

디지털 혈관 조영상에서의 좌심실 경계 자동검출을 이용한 심박출 계수의 측정

구분호 · 이태수 · 박광석
민병구 · 한만청* · 박재형*

= Abstract =

A Measurement of Heart Ejection Fraction using Automatic Detection of Left Ventricular Boundary in Digital Angiocardiogram

Bon-Ho Koo, Tae-Soo Lee, Kwang-Suk Park,
Byoung-Goo Min, Man-Chung Han*, Jae-Hyung Park*

Detection of left ventricular boundary for the functional analysis of LV(left ventricle) is obtained using automatic boundary detection algorithm based on dynamic programming method. This scheme reduces the edge searching time and ensures connective edge detection, since it does not require general edge operator, edge thresholding and linking process of other edge detection methods. The left ventricular diastolic volume and systolic volume were computed after this automatic boundary detection, and these volume data were applied to analyze LV ejection fraction.

1. 서 론

현대의 의학 영상장비의 주종은 X-선의 신체 투시능력을 이용한 촬영장비로서, 순환기 계통의 질환 진단을 위한 특수 용도의 장비로는 X-선에 대한 투과도가 낮은 물질을 혈관에 주사하여 영상을 얻는 혈관 조영기(Angiographic System)가 있다. 혈관 조영기의 원리는 조영제가 들어있는 혈관이 다른 내부기관들에 비하여 촬영된 영상에서의 콘트라

스트가 차이 나는 것을 이용한 것으로 촬영하고자 하는 부분을 선택적으로 강조시킨 영상을 얻을 수 있다.

이 방법을 심장의 좌심실에 적용하여 결과 필름에서의 수작업을 통한 좌심실의 경계 좌표 검출로부터 심장 기능의 중요한 파라미터인 좌심실의 체적과 심실 운동들에 관한 생리변수들을 계산할 수 있으며, 영상 Digitizer와 영상 지적 장치(Mouse, Track Ball, Light Pen), 컴퓨터 시스템을 혈관 조영기에 결합시킴으로써 보다 쉽게 좌심실의 경계를 얻어낼 수 있게 되었다^{1,2)}.

그러나 조영기 Operator의 수동조작에 의한 좌심실 경계의 검출은 객관성이 결여되고 숙련도에 따라 많은 차이가 생기게 되어, 경계 검출에 필요한 조작시간과 검출의 성공률 및 신뢰도를 높이고자 디지털 영상 처리기법을 도입한 좌심실 경계 검출

<접수 : 1987년 12월 15일>

서울대학교 의공학교실

Dept. of Biomedical Eng., Seoul National University

* 서울대학교 방사선학교실

* Dept. of Radiology, Seoul National University

본 논문은 서울대학교 병원의 87년도 특진연구비 및 한국과학재단의 목적기초 연구비의 보조로 이루어진 것임.

에 대한 연구가 진행되어 왔다^{3,4,5)}.

좌심실 조영상은 영상 증배관(Image Intensifier)을 이용하기 때문에 튜브의 특성 및 심실 주변의 해부학적 구조로 인하여 일반적인 광학렌즈구조를 이용하여 얻은 영상들과는 다른 특징을 갖고 있다. 영상증배관의 특성은 튜브 내부에서의 X선 광자 변환 효율과 Quantum mottle 및 콘트라스트로서 표현할 수 있다. 이 중에서 영상의 노이즈로 느껴지는 것이 뒤의 두가지로서 출력 영상에서의 얼룩 무늬 및 Fog를 형성하면 영상의 질이 저하될 뿐 아니라, 디지털화된 혈관 조영 시스템(Digital Angiographic System)에서 Mask Mode의 감산 방법을 이용할 경우 환자의 Motion Artifact에 따른 여분의 Gradient 정보가 생길수 있다. 이 경우 일반적인 영상 경계 검출 방법을 이용하면 노이즈 제거 필터링, 콘트라스트 향상, Gradient 정보추출, 임계치 설정, 세션화 작업 및 경계 Linking등의 여러 단계를 거치므로 소요되는 시간이 많아지고 좌심실의 경계만을 추출하는 경우에 Priori Information을 포함시키는 복잡한 알고리즘의 설계가 필요하다. 여기서 경계 검출을 위한 기본적 정보로는 화소값의 변화에 따른 디지털 Gradient 값으로, 좌심실 영상에 대하여 Gradient 정보를 알아내기 위한 Convolution 연산자⁶⁾ 적용해 보면 심실에 대한 경계가 명확히 나타나지는 않는 것을 알 수 있다.

따라서 연속적인 좌심실 경계 영상을 얻기 위해서 종래의 방법을 이용한다면 연산 시간이 증가되고 검출의 성공률이 떨어지는 결과를 낳게 된다. 또한 좌심실 조영상에 영상 영역화 기법(Image Segmentation)을 적용할 경우엔 적용될 대상 영역을 좌심실 주위로 제한시키지 않는 한 불필요한 영역화 연산을 하게 되고, 심실 내부의 영역화와 심실에 인접한 해부학적 구조에 따른 심실의 세분화 과정이 따르게 되어 사용자의 Priori Information을 통한 Merging작업이 따르지 않으면 원하는 결과를 얻을 수 없다. 그래서 본 논문에서는 사용자의 정보를 최소한으로 입력시켜 심실 경계 영상을 효율적으로 얻어내기 위하여 Dynamic Programming(DP로 약칭한다)의 기법을 이용하였다.

2. 좌심실 경계 영상의 추출

본 연구에서 사용한 DP방법의 흐름도를 Fig. 1

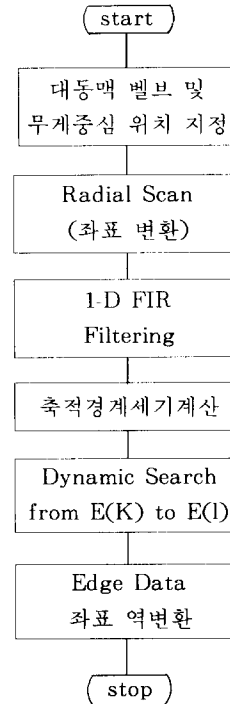


Fig. 1. Flow chart of boundary detection

에 보이고 있다. DP방법의 3가지 단계(Criterion 설정, 좌표변환 및 경계세기 추출, 경계 추출)의 자세한 방법을 다음에 설명하였다.

