게이트 심근 SPECT를 이용한 비침습적 심실 수축력 측정방법의 재현성

서울대학교 방사선의학연구소 서울대학교의과대학 핵의학교실

김경민 · 이동수 · 김유경 · 천기정 · 김석기 · 정준기 · 이명철

Reproducibility of non-invasive measurement for left ventricular contractility using gated myocardial SPECT

Kyeong Min Kim, Ph.D., **Dong Soo Lee,** M.D., **Yu Kyeong Kim,** M.D.,
Gi Jeong Cheon M.D., **Seok-Ki Kim,** M.D., **June-Key Chung** M.D., **Myung Chul Lee,** M.D.
Institute of Radiation Medicine, Seoul National University Medical Research Center,
Department of Nuclear Medicine, Seoul National University College of Medicine.

Abstract

Purpose: We tried to establish the reproducibility of the measurement of maximal elastance (Emax) and to compare the degree of the reproducibility of two estimation methods: single pressure-volume loop method and parameter optimization method. Materials and methods: In 47 patients (42 males and 5 females, 53±10 years old) with suspected coronary artery disease (ejection fraction; 22-68%), gated Tc-99m MIBI myocardial SPECT and arterial tonometry were acquired. In 11 patients among these 47 patients, gated SPECT and tonometry were performed twice consecutively with patients in situ. Emax and void volume (Vo) were estimated using single pressure-volume loop method of Lee and parameter optimization method based on linear approximation of Yoshizawa. Correlation between the consecutive measurements by each method and correlation between the two estimation methods were compared. Results: Reproducibility of Emax (r=0.96) and Vo (r=0.99) by single pressure-volume method was better than the reproducibility of Emax (r=0.89) and Vo (r=0.64) by parameter optimization method. Correlations of Emax and Vo were fair between the two methods. The correlation of Emax (r=0.77) was better than that of Vo (r=0.65). Conclusion: Reproducibility of Emax measurement by single pressure-volume loop method using gated myocardial SPECT and arterial tonometry was excellent. Reproducibility by parameter optimization method was also fair but was less than that achieved by single pressure-volume method. **(Korean J Nucl Med 2001;35:152-160)**

Key Words: elastance, myocardial contractility, gated myocardial SPECT, arterial tonometry, pressure volume loop.

서 론

심근의 기능을 평가하는데 심근 SPECT가 널리 이용된다. 심근기능 평가를 위한 여러 방법들 중에서 게이트 심근 SPECT는 심근의 운동과 심실부피를 재현성 있게 측정할 수 있으므로 심근의 기능을

Received Apr. 23, 2001; accepted Jun. 18, 2001
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
* 이 논문은 서울대학교 일반학술연구비의 99-10-2094의 지원으로 이루어진 연구의 결과임

평가하는데 유용하다.[1-3] 게이트 심근 SPECT에서 확장기말 부피(end-diastolic volume)와 수축기말(end-systolic volume) 부피의 차이를 확장기말 부피로 나누어서 측정한 좌심실 구혈률(left ventricular ejection fraction; EF)은 심실의 성능을 나타내는 좋은 지표로 이용된다. 그러나 EF는 심근의 수축력(contractility) 자체를 나타내지 않고 수축력, 그리고 전부하(preload)와 후부하(afterload)에 의해 모두 영향을 받는다.[4]

심근의 압력-부피 고리(pressure-volume loop: PVL)의 변화양상은 전후 부하에 영향받지 않고 심근의 수축력만을 반영한다. 전부하를 조절하면서 심도자법으로 얻은 좌심실의 압력과 부피로부터 구한 여러 개의 PVL에서, 같은 주기 시간의 점들을 연결하여 측정한 좌심실 심근의 탄성률(elastance)로부터 좌심실의 수축기말 탄성률(end-systolic elastance; Ees)을 구하여 수축력을 직접 측정할 수 있다 (Fig. 1(a)).[5-8] 이 방법은 침습적이기 때문에 임상에 널리 쓰이지 못하였으므로 간편화된 방법이나 비침습적 방법을 개발할 필요가 있다.

Senzaki 등은 여러 개의 PVL을 시간-탄성률 곡선으로 변환한 후 (Fig. 1(b)), 사람의 경우에 여러 가지 질병의 유무와 전부하, 후부하가 달라도 탄성률의 최대값(최대탄성률, Emax: maximum elastance)과 탄성률의 최대값에 도달하는 시간(tmax)으로 정규화 하면 시간-탄성률 곡선의 모양이 실제적으로 항상 일정함을 발견하였다.[9] Senzaki 등은 이러한 연구결과로부터 침습적으로 얻은 하나의 PVL을 이용하여 Emax를 추정할 수 있는 간편화된 방법(single-beat method; S-B)을 제안하였고, Emax는 Ees와 실제적으로 같이 쓰일 수 있음을 보였다.

