

디지털 혈관 조영장치를 이용한 실시간 영상처리와 심장파라미터의 측정

신동익, 구본호,

박광석, 민병구, 한만성

서울대학교 의과대학

Real Time Image Processing and Measurement of Heart Paramter Using Digital Subtraction Angiography

Dong-Ik Shin, Bon-Ho Koo,

Kwang-Suk Park, Byoung-Goo Min, Man-Chung Han,

College of Medicine, Seoul National University

<Abstract>

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 and systolic volume were computed after this automatic boundary detection, and these volume data were applied to analyze LV ejection fraction.

1. 서론

현대의 의학영상장비의 주종은 X선의 신체 투시능력을 이용한 촬영장비로서, 순환기 계통의 질환진단을 위한 특수 용도의 장비로는 X-선에 대한 투과도가 낮은 물질을 혈관을 주사하여 영상을 얻는 혈관 조영기(Angiographic System)가 있다. 혈관 조영기의 원리는 조영제가 혈관이 다른 내부 기관등에 비하여 촬영된 영상에서의 콘트라스트가 차이나는 것을 이용한 것으로 촬영하고자 하는 부분을 선택적으로 강조시킨 영상을 얻을 수 있다. 이 방법을 심장의 좌심실에 적용하여 결과 필름에서의 수작업을 통한 좌심실의 좌심실의 경계 좌표 검출로부터 심장 기능의 중요한 파라미터인 좌심실체적과 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. 그러나 조영기 Operator의 수동조작에 의한 좌심실 경계의 검출은 객관성이 결여되고 속련도에 따라 많은 차이가 생기게 되어, 경계 검출에 필요한 조작시간과 영상 처리 기법을 도입한 좌심실 경계 검출에 대한 연구가 진행되어 왔다. 좌심실 조영상은 영상 증배관(Image Intensifier)을 사용하기 때문에 튜브의 특성 및 심실 주변의 해부학적 구조로 인하여 일반적인 광학렌즈구조를 이용하여 얻은 영상들과는 다른 특질을 갖고 있다. 영상증배관의 특성은 튜브 내부에서의 X-선 광자 변환 효율과 Quantum mottle 및 콘트라스트로서 표현할 수 있다. 이중에서의 영상의 노이즈로 느껴지는 것이 뒤의 두가지로서 출력영상의 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 생긴다. 이 경우 일반적인 영상 경계 검출 방법을 이용하면 노이즈 제거 필터링, 콘트라스트 향상, Gradient 정보추출, 임계치 설정, 세산화 작업 및 경계 Linking등의 여러 단계를 거치므로 소요되는 시간이 많아지고 좌심실의 경계만을 추출하는 경우에는 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 연산자를 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 다르게 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.

좌심실 조영상은 영상 증배관(Image Intensifier)을 이용하기 때문에 튜브 내부에서의 X-선 광자 변환 효율과 Quantum mottle 및 콘트라스트로서 표현되는 특성을 갖고 있다. 이중에서 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 생긴다. 이 경우 일반적인 영상 경계 검출 방법을 이용하면 노이즈 제거 필터링, 콘트라스트 향상, Gradient 정보추출, 임계치 설정, 세산화 작업 및 경계 Linking등의 여러 단계를 거치므로 소요되는 시간이 많아지고 좌심실의 경계만을 추출하는 경우에는 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 연산자를 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. 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 DP 방법의 효율도를 Fig. 1에 보이고 있다. DP방법의 3가지 단계를 다음에 설명하였다.

1) DP 방법의 Criterion 설정

DP 방법은 응용분야가 넓은 일반적인 방법으로서 영상 영역화에서의 응용에서는 최적의 경계 개념을 표시하는 수학적 Criterion을 확립하여 경계의 추적을 하는 특징이 있으며 영상에 노이즈가 섞여 있는 경우에도 경계를 찾아내는 능력이 뛰어난 방법이다. 여기서 경계의 추적을 할 때 이용되는 지표로는 화소값 변화의 정도를 나타내는 Gradient를 이용한다. 직각좌표계에서 X축을 기준으로 각도 θ 방향의 벡터 x 에 따른 변화의 정도를 나타내면 식(1)과 같이 주어진다.

$$C_x = \frac{af}{\partial x} = \frac{af}{\partial x} \cos \theta + \frac{af}{\partial y} \sin \theta \quad (1)$$

여기서 C_x 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 C_x 값이 최대인각에서는 경계 세기(Edge Strength)를 다음과 같이 정의할 수 있다.