2-1. DP 방법의 Criterion설정

DP방법은 응용분야가 넓은 일반적인 방법으로서 영상 영역화에서의 응용에서는 최적의 경계 개념을 표시하는 수학적 Criterion을 확립하여 경계의 추적을 하는 특징이 있으며 영상에 노이즈가 섞여 있는 경우라도 경계를 찾아내는 능력이 뛰어난 방법이다⁷⁾. 이 방법을 이용해서 좌심실의 경계를 추적할 수 있는 이유는 찾아내고자 하는 경계 부분이 끊이지 않는 연속적인 특성을 갖고 있으며, 각각의 경계 포인트는 그 주변의 경계 포인트(Neighbor Pixel)하고 연계(Connective)가 성립되기 때문이다. 여기서 경계의 추적을 할때 이용되는 지표로는 경계의 Matching방법을 쓰지 않는 한 대개의 경우 화소값 변화의 정도를 나타내는 Gradient를 이용한다. 예를 들어 직각좌표계에서 X축을 기준으로 각도 θ 방향의 벡터 x' 에 따른 변화의 정도를 나타내면 식(1)과 같이 주어진다⁸⁾.

$$Cx' = \frac{\partial f}{\partial x'} = \frac{\partial f}{\partial x} \cdot \cos\theta + \frac{\partial f}{\partial y} \cdot \sin\theta \quad (1)$$

여기서 Cx' 는 θ 방향의 변화율이며 f 는 좌표 x, y 에 따른 화소값으로 표현된다. 이때 이것을 디지털화된 영상에 적용하려면 화소의 배열 때문에 θ 값의 범위는 연속적인 값으로 되지 않으며 Cx 값이 최대인각에서는 경계 세기(Edge Strength)를 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$\text{Strength} = \sqrt{(\partial f/\partial x)^2 + (\partial f/\partial y)^2} \quad (2)$$

이와 함께 중요한 경계 추적의 지표로는 경계 포인트 사이에서 이루어지는 만곡도(Curvature)를 들 수 있으며 Fig. 2와 같이 정의 된다. 좌심실 영상의 경우엔 심실의 형태가 닫혀진 타원에 가까운 형태를 취하고 있으므로 각 경계 포인트의 만곡도 범위를 알 수 있다면 경계 추적시의 경계 결정 Criterion에 만곡도에 대한것을 포함시킴으로써 계산량의 감소를 가져올 수 있게 된다. 결국 경계 세기와 만곡도를 이용하여 DP 알고리즘에 필요한 경계 추적의 평가 함수 J 를 표시하면 식(3)과 같다.

$$J(k) = \sum_{i=1}^k S(i) - \alpha \cdot \sum_{i=1}^k C(i, i+1) \quad (3)$$

식 (3)에서 $J(k)$ 는 첫번째 화소로부터 k 번째 화소까지의 화소들이 경계점으로서 평가될 수 있는가를 표시하기 위한 것으로 $S(i)$ 는 i 번째 화소에서의 경계 세기, $C(i, i+1)$ 은 i 와 $i+1$ 번째 화소 사이의 만곡도를 뜻한다. 일반적으로 경계점으로서의 평가가 높은 것은 고속적 경계 세기(High Cumulative Edge Strength)와 영상의 노이즈가 많을 경우에

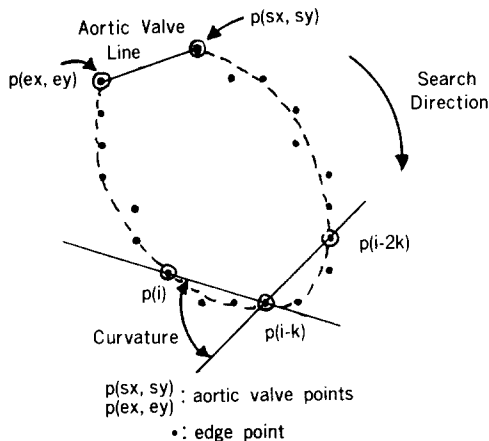


Fig. 2. LV edge point & curvature

특히 중요한 저축적 만곡도(Low Cumulative Curvature)를 갖는 화소이므로 α 는 양의 값이 된다. 식 (3)을 일반화하여 $k-1$ 번째의 화소에서 가장 경계점의 가능성이 높은 k 번째의 화소로 경계의 추적 방향을 결정하려면, N 개의 k 번째 경계적 후보들이 있을 때 평가 함수 J 는 식 (4)와 같이 포함된다.

$$J(0) = 0$$

$$J(k) = \text{Max}(S_i(k)) - \alpha \cdot C_i(k-1, k) + J(k-1) \quad (4)$$

단, $J=1, \dots, N, k=1, \dots, M, M$: 총 스텝수

식 (4)는 DP 알고리즘의 평가 함수에 경계의 추적 방향을 포함시키지 않은 것이며 i 번째 화소에서 평가 함수 J 에 관계되는 N 개 화소의 좌표가 표현되어 있지 않다. 실제의 방향은 그림 2에서와 같이 시계 방향으로 심실경계를 추적하며 x, y 평면에서 결정될 경계 포인트는 추적방향이 시계 방향이라는 것만으로는 충분하지 못하다. 예를 들어 경계의 세기와 만곡도는 지역적인 정보이며 심실 형태의 전체적인 정보 없이는 지역적인 정보만으로 시계 방향의 경계 추적을 할 경우 노이즈가 섞인 영상에서는 저축적 만곡도의 정보를 이용할 경우에도 원하는 심실 영상을 얻기 전에 쉽게 Looping 현상, 즉 경계 추적의 단계가 이미 경계로 등록된 화소로 되돌아 오는 경우가 생긴다. 이것을 해결하기 위하여 B. D. Chen과 P. Sisy는 feedback loop를 이용한 경계 추적을 제안하였다⁸⁾. 그러나 이 경우에도 응용의 제한이 있어서 적용될 대상이 Blob 및 Character와 같은 Bi-level 영상에 가까울 때에는 가능하나 심실 영상과 같은 경우에는 거의 적용이 어렵게 된다. 그래서 다음 절에 설명한 바와 같이 Priori Information을 통한 좌심실 영상의 좌표 변환을 이용하여 경계 추적 방향이 단순화 및 만곡도에 대한 정보를 변환된 영상 데이터에 표현시키는 방법을 이용하였다. 이렇게 하면 경계 추적의 방향은 물론 평가 함수 J 에 관계된 N 개의 화소에 대한 정의가 명확해지며 경계 검출에 필요한 계산상의 이득을 볼 수 있다.

