

# 게이트 심근 SPECT 분석 소프트웨어의 개발과 좌심실 수축 기능 평가

인제대학교 정보컴퓨터공학부, 서울대학교의과대학 핵의학교실  
이병일, 이동수, 이재성, 정준기, 이명철, 최흥국

## Development of Gated Myocardial SPECT Analysis Software and Evaluation of Left Ventricular Contraction Function

Byeong Il Lee, Dong Soo Lee, Jae Sung Lee, June-Key Chung, Myung Chul Lee, Heung Kook Choi  
*Department of Information & Computer Engineering, Inje University*  
*Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine*

### Abstract

**Objectives :** A new software (Cardiac SPECT Analyzer: CSA) was developed for quantification of volumes and ejection fraction on gated myocardial SPECT. Volumes and ejection fraction by CSA were validated by comparing with those quantified by Quantitative Gated SPECT (QGS) software. **Materials and Methods:** Gated myocardial SPECT was performed in 40 patients with ejection fraction from 15% to 85%. In 26 patients, gated myocardial SPECT was acquired again with the patients in situ. A cylinder model was used to eliminate noise semi-automatically and profile data was extracted using Gaussian fitting after smoothing. The boundary points of endo- and epicardium were found using an iterative learning algorithm. Enddiastolic (EDV) and endsystolic volumes (ESV) and ejection fraction (EF) were calculated. These values were compared with those calculated by QGS and the same gated SPECT data was repeatedly quantified by CSA and variation of the values on sequential measurements of the same patients on the repeated acquisition. **Results:** From the 40 patient data, EF, EDV and ESV by CSA were correlated with those by QGS with the correlation coefficients of 0.97, 0.92, 0.96. Two standard deviation (SD) of EF on Bland Altman plot was 10.1%. Repeated measurements of EF, EDV, and ESV by CSA were correlated with each other with the coefficients of 0.96, 0.99, and 0.99 for EF, EDV and ESV respectively. On repeated acquisition, reproducibility was also excellent with correlation coefficients of 0.89, 0.97, 0.98, and coefficient of variation of 8.2%, 5.4mL, 8.5mL and 2SD of 10.6%, 21.2mL, and 16.4mL on Bland Altman plot for EF, EDV and ESV. **Conclusion:** We developed the software of CSA for quantification of volumes and ejection fraction on gated myocardial SPECT. Volumes and ejection fraction quantified using this software was found valid for its correctness and precision.

**Key Words :** gated myocardial SPECT, quantification, ejection fraction

## 서 론

게이트 심근 관류 SPECT는 심실의 부피의 변화

의 지표를 제공할 수 있다.<sup>1-3)</sup> 이 중 구혈률은 확장기말 부피에서 수축기말 부피의 차이에 대한 확장기말 부피의 백분율 지표로 좌심실의 기능을 잘 나타낸다. 단축방향의 심근 영상으로부터 구혈률을 구하려면 심근의 내벽과 외벽의 경계를 잘 선정하여야 한다. 심근 관류에 따른 방사능 분포에서 경계영역을 설정하려면 심근과 배경을 분리하여 관심영역을 확보하여야 한다. 관류의 많고 적음에 따른 화소값의 크고 작음이 경계설정을 어렵게 하므로 기능

Received Mar. 6, 2003; accepted Mar. 29, 2003  
Corresponding author: Dong Soo Lee, M.D.  
28 Yungun-dong Chongno-gu Seoul 110-744 Korea  
Tel 82-2-760-2501 Fax 82-2-766-9083 dsl@plaza.snu.ac.kr  
Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine  
Acknowledgement : 이 논문은 과학기술부의 연구비 지원으로 이루어진 연구 결과임

을 평가할 때는 관류와 상관없이 심근 영상을 분할할 수 있어야 한다.

Faber 등도 게이트 SPECT 영상으로부터 좌심실의 기능을 표현하는 방법을 제시하였으나<sup>4)</sup> Germano 등의 방법이 부피와 구혈률 모두 실험적으로 유효성을 확립하여 표준화하여 여러 SPECT 기기에 응용되어 널리 쓰인다.<sup>1,2)</sup> Lee 등도 Germano 등의 방법으로 얻은 구혈률과 부피의 재현성이 우수함을 보고하였다.<sup>5)</sup>

심근은 역치값 방법, 경계(edge) 방법, 웨이블릿 방법, 기울기값 방법, 형태학적 방법, 그리고 모델을 이용한 방법으로 분할 할 수 있다. 이 방법이 대부분 해부학적 정보를 주는 게이트 MR이나 게이트 CT, 또는 초음파 영상에 사용되었다. SPECT 영상은 관류 정보에서 해부학적 분할을 하여야 하므로 MR 등과 다른 문제가 있다. 게이트 심근 SPECT는 역치값이나 형태학적 방법보다는 모델을 이용한 방법이 좋다.

모델을 이용한 방법은 표면모델(surface model), 부피모델(volume model) 그리고 변형모델(deformable model)이 있다.<sup>6)</sup> Germano 등과 Faber 등은 표면 모델의 범주에 들어가는 모델을 사용하여 3차원공간에서 심근의 표면분할을 수행한 방법을 제시하여 게이트 심근 SPECT 기능정량에 성공하였다.<sup>1,3,4,6)</sup> 그러나 이런 방법은 상용화할 때 최종 산물만 제공하므로 이 방법을 변용하여 심근 기능을 평가할 다른 지표를 계산하던가 하는 작업을 할 수 없다.

