석을 위해서 가시화 및 데이터 분석 도구를 구축하였다. 분석 도구의 개발 환경으로는 Visual C++.NET[17]의 OOP 환경에서 개발을 하였으며, 3차원 가시화에 많은 시스템의 자원 및 처리 속도를 요구하게 되는데 이를 위해서 3차원 라이브러리로 널리 사용되고 있는 OpenGL 1.2 버전[18]을 이용하여 가시화를 하였다.

그림 6은 실험을 위해 구현된 전체 시스템의 모습을 보여주고 있다. 가장 안쪽에 있는 메쉬 모델은 획득된 게이트 SPECT 영상에 대한 edge 정보를 이용해서 3차원으로 재구성한 것이고, 가장 바깥쪽에 있는 것은 본 논문에서 제안한 수학적 모델을 3차원으로 표현한 것이다. 끝으로 두 모델의 가운데 있는 것은 두 데이터에 대한 fitting된 모델을 나타낸다. 마우스 인터페이스를 이용하여 시간에 따른 애니메이션 효과와 확대 및 축소를 가능하도록 하였으며, Arcball 원리를 이용하여 마우스 클릭 후 이동시 객체의 회전

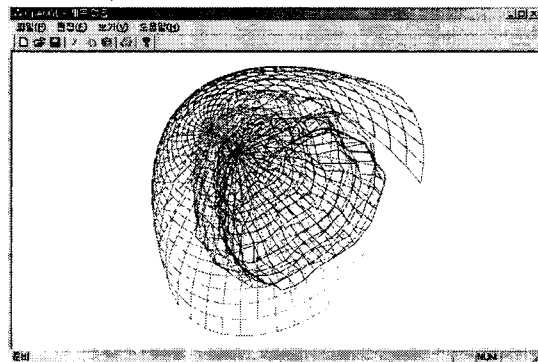


그림 6. 실험에 사용된 전체 시스템

을 가능하게 하였다[19,20]. 또한 필요한 모델만을 볼 수 있도록 하는 기능을 통해 원하는 모델에 대한 자세한 움직임 관찰이 가능하도록 하였다.

각 모델에 대한 움직임을 3차원 동영상 형태로 보여주며 이 가운데 fitting된 모델의 각 포인트의 움직임을 3차원의 형태뿐만 아니라 2차원 형태로 표현하는 bull's eye를 이용하여 각 포인트의 운동량을 가시화 하였다. 3차원으로 움직임을 판단할 때 보이지 않던

부분들도 각 포인트의 수치화된 운동량을 2차원으로 가시화 하여 전체적인 움직임을 판단할 수 있게 함으로써 분석에 대한 정확성을 높였다. 또한 운동량 데이터를 테이블에 표현하여 각각 포인트의 움직임을 수치로서 확인할 수 있도록 하였다.

그림 7은 이러한 데이터를 분석할 수 있는 도구를 보여주고 있다. 상단에 있는 원의 형태를 취하고 있는 것은 운동량 데이터를 2차원의 형태로 가시화한 것이다. 각 부위별로 심장의 특정 영역을 나타내기 때문에 그 영역에 대한 운동 분석을 가능하게 한다. 오른쪽에 있는 메뉴 구조는 fitting 모델을 가시화한 것으로 왼쪽에 있는 2차원의 운동량 데이터 영상을 3차원 형태로 운동량을 가시화한 그림이다. 가장 우측에 있는 막대 그래프 형태의 color bar는 Bull's Eye[3]로 데이터를 표현하는데 사용되는 칼라 테이블의 모습을 보여주고 있다. 아래쪽에 테이블 형태로 표현된 것은 움직임 분석에서 산출된 전체 운동량의 데이터를 각 포인트 별로 나타내고 있다.