좌심실 부피는 비침습적인 방법인 게이트 심근 SPECT로 재현성 있게 측정할 수 있어 시간-부피곡선을 얻을 수 있다.[10] 좌심실의 압력은 수축기에 대동맥 판막이 열리고 협착이 없는 경우 중심동맥의 압력변화를 측정하여 추정할 수 있다.[10,11] 중심동맥의 압력변화는 요골동맥(radial artery)의 압력변화를 측정하여 추정할 수 있으므로 요골동맥의 시간-압력곡선에서 좌심실의 수축기 시간-압력곡선을 추정할 수 있다. 따라서 비침습적으로 수축기의 PVL을 추정할 수 있다.

Lee 등[10]은 게이트 심근 SPECT에서 얻은 부피곡선과 요골 동맥긴장도(tonometry)를 측정하여 얻은 중심 동맥의 압력 곡선으로부터 얻은 단일 PVL을 이용하여 최대탄성률을 비침습적으로 측정할 수 있음을 보였다.

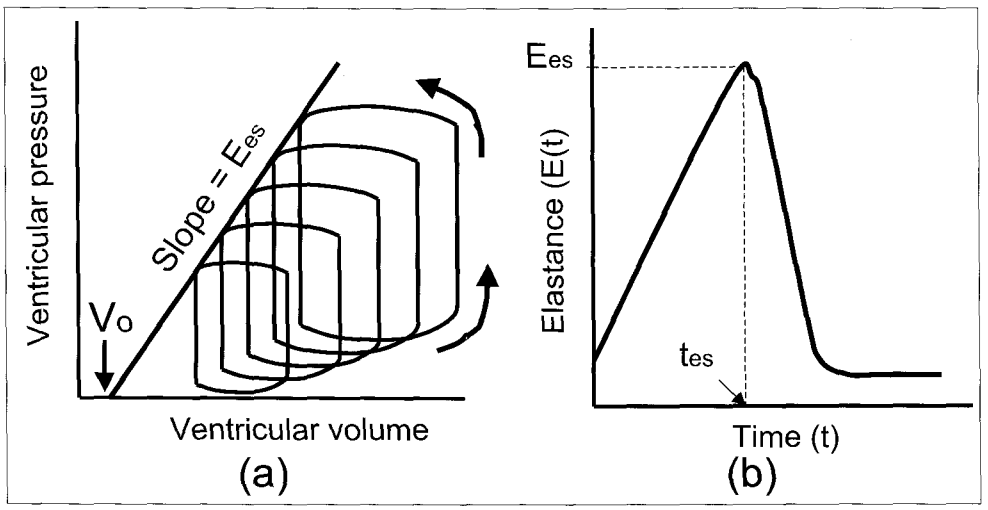

Fig. 1. Schematic explanation of end-systolic elastance (Ees) estimation using multiple pressure-volume loop (a) and time-elastance curve (b). The maximal slope of the line connecting the end-systolic points of multiple pressure-volume loops reflects the myocardial contractility.

Yoshizawa 등[12]은 압력과 부피의 PVL으로부터 얻은 시간-탄성률 곡선을 매개변수 최적화 방법 (parameter optimization method; P-O)을 이용하여 간단히 Emax를 추정할 수 있음을 동물실험을 이용하여 보였다.

우리는 이 연구에서 Lee 등과 Yoshizawa 등의 최대탄성률 추정법의 재현성을 평가하고 서로 비교하였다.

대상 및 방법

1. 대상

관상동맥질환이 의심되거나 확인되어 심근 SPECT를 시행한 환자 47명을 대상으로 하였다. 남자 42명, 여자 5명으로 평균나이는 53±10세이었다. 이들 환자의 좌심실 구혈률은 45±13% (22~68%), 확장기말 부피는 154±63 mL, 수축기말 부피는 93±61 mL이었다. 이 중 2회 연속 촬영한 11명의 좌심실 구혈률은 51±13% (29~68%), 확장기말 부피는 136±51 mL, 수축기말 부피는 71±45 mL이었다.

2. 게이트 심근 SPECT

Tc-99m sestamibi 925 MBq를 주사한 후 직각형 2 헤드 SPECT 카메라(EPIC Vertex, ADAC Lab., USA)로 디피리다몰 부하 게이트 SPECT를 촬영하였다. 수축-이완주기를 16단위영상으로 나누어서 15분간 게이트 영상을 얻었다. 47명의 환자 중 11명은 같은 위치에서 같은 방법으로 반복하여 게이트 영상을 얻었다.