이 연구에서는 모델을 사용한 기본 분할 후 데이터 맞춤 방식의 게이트 심근 SPECT 영상분할 방법을 개발하고 이 방법론을 사용하여 게이트 심근 SPECT 영상 파일에서 영상전환, 영상분할, 영상분석에 이르는 과정을 수행하는 소프트웨어를 개발하였다.<sup>7-10)</sup> 우리가 개발한 Cardiac SPECT Analyzer (CSA)를 이용하여 얻은 좌심실의 구혈률과 부피 지표가 상용 소프트웨어인 QGS (Quantitative Gated SPECT)로 측정된 결과와 얼마나 잘 맞는지 비교하여 새로 개발한 소프트웨어의 유효성을 검증하였다.

## 대상 및 방법

### 대 상

관동맥질환을 의심하여 게이트 Tc-99m MIBI 심근 관류 SPECT를 시행한 환자를 임의로 40명(58±10.9세)을 선택하였다. 남자 35명, 여자 5명으로 심근경색 병력이 있는 사람이 6명 포함되었다. QGS로 측정된 좌심실 구혈률은 15%에서 85% (48±20%), 확장기말 부피는 49 mL에서 293 mL (125±60 mL), 수축기말 부피는 8mL에서 250mL (74±62 mL)이었다.

26명의 환자에서 같은 자리에서 이어서 두 번 촬영한 게이트 Tc-99m MIBI 심근 관류 SPECT로 재현성을 검증하였다. 26명 환자의 평균연령은 58.9세이고, 남자 18명, 여자 8명이었다.

### 영상획득과 재구성

저에너지 고해상도 조준기를 장착한 이중헤드 SPECT 카메라(Vertex EPIC, ADAC Labs, Milpitas, USA)를 사용하여 한 주기당 16단위영상으로 게이트 영상을 얻었다. 3도 간격의 멈춰 획득하는 방식으로 좌후사위에서 우전사위까지 64x64 매트릭스로 180도의 영상을 얻었다. 램프 여과기와 Butterworth 여과기를 사용하여 차수 5에 차단 주파수 0.33으로 여과 후 역투사 재구성하였다.

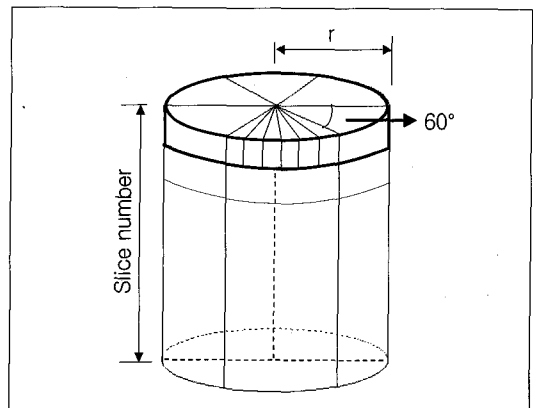


Fig. 1. The cylinder shows the shape of cylindrical model for segmentation. Each slice is divided by 6 fan shape piece for segmental region (degree = 60°, r = radius of cylinder).

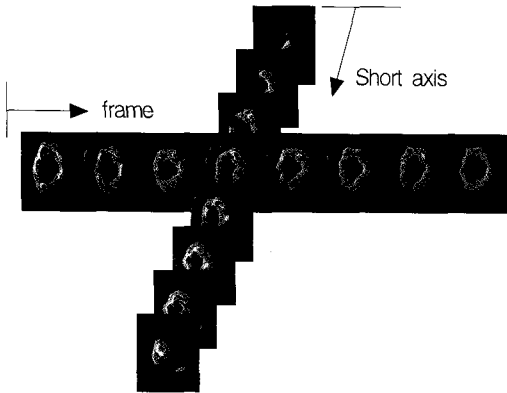


Fig. 2. Image matrix is composed of 16 gating frames and short axis image slices about 25.

SPECT 영상 파일은 헤더 정보와 영상 매트릭스로 나누어지며, 헤더에는 환자의 정보, 검사정보, 영상 획득 정보, 영상 디스플레이 정보 등이 포함되어 있다. 각 단편의 영상 매트릭스는 크기가 64×64 바이트이며 장축 방향으로 방향 조정하여 만든 단축, 수평장축, 수직장축 방향의 영상 매트릭스 중에 단축 영상을 영상분할에 사용하였다. 영상 파일의 전체 크기는 10 M byte이었다(Fig. 1).

**영상 분할**

단축영상으로부터 심근을 분할하여 심근영역을 확보하였다. 영상의 중심부에 도넛 모양의 심근영상이 보이는데 확대도가 낮아 전체 영상 중에 심근은 작은 부분을 차지하고 있으며 주위 잡음으로 인한 영향 때문에 원통형 모델을 사용하여 관심영역을 잡아 처리하였다(Fig. 2). 단축영상의 각 단편에서 심근내벽의 경계를 구하여 좌심실의 부피를 알아내고 구혈률을 구하였다. 심근 영역을 다음과 같이 분할하였다.

