

# 게이트 심근 SPECT에서 좌심실의 운동성 분석을 위한 속도영상화 기법 개발

조미정<sup>†</sup>, 이병일<sup>\*\*</sup>, 최현주<sup>\*\*\*</sup>, 황해길<sup>\*\*\*\*</sup>, 최흥국<sup>\*\*\*\*\*</sup>

## 요 약

도플러효과를 이용하여 심초음파에서 제공하는 심장의 운동성분석에서 속도지표가 중요하게 사용되고 있지만, 판독자 의존도가 높다. 객관성 및 재현성이 높은 게이트 심근 SPECT는 정량화 정보를 제공하고 있으나 속도를 영상화하지는 못하고 있다. 이 연구에서는 게이트 심근 SPECT 영상을 이용하여 속도 영상화 기법을 개발하여 국소 심근 벽 운동에 대한 평가 지표로 사용하고자 하였다. 심근의 분할을 통해 획득되어진 좌표값을 이용하여 심근 모델을 3차원으로 가시화하고 심근벽의 슬라이스별 각 포인트의 속도를 색채 사상을 통해 가시화 하였다. 속도 영상의 유의성 검증을 위하여 총 22명의 데이터에 적용하였으며 정상인 7명과 심근경색 환자 15명으로 그룹을 나누어 각각 적용시킨 결과 정상인의 전체 평균 이동거리는 4.3mm이었고 평균 속도는 11.9mm/s이었으며 환자군에서는 평균 이동거리와 평균 속도가 각각 3.9mm, 10.5mm/s로 나타났으며 정상인의 심벽 움직임 속도가 환자에 비해 빠른 결과를 보였다. 이 논문에서는 게이트 심근 SPECT에서 새로운 지표인 속도 영상화 기법을 개발함으로써 기존의 데이터의 생산성을 향상시키고 재사용성을 증대시켰을 뿐만 아니라 새로운 지표를 이용한 분석을 임상에 적용하는 방안을 제안함으로써 유용성을 검토하였다.

## Development of Velocity Imaging Method for Motility of Left Ventricle in Gated SPECT

Mi-Jung Jo<sup>†</sup>, Byeong-il Lee<sup>\*\*</sup>, Hyun-Ju Choi<sup>\*\*\*</sup>, Hae-Gil Hwang<sup>\*\*\*\*</sup>, Heung-Kook Choi<sup>\*\*\*\*\*</sup>

## ABSTRACT

Although the generally used the velocity index of doppler effect is a very significant factor in the functional evaluation of the left ventricle, it depends on the subjective evaluation of an inspector. The objective data of the motility can be obtained from the gated myocardial SPECT images by quantitative analysis. However, it is difficult to image visual of the velocity of the motion. The aim of our study is to develop a new method for the imaging velocity using the gated myocardial SPECT images and use it as an evaluation index for analyzing motility. First we visualized left ventricle into 3 dimensions using the coordinates of the points which were obtained through a segmentation of myocardium. Each point was represented by the different colors, according to the velocity of each point. We performed a validation study using 7 normal subjects and 15 myocardial infarction patients. To analyze motility, we used the average of the moved distance and the velocity. In normal cases, the average of the moved distance was 4.3mm and the average of the velocity was 11.9mm. In patient cases, the average of the moved distance was 3.9mm and the average of the velocity was 10.5mm. These results show that the motility of normal subjects is higher than the abnormal subjects. We expect that our proposed method could become a way to improve the accuracy and reproducibility for the functional evaluation of myocardial wall.

**Key words:** Velocity Imaging(속도 영상화), Motility Analysis of Left Ventricle(좌심실의 운동성 분석), Gated SPECT(게이트 SPECT)

※ 교신저자(Corresponding Author): 최흥국, 주소: 경남 김해시 어방동 607번지, 전화: (055)320-3643, FAX: (055) 322-3107, E-mail: hkchoi@mitl.inje.ac.kr

접수일: 2005년 11월 28일, 완료일: 2006년 4월 7일

<sup>†</sup> 준회원, 인제대학교 의료영상학과  
(E-mail: jmj0201@mitl.inje.ac.kr)

<sup>\*\*</sup> 준회원, 전남대학교 핵의학과  
(E-mail: dewpapa@hanmail.net)

<sup>\*\*\*</sup> 준회원, 인제대학교 전산학과  
(E-mail: hjchoi@mitl.inje.ac.kr)

<sup>\*\*\*\*</sup> 준회원, 인제대학교 전산학과  
(E-mail: seaload@mitl.inje.ac.kr)

<sup>\*\*\*\*\*</sup> 종신회원, 인제대학교 의료영상학과  
※ 본 연구는 2005년도 인제대학교 학술연구조성비 지원에 의하여 연구되었음

## 1. 서 론

심장은 두 개의 심방과 두 개의 심실로 구성되는데 이중 좌심실은 수축과 이완 운동을 반복하면서 우리 몸 전체에 혈액을 공급하는 기관으로 그 중요도가 매우 높다[1]. 좌심실 심근의 움직임의 변화는 관상동맥의 폐색으로 인해 발생하는 허혈과 같은 심장 질환 진단을 위한 중요한 지표가 된다.