2-2. 영상의 좌표 변환 및 경계 세기의 추출

심실 영상의 좌표 변환은 극좌표 변환을 이용한 것으로 심실 영상에 대한 광역 정보(Global Information)로 좌심실의 형태가 원형은 아니나 타원체 또는 그와 유사한 형태를 취한다는 것을 이용하여,

좌심실의 대동맥 밸브 위치와 심실 내부의 한점(대개 무게 중심으로 생각되는 곳)의 위치를 사용자로부터 입력 받아 좌표 변환에 사용한다. 이와 같은 방법은 T. Sandor가 적응 임계치 기법을 적용할 때에 이용한 Radial Scan 개념을 확장한 것으로⁴⁾ 경계 검출 스텝마다 데이터 스캔을 한 것과는 달리 여기에선 검출 대상인 좌심실을 중심으로 한번에 좌표 변환을 한 뒤 알고리즘을 적용하게 된다. 즉 영상 데이터 변환은 x, y를 기본 축으로 하는 좌표계(I(x, y))에서 각좌표 변환을 통한 θ, R 의 화소 배열(I(θ, R))로 바뀌어 표시된다. 변환된 영상 배열 I(θ, R)은 I(x, y)을 샘플링하여 구성하기 때문에 I(x, y)와 I(θ, R)의 모든 요소들이 서로 일대일로 대응되지는 않으며 I(θ, R)에서 심실의 경계로 결정된 요소를 역변환하여 I(x, y)에 중첩시켜 나타낼 때는 경계 포인트들 사이에 1~2화소 정도의 공백이 생기게 되지만 이것이 좌심실 경계 영상을 구성하는데에는 큰 영향을 미치지 못하는 것을 실험적으로 알 수 있으므로 경계 포인트들 사이의 공백을 일차 보간법(Linear Interpolation)을 이용하여 구한다. 이렇게 I(θ, R)로 구성된 영상 배열에선 경계의 추적 방향이 θ 가 증가 하는 방향, 즉 I(θ, R)에서 행의 번호가 증가 하는 방향으로만 경계 포인트를 찾아 간다는 이점이 있게 되고 경계를 추적해 나가는 대상 화소의 범위를 제한 시킴으로써 식 (4)에서의 만큼도 Cj(.)에 대한 항을 생략할 수 있다. 여기서 낮은 만큼도를 갖는 경계 포인트로는 I(θ, R) 배열에서 현단계의 경계 포인트에 인접한 다음 단계(2차원 배열에서 다음 행이 됨)의 이웃화소(Neighbor Pixel)로 생각할 수 있으며 i번째 행에서의 이웃 화소의 범위를 정의해 보면 식 (5)로 표현 된다.

$$\begin{aligned} 3 \text{ 이웃 화소} &= I(\theta, r3), \theta = i+1, r3 \in \{R-1, R, R+1\} \\ 7 \text{ 이웃 화소} &= I(\theta, r7), \theta = i+1, r7 \in \{R-3, R-2, \\ &R-1, R, R+1, R+2, R+3\} \end{aligned} \quad (5)$$

R : edge column number of ith row
 식 (5)로 표현 되는 이웃 화소는 Dynamic Search 단계에서 중요한 역할을 하는 요소로 식 (4)의 평가 함수 J의 계산에 관련된 N개의 화소를 이웃 화소로 생각할 수 있다.

한편 좌표 변환을 하면 Gradient 정보 추출 단계는 1-dim FIR 미분기로 바뀌어질 수 있다. 그 이유는 변환된 영상 I(θ, R)에서의 한개의 행은 심실의

무게 중심으로 추정된 점 P(xc, yc)로 부터의 방사상의 스캔(Radial Scan)으로 얻어지기 때문이며 이렇게 얻은 데이터의 예를 보이면 Fig. 3의 (a)와 같다.

결국 I(θ, R)의 배열에선 식 (1), (2)로 표현되는 경계의 Gradient 및 세기를 1 dim FIR 미분기를 적용함으로써 대치할 수 있는 것이고 심실의 프로파일은 Fig. 3의 (a)에서와 같이 화소값의 지역적인 변화가 심한 경우가 되므로 미분기로서의 FIR 필터 계수 선정에 유의해야 한다. 즉

I(θ, R)의 한행을 영상 신호 Un과 이것과는 상관계수가 0이면서 평균값 0, 분산이 σ^2 인 노이즈 Vn이 더해진 것으로 가정하면 FIR 미분기의 출력 Yn의 분산은 식 (6)으로 주어진다.

$$E\left\{\left(\sum_{k=-N}^N C_k(U_n k + V_n \cdot k) - E(Y_n)\right)^2\right\} = \sigma^2 \sum_{k=-N}^N C_k^2 \quad (6)$$

이때 미분기의 역할을 하려면 C-k = -Ck인 기수 대칭성(Odd Symmetry)을 만족할 것과 동시에 Yn의 분산을 생각해서, Ck² 총합이 영향을 미치는 것을 고려하여 필터의 계수 값을 결정해야 한다. 또 식 (6)에서 N의 값으로는 계산상의 속도와 Fig. 3의 (a)에서 전체적인 화소값의 변화도를 충분히 살펴낼 수 있는 값을 절충시켜 결정한다. 실제 실험에서는 N=4 정도면 대부분의 좌심실 영상에 적용이 가능한 것을 알아냈으며 그 결과의 예를 Fig. 3의 (b)에 나타냈고 FIR 미분기의 주파수 영역에서의 응답 특징은 DP 알고리즘을 이용할 경우엔 경계 검출에 큰 영향을 주지는 못하는 것을 알 수 있었다.

2-3. I(θ, R)로부터 경계의 추출

I(θ, R) 배열에 앞에서 언급한 필터링을 하여 화소값의 Gradient(혹은 미분값)을 구하고 나면 이것을 바탕으로 추적 경계 세기를 구성할 때 Dynamic Search 알고리즘을 이용한다. 주어지는 정보는 경계 추적 시작점과 추적 종료점(Fig. 4에서 각각 P(sx, sy), P(ex, ey)로 표시된 점)으로 이것은 I(θ, R) 배열에서 첫번째 행과 마지막 행에 위치하며 이 두개의 점을 연결하는 최적의 경계점 들을 찾아내는 것이 목표가 된다. 즉 I(θ, R)의 행의 수를 K라고 하면 경제조건은 다음과 같다.