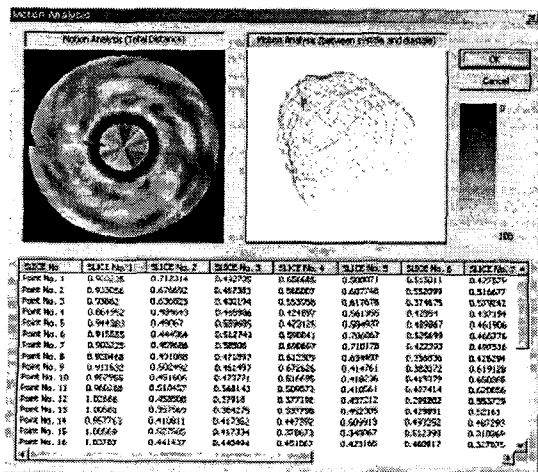


그림 7. 데이터 분석 도구

### 4.3 Validation

데이터에 대한 검증은 위해서 정상인과 환자로부 터 추출된 데이터에서 각 포인트의 전체 이동거리의 합과 평균, 분산을 산출하여 검증에 이용하였다. 이들 데이터 가운데 이동 거리의 합은 사람마다 심장의 움직임과 크기가 다르기 때문에 그다지 높은 유효성을 가지지 않을 뿐만 아니라 모델의 크기에도 큰 영향을 받기 때문에 이동 거리를 이용하여 모델의 검증에 사용하기는 부적합하였다. 표 1은 각 환자 데이터에 대한 평균 및 분산을 보여주고 있다. 평균의 경우는 대체로 값의 분포가 0.5~0.6의 값으로 분포가 되어 있으며, 분산의 경우는 0.8을 중심으로 고르게 분포되어 있다.

표 1. 환자 데이터의 평균 및 분산

| No | Average     | Variance    |
|----|-------------|-------------|
| 1  | 0.526295845 | 0.030696229 |
| 2  | 0.592956627 | 0.043334492 |
| 3  | 0.606037002 | 0.040093729 |
| 4  | 0.586600354 | 0.058855498 |
| 5  | 0.592962268 | 0.060857051 |
| 6  | 0.659570443 | 0.148064817 |
| 7  | 0.552840335 | 0.052747734 |
| 8  | 0.547757927 | 0.055301927 |
| 9  | 0.670351100 | 0.131193829 |
| 10 | 0.654521251 | 0.153518965 |
| 11 | 0.619562680 | 0.056406941 |
| 12 | 0.714079782 | 0.267637775 |
| 13 | 0.572351538 | 0.035188234 |
| 14 | 0.552031469 | 0.033176990 |
| 15 | 0.590255024 | 0.084152835 |
| 16 | 0.680691425 | 0.096131579 |
| 17 | 0.523893524 | 0.066297909 |
| 18 | 0.584661002 | 0.067226278 |
| 19 | 0.542973459 | 0.034894944 |
| 20 | 0.691434259 | 0.132820585 |
| 21 | 0.583060802 | 0.055257428 |
| 22 | 0.665204944 | 0.122829079 |
| 23 | 0.617179227 | 0.142101793 |
| 24 | 0.611362192 | 0.058223481 |
| 25 | 0.513394468 | 0.040997319 |
| 26 | 0.539013442 | 0.064742719 |



표 2는 정상인의 각 데이터에 대한 평균과 분산의 값을 보여주고 있다. 평균의 경우는 값의 범위가 대체로 환자의 평균값보다 약간 작은 값을 가지고 있다. 하지만 분산의 경우는 급격한 차이를 보이고 있다. 환자의 경우 전체 분산에 대한 평균값이 0.8을 중심으로 고르게 퍼져 있지만 정상인의 경우는 0.02의 값을 중심으로 집중되어져 있는 값의 분포를 가진다. 표 3은 환자와 정상인의 평균과 분산의 값을 보여주고 있다. 평균의 경우는 그리 큰 차이를 보이지 않지만 분산의 경우는 정상인의 경우 0.02 그리고 환자의 경우는 0.08의 값을 보여 큰 차이를 나타내고 있다. 대체로 정상인의 경우 분산 값이 0.3 이하의 값을 가지고 있고, 비정상인 데이터의 경우는 0.3보다 큰 값을 가지고 있었다. 그림 8은 표 3의 데이터를 그래프로 가시화 한 것이다.