1. 원통형 모델에서 좌심실의 질량 중심(center of mass)를 사용자가 이동단추를 이용하여 잡았다. 원의 크기는 심외막을 충분히 포함하도록 조절하고 중심점에서 각 단편의 원까지 일정각도로 이동하면서 프로필의 초기화 데이터가 충분히 확보되도록 하였다. 즉 심근 영역이 충분히 포함되도록 잡으면서 원의 중심이 좌심실의 중심에서 벗어나

지 않도록 하였다.

2. 원통형 모델의 외부 영역의 화소값은 잡음으로 간주하여 무시하고 내부 영역 중 모든 단축면에서 최대 화소값을 찾아 최대 화소값의 50% 이하인 값을 50% 역치하로 정의하였다. 이때 상위 20%와 하위 20%내의 단축면에 대해서는 최대 화소값의 75% 값을 역치로 정의하였다.
3. 영상을 편평화하고 질량 중심에서 10도 간격으로 각 단면에서 방사능수 프로필을 찾았다. 한 단면에서 계수 프로필 데이터를 36개 얻었다. 프로필 데이터로부터 좌우의 경계를 찾아서 심내막과 심외막경계로 삼았다.
4. 프로필의 1차 데이터를 최소제곱 방법에서 학습 알고리즘을 이용하여 가우시안 맞춤을 하고 프로필 데이터의 중심값을 찾았다. 이때 학습률은 0.01로 하여 평균과 분산을 반복연산을 통해 수렴되게 하였고 분산의 오차가 0.000001이하일 때 연산을 멈추도록 하였다.

$$M^{i+1} = M^i - r \times \frac{\partial M}{\partial G}$$

M :  $\mu$  of gaussian function r : learning rate

$\frac{\partial M}{\partial G}$  : differentiation about M at gaussian function

5. 영상자체의 반치폭(FWHM) 값을 기준으로 경계선을 찾고 그 좌표를 저장하였다. 이때 심근의 내벽의 경계를 결정하는 값은 로그의 계수 범위를 조절하여 최적화하였다. 실험치는 1.44로 최적화하였다. 이 값은 구혈률의 계산에 필요한 확장기 말 부피와 수축기말 부피에 영향을 미치므로 구혈률의 조절에 사용하였다.
6. 한 단면에서 선택한 점을 이용하여 중심에서 거리를 구하고, 중심에서 내벽까지의 거리변화를 조사하여 표준편차와 크게 차이가 나거나 설정된 반지름보다 큰 점을 버렸다.
7. 경계선의 고주파성분을 없애면서 보정하여 움직임을 부드럽게 하였다. 단축면에서 선택된 점에서 좌우경계부분의 이웃 화소에 대해, 단축면에 대한 수직방향으로 인접한 이웃 화소들에 대해 그리고 단위영상의 전후에 대하여 보정하였다.

8. 선택한 점에 대한 좌표값을 3차원 배열로 파일로 저장하고 각 단면의 넓이를 60도 간격으로 나누는 정보로 저장하였다.

**구혈률 측정**

먼저 각 단면에서 60도 간격으로 나누어진 부분의 부피를 더하여 전체 좌심실의 부피를 계산하였다. 60도 간격으로 나누어서 부피를 측정하였으므로 각 영역의 부피변화를 따로 분석할 수 있었다. 한 단위영상에서 전체 단축면의 부피를 계산하고 16개

의 단위영상의 부피를 각각 구한 결과를 정렬하여 가장 큰 부피와 그때 단위영상을 확장기말 부피로, 가장 작은 부피와 그때 단위영상을 수축기말 부피로 저장하고 다음 식으로 구혈률을 계산하였다.

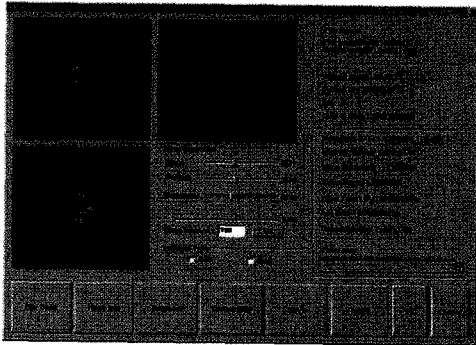
$$\text{구혈률} = \frac{(\text{확장기말 부피} - \text{수축기말 부피})}{\text{확장기말 부피}} \times 100$$

**소프트웨어 개발**

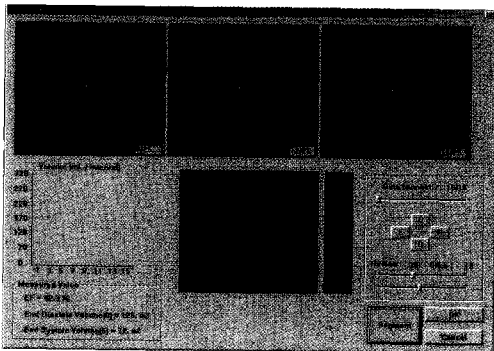
CSA는 그래픽 사용자 환경을 위한 인터페이스를 잘 지원하며 고급 언어이고 낮은 수준의 데이터도 다루기 쉬운 Visual C++를 사용하였으며 3차원 그래픽을 통한 가시화는 3차원 모델링과 영상처리가 우수한 OpenGL 라이브러리를 사용하였다.

좌심실의 영역을 찾는 전처리 작업은 원기동형 모델을 보여주는 원을 움직여 가며 사용자가 지정하는 반자동 작업방식으로 진행하였다.