심장 질환의 진단을 위해서 임상에서 이용되는 의료 영상기기는 MRI, 초음파, SPECT, PET 등이 이용되며 이중 게이트 심근 SPECT는 좌심실 구혈률과 수축기말 부피를 측정하면 늘 같은 값이 나와 재현성이 높음을 보이고 영상의 획득과정이 전자동화되어 판독자 의존성이 없어 MRI나 초음파와 비교할 때 결과의 정밀도가 가장 높다[2].

획득된 영상을 바탕으로 좌심실의 기능 지표를 정량화하기 위하여 좌심실을 모델링하고 운동성을 분석하고자 하는 연구가 계속되어져 오고 있다. Park 등은 Tagged MRI를 이용하여 물리기반 변형 모델을 만들어 좌심실의 형태를 가시화하고 운동을 분석하였고, Eric 등은 타원체를 이용하여 변형 모델을 만들어 좌심실을 모델링 하여 CT와 SPECT에 적용하였다[3,4]. Choi 등은 SPECT 영상을 유한 요소법을 이용하여 물리기반 변형 모델을 만들고 이를 좌심실의 정량적인 분석에 이용하였고, Biedenstein 등은 탄성체 표면 모델을 이용하여 3차원의 심근 내·외벽을 추출하여 모델링하였다[5,6]. Son 등은 수학적 모델과 실제모델의 중간모델인 피팅모델을 개발하여 SPECT 영상에 적용하여 좌심실 심근의 운동성을 분석하였고, Lee 등은 SPECT에서 얻은 영상으로 구혈률을 측정하고 국소탄성도를 얻어 심장의 수축능을 분석하였다[7,8]. Germano 등은 표면 모델을 사용하여 3차원 공간에서 심근의 표면을 분할하고 게이트 심근 SPECT를 정량적으로 분석하였다[9].

본 논문에서는 국소 심근 벽 운동에 대한 평가 지표를 제공하기 위하여 SPECT 영상을 이용한 속도영상화 기법을 개발하고자 한다. 임상에서 게이트 심근 SPECT 영상을 이용해서 심장 질환을 진단할 때 이와 같은 방법이 사용된 예는 없으나 심초음파에서는 혈류에 의한 신호를 제거하고 저속의 심근 조직으로부터 도플러 변위를 보이면서 반사되어 되돌아온 신호만을 받아 이면성(2D imaging) 심초음파도에

중첩시키는 방법으로 획득되는 도플러 조직 영상으로 심근 벽 운동의 속도를 나타내는 속도 영상을 이미 사용하고 있으며 이는 국소 심근 벽 운동 이상의 평가 및 부하를 검사하기 위한 유용한 데이터를 제공한다[10]. 그러나 심초음파의 경우 판독자 의존도가 높아 게이트 심근 SPECT에 비해 객관성과 재현성이 떨어지는 단점이 있으므로 속도영상을 게이트 심근 SPECT에 적용하여 심근 질환을 위한 새로운 지표를 제공하고자 한다.

본 논문의 목적은 게이트 심근 SPECT를 통해 획득 되어진 심근 영상을 3차원으로 가시화하고 시간에 따른 심근의 변화를 시뮬레이션하며 앞 절에서 설명한 심초음파에서 제공하는 속도 영상이라는 유용한 정보를 게이트 심근 SPECT에 나타낼 수 있도록 심근의 지역별 속도를 계산하고 이를 영상화 하는 방법을 개발한 후 모델링함으로써 심근의 운동 속도를 가시화 하고자 한다. 또한 실제 데이터에 적용하여 얻은 정량적인 수치를 분석하고 비교하여 심근경색 환자집단과 정상인 집단에서 나타나는 차이를 살펴봄으로써 게이트 심근 SPECT에서의 속도 영상이 심장 기능을 평가 할 수 있는 새로운 지표로써의 그 유용성을 검증하고자 한다.

## 2. 연구방법

본 연구는 심근의 형태와 움직임을 가시화 하고 심근 운동 속도를 영상화함과 동시에 정량적으로 분석함으로써 심근의 관류와 움직임에 대한 유용한 지표를 제공하고자 한다. 먼저 게이트 심근 SPECT로부터 획득되어진 영상의 단축면상에서 심근을 분할하고 각 단축면마다 36개의 포인트를 추출하여 3차원 좌표값으로 변환하였다. 추출된 좌표값을 바탕으로 3차원 가시화를 시킨 후 각 포인트별 속도를 계산하였다. 계산되어진 속도를 정량화하여 심근 표면에 컬러 매핑(color mapping)시킴으로써 속도를 영상화 하고 정상인과 심근경색 환자집단에서 심혈관 부위별 운동성의 차이를 비교 분석 하였다. 본 논문의 전체적인 프로그램 구조는 그림 1과 같다.