3. 심실부피의 측정

Quantitative Gated SPECT (QGS) 프로그램을 이용하여 좌심실의 확장기말 부피와 수축기말 부피를 구하였고, 심실의 수축-이완주기에 걸친 시간-부피 곡선을 얻었다. QGS 프로그램에서 직접 시간-부피 곡선을 얻을 수 없으므로 QGS의 결과 화면의 스크린 캡쳐 영상의 게이트-부피 곡선을 추출하였다.[10]

4. 중심 압력의 측정

동맥긴장도 측정법을 사용한 중심 동맥압 측정기 (SphygmoCor, PWV Medical, Australia)를 이용하여 요골동맥에서 시간-압력곡선을 얻은 후 전이함수(transfer function)를 이용하여 중심동맥의 압력을 추정하였다.[11] 확장기말 대동맥 판막이 열린 후부터 dicrotic notch에 도달할 때까지를 수축기로 보고 시간-압력변화 데이터를 추출하였다. 측정에서 판막협착이나 부전이 없는 경우 중심동맥의 압력과 좌심실의 압력사이에는 차이가 없다고 가정하였다.

5. 부피와 압력곡선의 접합

부피가 감소하기 시작한 점과 압력이 증가하기 시작한 점을 같다고 보고 수축기말까지 시간을 일치하도록 조정하였다. 가로축을 부피로, 세로축을 압력으로 놓고 수축기의 압력-부피 관계곡선을 그렸다.

6. 최대탄성률 계산

(1) 단일 PVL 방법

비침습적으로 얻은 시간-압력곡선(P(t))과 시간-부피곡선(V(t))을 이용하여, 처음에는 영점부피(Vo)를 0으로 가정하고, 식(1)을 이용하여 가로를 시간으로 세로를 탄성률로 하는 시간-탄성률 곡선(E(t))을 얻었다.

$$E(t) = \frac{P(t)}{V(t) - V_o} \qquad (1)$$

위의 식에서 P(t)는 시간-압력 곡선이고, V(t)는 시간-부피 곡선이다. 탄성률을 최대탄성률에 도달한 시간을 기준으로 정규화하고, 최대탄성률로 탄성률을 정규화 하여 정규화 탄성률 곡선을 그렸다. 정규화 탄성률 곡선이 조건에 상관없이 일정하다는 제약조건(constraint)에 맞도록 식(2)를 이용하여 압력-부피 곡선에서 최대탄성률에 도달하는 시간(tmax)을 변화시켜가며 최적의 영점부피(Vo)를 반복연산을 이용하여 얻었다 (Fig. 2).

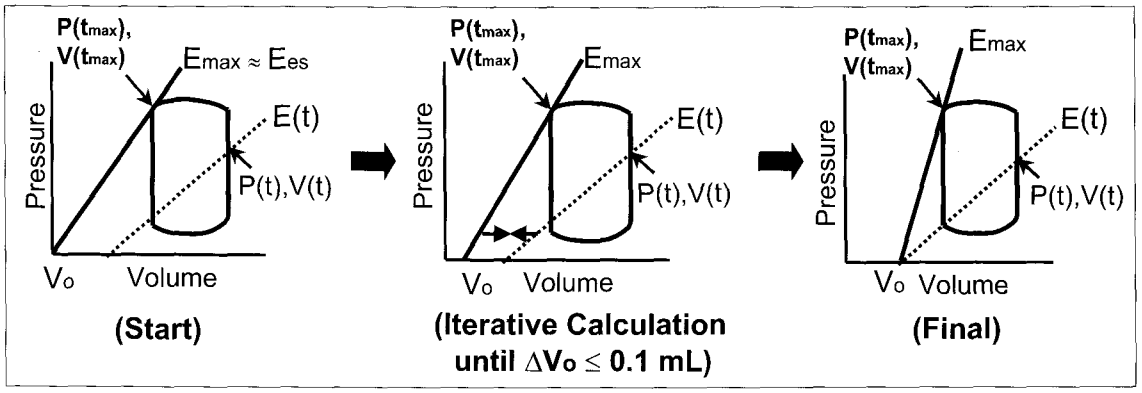

Fig. 2. Schematic flow of iterative calculation of Emax using single PV loop. The iterative calculation starts with the initial value of Vo=0 and the physiological constraint found by Senzaki et al., and continues until ΔVo≤0.1 mL using Eq.(2). The Vo estimated by iterative calculation is used in Eq.(1) for the estimation of Emax.