작업 순으로 명령버튼 크기를 지정하여 사용자가 쉽게 알아보도록 하였으며, 단순하고 간단한 작업이 되도록 사용자 인터페이스를 구성하였다(Fig. 3).



(A)



(B)

**CSA 측정값을 상용 프로그램 QGS와 비교**

CSA에서 구한 수축기말 부피, 확장기말 부피, 그리고 구혈률을 상용 게이트 SPECT 정량 소프트웨어 QGS (ADAC Labs, Milpitas, USA)를 이용하여 얻은 결과와 비교하였다. 첫째, 40명의 게이트 심근 SPECT를 두 방법으로 각각 분석하여 상관성을 보고 차이를 t-검정으로 분석하였으며 Bland Altman 도표 분석을 하였다. 둘째, 같은 영상데이터를 CSA로 두 번 측정된 결과가 얼마나 일관성이 있는지 Bland Altman 도표 분석하고 신뢰도 계수(Cronbach)를 이용하여 안정성을 조사하였다.<sup>11)</sup> 셋째, 같은 환자를 이어서 두 번 촬영한 26명의 게이트 심근 SPECT를 CSA로 분석하였을 때, 측정된 부피와 구혈률이 서로 얼마나 일치하는지 Bland Altman 도표분석을 수행하였다.

Fig. 3. Main window of Cardiac SPECT Analyzer (CSA). Image is visualized with 3 orthogonal views, patient information and imaging is reported. The gating animation can be start by 'Go' button on center of window (A). Segmented points were detected semi-automatically (B). Segmented points were saved to files location information and volume information. Mesh structure and surface rendering image could be visualized from saved file with OpenGL.

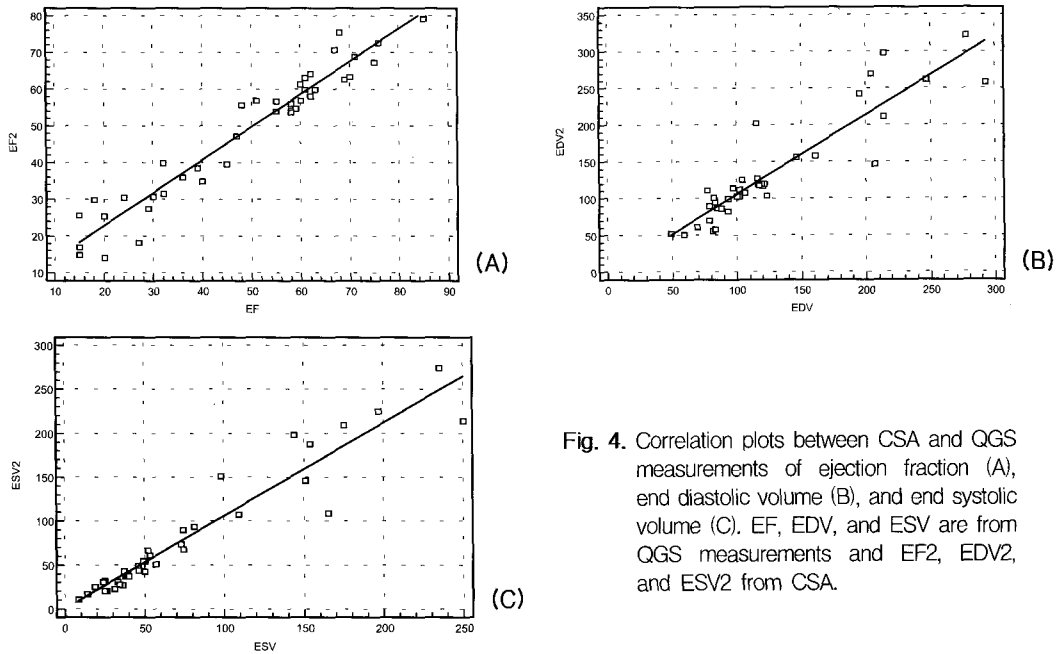


Fig. 4. Correlation plots between CSA and QGS measurements of ejection fraction (A), end diastolic volume (B), and end systolic volume (C). EF, EDV, and ESV are from QGS measurements and EF2, EDV2, and ESV2 from CSA.

**결 과**

**소프트웨어의 성능**

CSA로 영상 파일을 읽는데 약 10초, 좌심실을 분할하여 구혈률 계산한 데까지 약 5초의 시간의 걸렸다. 대상 영상 40개와 26x2개의 영상 모두를 적절히 인식하여 구혈률과 부피 값을 산출할 수 있었다.

**CSA 측정값과 QGS 측정값의 비교**

CSA로 측정한 구혈률과 확장기말 부피, 수축기말 부피는 각각  $48 \pm 18\%$ ,  $132 \pm 71$  mL,  $79 \pm 68$  mL 였다. 두 측정 사이의 상관성은 구혈률, 확장기말부피, 수축기말부피 각각 상관계수가 0.97, 0.92, 0.96 이었다(Fig. 4). Bland Altman 도표에서 구혈률에 따른 두 측정값의 차이에 치우침은 없었으며 차이의 2 표준편차는 10.1%이었다(Fig. 5).

