

# SPECT 영상을 사용한 기능적 심근형태의 자동 계측법 개발

## — Automated Functional Morphology Measurement Using Cardiac SPECT Images —

부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과  
최석윤 · 고성진 · 강세식 · 김창수 · 김정훈

### — 국문초록 —

핵의학 검사에 있어서 심근 관류스캔은 관상동맥질환의 혈액학적 중요성을 평가하는 좋은 방법이다. 그러나 판독효율을 높이기 위해서 자동화된 정량적 계측 방법이 추가적으로 제시되어야 한다.

본 연구에서는 판독에 필요한 심근의 3차원 기능모델과 심근 두께 계산 모델을 제시한다. 개발을 위해서 SPECT로 부터 심장의 단축단면상을 얻었고 전처리를 방정식을 적용하여 좌심근 두께의 모델링을 구현하였다.

실험결과 슬라이스 단축방향 영상으로부터 내벽과 외벽을 계측하는데 성공하였고, 계산된 좌표를 이용해서 3차원 모델링을 구현하였다. 다음 라플라스 식을 사용하여 심벽 두께의 3차원 모델을 완성하였다. 3차원 모델을 통해서 결절 부위가 쉽게 관찰할 수 있고, 3차원 모델의 회전을 통해서 병변의 위치를 빨리 파악할 수 있는 특징을 가진다.

판독 보조지표로서의 개발된 제안된 모델은 보조적 판독정보를 제공하고 오진의 확률을 낮추는데 기여할 것으로 예상된다. 허혈성 심장질환 환자의 조기 진단에도 큰 역할을 할 것이다.

중심 단어 : 영상분할 심근두께 자동계측법

## . I. 서 론

핵의학 검사는 비침습적이고 검사 효율이(Cost effective) 좋아서 심장 질환을 진단하는데 매우 유용하다. 그 중 심근 관류스캔(Myocardial Perfusion Imaging)은 관상동맥질환

의 혈액학적 중요성을 평가하는 좋은 방법으로서 확립된 대 사적 영상을 정량적으로 측정하는데 매우 유용하다. 그러나 관상동맥질환에 있어 심근관류스캔의 정확도, 민감도, 특이 도는 연구자에 따라서 다양하게 보고되고 있다<sup>1,2)</sup>.

심근 관류스캔의 영상은 광자감쇠(Photon attenuation), 방사선 산란(Radiation scattering), 조준기-검출기 (Rollimator-detector)에 의해서 흐림(blurr)이 발생하고, 환자에 의해서 움직임 잡음(Motion artifact)이 발생 한다. 이러한 현상은 영상으로 하여금 고 잡음 준위(High noise level)와 저해상도(Low resolution)의 결과를 초래 하고 영상을 해석할 때 어려움을 주고 판독결과를 정량화 하는데 오차를 만드는 원인이 된다<sup>3)</sup>.

일반적으로 허혈성 심질환에 동반된 심장의 형태학적 변화 를 관찰하기 위해서는 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 와 CT(Computed Tomography)가 이용되고 있다. 기능적 분

\* 접수일(2012년 3월 7일), 심사일(2012년 5월 10일), 확정일(2012년 6월 12일)

\* 본 논문은 2010년도 부산가톨릭대학교 교내학술연구비 지원에 의하여 수행된 것임.

제 1 저자 : 최석윤, (609-757) 부산시 금정구 부곡 3동 9번지  
부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과  
Tel : 051-510-0585, Fax : 051-510-0588  
E-mail : image@cup.ac.kr

교신저자 : 김정훈, (609-757) 부산시 금정구 부곡 3동 9번지  
부산가톨릭대학교 보건과학대학 방사선학과  
Tel : 051-510-0583, Fax : 051-510-0588  
E-mail : donald@cup.ac.kr

석을 위해서는 SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)와 PET (Positron Emission Tomography)이 사용되고 있으며, 심장의 기능적 현상을 이해하는데 매우 유용한 검사방법이다. 그러나 기존의 2차원 영상을 기반으로 하는 의사의 주관적인 판독법은 가치가 있지만, 판독 효율을 높이기 위해서 의사의 판독과 함께 정량화된 객관적인 정보가 추가적으로 필요하다.