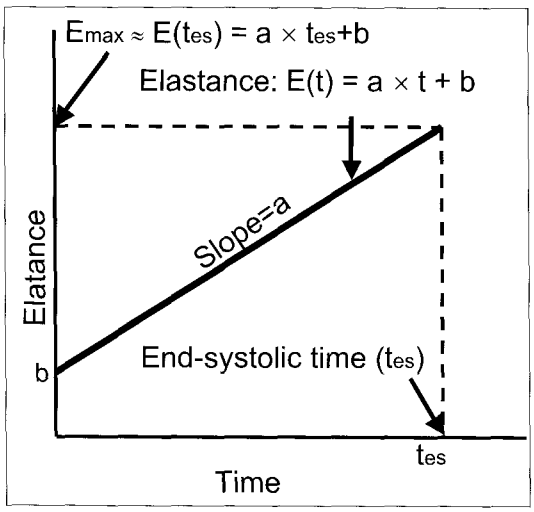

Fig. 3. The concept of parameter-optimization method for Emax estimation. This method uses the assumption of the linearity of time-elastance curve from the initial (t=0) to the point (t=tes) of maximal elastance.

$$V_o = \frac{\frac{P(t/t_{max})}{P(t_{max})} \times V(t_{max}) - V(t/t_{max}) \times \frac{E(t/t_{max})}{E_{max}}}{\frac{P(t/t_{max})}{P(t_{max})} - \frac{E(t/t_{max})}{E(t_{max})}} \quad (2)$$

반복연산은 ΔVo가 0.1 mL보다 작아지면 중단하였다. 식(2)에서 얻은 Vo를 다시 식(1)에 넣어 최대탄성률을 구하였다.

(2) 매개변수 최적화 방법

최대탄성률에 이르는 시간까지의 시간-탄성률 곡선을 식(3)과 같이 선형적인 함수로 볼 수 있다 (Fig. 3).

$$E(t) = a \times t + b = \frac{P(t)}{V(t) + V_o} \quad (3)$$

위의 식에서 t는 시간이고, a, b와 Vo는 결정되어야 할 매개변수이다. 식(3)은 아래의 식으로 정리할 수 있다.

$$V(t) = \frac{P(t)}{a \times t + b} + V_o \quad (4)$$

따라서 P(t), V(t)와 식(4)를 이용하여 선형회귀 방법으로 세 매개변수(a, b, Vo)를 얻은 후, 식(3)에 대입하여 시간-탄성률 곡선과 최대탄성률을 구하였다.

7. 통계처리

되풀이 촬영한 영상과 되풀이 측정한 동맥압파동으로부터 각 방법으로 계산한 최대탄성률과 영점부피 사이의 Pearson 상관계수를 구하여 상관분석을 시행하였다. 단일 PVL 방법과 매개변수 최적화방법으로 얻은 값 사이의 차이도 같은 방법으로 상관관계를 비교하였다.

결 과

1. 최대탄성률과 영점부피

전체 47명에 대하여 단일 PVL방법에 의한 최대탄성률과 영점부피는 각각 3.2±0.79 mmHg/mL (1.6 ~4.8 mmHg/mL)과 32.92±43.94 ml (-23~137 mL)이었다. 매개변수 최적화 방법에 의하였을 때 최대탄성률은 2.39±0.64 mmHg/mL (1.2 ~5.0 mmHg/mL), 영점부피는 22.42±43.51 ml (-43~132 mL)이었다.

2. 두 방법 각각의 재현성

반복 촬영한 11명에 대해 단일 PVL 방법으로 얻은 최대탄성률과 영점부피는 두 번 측정 사이의 상관이 각각 y=0.89x+0.25 (r=0.96, p<0.001)과 y=1.09x-1.63 (r=0.99)의 재현성(Fig. 4)을 보였다. 그리고 매개변수 최적화 방법으로는 최대탄성률의 두 번 측정 사이의 상관이 y=0.94x+0.15 (r=0.89)이었고, 영점부피의 상관은 y=0.46x-7.6 (r=0.64)이었다 (Fig. 5).