**같은 영상의 2회 측정 시 CSA 측정 재현성**

두 번 측정한 값은 거의 부피와 구혈률 모두 거의 같은 값을 산출하였다. 두 측정 사이의 상관성은 구혈률, 확장기말부피, 수축기말부피 각각 상관계수가

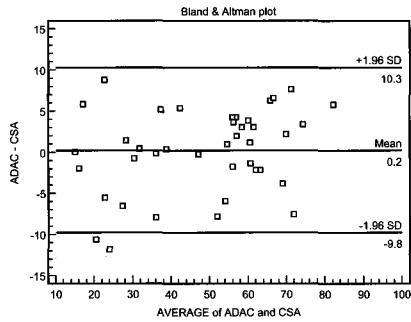
0.96, 0.99, 0.99이었다(Fig. 6). 신뢰도 평가계수인 Cronbach 는 0.99로 매우 높았다. Bland Altman 도표에서 구혈률에 따른 두 측정값의 차이에 치우침은 없었으며 차이의 2표준편차는 3.4%이었다(Fig.7).

**연속 촬영 시 CSA 측정 재현성**

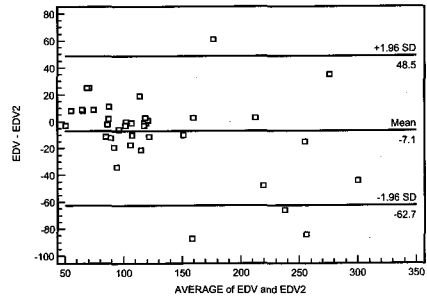
26명의 환자에 대해 두 번 촬영한 게이트 심근 SPECT에서 측정한 구혈률, 확장기말부피, 수축기말 부피는 각각 상관계수가 0.89, 0.97, 0.98이었다(Fig. 8). 두 번 촬영하여 측정한 구혈률과 확장기말 부피, 수축기말 부피의 변이계수는 각각 8.2%, 5.4mL, 8.5mL 이었다. Bland Altman 도표에서 구혈률에 따른 두 측정값의 차이에 치우침은 없었으며 차이의 2 표준편차는 10.6%이었다(Fig. 9).

**고 찰**

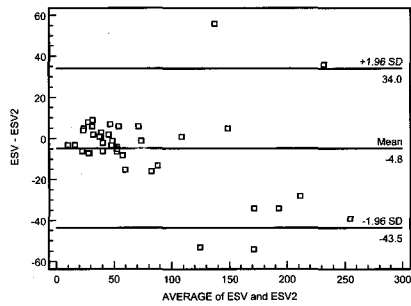
게이트 심근 SPECT 영상으로 좌심실의 부피와 구혈률을 측정하는 소프트웨어를 개발하고 이 소프트웨어로 측정한 부피와 구혈률을 상용 소프트웨어



(A)

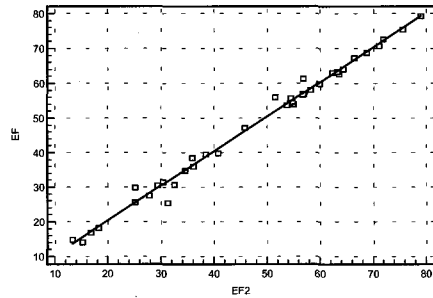


(B)

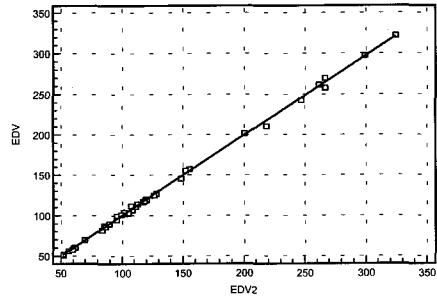


(C)

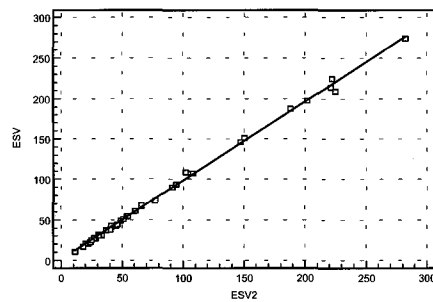
Fig. 5. Bland Altman plots between CSA and QGS measurements of ejection fraction (A), enddiastolic volume (B), and end systolic volume (C).



(A)



(B)



(C)

Fig. 6. Correlation plots between two separate measurements by CSA of the same gated myocardial SPECT of ejection fraction (A), end diastolic volume (B), and end systolic volume (C).