정보를 객관화하기 위해서는 정량화가 필요하다. 정량화를 위해서는 영상분할 기술이 필요하다. 그러나 심근 관류스캔 영상의 고잡음과 저해상도의 특징 때문에 영상분할은 매우 어려운 문제로 알려져 있다<sup>3)</sup>.

본 연구에서는 기능 영상의 판독 가치를 높이기 위해서 다음의 정량화 방법을 제시한다. 첫째, 자동 영상 분할법과 심근의 3차원 모델을 제시한다. 둘째, 심근의 두께를 자동으로 계산하여 3차원으로 판독 할 수 있는 기능을 제시하고자한다.

## II. 대상 및 방법

실험에 필요한 영상을 획득하기 위하여 SPECT(GE, USA, CA)를 사용하였고 저에너지 고해상도 조준기를 장착한 감마카메라를 이용하여 20초씩 3°간격으로 투사영상을 얻었다. 140 keV를 중심으로 한 20%의 에너지창으로 감마선피크 식별 영역을 설정하였다. 영상재구성은 반복적재구성법 (Ordered-subset expectation maximization with two iterations and 10 subsets; IRNC) 으로 재구성하여, 수직장축단면상, 수평장축단면상, 단축단면상을 얻었다. 제안하는 모델을 개발하기 위해서 Intel(R) Core(TM)2 Duo CPU 2.10Ghz/4.0GB RAM의 컴퓨터를 사용하였으며, 구현을 위해서 Matlab Ver. 7.4 (Mathworks, USA, Massachusetts)를 사용하였다.

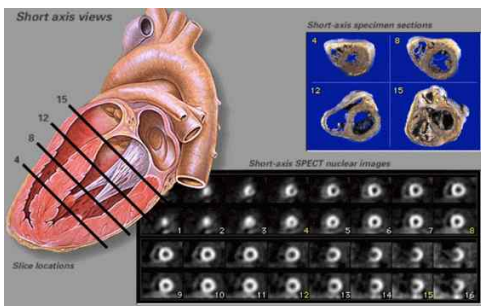


Fig. 1 Suggestion of three-dimensional cross section images and cross section direction of myocardial images. (courtesy of yale university school of medicine)

### 1. 영상의 전처리

심근괴사 및 심근의 기능적 문제를 진단하기 위해 심근 관류 SPECT 검사를 임상에서 시행한다. 그러나 시간차를 두고 촬영된 영상은 촬영당시의 감마카메라 설정이나 환자 자세의 변이에 의해서 영상의 명암도와 심근의 모양이 형태적으로 차이를 보이기 때문에 영상의 재현성은 떨어진다. 따라서 히스토그램 평활화(Histogram equalization)와 히스토그램 매칭(Histogram matching)을 통한 전처리를 (Preprocessing) 수행하여<sup>4,5)</sup> 시간차에 의한 변이를 해결하고 다음단계의 알고리즘 적용 시 동일한 가중치를 적용하고자 한다. 적용 시 동일한 환경의 영상을 얻게 되고, 제안된 전처리에 의해서 생성된 최종 결과는 신뢰를 더할 수 있게 된다. Fig. 3은 계산되어진 결과를 보여준다. 시간차 변이가 해결되어 각 슬라이스 간 화소 값의 변동이 심하지 않고 일정한 것을 알 수 있다. 동일한 검사를 시간을 두고 시행해서 영상을 얻을시 이전과 유사한 농도분포의 영상을 얻을 수 있다.