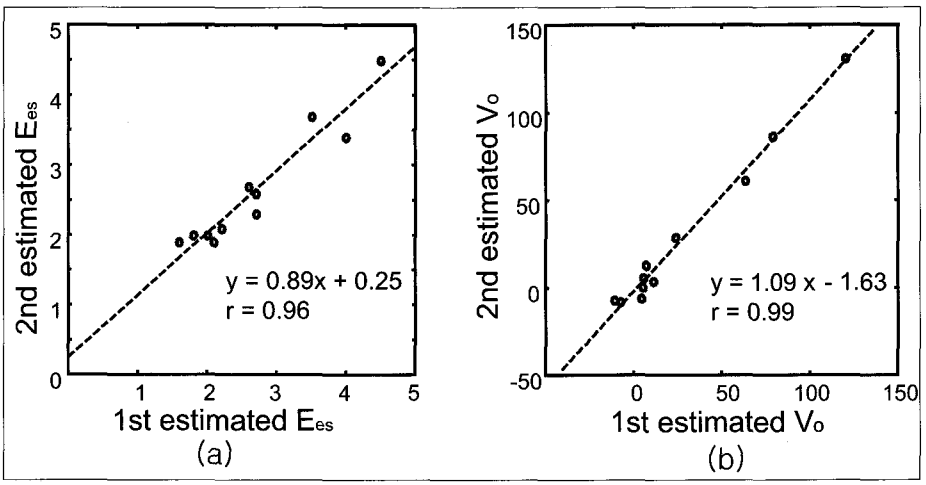

Fig. 4. Reproducibility of single-beat (S-B) method for Emax (a) and Vo (b).

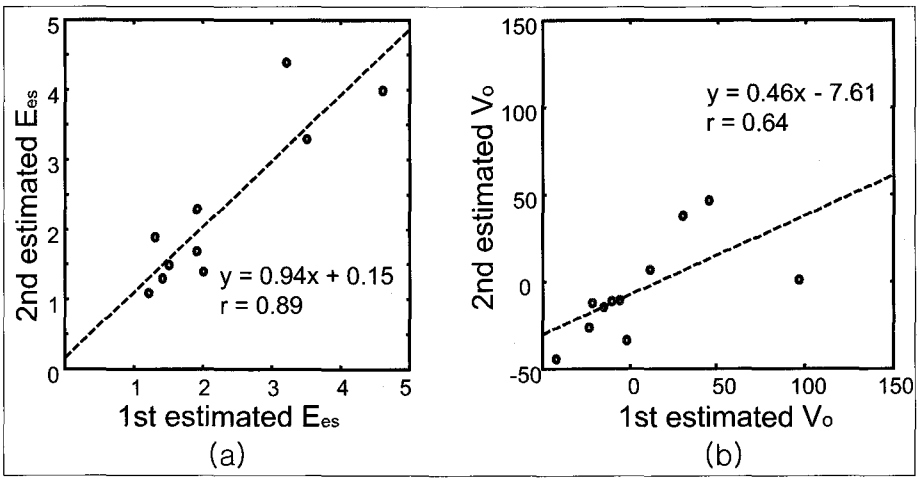

Fig. 5. Reproducibility of parameter-optimization (P-O) method for Emax (a) and Vo (b).

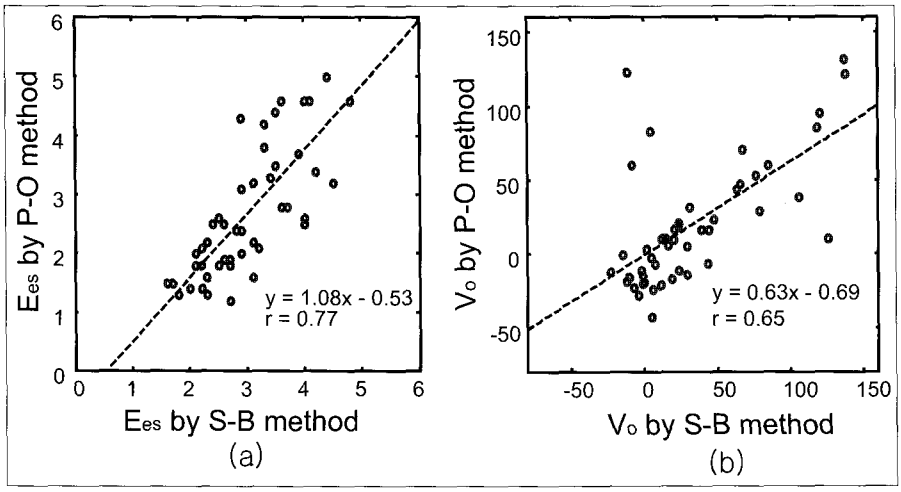

Fig. 6. Comparison of Emax (a) and Vo (b) by both methods.

3. 두 방법으로 얻은 최대탄성률과 영점부피의 비교

두 방법으로 구한 최대탄성률과 영점부피는 두 방법사이에 서로 좋은 상관을 보였다. 영점부피(y=0.63x-0.69, r=0.65)보다는 최대탄성률이 두 방법 사이의 상관이 좋았다(y=1.08x-0.53, r=0.77) (Fig. 6).