### 2.1 심근의 분할

SPECT 영상의 단축 영상으로부터 심근의 외벽과 내벽을 추출하기 위하여 심근 분할을 수행하였다. 핵

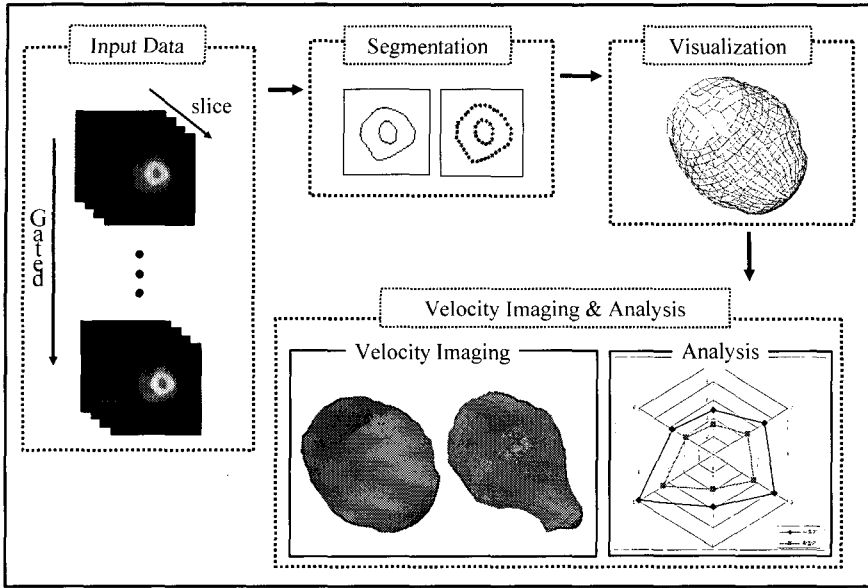


그림 1. 프로그램 구조

의학 영상에 대한 심근 분할 연구를 보면 Biedenstein 등은 탄성표면(elastic surface)을 이용하여 빠르고 재현성이 높으며 사용자 독립적인 방법을 제안하였고 Eric등은 화소에 대한 히스토그램(histogram)을 기반으로 하는 수학적 형태 연산(mathematical morphology operator) 방법을 이용하여 심근의 외곽선을 분할하였다. Choi등은 수학적 형태 연산 방법을 이용하여 외곽선을 추출하고 외벽과 내벽을 구분하

기 위하여 k-means clustering 방법을 이용하였는데 오류를 최소화하기 위하여 반자동 분할 방법을 이용하였다[4-6].

본 논문에서 해상도와 확대도가 낮은 단축 영상에서 심근 영역을 정확히 추출하기 위하여 단축면의 좌심실의 형태와 유사한 원통형 모델을 이용하여 먼저 관심 영역을 정한 후 심근 분할을 수행하는 방법을 이용하였다[7]. 관심 영역을 결정하기 위하여 이용되

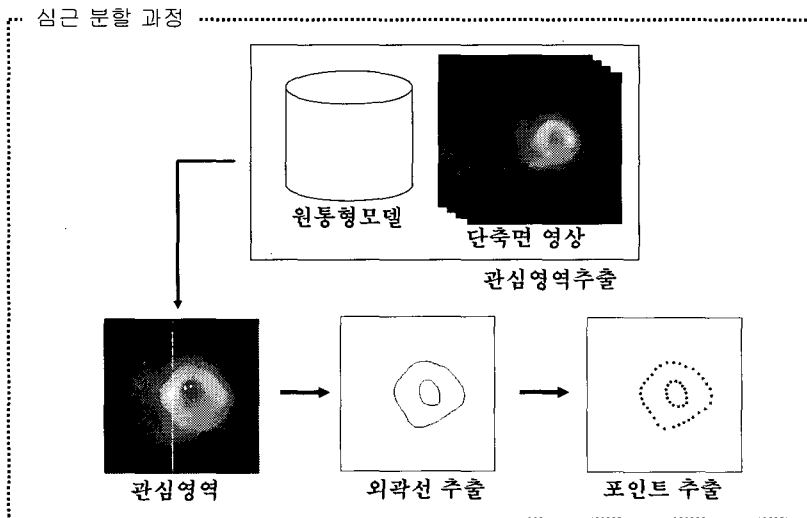


그림 2. 심근 분할 과정

는 원통형 모델은 심근의 내·외벽 영역을 충분히 포함하였으며 원통형 모델에서의 중심이 좌심실의 질량 중심과 같도록 하며 좌심실의 질량 중심은 사용자가 이동단추를 이용하여 설정하도록 하였다.

각 단면별로 원의 중심에서 10도 간격으로 나누어 추출된 외곽선 상에 총 36개의 점을 구하고 좌표값을 3차원 배열로 저장하였다.

2.2 최소자승법

SPECT의 단축면상에서 획득된 좌표 값을 메쉬로 연결하여 3차원으로 재구성하였는데 심첨부의 손실되는 정보의 보간을 위하여 실제 심근의 좌표값들의 모형을 잘 반영하도록 좌표 값들과의 오차를 최소화 하는 곡선의 방정식을 구하는 최소자승법(Least Squares Method)을 변형하여 적용하였다[11].

최소자승법은 최적의 근사 곡선을 위한 함수를 판단하는 기준으로 곡선과 자료간의 오차(error)의 제공의 합이 최소가 되도록 하는 것으로[12,13], 그림 3에서 근사 곡선을 나타내는 함수  $f(x)$ 와 점  $(x_i, y_i)$ 가 있을 때 둘의 오차는 함수  $f(x)$ 에 의해서 계산된 값  $Y_i$ 와 자료 점  $y_i$ 와의 차이를 말하며  $e_i = Y_i - y_i$ 와 같다.