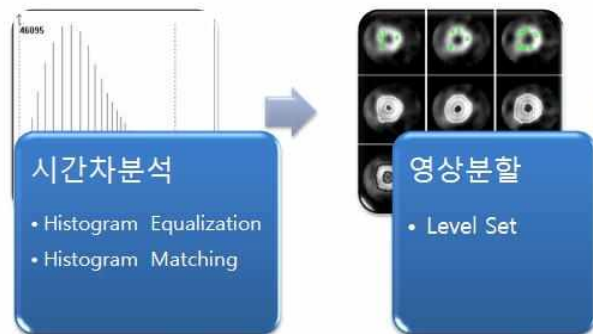


Fig. 2 Figure chart of develop algorithm

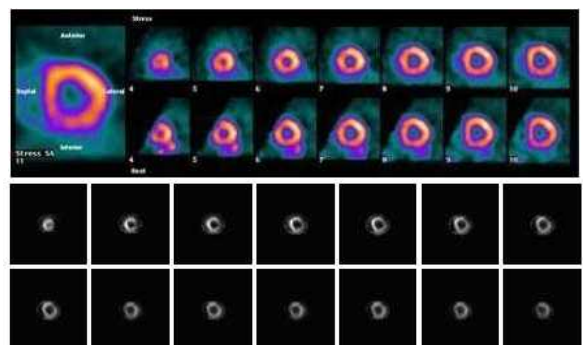


Fig. 3 Final images which solves the time-gap problem of nuclear medicine images

2. 심근 자동영상분할

심장의 윤곽선을 정확하게 획득하기 위해서는 2차원 심근영상에서 정확한 분할이 필요하다. 분할을 위해서 레벨셋<sup>6,7,8)</sup> 방법을 제안한다. 제안된 알고리즘은 관심영역의 윤곽선을 찾기 위한 정확성, 신속성뿐만 아니라 기하학적 변화를 쉽게 조절할 수 있으므로 정해지지 않은 숫자의 객체를 검출할 수 있는 특징을 가지고 있다.

$$F_1(c1, c2, C) = \int_{\Omega_1 = \omega} (\mu_0(x, y) - c_1)^2 dx dy + \int_{\Omega_2 = \Omega/\omega} (\mu_0(x, y) - c_1)^2 dx dy + \nu c \tag{1}$$

$$F_2(c1, c2, \Phi) = \int_{\Omega_1 = \omega} (\mu_0(x, y) - c_1)^2 H(\Phi) dx dy + \int_{\Omega_2 = \Omega/\omega} (\mu_0(x, y) - c_1)^2 (1 - H(\Phi)) dx dy + \nu |\nabla H(\Phi)| \tag{2}$$

제시된 이론을 통해서 영상분할은 전개되고 2차원 영상에 정의된 곡선에 대해서 영상은 두 개의 영역으로 분리된다. 각 영역의 밝기 값은 영역 내에서 일정하다고 가정한다.  $c1, c2$  는 경계 내부와 외부의 영상 밝기 값의 평균이다. 에너지는 두 개의 에너지의 합으로 표현되는데

$$\int_{\Omega_1 = \omega} (\mu_0(x, y) - c_1)^2 dx dy \text{ 는 곡선내부에서}$$

밝기 값을 균일하게 하는 역할을 하며,

$$\int_{\Omega_2 = \Omega/\omega} (\mu_0(x, y) - c_1)^2 dx dy + \nu c \text{ 는 경계}$$

영역 내부에 에너지가 존재하는 것을 막는 역할을 한다. 최종 경계는 반복계산을 통해서 이루어진다. 심장의 기능적 내, 외벽 정보만을 획득하고, 계산된 좌표 값을 사용하여 좌심실의 3차원 모델을 개발 한다. 이것은 심근의 곡사를 자동 분석할 때 사용될 수 있고, 입체적으로 회전을 통해서 좌심실을 관찰 할 수 있기 때문에 2차원 영상에 비해 관독이 매우 편리한 장점을 가진다.