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

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

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

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 화소사이의 만곡도를 뜻한다. 일반적으로 경계 점으로서의 평가가 높은 것은 고축적 경계 세기(High Cumulative Edge Strength)와 영상의 노이즈가 많을 경우에

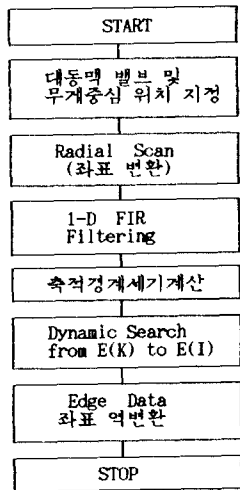


Fig. 1. Flow chart of boundary detection

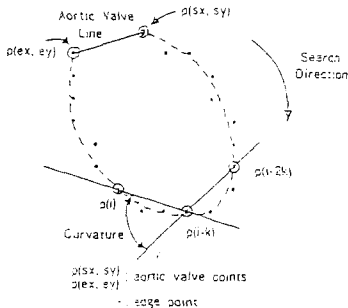


fig.2. LV edge point & curvature

특히 중요한 저축적 만곡도(Low Cumulation 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 표현된다.

$$J(0) = 0$$

$$J(k) = \text{Max} (S_j(k)) - \alpha C_j(k-1, k) + J(k-1) \quad (4)$$

단, $J = 1, \dots, N, k=1, \dots, M$: 총 스텝수
 식(4) 는 DP알고리즘의 평가 함수에 경계의 추적 방향을 포함시키지 않은 것이며 i 번째 화소에서 평가 함수 J 에 관계되는 N 개 화소의 좌표가 표현되어 있지 않다. 실제의 방향을 그림(2) 에서와 같이 시계 방향으로 심실경계를 추적하며 x, y 평면에서 결정된 경계 포인트는 추적방향이 시계방향이라는 것만으로는 충분하지 못하다. 그래서 다음 절에 설명한 바와 같이 Priori Information을 통한 좌심실 영상의 좌표 변환을 이용하여 경계 추적 방향이 단순화 및 만곡도에 대한 정보를 변환된 영상 테이더에 표현시키는 방법을 이용하였다. 이렇게 하면 경계추적의 방향은 물론 평가 함수 J 에 관계된 N 개의 화소에 대한 정의가 명확해지며 경계 검출에 필요한 계산상의 이득을 볼 수 있다.

2) 영상의 좌표 변환 및 경계 세기의 추출

심실 영상의 좌표 변환은 극 좌표 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 입력받아 좌표변환에 사용한다. 영상 데이터 변환은 X, Y 를 기본 축으로 하는 좌표계($I(x, y)$)에서 극좌표 변환을 통한 θ, R 의 화소 배열($I(\theta, R)$)로 바뀌어 표시된다. 이렇게 $I(\theta, R)$ 로 구성된 영상 배열에선 경계의 추적 방향이 θ 가 증가 하는 방향, 즉 $I(\theta, R)$ 에서 행의 번호가 증가 하는 방향으로만 경계 포인트를 찾아 간다는 이점이 있게 되고 경계를 추적해 나가는 대상 화소의 범위를 제한 시킴으로써 식(4)에서의 만곡도 $C_j(k)$ 에 대한 항을 생략할 수 있다. 여기서 낮은 만곡도를 갖는 경계 포인트로는 $I(\theta, R)$ 배열에서 현단계의 경계 포인트에 인접한 다음 단계(2차원 배열에서 다음 행이 됨)의 이웃 화소(Neighbor Pixel)로 생각할 수 있으며, i 번째 행에서의 이웃 화소의 범위를 정의해 보면 식(5)로 표현 된다.

$$3 \text{ 이웃 화소} = I(\theta, r3), \theta = i+1, r3 \in \{R-1, R, R+1\} \dots (5)$$

$$7 \text{ 이웃 화소} = I(\theta, r7), \theta = i+1, r7 \in \{R-3, R-2, R-1, R, R+1, R+2, R+3\}$$

식(5)로 표현 되는 이웃 화소는 Dynamic Search 단계에서 중요한 역할을 하는 요소로 식(4)의 평가 함수 J 의 계산에 관련된 N 개의 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 $I(\theta, R)$ 에서의 한 개의 행은 심실의 무게 중심으로 추정된 점 $P(x_c, y_c)$ 로부터의 방사상의 스캔(Radial Scan)으로 얻어지기 때문이며 이렇게 얻은 데이터의 예를 보이면 Fig. 3(a)와 같다. 즉 $I(\theta, R)$ 의 한행은 영상 신호 살리고 Un 과 이것과는 상관계수가 0 이면서 평균값 0, 분산이 σ^2 인 노이즈 Vn 이 더해진것으로 가정하면 FIR 미분기의 출력 Yn 의 분산은 식(6)으로 주어진다.

$$E \left\{ \left(\sum_{k=N}^N Ck(Un-k+Vn-k) - E(Yn) \right)^2 \right\} = \sigma^2 \sum_{k=N}^N Ck^2 \dots (6)$$

이때 미분기의 역할을 하려면 $C-k = Ck$ 인 기수 대칭성을 만족할 것과 동시에 Yn 의 분산을 생각해서, Ck^2 총합이 안정할 미치는 것을 고려하여 필터의 계수 값을 결정해야 한다. 또 식(6)에서 N 의 값으로는 계산상의 속도와 Fig. 3의 (a)에서 전체적인 화소값의 변화도를 충분히 살려낼 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.