$$e(1) = P(sx, sy), e(K) = P(ex, ey) \quad (7)$$

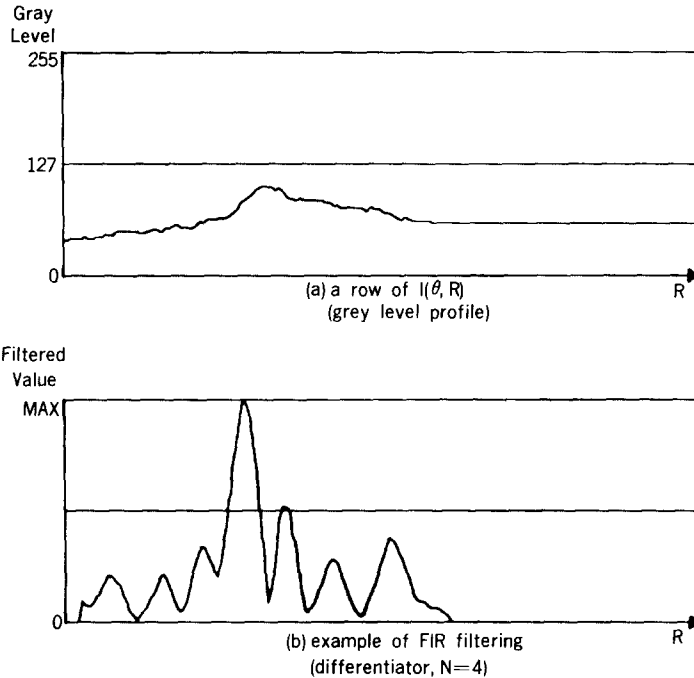


Fig. 3. Example of LV pixel profile & differentiated value

$e(1)$ 는 심실의 경계로 판단된 화소이며 각 행마다 한개의 화소를 경계점으로 결정한다. 이때 두 개의 경계 조건을 갖는 DP 알고리즘을 위해 Search Window를 설정하여 추적 영역을 표시하면 Fig. 4와 같다.

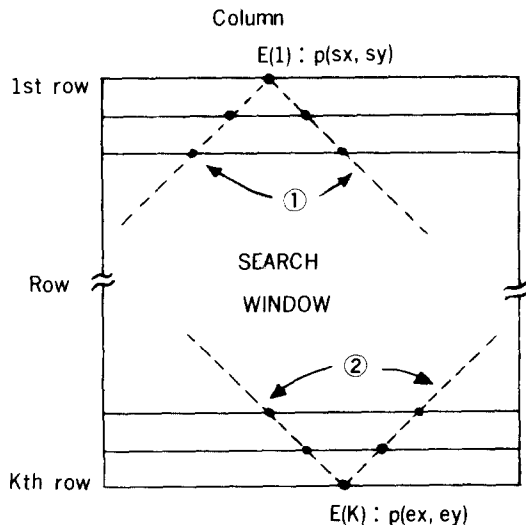


Fig. 4. Definition of edge tracking area

이 방법은 패턴 인식분야에서 시간축 스케일을 맞추기 위한 Warping 함수를 구할 때 이용되는 조건과 비슷한 것으로⁹⁾, DP 알고리즘의 경계조건이 동일 때에 이용되는 방법이다. 여기서 Search Window의 제한을 식 (5)로 주어지는 이웃 화소의 정의를 이용하면 Fig. 4의 ①로 표시되는 선은 $e(1)$ 포인트로부터 마지막 행의 방향으로 구성되는 이웃 화소 영역의 양쪽 경계로 설명되며 ②로 표시되는 선은 $e(K)$ 포인트로부터 첫번째 행의 방향으로 생성되는 이웃 화소의 경계로 설명 될 수 있다.

이렇게 구성된 추적 영역 안에서 n 번째 행에서의 추적 경계 세기 데이터의 계산은 식 (8)과 같이 된다.

$$CS(n, r) = S(n, r) + \max(S(n-1, I)) \quad (8)$$

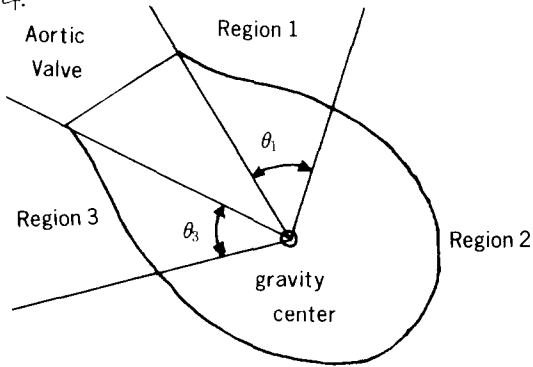
I {column number of neighbor pixels centered at n }

r {column number within search window}

$S(\cdot)$ 와 $CS(\cdot)$ 은 각각 경계 세기와 추적 경계 세기를 뜻하며 $n-K$ 가 될 때까지 식 (8)을 반복하여 적용한 다음 경계 포인트 $e(K)$ 의 위치에서 부터 $e(1)$ 의 방향으로 식 (5)로 정의되는 이웃 화소의 범위

안에서 축적 경계세가 최대치인 화소를 찾아나가면 e(I)과 e(K)를 연결하는 심실의 경계점을 얻을 수 있다. 이 경우 3~7 이웃 화소중에 어느것을 선택할 것인가의 문제가 생기는데 심실의 형태가 원형이라면 3 이웃 화소로써 충분히 경계 검출이 가능하나 실제의 심실은 찌그러진 형태를 하고 있고 좌표 변환을 이용하는 경우에는 Fig. 5에서 알 수 있는 것과 같이 대동맥 밸브가 포함된 영역인 region 1과 region 3는 만곡도가 심한 부분이기 때문에 3 이웃 화소 정도로는 경계의 추적을 할 수 없다.

따라서 대동맥 밸브로부터 $\pi/4$ [rad] 정도 범위의 region 1과 region 3는 7 이웃 화소, region 2는 3 또는 5 이웃 화소로 경계를 추적하면 전체 영역에 7 이웃 화소를 적용하여 경계를 구하는 검출 소요 시간보다 적은 시간으로 심실의 경계를 얻을 수 있다.



Region 1 : 7_Neighbor Pixel
 Region 2 : 3 or 5_Neighbor Pixel
 Region 3 : 7_Neighbor Pixel
 $\theta_1, \theta_3 : \pi/4$ rad
 Fig. 5. Division of LV area

3. 좌심실 부피 및 박출 계수의 계산

좌심실 조영상으로부터 심실의 경계 데이터를 추출한 후에는 이 데이터를 바탕으로 심실의 부피를 추정하게 된다. 추정 방법은 심실을 중심으로 X-선의 입사각을 90° 다르게 한 A-P(Anterior-Posterior) Projection과 Lateral Projection의 두가지를 이용하는 방법(Bi-plane Method)과 한개의 Projection으로부터 구하는 방법(Single Plane Method)등이 있다. 뒤의 방법은 Bi-Plane방법으로 얻은 데이터와 해부결과를 바탕으로 심실의 형태를 타원체로

추정하여 부피를 계산하는 방법으로써 Bi-Plane 방법보다는 정확도가 다소 떨어지나 인체에 가해지는 X선 조사량을 줄일 수 있으며 촬영 방법이 간단하다는 장점이 있다.