2. 심벽의 두께계산

라플라스 방정식은 3차원 공간에서 2차미분이 가능한 실함수  $\phi(x, y, z)$ 에 대해서 식(3)를 만족 할 수 있는 해를 찾는 문제로 정의되고, 식(3) 은 식(4) 와 식(5) 로 표현될 수 있다.

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial z^2} = 0 \tag{3}$$

$$\nabla^2 \phi = 0 \tag{4}$$

$$\Delta \phi = 0 \tag{5}$$

라플라스 방정식의 디리클레 문제(Dirichlet problem)란 어떤 영역  $D$ 의 경계에서의  $\phi$ 가 특정 함수로 주어졌을 때, 영역 위의 해  $\phi$ 를 구하는 것이다. 열전도에서 등장하는 라플라스 방정식을 빗대어 보면, 이 문제는 다음과 같이 해석할 수 있다. 경계면의 온도를 특정한 온도로 일정하게 유지하고 내부의 온도가 더 이상 변화하지 않을 때까지 기다린 후 내부의 온도 분포를 찾는 것이 디리클레 문제에 해당한다. 라플라스 방정식의 노이만 경계조건(Neumann boundary condition)은 경계  $D$ 에서 함수  $\phi$  자신이 아니라 법선 도함수를 조건으로 가진다. 물리학에서는 경계에서만 벡터장의 효과를 알고 있을 때 그 벡터장의 퍼텐셜을 구하는데 사용한다<sup>9)</sup>.

라플라스 방정식은 식 (6)의 형태로 나타난다. 그리고 2차원 라플라스 방정식의 차분 방정식은 식 (7)과 같다. 제시된 방정식을 통하여 2차원 좌심근의 두께를 자동 모델링 할 수 있다,

$$\phi_{xx} + \phi_{yy} = 0 \tag{6}$$

$$u(x+h, y) + u(x, y+h) + u(x-h, y) + u(x, y-h) - 4u(x, y) = 0 \tag{7}$$

III. 실험결과

1. 자동 영상 분할 결과

전처리를 수행하여 시간차에 의한 변이를 해결하였다. 시간차 변이가 해결된 영상을 사용하여 영상분할을 시도하였다. Fig. 4에서 레벨 셋을 이용한 자동분할법에 성공한 결과를 보여준다. 심근의 외벽이 분할된 결과는 좌표로서 표현되며, Fig. 4의 (a)에서 (f)까지는 연속된 영상에 대한 분할결과를 보여준다. 단면 영상은 단축방향 결과로서 내부의 경계는 심장의 내벽을 표현하고, 외부의 경계는 심장의 외벽을 표현하게 된다. 심근에 기능이 떨어질 때 경계는 함몰되어 나타나고 기능이 충분할 때 경계가 일정한 곡선을 그리게 된다. 경계의 형태만으로도 관독에 이용

할 수 있으며, 이 기능은 3차원 모델생성을 위해서 핵심적인 기술이다. 3명의 전문가에 의해서 정상인과 비정상인 영상에 대한 수동분할법 실시 결과와 제안되는 자동분할법의 결과도출에 소요되는 계산시간을 비교 제시하였다 (Fig 7). 단면영상 1번은 심첨(heart apex) 영역에 해당되고, 단면영상 16번은 기저(basal) 부분에 해당된다. 심첨 부분은 영상에서 크기가 매우 작고 간단한 원형으로 나타나며, 기저 방향으로 갈수록 심근은 크기와 형태가 커지고 복잡해진다. 수동분할에 비해서 계산의 시간이 일정하고, 슬라이스 4 이후 계산시간이 적게 나타난다.