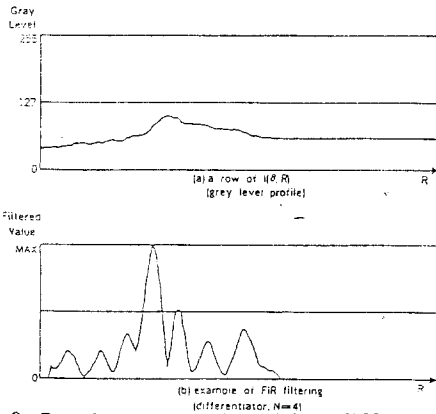


Fig.3. Example of LV pixel profile & differentiated value

3) 경계의 추적

$I(\theta, R)$ 배열에 앞에서 언급한 필터링을 하여 화소값의 Gradient(혹은 미분값)를 구하고 나면 이것을 바탕으로 축적 경계 세기를 구성할 때 Dynamic Search 알고리즘을 이용한다. 주어지는 정보는 경계 추적 시작점과 추적 종료점 (Fig.4) 에서 각각 $P(x_s, y_s), P(x_e, y_e)$ 로 표시된 점으로 이것은 $I(\theta, R)$ 배열에서 첫번째 행과 마지막 행에 위치하며 이 두개의 점을 연결하는 최적의 경계점들을 찾아내는 것이 목표가 된다. 즉 $I(\theta, R)$ 의 행의 수를 K 라고 하면 경계조건은 다음과 같다.

$$e(1) = P(x_s, y_s), e(K) = P(x_e, y_e) \dots (7)$$

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

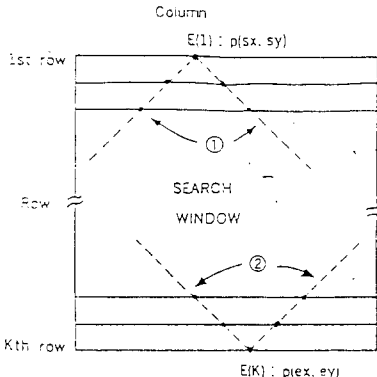


Fig.4. Definition of edge tracking area

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 설정되며 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 축적 경계 세기 데이터의 계산은 식(8) 과 같이 된다.

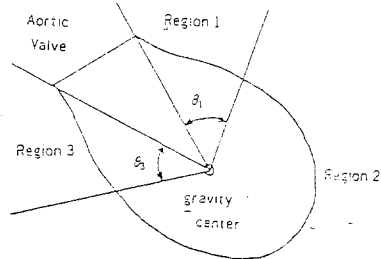
$$CS(n, r) = S(n, r) + \max(S(n-1, I)) \quad (8)$$

$I \in \{ \text{column number of neighbor pixels centered at } n \}$
 $r \in \{ \text{column number within search window} \}$

$S(,)$ 와 $CS(,)$ 은 각각 경계 세기와 축적 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 경계 세기가 최대인 화소를 찾아 나가면 $e(1)$ 과 $e(K)$ 를 연결하는 심실의 경계점을 얻을 수 있다. 이 경우 3-7 이웃 화소중에 어느 것을 선택할 것인가의 문제가 생기는데 심실의 형태가 원형

이라면 3 이웃 화소로써 충분히 경계 검출이 가능하나 실제의 심실은 찌그러진 형태를 하고 있고 좌표 변환을 이용하는 경우에는 Fig.9 에서 알 수 있는 것과 같이 대동맥 밸브가 포함된 영역인 region 1 과 region 3 만곡도가 심한 부분이기 때문에 3이웃 화소 정도로는 경계의 추적을 할 수 없다.