주어진 자료가 N개 있다면 각각의 점과 근사 곡선 간 오차를 구해서 제공하고 이것을 모두 더한 것을 오차 제공의 합 S로 나타내며  $s = \sum_{i=1}^N (Y_i - y_i)^2$ 와 같다. 근사 곡선을 위한 함수가 n차 다항식이라 가정하면 함수  $f(x)$ 는 (n+1)의 계수를 갖는 식 1과 같이 나타낼 수 있다.

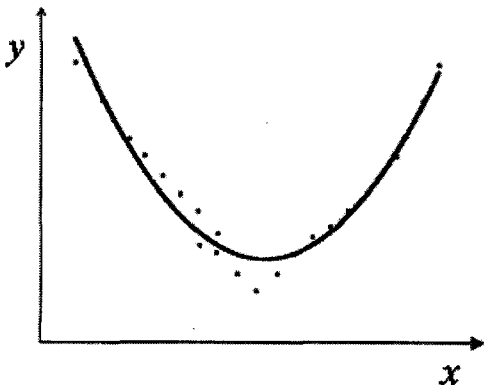


그림 3. 실험 자료와 근사 곡선

$$f(x) = a + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n \quad (1)$$

이 함수와 주어진 포인트의 오차 제공의 합 S가 최소가 되기 위한 조건은 각 계수에 대한 편미분의 값이 0이 되는 것으로 식 2와 같다.

$$\begin{aligned} \frac{\partial S}{\partial a_0} &= \sum_{i=1}^N 2(f(x_i) - a_0 - a_1x_i - \Lambda - a_nx_i^n)(-1) = 0 \\ \frac{\partial S}{\partial a_1} &= \sum_{i=1}^N 2(f(x_i) - a_0 - a_1x_i - \Lambda - a_nx_i^n)(-x_i) = 0 \\ &\qquad\qquad\qquad M \qquad\qquad\qquad M \\ \frac{\partial S}{\partial a_n} &= \sum_{i=1}^N 2(f(x_i) - a_0 - a_1x_i - \Lambda - a_nx_i^n)(-x_i^n) = 0 \end{aligned} \quad (2)$$

$f(x_i)$ 를  $Y_i$ 라 하고 식 3을  $x$ 에 대하여 정리한 식 3을 이용하여 곡선의 방정식을 구하는 것이 가능하다

$$\begin{aligned} a_0N + a_1 \sum_{i=1}^N x_i + \Lambda + a_n \sum_{i=1}^N x_i^n &= \sum_{i=1}^N Y_i \\ a_0 \sum_{i=1}^N x_i + a_1 \sum_{i=1}^N x_i^2 + \Lambda + a_n \sum_{i=1}^N x_i^{n+1} &= \sum_{i=1}^N x_i Y_i \\ &\qquad\qquad\qquad M \qquad\qquad\qquad M \\ a_0 \sum_{i=1}^N x_i^n + a_1 \sum_{i=1}^N x_i^{n+1} + \Lambda + a_n \sum_{i=1}^N x_i^{2n} &= \sum_{i=1}^N x_i^n Y_i \end{aligned} \quad (3)$$

일반적인 최소자승법의 경우 주어진 자료의 분포가 정규 분포를 가정할 때 최적의 결과를 얻을 수 있다. 그러나 좌심실의 경우 심첨부의 정보가 유실되어 심첨부에 대해 정규 분포를 가정할 수 없을 경우가 있으므로 최소자승법을 이용하여 심첨부의 형태를 결정짓는데 중요한 역할을 하는 특정한 한 점을 지나도록 하는 조건을 추가함으로써 좌심실의 심첨부 정보를 보다 정확히 복원하는 근사 곡선의 함수를 구하였다.

근사 곡선이 구해지면 근사 곡선 방정식과 이전의 좌표값을 바탕으로 실제 심근의 심첨부에 해당하는 부분의 좌표를 3차원 좌표로 획득했다. 이 좌표를 모델을 만들 때 추가하여 심첨부를 보간하여 모델을 완성했다.

2.3 속도 영상화

게이트 단위 시간과 심벽의 움직임 거리를 이용하

여 심근 운동 속도를 계산하고 이를 3차원 모델에 적용하고 가시화하기 위해서 속도 영상화 기법을 개발 하였다. 속도 영상은 수축기와 확장기 대하여 각각 만들어지며 속도 영상화의 알고리즘은 그림 4와 같다[14].

SPECT 파일의 헤더 정보로부터 확장기말과 수축기말에 대한 프레임 정보와 심근의 게이트 단위 시간 정보를 추출한 후 확장기에 해당하는 프레임 수와 수축기에 해당하는 프레임 수 그리고 수축, 확장기 동안의 소요된 시간을 계산하였다.

게이트 단위 동안 획득되어진 전체 영상에 대해서 심근 분할 과정에서 추출된 심근 외곽선의 각 포인트 별로 이동한 거리를 수축기와 확장기로 구분하여 이동한 거리와 속도를 계산하였다.

각 포인트의 속도 변화는 국소 심근 벽 이상의 평가를 위한 지표로 이용되는데 수치로 얻어진 이러한 정보를 심근 모델에 가시화시키기 위하여 속도정보에 따른 컬러맵을 적용하여 영상화 하였다. 속도를 영상으로 표현하기 위해 최저 속도와 최고 속도를 계산하고 다음의 식 4를 이용하여 정규화 시켰다.

$$Normalized\_value = \left( \frac{velocity - Min\_Velocity}{Max\_Velocity} \times 255 \right) \quad (4)$$

이때 최저 속도와 최고 속도는 확장기와 수축기 전체에 대하여 구하며 최대 속도를 붉은 색으로 최저 속도를 파란색으로 표현하도록 했으며 사용한 컬러맵은 그림 5와 같다.