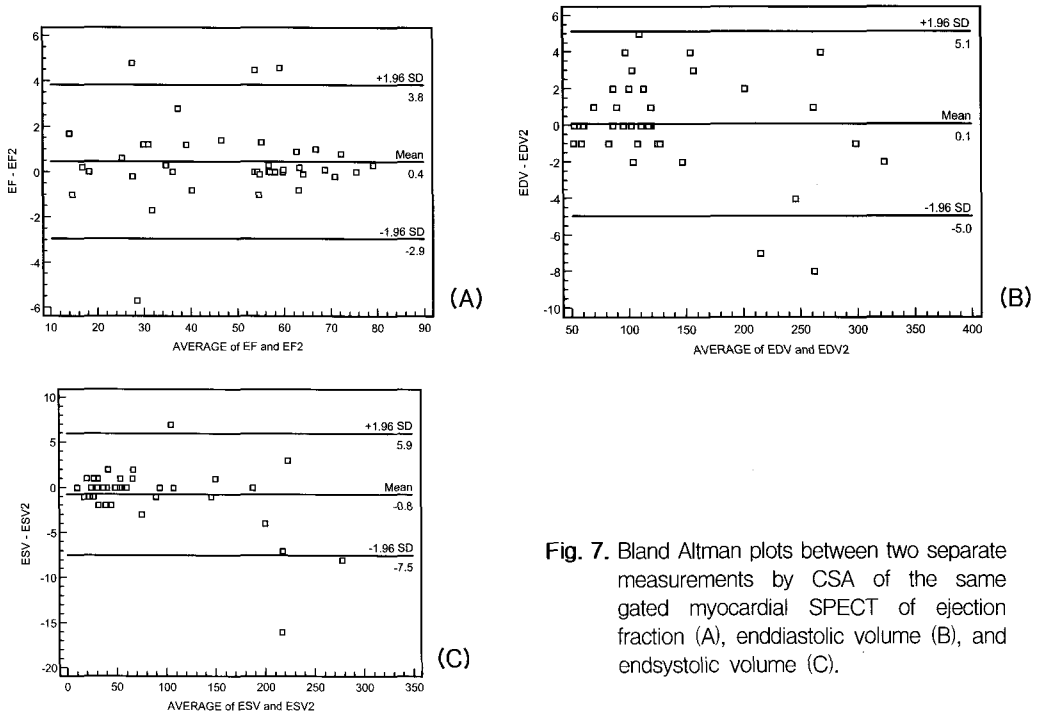


Fig. 7. Bland Altman plots between two separate measurements by CSA of the same gated myocardial SPECT of ejection fraction (A), enddiastolic volume (B), and endsystolic volume (C).

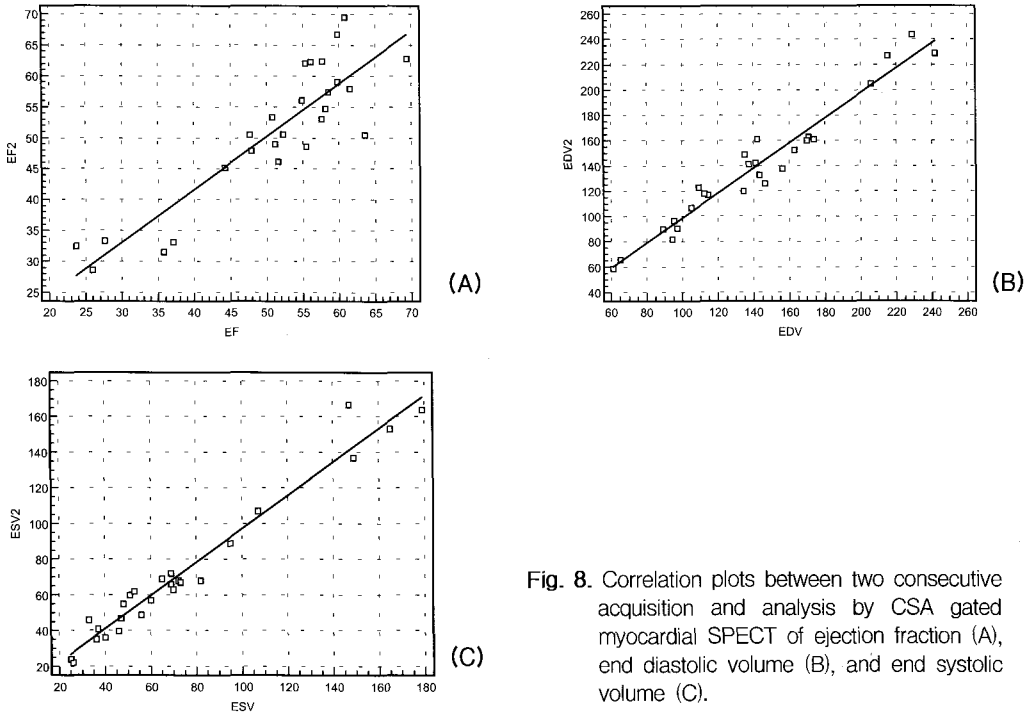


Fig. 8. Correlation plots between two consecutive acquisition and analysis by CSA gated myocardial SPECT of ejection fraction (A), end diastolic volume (B), and end systolic volume (C).