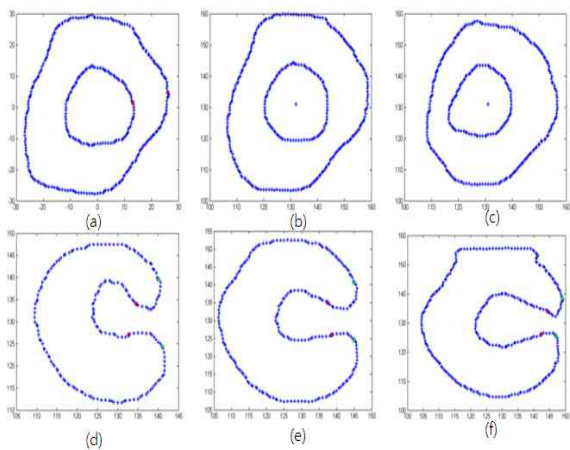
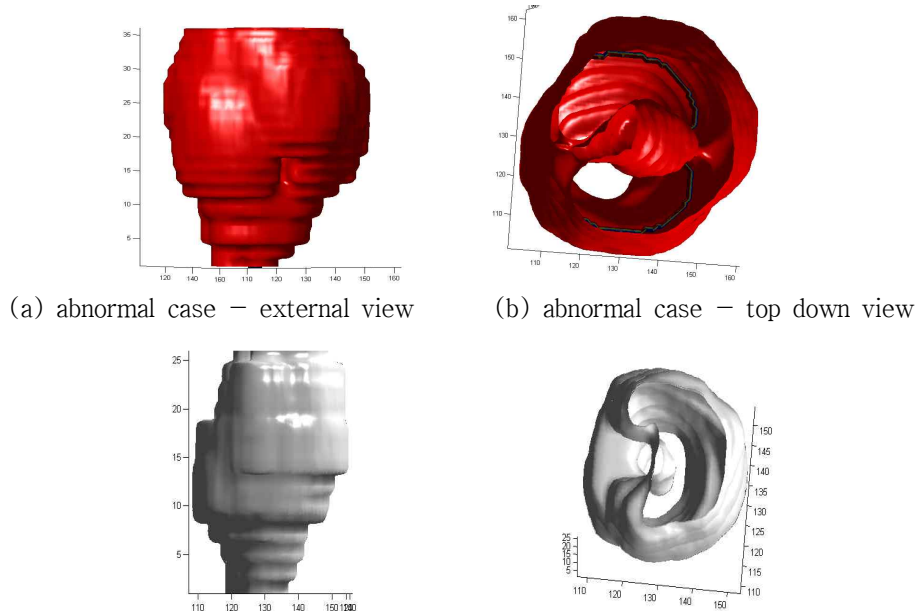


Fig. 4 Segmentation result of short axis direction using level set (a-c : normal case , d-f: abnormal case)



(c) normal case- external view (d)

Fig. 5 Three-dimensional model of internal and external info  
2. 외부정보의 3차원 모델

Fig 5.는 심근영상의 좌표로부터 만들어진 3차원 모델이다. Fig. 5(a)와 Fig. 5(b)는 정상인에 대한 모델링 결과를 나타내고, Fig. 5(c)와 Fig. 5(d)는 비정상인에 대한 모델링이다. 기능적 심근 외벽이 3차원 모델을 통해서 쉽게 관찰되며, 모델을 회전을 하면서 관찰할 경우 매우 빨리 문제가 있는 위치를 발견할 수 있다. 기능이 매우 떨어질 경우에는 Fig. 5(c)에서와 같이 나타나며, 측벽(lateral wall) 부근에 결절(defect)이 있음을 쉽게 육안으로 확인할 수 있다. 2차원에 비해서 전체적인 크기와 형태를 빨리 인지 할 수 있는 장점을 가진다.

Fig. 5(b)와 Fig. 5(d)는 기저에서 심첨 방향으로 관찰한 모습이다. 내벽과 외벽의 관계에 대해서 쉽게 인지할 수 있고, 외벽의 전체적인 윤곽에 대해서 관찰 할 수 있다.

3. 라플라스 모델을 이용한 두께 모델 생성

라플라스 식을 사용하여 결절이 있는 부위의 슬라이스에 대해서 심벽 두께를 3차원 모델로 생성하였다(Fig. 6). 두께가 두꺼운 부위일수록 색 수치정보가 상승한다. 두께 정보가 없는 곳은 색 수치정보(Color count)가 0으로 나타나고, 심근두께가 두꺼워 질수록 색 수치정보는 커진다.