3-1. 기하학적 방법에 의한 부피 계산

H. Sandler는 Area-Length 방법으로 불리는 방법을 A-P Projection만을 할 경우에 대하여 식 (9)와 같이 이용하였다¹¹⁾.

$$LV \text{ Volume} = CF(\pi/6 \cdot Da^2 \cdot La) - OF \quad (9)$$

식 (11)에서 Da와 La는 좌심실을 타원구(Prolate Spheroid)로 추정하였을 때 좌심실의 단면적으로부터 구한 단축의 길이와 장축의 길이를 뜻하며 CF와 OF는 Bi-Plane방법으로 구했을 때와 같은 값을 얻기위한 교정치로서 CF=0.951, OF=3.0으로 주어진다. 그런데 J. W. Kennedy등은 OF를 고려하지 않고 심실의 조영각에 따른 La등의 축소효과를 생각하여 심실 조영상을 얻을 때 실제 길이에 대한 정보를 얻기 위한 Grid를 삽입하여 CF를 계산해냈다¹²⁾. 이런 방법들은 모두 좌심실의 형태를 타원구로서 가정했기 때문에 실제의 심실이 이렇게 생겼을 때는 거의 정확한 것으로 밝혀졌다. 하지만 좌심실의 형태가 타원구보다 더 찌그러진 형태를 하고 있을 때는 식 (9)의 방법을 적용하면 상당한 오차를 유발할 수 있으므로 심실의 형태에 보다 충실한 부피 계산 방법으로 간단한 구분구적법 형태의 계산을 할 수 있다(Fig. 6).

Fig. 6에서 SF는 좌심실 실제의 길이와 디지털화된 영상에서의 화소간격의 길이단위가 다르게 되는 것을 교정하는 값이고 중심선은 대동맥 밸브의 중간점으로부터 가장 먼 거리에 있는 심실 경계점으로 정의되는 심첨부위(Apex)를 지나가는 선이며 이 중심선에 직교하는 방향으로 Di를 계산한다. 한편 Δ 는 512×512의 해상도를 갖는 조영상에서 한계 화소의 크기를 이용하며 이 방법과 앞에서 언급한 타원구 추정방법은 뒤에서 실제의 자동 검출한 경계 영상에 대하여 비교되어 있다.

3-2. 화소값을 이용한 부피계산

X-선을 이용한 심실 조영상에선 좌심실 내부로 갈수록 화소값이 작아지는 것을 알 수 있으며 이것은 심실 조영상이 식 (10)에 기초하여 얻어지기 때

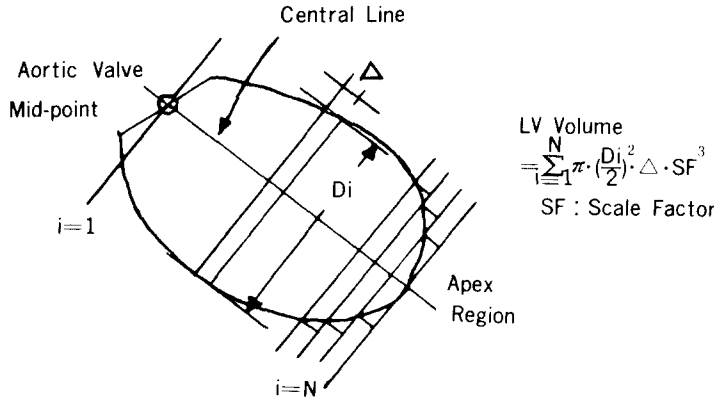


Fig. 6. LV Volume calculation by division integral method

문이다.

$$I_1 = I_0 \cdot \exp(-\mu l) \quad (10)$$

식 (10)은 초기에 I_0 의 세기를 갖는 X-선이 감쇠 계수 μ 를 갖는 물질을 거리 l 만큼 진행하여 통과한 X-선의 세기를 I_1 으로 표현한 것이다. 좌심실 조영상의 경우에도 측정된 값은 좌심실의 깊이 변화에 따라 조영제의 두께 l 이 달라지고 이에 따라 변화된 I_1 을 영상 증배관을 통하여 영상 신호로 바뀐 것을 A/D변환한 것이다. 따라서 식 (10)에서의 l 을 좌심실 내부에서 각 화소마다 구하면 심실의 부피를 구할 수 있다는 이론이 가능하게 된다^{13,14)}.

식(10)을 길이에 대한 표현식으로 바꾸어 보면 식 (11)로 된다.

$$l = -\frac{1}{\mu} \cdot \ln(I_1/I_0) \\ = -\frac{1}{\mu} \cdot (\ln(1/I_1) - C'), \quad C' = \ln(1/I_0) \quad (11)$$

CRT모니터에 나타나는 화소값은 I_1 과 식 (12)의 관계가 있다.

$$\text{Gray Level} = k' \cdot (I_1 + O_s) \quad \text{in normal mode} \\ \text{Gray Level} = 255 - k' \cdot (I_1 + O_s) \quad \text{in inverting mode} \\ \text{(8bit conversion)} \quad (12)$$

이때 k' 와 O_s 는 각각 양자화 때의 이득 및 offset을 나타내는 것이며 정상 모드(normal mode)에선 조영제가 들어간 부위가 다른 곳보다 화소값이 낮으며 역전 모드(inverting mode)에서는 반대로 된다. 식 (12)에서 정상 모드의 경우로 이용하여 정리하면 식 (13)과 같다.

$$l = -\frac{1}{\mu} \cdot \left(\ln \frac{G - k' \cdot O_s}{k'} + C' \right) \\ = -\frac{1}{\mu} \cdot (\ln(G - k' \cdot O_s) - \ln k' + C') \\ = k \cdot \ln(G - D) + C \quad (13)$$

단 $k = -1/\mu$, $G = \text{gray level}$, $D = k' \cdot O_s$,
 $C = K(C' - \ln(k'))$

식 (13)에 관계된 계수의 값을 구하면 화소값으로부터 그 화소에 대응하는 깊이 l 의 정보를 구할 수 있다. 이를 위하여 조영제 용액을 희석한 것을 용액의 높이를 다르게 할 수 있게 제작한 용기에 넣어 영상 증배관으로부터 X-선 영상을 양자화 하였다. 이 결과를 그래프로 나타낸 것이 Fig. 7의 (a)이다.