고 찰

게이트 심근 SPECT로 얻은 좌심실 구혈률(EF)은 좌심실의 기능을 표현하는 간단하고 유용한 지표이다. 그러나 좌심실이 하는 일(cardiac work)은 구혈량(=확장기말 부피-수축기말 부피) 뿐 아니라 심장이 만들어 내는 압력과 심장의 부피가 얼마인가에 따라 달라진다. 심장 수축에 따라 달라지는 압력과 부피 변화에 모두 에너지가 소모되며, 이 소모되는 에너지만큼 심장이 일을 한다.

심장의 수축 성능을 나타내는 데는 심장의 압력과 부피의 곱인 심장의 일(Work)의 시간 변화률(Power)을 보거나[13,14] 압력과 부피의 비로 나타낸 탄성률 시간곡선에서 최대탄성률을 찾아 나타내는 방법[5-8]이 제안되었다. 두 방법 모두 시간에 따라 변하는 압력과 부피를 변수로 하여 심장의 수축능을 측정하고자 하였다. 심장이 하는 일의 변화률과 최대탄성률은 모두 심장의 전부하와 후부하에 독립적으로 심근의 수축성능 자체를 반영하는 지표이다.[5-7] 구혈량이나 구혈률이 전부하와 후부하의 전부하와 후부하의 영향을 받는 것과 대조적이다.[4]

Suga 등이 처음 제안한 최대탄성률은 전부하를 바꿔 얻을 수 있는 지표이다.[5] 전부하를 바꿔가며 얻은 여러 개의 압력-부피 곡선에서 수축기말 탄성률을 연결하여 수축기말 탄성률을 구한다. 이 방법으로는 여러 개의 압력-부피곡선에서 영점부피를 추정하고 압력-부피 비가 최대값인 점을 구하여 최대탄성률을 구한다 (Fig. 1).

최근 Senzaki 등은 사람의 경우 다양한 상태에서 다양한 전부하, 후부하 조건에서도 좌심실 심근의 탄성률은 일정한 생리학적 제한범위 안에 있음을 발견하였다.[9] 이 발견에 따르면 시간에 따라 변화하는 탄성률을 최대탄성률을 기준으로 정규화한 후, 최대탄성률에 도달하는 시간을 기준으로 측정시간도 정규화하면 정규화 시간-탄성률 곡선이 개인차와 질병상태에 따라 달라지지 않는 거의 일정한 모양이 된다. 이 특성을 이용하여 Senzaki 등은 단일 PVL을 이용하여 최대탄성률을 추정하였다. Lee 등[10]은 Senzaki 등의 최대탄성률 추정방법과 비침습적으로 얻은 단일 압력-부피곡선을 이용하여 성공적으로 최대탄성률과 영점부피를 구할 수 있음

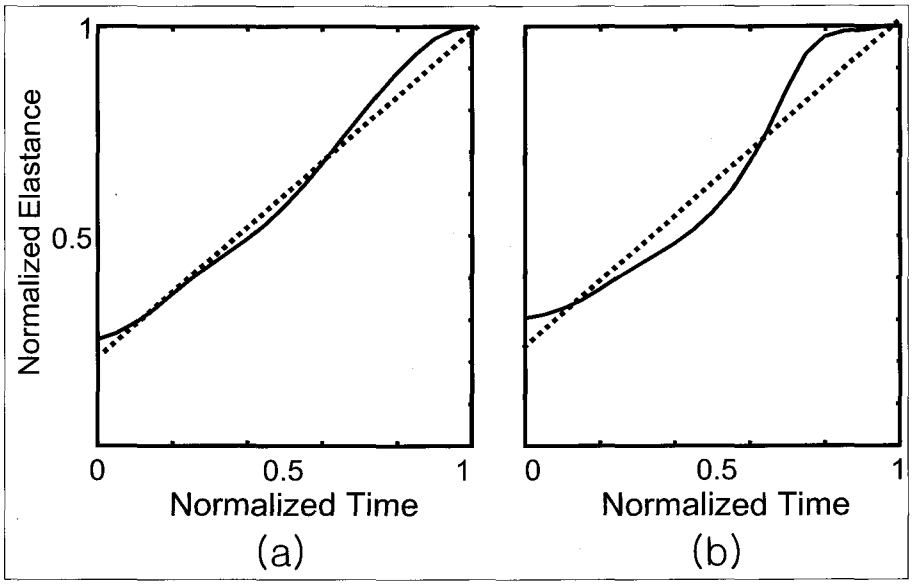

Fig. 7. Typical cases of normalized elastance curves for linear (a) and nonlinear shape (b).

을 보였다.