일반적으로 두께 정보는 측정 시작점과 측정 끝점을 명확하게 설정하기가 어렵다. 연구 결과에서 제시하는 전체 카운트 값의 분포도를 이용하면 특정 영상과의 두께 비교가 가능하다.

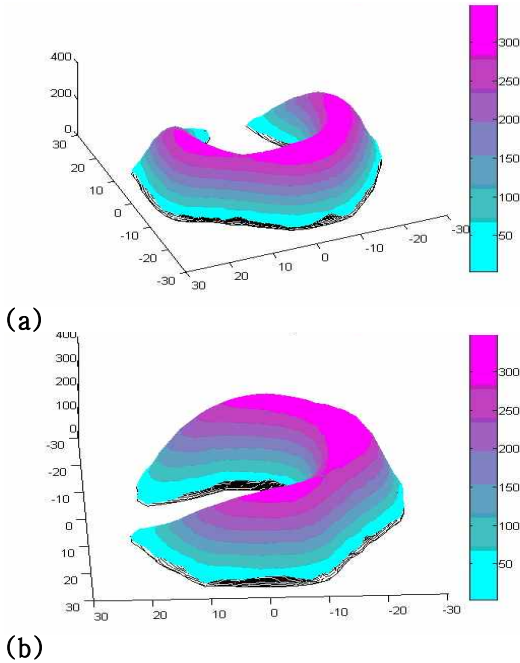


Fig. 6 Three-dimensional thickness model of abnormal left ventricle using laplace equation.

#### IV. 고찰

허혈성 심 질환은 심장으로 공급되는 혈관이 어떠한 이유로 좁아지거나 일부가 막혀서 혈액공급이 줄어들어서 심장 근육에 저산소증 및 과사현상을 일으키는 질환이다. 통증이나 심장발작의 증세를 가져오고 심근이 경색되면 사망이 이르게 된다. 우리나라 사망 원인 자료에 나타난 심장병을 포함한 순환기계 질환은 전체 사망 원인의 31.5%를 차지하는 중요한 질환이다<sup>1)</sup>.

CT와 MRI는 심장의 형태 정보를 제공하고 SPECT와 PET은 심장의 기능 정보를 제공한다. 심근의 기능 상태를 알 수 있는 심근관류 SPECT 검사는 매우 중요함에도 불구하고 검사가 많이 이뤄지지 않으며, 고식적인 분석법에 의존도가 높은 편이다. 타 진단 영상장치들은 보조적 분석 소프트웨어가 계속 발표되고 있으나, SPECT의 진단 보조 소프트웨어의 개발에 대한 연구는 부족하다. 가격대 검사 효율이 높은 SPECT의 진단적 가치를 높이기 위해서는 새

로운 분석 방법들이 계속 제시되어야 한다.

전통적으로 심근관류 스캔의 판독은 시각적 분석(Visual analysis)과 극성지도(Polar map)를 이용한 정량적 분석을 이용하고 있다. 이때 시각적 분석은 판독자의 경험과 훈련에 의존된다. 시각적 분석을 할 때 심근 관류 스캔 과정에서 생기는 여러 제약점들이 존재하고, 특히 다양한 문제 중에서 정상을 보이는 다중 관상동맥 위험군(Multiple coronary artery territories)인 환자에 대해서 많은 제약점을 보이고 있다. 이때 심근관류 스캔 영상에서만 나타나는 결절의 해부학적 분포를 아는 것은 매우 중요한 문제이다.