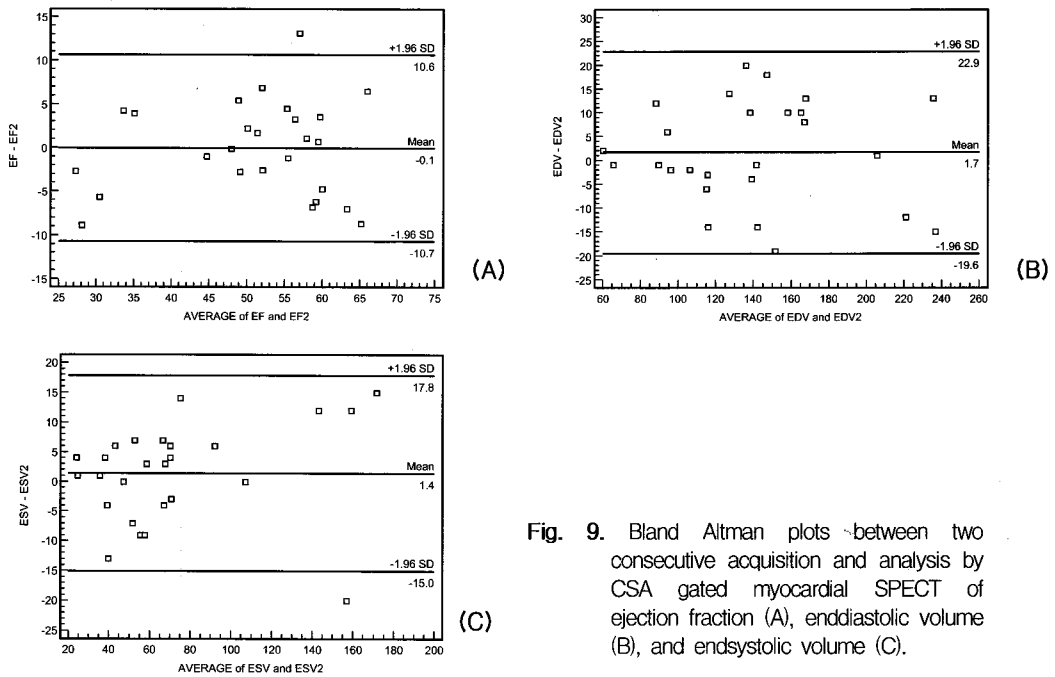


Fig. 9. Bland Altman plots between two consecutive acquisition and analysis by CSA gated myocardial SPECT of ejection fraction (A), enddiastolic volume (B), and endsystolic volume (C).

중어가장 널리 쓰이는 QGS 소프트웨어와 비교하여 유효성을 확인하였다. 1995년 재현성이 매우 뛰어난 정량분석 소프트웨어 QGS의 개발로 게이트 심근 SPECT의 유용성 및 활용성이 더욱 커졌다.<sup>1,2)</sup>

QGS 소프트웨어는 처음 보고되었을 때부터 같은 영상을 분석하여 얻은 부피와 구혈률이 거의 같은 값이 나올 정도로 정밀도(precision)가 탁월함이 알려졌다.<sup>1)</sup> 임상 적용된 후 재현성이 재검증되었다.<sup>5)</sup> 다기관 임상 시험을 통하여 QGS 방법으로 얻은 부피가 온도회석법으로 구한 심박출량에서 산출한 부피와 같은 값을 보임이 보고되어 QGS에서 산출한 부피와 구혈률의 정확도(accuracy)도 검증되었다.<sup>12)</sup> 따라서 이 연구에서 개발한 소프트웨어 CSA의 성능은 따로 정확도를 검증하지 않고 QGS 소프트웨어와 비교하여 검증하고 그 결과를 제시하였다. CSA 방법의 정밀도는 구혈률의 경우 같은 영상을 두 번 분석하였을 때는 2표준편차가 3.4%, 이어서 두 번 촬영한 영상의 2표준편차는 10.6%로서 QGS의 5.3%보다 조금 못하였다.<sup>5)</sup> 구혈률은 확장기말과 수축기말 부피의 차에 대한 백분율 계산으로 산

출되면서 양쪽의 오차를 반영하므로 전반적으로 값이 낮아지는 경향을 보였다.

심근 SPECT를 분석할 때는 좌심실의 분할이 가장 핵심적인데 심장의 형태와 영상의 특성을 잘 나타내기가 쉽지 않다. 좌심실의 분할 방법으로 모델에 학습알고리즘을 사용하여 중심점과 경계를 찾는 우리 방법이 간편하지만 QGS 방법의 거의 완벽한 재현성을 구현하지는 못하였다.

초기값 의존성 때문이면 초기값을 고정하는 방법을 고안하거나, QGS의 장점인 시간적 공간적 부드러운 연속성 또는 16개의 단위영상 전체가 심근 부피가 같다는 제한을 두고 처리한 장점을 수용할 수 있을지 연구하여 소프트웨어를 보완할 수 있다. 다만 최근 Emory 대학의 ECTb 소프트웨어와 QGS를 비교한 결과 QGS에서 구한 구혈률이 8%정도 낮았는데 그 이유가 QGS에서 사용한 심근부피가 같다는 제한점이 지나치게 시간 축으로 편평화를 한 것 같은 효과를 도입하였기 때문이라는 추측이 있었음을 고려하여야 한다.<sup>13)</sup>

Germano등의 자동화 알고리즘 소프트웨어가 도



입되어 산출된 결과를 분석해 왔지만 데이터를 추출하여 다른 지표를 만드는 작업은 할 수 없었다. 소프트웨어가 코드전환을 할 수 없는 실행파일만으로 구성되어 있고 실행 도중 중간 결과를 볼 수 없게 되어 있기 때문이다. 이런 점에서 이 연구에서 개발한 소프트웨어는 게이트 심근 SPECT에서 얻은 데이터를 자유롭게 분석할 수 있는 도구 역할을 할 것이다. 심근의 수축기능을 분석할 때 각 부분의 부피 시간 곡선을 그릴 수 있다는 점이 지역 수축기능을 분석 가능하게 하였다.<sup>14,15)</sup> 좌심실을 분할하여 16 단위영상의 부피 변화가 측정 가능하므로 부피 변화를 압력 곡선과 함께 조합하여 지역 탄성도를 분석할 수 있다.<sup>15)</sup> 이어서 좌심실 경계면의 정보를 통해 심근 운동정보를 구체적으로 접근할 수 있다. 좌심실 부피 변화를 게이트 심근 SPECT에서 분석할 수 있게 한 소프트웨어의 개발은 하드웨어 종속적인 개발 환경의 변화를 가능하게 하여 국내 심장핵의학 연구에서 심장의 기능분석과 운동 특성 파악에 활용가능 할 것으로 기대한다.