한편 Yoshizawa 등[12]은 동물실험으로부터 구한 실측 데이터를 바탕으로 시간-탄성률 곡선이 탄성률이 수축시작부터 최대탄성률에 도달할 때까지 구간에서 선형적인 모양을 가진다고 가정하고 간단한 선형방정식을 이용하여 최대탄성률을 추정하였다. 이 방법으로도 단일 PVL을 이용하여 최대탄성률과 영점부피를 얻을 수 있었다. 이 방법을 단일 PVL에 적용하여 얻은 값의 신뢰성과 사람에서 얻었을 때도 선형으로 단순화하여 얻은 값이 적절한지 보고되지 않았다. 우리는 이 연구에서 선형 가정 후에 단일 PVL 가정을 적용한 매개변수 최적화 방법으로도 단일 PVL 방법에서 구한 최대탄성률과 비슷한 값을 얻을 수 있음을 보였다.

매개변수 최적화 방법으로 얻은 영점부피가 단일 PVL 방법으로 얻은 영점부피와 조금 벗어난 값을 보이는 이유는 실제로 시간-방사능 곡선은 선형에서 벗어난 곡선이기 때문이라고 생각한다 (Fig. 7). 이 방법을 사람에 적용하기 위해서는 선형 가정에 벗어나는 요소에 대하여 고려한 연구가 필요하다.

단일 PVL 방법과 매개변수 최적화 방법은 최대탄성률과 영점부피를 추정할 때 연속 측정에서 서로 상관이 좋았다. 그러나 매개변수 최적화 방법은 영점부피보다는 최대탄성률의 상관이 더 나았고 그 이유는 분명하지 않다 (Fig. 6). 혹시 두 번 이어서 촬영하고 측정할 때 최대탄성률은 같으나 영점부피는 생리학적 변동이 클 가능성이 있다. 우리는 같은 날, 같은 위치에서 연속적인 촬영시간인 30분(=15분×2)간 환자의 상태는 같다고 가정하고 이 연구 결과를 분석하여 제시하였다. 매개변수 최적화 방법으로 얻은 최대탄성률과 영점부피의 반복 측정값 사이에 재현성은 역시 우수하였다. 그러나 이 방법으로 얻은 상관계수는 단일 PVL방법의 상관계수보다 낮았고 특히 영점부피의 상관계수가 더 낮았다 (Fig. 5). 이것도 매개변수 최적화 방법은 시간-탄성률 곡선이 시간에 대해 선형적이라는 가정 하에 최대탄성률을 추정하는데, 실제로 환자들에 있어서는 많은 경우 시간-탄성률 곡선이 다소 직선에서 벗어난 곡선을 그리기 때문이라 생각한다 (Fig. 7).

매개변수 최적화 방법은 매개변수 추정이 시간-탄성률 곡선의 선형성에 의존적이다. 이에 대조적으로 단일 PVL 방법은 생리적 제약조건(physiological constraint)을 이용하여 최대탄성률을 추정하기 때문에 시간-탄성률 곡선의 선형성에 덜 영향을 받고 따라서 상대적으로 재현성이 높았다고 생각한

다. 단일 PVL 방법이 비침습적으로 최대탄성률을 측정할 때 더 안정적인 결과를 산출한다.

이 연구에서 우리가 측정한 최대탄성률은 좌심실 심근 전체의 수축성을 나타낸다. 관상동맥질환처럼 심근의 수축기능이 국소적으로 다른 경우 국소 최대탄성률을 조사할 필요가 있고 이를 위하여 국소 심근의 부피곡선을 정확하게 측정할 필요가 크다. 이 연구에서 이용한 QGS프로그램은 아직 감쇠와 산란의 보정이 안된 게이트 심근 SPECT영상을 이용하여 부피를 추정한다. 심근 영상에서 감쇠와 산란 같은 물리적 인공물을 만드는 영향을 보정한 후 국소 심근의 시간-부피 곡선을 얻으면 심근 국소 수축력을 구할 수 있을 거라 생각한다.

이미 우리는 QGS를 이용하여서도 게이트 심근 영상에서 감쇠와 산란을 보정한 게이트 SPECT 영상을 얻을 수 있음을 보고하였다.[15] 정확한 물리적 보정을 수반한 게이트 심근 영상의 획득을 위한 연구가 필요하다. 우리가 이 연구에서 구한 최대탄성률과 영점부피를 같은 환자에서 다시 침습적으로 얻은 후 비교하여 정확한 값인지 확립하여야 하며 이는 이 연구에서나 선행 연구에서 모두 수행하지 못하였으므로 앞으로 연구하여야 할 과제이다.