표 2. 정상인 데이터의 평균 및 분산

| No. | Average  | Variance |
|-----|----------|----------|
| 1   | 0.452602 | 0.025286 |
| 2   | 0.501837 | 0.026644 |
| 3   | 0.550969 | 0.033941 |
| 4   | 0.502525 | 0.024519 |
| 5   | 0.357182 | 0.037562 |
| 6   | 0.424510 | 0.014698 |
| 7   | 0.449030 | 0.012940 |

표 3. 전체 운동량의 평균 및 분산

|              | Average  | Variance |
|--------------|----------|----------|
| Normal(7)    | 0.462665 | 0.025084 |
| Abnormal(26) | 0.599655 | 0.082029 |

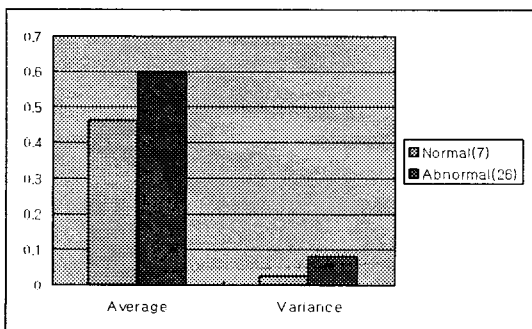


그림 8. 운동량에 대한 평균과 분산 데이터의 그래프

## 5. 결 론

본 논문에서는 3차원 좌심실의 심근 모델을 수학적으로 구축하여 환자의 게이트 심근 SPECT 영상과 정상인의 게이트 심근 SPECT 영상에 대한 운동량을 산출하여 이들의 값을 서로 비교하였다. 비교 결과 정상인의 경우 전체 운동량의 분산이 0.03이하의 값을 가졌으며, 환자의 경우는 운동량 분산이 0.03이상의 값을 가지고 0.08을 중심으로 고르게 분포되어 있었다.

심장은 사람마다 그 크기와 운동하는 움직임의 분포와 운동량이 각기 다르기 때문에 표준이라 할 수 있는 운동 모델을 선정하기가 매우 곤란하다. 또한 정상인의 경우도 서로의 운동량이 많은 사람과 적은 사람으로 나누어져 있으며 적은 사람의 경우 마치 환자의 경우처럼 나타나는 경우가 있다. 또한 환자의 경우도 평상시에는 정상인의 운동량을 가지지만 심장에 부하가 온 경우 운동량이 급격히 감소하기 때문에 이들 각각의 운동량을 분석할 수 있는 표준 모델을 선정하기는 지금까지 있어왔던 연구결과를 비추어 볼 때 무척 힘든 것임을 알 수 있다. 따라서 본 논문에서 제안한 방법도 심장의 움직임과 유사한 좌심실 심근 모델을 구축하였으나 이 모델이 환자와 정상인을 구분할 만큼 정확한 모델이라고는 할 수 없다.

하지만 이러한 모델을 중심으로 지속적으로 모델에 필요한 파라미터 및 각종 운동량 분석에 따른 알고리즘을 개선해 나간다면 더 나은 운동량 분석 모델을 만들 수 있을 뿐만 아니라 이 모델을 통해서 환자와 정상인을 구별하고 이들에 대한 정확한 운동량을 분석을 통해 적절한 분류가 가능할 것으로 기대된다.

## 참 고 문 헌

- [1] W.S. Kerwin and J.L. Prince, "Cardiac material markers from tagged MR images", Medical Image Analysis Vol.2, No.4, pp. 339-353, 1998.
- [2] 고창순 편저, "Nuclear Medicine : 핵의학", pp. 1-7, 1995.
- [3] 고창순 편저, "Nuclear Medicine : 핵의학", pp. 305-369, 1995.
- [4] J. Park, D. Metaxas, A.A. Young, L. Axel,