Fig. 7의 (a)를 보면 $\ln(G-D)$ 의 값이 직선으로 되지 않는 것을 볼 수 있으며 따라서 식 (13)의 k 와 C 의 값을 결정하기가 곤란하다. 이것은 영상 증배관의 특성이 선형적이지 못한 것을 의미한다. 이에 비하여 같은 조영제 용기를 이용하는 서울대 병원 의공학과의 DR(Digital Radiography)시스템으로 얻은 결과는 직선에 가까움을 알 수 있다(Fig. 7의 (b)).

영상 증배관과 DR시스템으로부터 얻은 결과가 차이 나는 이유는 DR시스템은 X-선 스크린과 광다이오드를 결합시킨 시스템으로 선형적 특성이 뛰어나지만 영상 증배관은 내부의 구조적 특징 때문에 출력 영상의 중앙부와 외곽부의 특성이 다르게 되기 때문이며 결국 영상 증배관을 이용하여 화소

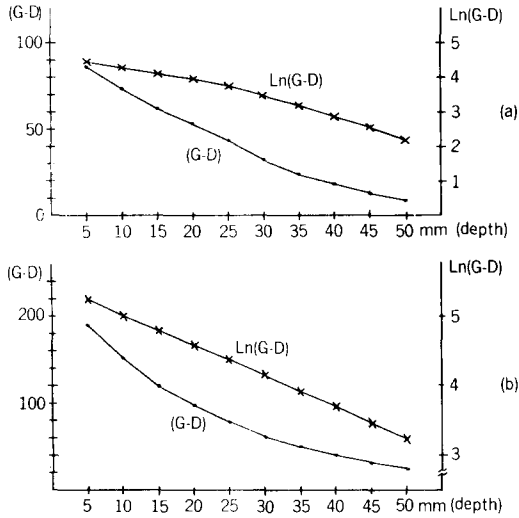


Fig. 7. Gray level-depth relation
(a) by I. I. tube (b) by D. R. system

값으로부터 좌심실의 깊이를 알아 내려면 다음의 조건이 성립되어야 함을 알 수 있다.

1. 영상 증배관은 선형 응답 영역(Linear Response Region)에서 동작해야 한다.
2. 영상 신호의 Log증폭 또는 Log연산이 필요하다.
3. 조영제가 심실 내부에서 균일한 밀도로 혼합되어야 한다.
4. 원하는 콘트라스트가 되기 위하여 충분한 양의 조영제가 필요하다.
5. X-선의 촬영 조건이 같아야 한다.

여기서 임상적인 조건인 3, 4, 5를 제외하고 전기적 조건인 1, 2의 영향을 알고자 조영제를 크기가 다른 두개의 Volume Phantom에 채워 넣어 영상 증배관을 이용하여 촬영한 뒤 Fig. 7(a)의 화소값-깊이 관계를 2차로 Curve Fitting하여 부피의 비를 구해 보았다. 부피는 식 (16)으로 구할 수 있다.

$$L = a_0 + a_1 \cdot (G \cdot D) + a_2 \cdot (G \cdot D)^2,$$

L : depth(unit : mm)

G : gray level

$$a_0 = 0.56 \times 10^2, a_1 = -0.88, a_2 = 0.35 \times 10^{-2}$$

$$V = k \sum_{(x, y) \in ROI} L(x, y) \quad V : \text{volume} \quad (16)$$

k : scale factor

식 (16)의 ROI는 경계 검출된 영역의 내부로 정의되며 실제의 Volume Phantom의 부피 비는 1 : 2.

34이고 식 (16)에 의하여 구한 값은 1 : 2.83로 계산됐다. 결국 Fig. 7의 (a)에서 알 수 있는 영상 증배관의 비선형적인 특성때문에 이런 오차가 발생하는 것으로 생각된다.

3-3. 박출 계수의 계산

좌심실의 경계를 자동검출 방법으로 추출한 다음 좌심실의 확장기(Diastolic Phase)와 수축기(Systolic Phase)때의 경계 데이터로부터 심실의 부피 변화 및 심실 무게 중심의 추정을 통한 심벽 운동 상태를 분석할 수 있다. 심실 부피의 변화는 식 (17)로 표시되며 이것을 심실의 박출 계수(Ejection Fraction)라 한다.

$$EF = (SV / Ved) \cdot 100(\%), \quad SV = Ved - Ves \quad (17)$$

Ved : end-diastolic volume

Ves : end-systolic volume

EF : Ejection Fraction

박출 계수는 관상 동맥(Cornary Artery)등에 질환이 있어 심장 근육에의 혈액 공급이 원활하지 못한 경우와 정상인의 경우에 큰 차이를 보이기 때문에 중요한 임상적 계산치가 되며 심벽운동의 상태를 보다 정량화하여 표시하면 관상 동맥의 이상 위치를 추정할 수 있게 된다¹⁵⁾.

4. 실험 결과 및 검토

심실의 자동 경계 추출에 이용한 좌심실 조영상은 디지털 혈관 조영시스템으로부터 Fig. 8에 표시된 순서로 얻어 낸 것이다. 이때 좌심실 조영상의 화질에 따라 전처리(Pre-Processing)를 거쳐 경계 검출 작업을 할 수도 있으며 부분적인 경계의 이상 검출이 있을 땐 지역적인 Smoothing방법을 이용하여 다시 경계를 검출한다. 사용한 혈관 조영시스템은 서울대 병원 의공학과에서 개발한 DSA-2000과 Philips DVI시스템이며 처리 시스템으로 IBM PC와 연결된 DSA-2000 Frame Grabber를 이용하였다. 다음은 성인과 소아의 조영상에 대하여 경계 검출 및 EF계산을 한 결과이다.