요 약

목적: 게이트 심근 SPECT를 이용하여 좌심실 심근의 최대탄성률을 측정하는 방법의 재현성을 조사하고 단일 압력-부피 고리방법과 매개변수 최적화 방법으로 얻었을 때 재현성의 차이를 조사하였다. **대상 및 방법**: 관상동맥질환이 의심되는 47명(남자 42명, 여자 5명, 평균나이 53세, 좌심실구혈률 22-68%)에서 Tc-99m MIBI게이트 심근 SPECT와 동시에 요골동맥 긴장도를 측정하였다. 이 중 11명에서는 누운 자리에서 움직이지 않고 연이어 두 번 측정하였다. 최대탄성률과 영점부피를 Lee 등이 제안한 단일 압력-부피 고리 방법과 Yoshizawa 등이 제안한 선형근사에 의한 매개변수 최적화 방법으로 추정하였다. **결과**: 최대탄성률(상관계수 0.96)과 영점부피(상관계수 0.99)의 재현성은 단일 압력-부피 고리 방법이 매개변수 최적화 방법(최대탄성률 0.89, 영점부피 0.64)보다 좋았다. 두 방법으로 추정한 최대탄성률의 상관계수는 0.77, 영점부피의 상관계수는 0.65이었다. **결론**: 게이트 심근 SPECT와 동맥긴장도 측정법으로 얻어 단일 압력-부피 고리 방법으로 추정한 좌심실 심근의 최대탄성률의 재현성은 매우 우수하였다. 매개변수 최적화 방법으로 얻은 최대탄성률도 우수하나 단일 압력-부피 고리 방법보다 못하였다.

참 고 문 헌

1. Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, Moriel M, Mazzanti M, Su H-T, van Train KF, Berman DS. Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med.* 1995;36:2138-2147.
2. Lee DS, Cheon GJ, Ahn JY, Chung JK, Lee MC. Reproducibility of the assessment of myocardial function using gated Tc-99m-MIBI SPECT and quantitative software. *Nucl Med Commun* 2000; 21:1127-1134.
3. Paeng JC, Lee DS, Cheon GJ, Kim YK, Chung J-K, Lee MC. Reproducibility of an automatic quantitation of regional myocardial wall motion and systolic thickening on gated Tc-99m MIBI myocardial SPECT. *J Nucl Med* 2001; 42: 779-842.
4. Marmor A, Jain D, Zaret B. Beyond ejection fraction. *J Nucl Cardiol* 1994;1:477-486.
5. Suga H, Sagawa K, Shouas AA. Load independence of the instantaneous pressue-volume ratio of canine left ventricle and effects of epinephrine and heart rate on the ratio. *Circ Res* 1973; 32:314-22.
6. Suga H. Ventricular energetics. *Physiol Rev* 1990;70:247-77.
7. Suga H. Paul Dudley White International Lecture: Cardiac performance as viewed through the pressure-volume window. *Jpn Heart J* 1994; 35:263-80.
8. Kass DA, Maughan WL. From Emax to pressure-volume relation: A broader view. *Circulation* 1988; 77:1203-12.
9. Senzaki H, Chen C-H, Kass DA. Single-beat estimation of end-systolic pressure-volume relation in humans: a new method with the potential

for noninvasive application. *Circulation* 1996; 94:2497-2506.

10. Lee DS, Kim KM, Kim S-K, Cheon GJ, Kim YK, Chung J-K, et al. Development of a method for measuring myocardial contractility with gated myocardial SPECT and arterial tonometry. *J Nucl Cardiol* 1999; 6:657-63.
11. Sharir T, Marmor A, Ting CT, Chen JW, Liu CP, Chang MS, et al. Validation of a method for noninvasive measurement of central arterial pressure. *Hypertension* 1993; 21:74-82.
12. Yoshizawa M, Abe KI, Tokeda H, Tambe T, Nitta SI. Classical but effective techniques for estimating cardiovascular dynamics: achieving accurate results using linear models. *IEEE Eng in Med Biol Mag* 1997; 16:106-12.
13. Marmor A, Sharir T, Ben Shlomo I, Beyar R, Frenkel A, et al. Radionuclide ventriculography and central aorta pressure change in noninvasive assessment of myocardial performance. *J Nucl Med* 1989; 30:1657-65.
14. Stein PD, Sabbah HN. Rate of change of ventricular power: an indicator of ventricular performance during ejection. *Am Heart J* 1976; 91:219-27.
15. 김경민, 이동수, 여정석, 정준기, 이명철. 광자의 감쇠를 보정한 게이트 심근 관류 SPECT 영상의 구성. *대한핵의학회지* 1999; 33:17P (초록).