- "Deformable models with parameter functions for cardiac motion analysis from tagged MRI data", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 15, No.3, pp.278-289, June 1996.
- [5] <http://astronomy.swin.edu.au/~pbourke/opengl/superellipsoid/>, 2002.
- [6] William H. Press, Saul A. Teukolsky, William T. Vetterling, Brian P. Flannery, "Numerical recipes in C++ - The art of scientific computing. second edition", Published by the press syndicate of the University of Cambridge, pp. 661-711, 2002.
- [7] Milan Sonka, J. Michael Fitzpatrick, "Hand Book of medical imaging: volume 2. medical image processing and analysis", SPIE Press. Vol.2. pp. 675-710, 2000.
- [8] Alejandro F. Frangi, Wiro J. Niessen, Max A. Viergever, "Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: A review", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 20, No.1, January 2001.
- [9] Tim McInerney, Demetri Terzopoulos, "A dynamic finite element surface model for segmentation and tracking in multidimensional medical images with application to cardiac 4D image analysis", Journal of Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol.19, No.1, pp. 69-83, January, 1995.
- [10] Stefan Biedenstein, Michael Schäfers, Otmar Schober, "Three-dimensional contour detection of left ventricular myocardium using elastic surfaces", European Journal of Nuclear Medicine, Vol.26. pp.201-207, 1999.
- [11] Jinah Park, "Model-based shape and motion analysis: left ventricle of a heart", Ph. D. Thesis, University of Pennsylvania, 1996.
- [12] Sarah F. F. Gibson, Brian Mirtich, "A survey of deformable modeling in computer graphics", MERL (A Mitsubishi Electric Research Laboratory-<http://www.merl.com>), TR-97-19, November, 1997.
- [13] Tracy L. Faber, C. David Cooke, John W. Peifer, Roderic I. Pettigrew, John P. Vansant, John R. Leyendecker, Ernest V. Garcia, "Three-dimensional display of left ventricular epicardial surface from standard cardiac SPECT perfusion quantification techniques", Journal of Nuclear Medicine, Vol.36, pp.697-703, 1995.
- [14] Byeong-il Lee, Byong-Hwan Son, Sang-Hee Nam, Jae-Sung Lee, Dong-Soo Lee, Heung-Kook Choi, "Three-dimensional contour detection of left ventricular myocardial SPECT images for quantification", The Sixth Korea-Germany Joint workshop on Advanced Medical Image Processing. May, 2002.
- [15] Eusemann, C.D., E.L. Ritman, T.R. Behrenbeck, R.A. Robb., "Measurement and display of regional myocardial motion during post infarct treatment." Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2001, vol.81, pp.139-145, 2001
- [16] Eusemann, C.D., M.E. Bellemann, R.A. Robb, "Quantitative analysis and parametric display of regional myocardial mechanics" Proceedings of SPIE Medical Imaging 2000, pp.238-246, 2000.
- [17] <http://www.microsoft.com/korea/msdn/resources/libraries.asp>, 2002.
- [18] <http://www.opengl.org> : OpenGL 관련 사이트, 2002.
- [19] PS. Heckbet, "Graphics gem IV", Academic Press, San Diego, 1994.
- [20] <http://dip2k.coco.sk> : OpenGL 관련 사이트, 2002.



손 병 환

2001년 2월 인제대학교 정보컴퓨터학부 졸업  
2001년~인제대학교 전산학과 대학원 석사과정

관심분야 : 컴퓨터 그래픽스, 데이터 모델링



김 재 영

2002년 인제대학교 학사과정

관심분야 : 컴퓨터 그래픽스



이 병 일

1999년 인제대학교 전산학과 석사  
2000년 인제대학교 전산학과 대학원 박사과정수료

관심분야 : 영상처리 및 분석



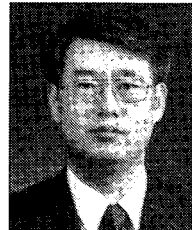
이 동 수

1982년 M.D Seoul National University, College of Medicine

1985년 M.S. Seoul National University, Postgraduate School of Medicine

1990년 Seoul National University, Postgraduate School of Medicine

1990년 Associate Professor, Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine



최 흥 국

1988년 Linkoping University, Computer Engineering Linkoping, Sweden (공학사)

1990년 Linkoping University, Computer Engineering Linkoping, Sweden (공학석사)

1996년 UppsalaUniversity, Computerized Image Analysis Uppsala, Sweden(공학박사)

1997년~현재 인제대학교 정보컴퓨터공학부 조교수  
관심분야 : 멀티미디어, 컴퓨터그래픽스, 영상처리 및 분석

교신저자

최 흥 국 621-749 경남 김해시 어방동 인제대학교 정보 컴퓨터학부