4-1. 소아 심실 조영상의 경우

소아는 성인에 비하여 심실의 크기가 작으나 영상 증배관과 환자와의 거리를 조절함으로써 적절한

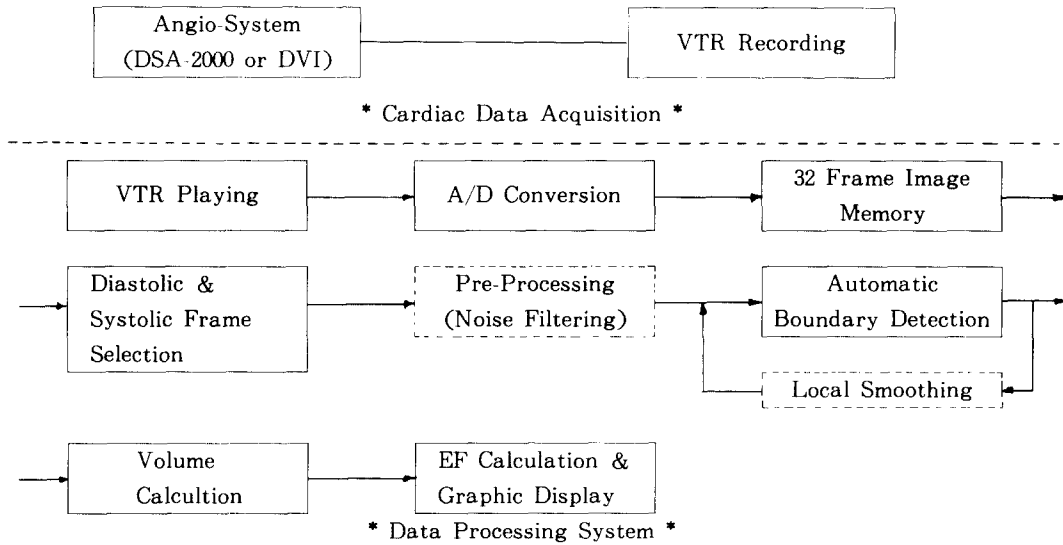


Fig. 8. Block diagram of the experiment

크기의 심실 영상을 얻을 수 있다. Fig. 9의 (a)는 확장기의 경우이며 (b)는 같은 환자의 수축기 경우의 경계영상이다. 이때 III장에서 언급한 부피계산 방식을 적용하며 EF를 계산한 것을 Table 1로 나타냈다.

Table 1에서 화소값-깊이관계에 따른 계산은 DSA의 MF모두 감산 방법을 이용한 영상에의 적용이며¹⁶⁾, 이에 따라 Fig.9의 (a)에선 환자의 motion artifact에 의한 그림자 영상이 발생했지만 (b)에선 거의

완전히 감산된 것을 알 수 있고 이러한 모드에서만 심실 내부의 화소값이 tissue에 의한 신호 성분을 제외시킨 조영제만에 의한 값이 되어 부피 계산이 가능하다.

4-2. 성인 조영상의 경우

Fig. 10은 성인의 확장기와 수축기의 원래 영상과 경계 검출한 영상은 동시에 보인 것이다. 이 경우엔 심실이 거의 타원구에 가깝게 형성되어 타원



(a) diastolic phase



(b) systolic phase

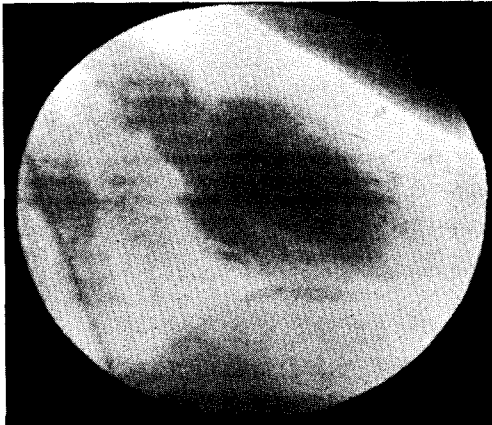
Fig. 9. Detected boundary image(child case)

Table 1. Estimated ejection fraction(for the patient of Fig. 9)

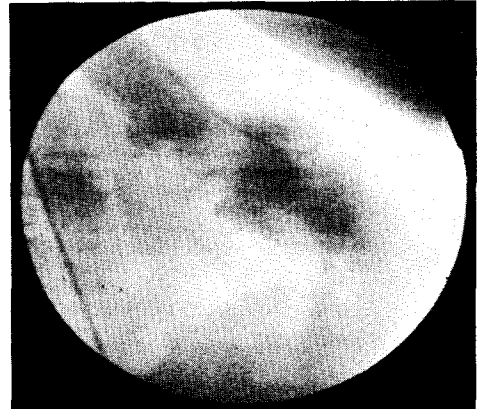
| Volume | Method 타원체 추정 V1 | 구분구적법 V2 | error * | 최소값- 깊이 관계 ** |
|-------------------|------------------------|-------------|------------|------------------|
| Diastolic Volume | 125(ml) | 114(ml) | 9.6(%) | 251791 |
| Systolic Volume | 56(ml) | 50(ml) | 12(%) | 108745 |
| Ejection Fraction | 55.1(%) | 56.1(%) | | 56.8(%) |

* : $(V1 - V2)/V2 \cdot 100(\%)$

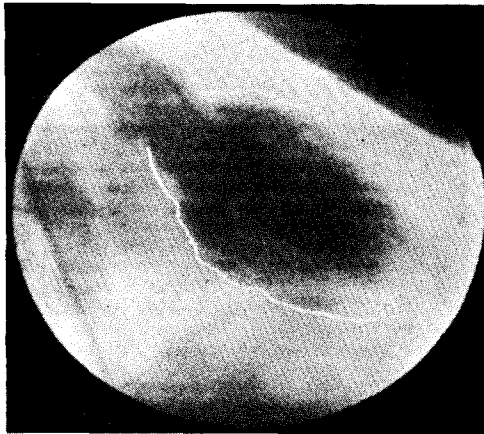
** : not scaled value



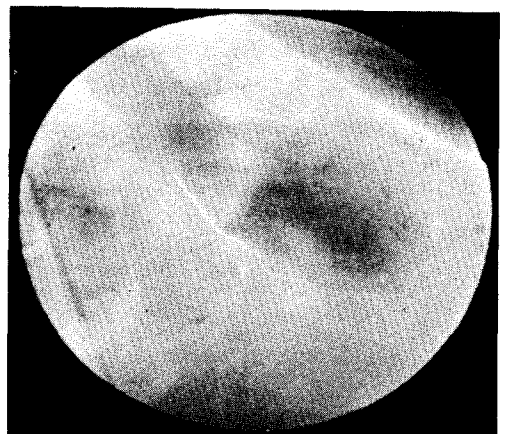
(a) diastolic phase



(b) systolic phase



(c) boundary image of (a)



(d) boundary image of (b)

Fig. 10. LV angiogram & detected boundary image(adult case)

체 추정 방법과 구분 구적법에 의한 부피의 가중치 오차는 소아의 경우보다 작아진 것을 볼 수 있으며 최소값 깊이 관계에 의한 방법은 소아의 경우보다 큰 오차를 보이고 있다. 그 원인은 Fig. 10의 조영

상이 MF모드의 감산 영상이 아니기 때문에 좌심실 내부의 최소값을 tissue에 의한 영향을 생각하여 바꾼 것을 이용하는 과정에서 생긴 오류와 튜브의 비선형 특성이 크게 작용한 때문으로 생각된다(Table 2).