색조 쌍은 ( R, G, B )의 형태이며 정규화를 통해서

```

Extract information(): // diastole frame
                    // systole frame
                    // overall cycle of LV motion
Compute moving time during diastole and systole();
For each point
    compute moving distance();
    compute Maximum velocity ();
    compute Minimum velocity();
    velocity normalize();
    create file for saving computed value();
    
```

그림 4. 속도 영상화 알고리즘

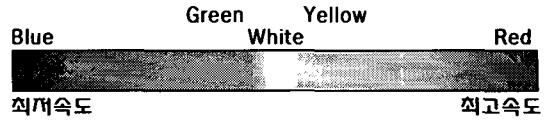


그림 5. 컬러맵(Color Map)

```

for each node
    evaluate the Normalized_Value for the velocity
    initial color triplet is set to ( 255, 255, 255 )
    if Normalized_Value > 128
        Rate = (Normalized_Value - 128) * 2
        color triplet is set to ( Rate, 255 - Rate, 0 )
    if Normalized_Value < 128
        Rate = - Normalized_Value * 2
        color triplet is set to ( 0, 255 - Rate, Rate )
    
```

그림 6. 색 사상(color mapping) 알고리즘

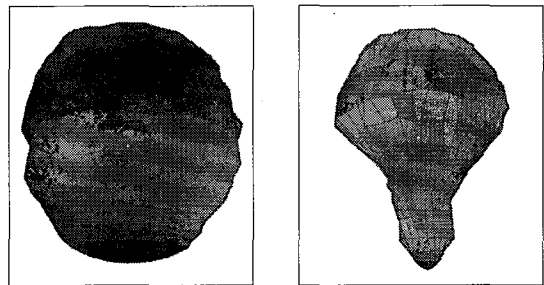


그림 7. 속도 영상화 결과

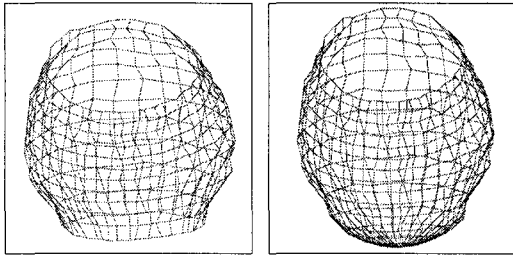
계산된 값이 128보다 큰 경우의 색조 쌍은 B값을 0으로 하고 R과 G 값을 혼합하여 나타내고 128보다 작은 경우는 R값을 0으로 하고 G값과 B값을 혼합하여 나타낸다[14].

### 3. 결 과

#### 3.1 가시화

3차원 가시화를 위한 프로그램 개발 환경은 Visual C++.NET의 OOP 환경에서 개발 하였으며 3차원 가시화를 위해서 최적화된 하드웨어 사용이 가능하도록 해주는 라이브러리인 OpenGL 1.2버전을 이용하였다.

실제 심근 모델은 심근 분할에서 원점으로부터 10도씩 나누어 한 평면 당 36개의 획득된 좌표값을 메쉬로 엮어 3차원 재구성하였다. 심침은 최소자승법



보간전                      보간후  
 그림 8. 최소자승법 이용한 보간 결과

으로 보간 하였다.

속도를 가시화하기 위하여 모델 표면에 속도에 따라 수축기와 확장기로 나누어 색을 사상시켰다.

### 3.2 실험 및 검증

데이터에 대한 검증을 위해서 정상인과 심근경색 환자 그룹으로 나누어 각각에서 추출된 데이터에서 각 포인터의 확장기와 수축기 동안 평균 이동 거리와

평균 속도를 구하여 비교하였다.

정상인 7명과 심근경색 환자 15명을 대상으로 하였으며 정상인 그룹의 전체 평균 이동거리는 4.3mm였고 평균 속도는 11.9mm/s였으며 심근경색 환자 그룹에서는 평균 이동거리와 평균 속도가 각각 3.9mm, 10.5mm/s로 나타났다. 수치로 보기에는 근소한 차이이지만 정상인에서 높은 수치를 나타내었다. 표 1은 정상인 그룹, 표 2는 심근경색 환자 그룹의 개인별

표 1. 심근경색 환자의 이동거리 및 속도

	수축기		확장기	
	이동거리	속도	이동거리	속도
1	4.10	10.36	4.10	6.90
2	4.75	14.41	4.75	7.20
3	5.41	20.51	5.41	7.45
4	4.65	11.74	4.65	7.83
5	4.09	10.33	4.09	6.88
6	2.90	6.29	2.90	5.51
7	3.94	9.96	3.94	6.64
평균	4.26	11.94	4.26	6.92