본 연구에서는 심장기능영상의 가치를 극대화하기 위해서 기능영상으로부터 3차원적 형태학적 정보를 생성하였다. 제안된 3차원 모델로부터 생성된 정량적 정보는 환자의 허혈 및 경색부위를 입체적으로 묘사하기 때문에 결절의 분포를 한 눈에 알 수 있게 하고, 판독에 도움을 줄 수 있다. 3차원 모델은 심근의 기능 정도를 입체적으로 묘사한 것으로서 상, 하, 좌, 우 모든 방향에서 판독자가 허혈의 깊이를 입체적으로 느낄 수 있어 눈으로 인지하기 힘든 평면적 해석에서 오는 오류를 감소할 수 있다.

Fig. 7에서 수동 분할시 심근의 침부에서 기저로 갈수록 계산시간의 증가하는 경향을 보이고 있으나, 제안하는 자동분할법은 항상 일정한 패턴을 보이고 있다. 침부에서는 계산시간이 많이 소요되나 중앙 지역부터는 오히려 계산시간이 작게 나타난다.

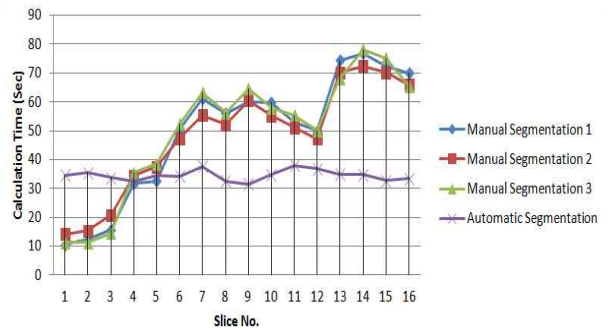


Fig. 7 Comparison of calculating time between suggested automatized segmentation method and hand-operated segmentation method

특정 대상의 두께 측정은 심근의 해석을 위해서 매우 도움이 되는 지표이지만, 정확한 측정에는 많은 어려움을 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 길이 측정은 시작점과 끝점을 정확하게 정의 할 수 없기 때문에 측정 시 오류가

있고 많은 분야에서 문제점이 고려되지 않은 채 사용되기도 한다. 이 방법은 기준을 어떻게 잡고 어떤 방향으로 측정할지에 따라 결과 값은 달라진다. 심근두께 정보의 결과는 최적의 측정경로를 제공해서, 심근의 위치별 두께 분포를 나타내는 3차원적 계측법은 특정질병의 패턴이나 치료 전후의 경과분석에 사용될 수 있다. 본 연구에서 라플라스식을 적용하여 모델 개발에 성공하였으나 향후 더욱 다양한 방법이 시도되어야 한다.

개발된 모델들은 모두 초기 모델로서 여러 단점을 가질 수 있다. 또한 임상 실험을 통해 기능의 신뢰성을 확보할 필요가 있다. 그러나 관독 보조 자료로서 처음으로 제안되는 점은 매우 고무적인 일이라고 사료된다. 본 연구의 제약점으로 제한된 케이스에 대해서 실험을 한 것이다. 향후 다양한 케이스에 대한 실험을 할 필요가 있고 분할이 실패하는 경우에 대해서 고찰해야 할 것이다. 한편 분할의 정확성에 대해서 해부학적 정보가 가장 잘 나타나는 MRI의 결과에 대해서 선형성을 가지는 지에 대한 평가도 필요할 것으로 사료된다.

향후 연구에서는 제시된 모델을 사용해서 임상 실험을 통해서 신뢰성을 확보할 계획이며, 새로운 극성지도를 제시하고자 한다. 임상에서 쓰는 극성지도는 실제 기저 부분이 2차원 영상에서 나타난 것 보다 매우 크게 표현되어 나타나서 관독자에게 더욱 심각하게 느껴지도록 하는 경향이 있다. 3차원 프로파일 플롯으로 만들어진 새 극성지도 모델은 2차원 상에 제시된 극성지도 보다 왜곡이 작고, 오류가 적은 장점을 가질 것이다. 이러한 관독 지표 개발은 기존의 시스템에서 고효율을 창출하는 계기가 될 것이다.