Table 2. Estimated ejection fraction(for the patient of Figure 10)

| Method | 타원체 추정 | 구분구적법 | error | 화소값 - |
|-------------------|---------|---------|--------|----------|
| Volume | V1 | V2 | * | 깊이 관계 ** |
| Diastolic Volume | 210(ml) | 199(ml) | 5.5(%) | 1409232 |
| Systolic Volume | 122(ml) | 114(ml) | 7.0(%) | 930249 |
| Ejection Fraction | 41.9(%) | 42.6(%) | | 34.0(%) |

* : $(V1 - V2) / V2 \cdot 100(\%)$

** : not scaled value

5. 결 론

좌심실 경계 영상의 객관적이고 정량적인 검출을 제시한 방법을 이용하여 구할 수 있으며 이에 따른 심실 부피의 계산을 통하여 심기능 평가의 중요한 데이터인 심박출 계수를 계산할 수 있음을 보였다. 본 논문에서 제시한 경계 검출 방법은 종래의 방법¹⁷⁾의 경우 30분 정도의 시간이 걸린 것에 비하여, 사용자의 정보 입력 시간을 제외한 순수 경계 검출 시간이 약 100(sec) 정도로 빠른 결과를 보였으며 앞으로는 패턴매칭의 방법이나 인공 지능 기법의 도입을 바탕으로 대동맥 밸브 포인트의 자동 추정과 심실의 무게 중심 추정을 이용한 완전한 자동 경계 검출이 기대된다. 그러나 모든 심실 조영상의 경우에 자동 경계 검출이 가능할 것으로는 생각하지 않으며, 좌심실의 콘트라스트가 충분한 경우와 DSA 시스템의 제반 기능(예를 들어 영상 필터링, Lookup Table을 이용한 콘트라스트의 확장등)이 향상되었을 때는 무난히 심실의 경계 추정이 가능할 것으로 생각된다.

좌심실의 정확한 부피 계산은 Single Plane Projection방법만으론 어려운 일이며 정밀한 심실 경계 검출을 바탕으로 추정할 수 있는 것이고 타원체 추정 방법이나 구분 구적법은 디지털화된 영상의 경우엔 쉽게 프로그램에 의하여 부피의 추정치를 구할 수 있으나 화소값 깊이 관계에 의한 추정 방법은 사용된 혈관 조영 시스템과 조영 기술에 의존도가 높은 방법이므로 주어진 시스템에서 충분한 실험과 X선 촬영 상태의 안정화를 이루면 일상적인 부피 계산 방법으로서의 정착이 가능할 것이다. 심장의 주기에 따른 확장기와 수축기의 부피를 계산하면 박출계수를 계산할 수 있어 중요한 임상 데이터를 제공할 수 있다.

참 고 문 헌

- 1) C. A. Maistretta, R. A. Kruger, T. L. Houk., "Computerized fluoroscopy technique for noninvasive cardiovascular imaging", *SPIE vol. 152*, pp. 65~71, 1978.
- 2) R. A. Kruger, C. A. Mistretta, et al., "Computerized fluoroscopy in real time for noninvasive visualization of cardiovascular system", *Radiology*, vol. 130, pp. 49~57, 1979.
- 3) G. M. X. Fernando, D. M. Monro, "Variable thresholding applied to angiography", *SPIE Ch 1804~4*, pp. 152~156, 1982.
- 4) T. Sandor, S. Sloan, et al., "Automation of left ventricular contour detection", *SPIE vol. 454*, pp. 197~206, 1984.
- 5) K. Toraichi, K. Katagishi, R. Mori, "A left ventricular function analyzer and its application", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 34, pp. 317~328, 1987.
- 6) A. Rosenfeld, A. C. Kak, *Digital Picture Processing*, 2nd edition, vol. II, pp. 84~101, Academic Press, Inc., 1982.
- 7) D. H. Ballard, C. M. Brown, *Computer Vision*, pp. 137~143, Prentice Hall, Inc., 1982.
- 8) B. D. Chen, P. Siy, "Forward/backward contour tracing with feedback", *IEEE Trans. on PAMI*, vol. PAMI-9, no. 3, 1987.
- 9) A. Cohen, *Biomedical Signal Processing*, vol. II, pp. 79~84, CRC Press, Inc., 1986.
- 10) H. T. Dodge, H. Sandler, et al., "The use of bi plane angiocardiology for measurement of left ventricular volume in man", *AMER, HERAT J.*, vol. 60, pp. 762~772, 1960.
- 11) H. Sandler, H. T. Dodge, "The use of single

- plane angiocardigrams for the calculation of left ventricular volume in man*", *AMER. HEART J.*, vol. 75, pp. 325~334, 1968.
- 12) J. W. Kennedy, S. E. Trenholme, I. S. Kasser, "Left ventricular volume and mass from single plane cineangiocardigram. A comparison of anteroposterior and right anterior oblique methods", *AMER. HEART J.*, vol. 80, pp. 343~352, 1970.
- 13) O. Nalcioglu, J. A. Seibert, et al., "Comparison of digital subtraction video densitometry and area length method in the determination of left ventricular ejection fraction", *SPIE vol. 314*, pp. 294~298, 1981.
- 14) R. Detrano, W. MacIntyre, et al., "How do videodensitometric ejection fractions from intravenous digital subtraction ventriculograms compare with first pass radionuclide ejection fractions?", *SPIE vol. 535*, pp. 350~357, 1985.
- 15) S. C. Klausner, T. J. Blair, et al., "Quantitative analysis of segmental wall motion throughout systole and diastole in the normal human left ventricle", *Circulation*, vol. 65, no. 3, pp. 580~590, 1982.
- 16) 민병구, 이태수, 박광석, 한만청, "실시간 디지털 혈관 조영술에 관한 연구", 대한 전자공학회지, 제22권 제3호, pp. 48~53, 1985.
- 17) 도기종, "디지털 혈관 조영장치를 이용한 좌심실의 경계면 검출에 관한 연구", 건국대학교 산업대학교 전자공학과 석사학위 논문, 1986.