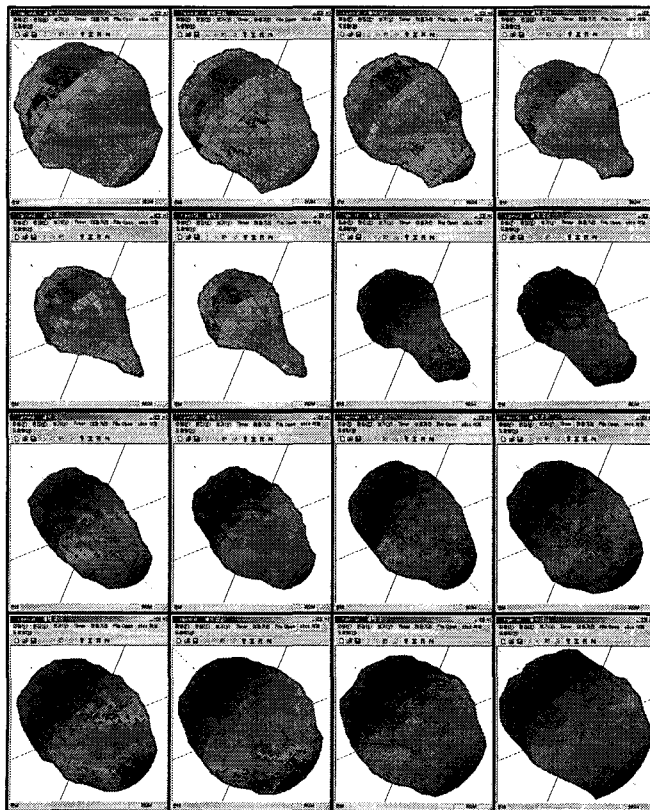


그림 9. 심근 운동 변화 및 색 사상

표 2. 정상인의 이동거리 및 속도

	수축기		확장기	
	이동 거리	속도	이동거리	속도
1	2.87	3.96	2.87	10.90
2	4.74	11.98	4.74	7.99
3	4.08	15.48	4.08	5.62
4	3.80	5.23	3.80	14.40
5	3.97	8.60	3.97	7.53
6	3.16	9.58	3.16	4.79
7	4.04	10.21	4.04	6.81
8	4.29	13.02	4.29	6.51
9	3.92	7.42	3.92	8.49
10	3.87	9.78	3.87	6.52
11	3.62	7.84	3.62	6.86
12	4.46	6.75	4.46	13.51
13	3.13	15.81	3.13	3.95
14	5.05	19.16	5.05	6.96
15	3.45	13.08	3.45	4.75
평균	3.90	10.53	3.90	7.71

표 3. 정상인과 심근경색 환자의 부위별 이동거리

분할 부위	수축기		확장기	
	정상인	환자	정상인	환자
1-1	6.53	5.51	3.62	4.78
1-2	7.75	5.49	4.25	4.56
1-3	6.76	5.55	3.73	4.79
1-4	6.55	5.52	3.63	4.78
1-5	7.75	5.49	4.25	4.56
1-6	6.74	5.54	3.72	4.79
2-1	12.33	11.96	7.34	8.86
2-2	17.70	13.01	10.50	9.66
2-3	14.96	11.09	8.88	8.08
2-4	14.65	9.75	8.51	7.11
2-5	15.46	10.84	8.68	7.98
2-6	13.36	10.74	7.78	8.39
3-1	11.64	14.28	6.88	10.45
3-2	15.14	15.67	9.00	10.28
3-3	15.11	14.95	8.86	9.93
3-4	13.22	14.05	7.83	9.32
3-5	16.27	15.36	9.43	10.35
3-6	13.05	14.68	7.60	10.03

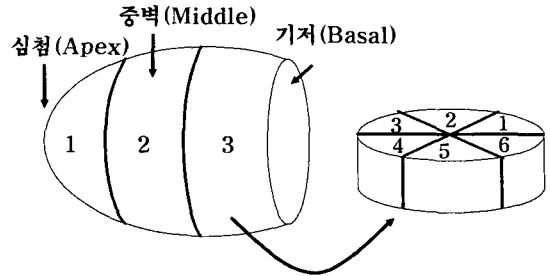


그림 10. 심근 모델의 분할

평균 이동거리와 평균 속도를 나타내었다.

심장의 운동은 심장 전체의 운동도 중요하지만 국소 심근의 변화도 중요하므로 심첨에서 심저를 다음 그림 10와 같이 세 부분으로 나누고 부분별로 다시 6등분하여 움직임의 변화를 알아보았다. 표 3은 심근 경색 환자와 정상인 그룹의 부위별 이동 거리 평균을 나타내고 그림 11은 이를 그래프로 나타내었다.

정상인과 심근경색 환자 그룹의 부위별 운동 속도 결과는 중벽부에 가장 심한 차이를 보였으며 기저부 보다는 심첨부에서 큰 차이를 보였다.

다음 그림 12는 수축기 말과 확장기 말에서 정상과 심근경색 환자의 색 사상 결과이다. 확장기말과 수축기말에서 심근의 형태에서부터 심근경색 환자와 정상인에서 차이를 보였으며 심첨부가 비정상적으로 커진 것을 볼 수 있다. 수축기에서도 제대로 수축이 되지 않은 것을 볼 수 있다. 이러한 현상은 심근 벽 운동 속도에 영향을 주게 되므로 속도를 느리게 만들고 색채 사상의 결과에서 파란색 계열의 색이 정상인에 비해 훨씬 넓게 분포되어 있는 것으로 나타났다. 이는 정상인에 비하여 심근경색 환자는 심근 운동의 속도가 느리다는 것을 의미한다.