## 요 약

**목적 :** 게이트 심근 SPECT 영상 데이터에서 좌심실을 분할하고 단위영상 각각의 심실부피를 계산하는 소프트웨어를 개발하였다. 개발한 소프트웨어에서 얻은 구혈률을 상용 소프트웨어 QGS (Quantitative Gated SPECT)에서 산출한 값과 비교하여 검증하였다. **대상 및 방법 :** 게이트 심근 SPECT를 시행하여 구혈률 15%-80%, 확장기말 부피는 49 mL-293 mL, 수축기말 부피는 8 mL-250 mL인 40명의 영상데이터를 사용하여 이 연구에서 개발한 CSA (Cardiac SPECT Analyzer)로 구혈률과 부피를 산출하여 QGS로 얻은 결과와 비교하였다. 같은 영상을 CSA로 두 번 분석하여 구혈률과 부피가 같은 값이 나오는지 보고, 26명의 환자에서 같은 자리에서 두 번 이어서 얻은 게이트 SPECT 영상을 CSA로 분석하여 편차를 조사하였다. **결과 :** CSA 측정과 QGS 측정의 상관성은 상관계수가 구혈률, 확장기말 부피, 수축기말 부피 각각 0.97, 0.92, 0.96이었고 Bland Altman 도표에 치우침 없이 2표준편차가 구혈률의

경우 10.1%이었다. 같은 영상에 대한 CSA 2회 측정 결과의 상관은 0.96, 0.99, 0.99 이었고 구혈률의 2표준편차는 3.4%이었다. 두 번 연속 촬영한 영상으로 CSA 분석한 결과 상관계수는 0.89, 0.97, 0.98, 이었고 변이계수는 8.2%, 5.4mL, 8.5mL, Bland Altman 도표 2표준편차는 구혈률의 경우 10.6%이었다. **결론 :** 게이트 심근 SPECT에서 얻은 영상으로 구혈률을 측정할 수 있는 소프트웨어를 개발하였다. 이 소프트웨어로 얻은 구혈률, 확장기말 부피, 수축기말 부피는 정확하며 정밀하였다. 구혈률의 2표준편차는 10.6%이었다.

## 참 고 문 헌

1. Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, Moriel M, Mazzanti M, Su H-T, et al. Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 1995;36:2138-47.
2. Germano G. Technical aspects of myocardial SPECT imaging. *J Nucl Med* 2001;42:1499-507.
3. Germano G, Kavanagh PB, Waechter P, Areeda J, Kriekinge SV, Sharir T, et al. A new algorithm for the quantitation of myocardial perfusion SPECT.I: Technical principles and reproducibility. *J Nucl Med* 2000;41:712-19.
4. Faber TL, Cooke CD, Folks RR, Vansant JP, Nichols KJ, DePuey EG, et al. Left ventricular function and perfusion from gated SPECT perfusion images: An integrated method. *J Nucl Med* 1999;40:650-59.
5. Lee DS, Cheon GJ, Ahn JY, Chung JK, Lee MC. Reproducibility of assessment of myocardial function using gated Tc-99m MIBI SPECT and quantitative software. *Nucl Med Commun.* 2000;21:1127-34.
6. Frangi AF. Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: A review. *IEEE Trans Med Img*, 2001;20:2-25.
7. Ammeraal L. *Computer graphics for java programmers.* John Wiley & Sons Ltd 1998.
8. Jain R, Kasturi R, Schunck BG. *Machine vision.* McGraw-Hill Inc International edition. 1995.
9. Lichtenbelt B, Crane R, Vaqvi S. *Introduction to volume rendering.* Prentice Hall Hewlett-Packard Company 1998.
10. Jahne B. *Digital image processing.* Springer-Verlag

Berlin Heidelberg 1995.

11. <http://www.ats.ucla.edu/stat/spss/faq/alpha.html>
  12. Iskandrian AE, Germano G, VanDecker W, Ogilby JD, Wolf N, Mintz R et al. Validation of left ventricular volume measurements by gated SPECT Tc-99m labeled sestamibi imaging. *J Nucl Cardiol* 1998;5:574-8.
  13. Nichols K, Santana C, Folks R, Krawczynska E, Cooke D. Comparison between ECTb and QGS for assessment of left ventricular function from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 2002;9:285-93.
  14. Kim KM, Lee DS, Kim YK, Cheon GJ, Kim SK, Chung JK, et al. Reproducibility of non-invasive measurement for left ventricular contractility using gated myocardial SPECT. *Korean J Nucl Med* 2001;35:152-60.
  15. Lee BI, Lee JS, Lee DS. Regional contractility measurement of the left ventricle using gated myocardial SPECT. *Proceedings of IEEE MIC* 2002; M10-229.
-