## V. 결 론

심근 관류 스캔의 관독법에 객관적이고, 보조적인 관독 지표 개발은 필요하다. 본 연구에서 개발한 내용은 다음과 같다. 첫째, 심근의 정량적 분석을 위해서 영상분할법을 개발하였다. 둘째, 심벽을 입체적으로 관독할 수 있는 3차원 모델 개발에 성공하였다. 셋째, 2차원 좌심실 영상으로부터 심근의 두께정보를 3차원으로 평가할 수 있는 방법을 개발하였다. 개발된 기술은 의사에게 추가적으로 관독정보를 제공하고 오진의 확률을 낮추는데 기여할 것으로 예상된다. 허혈성 심장질환 환자의 조기 진단에 큰

역할을 할 것이다.

## 참 고 문 헌

1. KS Won, HW Kim.: Diagnosis of Coronary Artery Disease Using Myocardial Perfusion SPECT, Nucl Med Mol Imaging, 43(3), 196–202, 2009
2. JG Schwartz, RB Johnson, FC Aepfelbacher et al.: Sensitivity, specificity and accuracy of stress SPECT myocardial perfusion imaging for detection of coronary artery disease in the distribution of first-order branch vessels, using an anatomical matching of angiographic and perfusion data, Nucl Med Commun 24(5), 543–549, 2003
3. AK Paul, HA Nabi.: Gated Myocardial Perfusion SPECT: Basic Principles, Technical Aspects and Clinical Applications, J Nucl Med Technol, 32, 179–187, 2004
4. RP Jannick, V Vo, B Bloss, CK Abbey.: Fast algorithms for histogram matching: application to texture synthesis, J. Electronic Imaging, 9(1), 39–45, 2000
5. RC Gonzalez, RE Woods.: digital image processing 3rd edition, Pearson Prentice hall, 120–144, 2008
6. S. Osher, JA. Sethian.: Prongs propagating with curvature dependent speed: algorithms based on Hamilton–Jacobi formulations, J. Comp. Phys., 79, 12–49, 1988
7. T. Chan, L. Vese.: Active contours without edges, IEEE Trans. Imag. Proc., 10, 266–277, 2001
8. S. Choi, HC. Kim, M Kim.: Segmentation of the left ventricle in myocardial perfusion SPECT using variational level set formulation, NSS/MIC, 345–362, 2007
9. S. E. Jones, B. R. Buchbinder, I. Aharon.: Three-Dimensional Mapping of Cortical Thickness Using Laplace's Equation, Human Brain Mapping, 11(1), 12–32, 2000

• Abstract

---

## Automated Functional Morphology Measurement Using Cardiac SPECT Images

Seok-yoon Choi · Seong-Jin Ko · Se-Sik Kang · Chang-soo Kim · Jung-Hoon Kim  
*Dept. of Radiological Science, College of Health Sciences, Catholic University of Pusan, Busan, Korea*

For the examination of nuclear medicine, myocardial scan is a good method to evaluate a hemodynamic importance of coronary heart disease. but, the automatized qualitative measurement is additionally necessary to improve the decoding efficiency. we suggests the creation of cardiac three-dimensional model and model of three-dimensional cardiac thickness as a new measurement.

For the experiment, cardiac reduced cross section was obtained from SPECT. Next, the pre-process was performed and image segmentation was fulfilled by level set. for the modeling of left cardiac thickness, it was realized by applying difference equation of two-dimensional laplace equation.

As the result of experiment, it was successful to measure internal wall and external wall and three-dimensional modeling was realized by coordinate. and, with laplace formula, it was successful to develop the thickness of cardiac wall. through the three-dimensional model, defects were observed easily and position of lesion was grasped rapidly by the revolution of model.

The model which was developed as the support index of decoding will provide decoding information to doctor additionally and reduce the rate of false diagnosis as well as play a great role for diagnosing IHD early.

---

Key Words : Segmentation, Myocardium thickness, Automatic measurement