#### 4. 결 론

게이트 심근 SPECT는 좌심근의 관류 분석에 많이 사용되는 장비로, 최근 증가하고 있는 심혈관질환의 진단에 좋은 결과를 보여주고 있다. 이 연구에서 개발한 속도 영상화 기법은 게이트 심근 SPECT에서 사용되고 있지 않는 정보를 개발한 것으로, 임상에서 사용된 예가 없으나 이미 심초음파에서는 심근도플러 속도 영상을 이용하고 있으며 이 영상은 국소 심근 벽 운동 이상의 평가 및 부하를 검사하기 위한 유용한 정보를 제공한다.

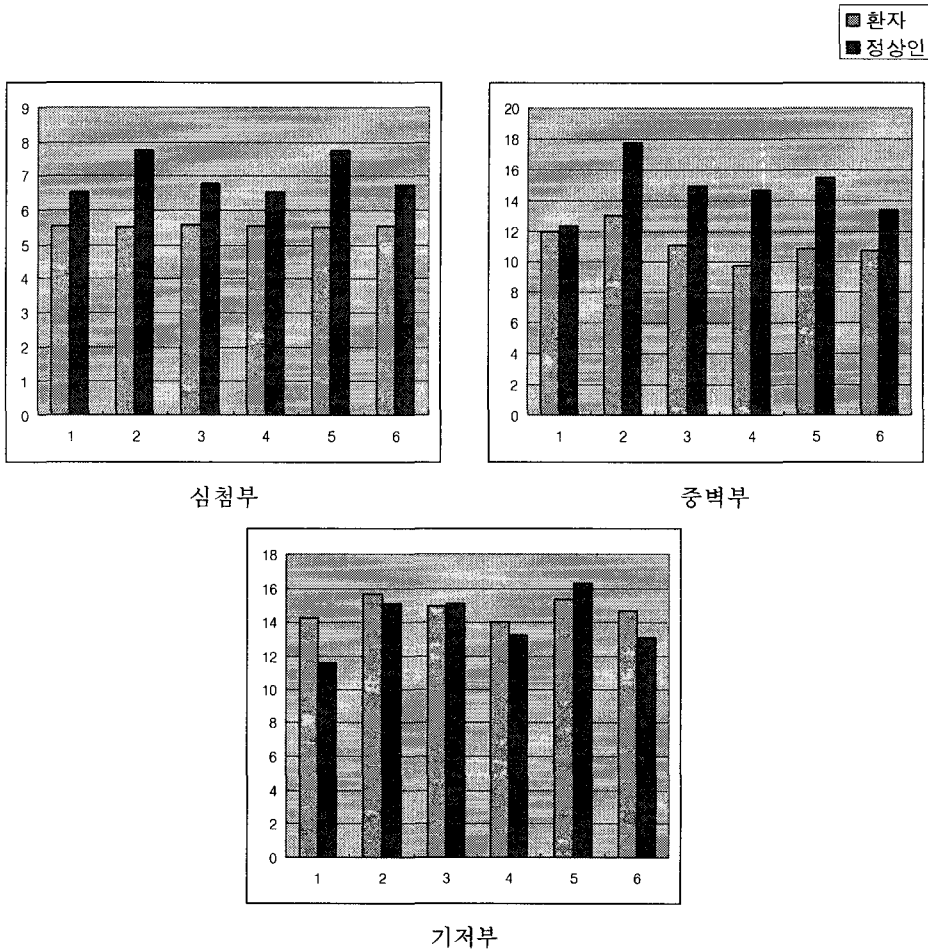


그림 11. 심근의 부위별 이동속도 비교

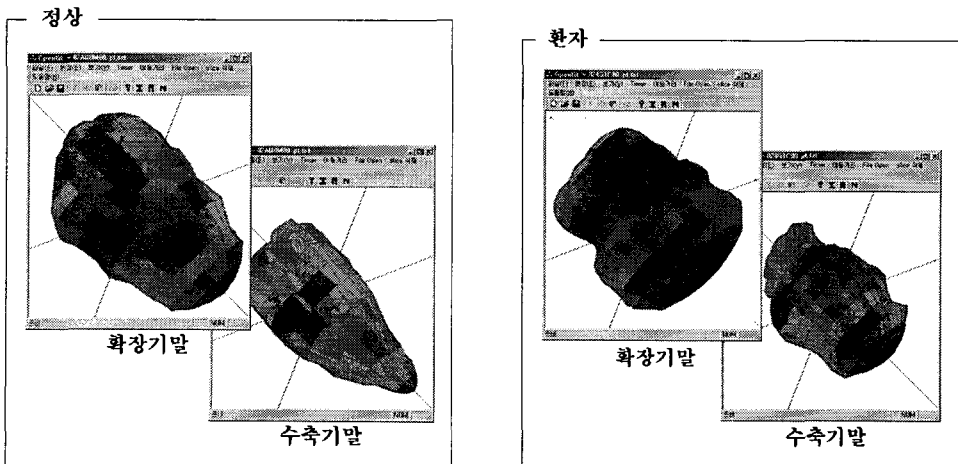


그림 12. 확장기말과 수축기말에서 심근경색 환자의 정상 비교



심근경색 환자 그룹과 정상인 그룹에서 심벽 운동 속도는 전체 평균과 부위별 평균에서 모두 정상인 그룹이 빠른 것으로 나타났으며 이로써 속도 영상화가 심근경색 환자와 정상인을 구별하기 위한 유의한 지표임을 검증하였다.

게이트 심근 SPECT에서 심장 기능의 새로운 지표로 제공될 속도 영상은 기존의 데이터의 생산성을 향상시키고 재사용성을 증가시킬 뿐만 아니라 새로운 지표를 이용하는 방향을 제안함으로써 새로운 가능성을 제시하였다.

### 참 고 문 헌

- [1] 한국해부생리교수협의회, *생리학*, 도서출판 정담, pp. 263-282, 2000.
- [2] 고창순, *핵의학*, 고려의학, 1995.
- [3] J. Park, D. Metaxas, and A.A. Young et al. "Deformable Models with Parameter Functions for Cardiac Motion Analysis from Tagged MRI Data," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 15, No. 3, pp. 278-289, 1996.
- [4] E. Bardinet, L.D. Cohen, and N. Ayache, "Tracking and Motion Analysis of the Left Ventricle with Deformable Superquadrics," *Medical Image Analysis*, Vol. 1, No. 2, pp. 129-149, 1996.
- [5] S.M Choi, Y.K Lee, and M.H Kim, "Quantitative Analysis of Gated SPECT Images Using Efficient Physical Deformation Model," *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 34, pp. 15-33, 2004.
- [6] S. Biedenstein, M. Schafers, and L. Stegger, et al. "Three-Dimensional Contour Detection of Left Ventricular Myocardium using Elastic Surfaces," *European Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 26, No. 3, pp. 201-207, 1999.
- [7] B.H. Son, J.Y. Kim, and B.I. Lee, et al. "Motility Analysis of Gate Myocardium SPECT Image using Left Ventricle Myocardium Model," *Korea Multimedia Society*, Vol. 6, No. 3, pp. 444-454, 2002.
- [8] B.I Lee, D.S Lee, and J.S Lee, et al. "Development of Gated Myocardial SPECT Analysis Software and Evaluation of Left Ventricular Contraction Function," *Korea Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 37, No. 2, pp. 73-82, 2003.
- [9] G. Germano, H. Kiat, P.B, and Kavanagh, et al. "Automatic Quantification of Ejection Fraction from Gated Myocardial Perfusion SPECT," *Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 36, No. 2, pp. 138-147, 1995.
- [10] D.J. Price, D.R. Wallbridge, and M.J. Stewart, "Tissue Doppler Imaging: Current and Potential Clinical Applications," *Heart*, Vol. 84, No. 2, pp. 11-18, 2000.
- [11] Y.C Jang and M.S Oh, "The Detection of Ellipse by Using Modified Least Square Method in Image," *Korea Information Processing Society*, Vol. 4, No. 12, pp. 3200-3210, 1997.
- [12] W.H. Press, S.A. Teukolsky, and W.T. Vetterling et al *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.
- [13] N. Draper and H. Smith, *Applied Regression Analysis, Second Edition*, Wiley Interscience, 1981.
- [14] J. Park, "Model-Based Shape and Motion Analysis : Left Ventricle of Heart," Ph.D. Thesis, University of Pennsylvania, 1996.



### 조 미 정

2001년 인제대학교 정보컴퓨터 학부 학사  
 2003년 인제대학교 의료영상과학 석사  
 관심분야는 의료영상처리 및 분석, 컴퓨터 그래픽스



**이 병 일**

1997년 인제대학교 전산학과 학사  
 1999년 인제대학교 전산학과 석사  
 2004년 인제대학교 전산학과 박사  
 2005년 서울대학교 핵의학과 연  
 수, 서울대학교 의학연구  
 원 선임연구원  
 2005년 전남대학교 임상백신사업

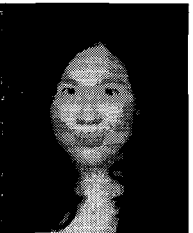
단 연구교수

2006년 현재 전남대학교병원 핵의학과 연구교수  
 관심분야 : 핵의학영상처리 및 분석, 동적 심장영상분석,  
 뇌영상데이터표준화, 광학영상기기개발



**황 해 길**

2000년 인제대학교 전산학과 학사  
 2002년 인제대학교 전산학과 석사  
 2004년 인제대학교 전산학과 박  
 사 수료  
 2006년 현재 인제대학교 컴퓨터  
 공학부 외래교수  
 관심분야 : 의료영상처리 및 분석



**최 현 주**

1995년 인제대학교 전산학과 학사  
 2001년 인제대학교 전산학과 석사  
 2005년 인제대학교 전산학과 박사  
 2006년 현재 인제대학교 의생명  
 공학원 연구교수  
 관심분야 : 의료영상처리 및 분석,  
 컴퓨터 그래픽스



**최 흥 국**

1988년 Linkoeeping Univ. BS  
 1990년 Linkoeeping Univ. MS  
 1996년 Uppsala Univ. Ph.D.  
 1997년 현재 인제대학교 컴퓨터  
 공학부 부교수  
 한국멀티미디어학회 및 한국신호  
 처리학회 국제이사

관심분야 : 멀티미디어, 컴퓨터 그래픽스, 영상처리 및  
 분석