따라서 대동맥 밸브로부터 $\pi/4$ [rad] 정도 범위인 region 1과 region 3 는 7 이웃 화소, region 2는 3또는 5 이웃 화소로 경계를 추적 하면 전체영역에 7이웃 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
 $\theta_1, \theta_3 : \pi/4 \text{ rad}$

Fig.5. Division of LV area

3. 좌심실 부피 및 박출 계수의 계산

1) 기하학적 방법에 의한 부피 계산

H. Sandler는 Area- Length 방법으로 불리우는 방법을 A-P Projection 만을 할 경우에 대하여 식(9)와 같이 이용하였다.

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

식(9)에서 Da 와 La 는 좌심실을 타원구로 추정하였을 때 좌심실의 단면적으로부터 구한 단축의 길이와 장축의 길이를 뜻하며 CF 와 OF 는 Bi.Plane 방법으로 구했을 때와 같은 값을 얻기 위한 교정치로서 $CF=0.951, OF=3.00$ 로 주어진다. 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. 에서 SF는 좌심실 실제의 길이와 디지털화 된 영상에서의 화소간격의 길이 단위가 다르다 되는 것을 교정하는 값이고 중심선은 대동맥 밸브의 중간점으로부터 가장 먼 거리에 있는 심실 경계점으로 정의되는 심첨부의 (Apex)를 지나가는 선이며 이 중심선에 직교하는 방향으로 Di 를 계산한다. 한편 Δ 는 512×512 의 해상도를 갖는 영상상에서 한개 화소의 크기를 이용하며 이 방법과 앞에서 언급한 경계 영상에 대하여 비교되어 있다.

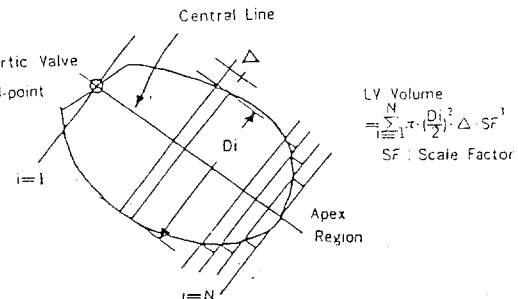


Fig.6. LV Volume calculation by division integral method

2. 화소값을 이용한 부피 계산.

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

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

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 바뀐것을 A/D 변환한 것이다. 식(10)을 길이에 대한 표현식으로 바꾸어 보면 식(11)로 된다.

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

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

$$\text{Gray Level} = K' (I_1 + O_0) \quad \text{in normal mode} \\ \text{Gray Level} = 255 - k' (I_1 + O_0) \quad \text{in inverting mode} \\ (8 \text{ bit conversion}) \quad (12)$$

이때 K' 와 O_0 는 각각 양자화 때의 이득 및 offset을 나타내는 것이며 정상 모드에선 조영제가 들어간 부위가 다른 곳보다 화소값이 낮으며 역전 모드에서는 반대로 된다. 식(12)에서 정상 모드의 경우로 이용하여 정리하면 식(13)과 같다.

$$l = - \frac{1}{\mu} \left(\ln \frac{G - K' O_0}{k} + C' \right) \\ = - \frac{1}{\mu} (\ln(G - k' O_0) - \ln k' + C') \\ = k \ln(G - D) + C \quad \dots (13)$$

단 $k = -1/\mu$, $G = \text{gray level}$, $D = k' O_0$.

$$C = K(C' - \ln k')$$

식(13)에 관계된 계수의 값을 구하면 화소값으로부터 그 화소수에 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 X선 영상을 양자화 하였다. 이 결과를 그래프로 나타낸 것이 Fig. 7의 (a)이다. Fig. 7의 (a)을 $\ln(G-D)$ 의 값이 직선으로 되지 않는 것을 볼 수 있으며 따라서 식(13)의 k 와 C 의 값을 결정하기가 곤란하다.

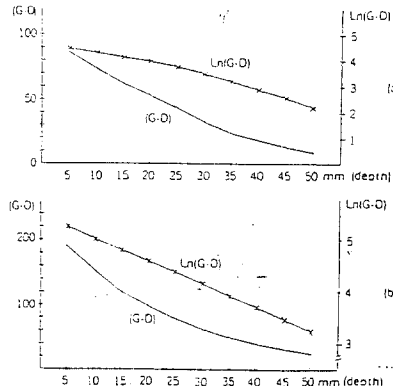


fig.7. Gray level- depth relation

(a) by 1.1 tube (b) by D.R. system

여기서 조영제를 크기가 다른 두개의 Volume Phantom에 채워 넣어 영상 증배관을 이용하여 촬영한 뒤 Fig. 7의 화소값이 관계를 2차로 Curve Fitting하여 부피의 비를 구해 보았다. 부피는 식(14)으로 구할 수 있다.

$$L = a_0 + a_1 (G-D) + a_2 (G-D)^2, \\ L: \text{depth}(\text{unit: mm})$$

G: gray level

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

$$V = k \sum_{(x,y) \in ROI} L(x,y) \quad V: \text{volume} \\ K: \text{scale factor} \quad (14)$$

식(14)의 ROI는 경계 검출된 영역의 내부로 정의되며 심실의 Volume Phantom의 부피 비는 1:2.34 이고 식(14)에 의하여 구한 값은 1:2.83로 계산 됐다. 결국 Fig. 7의 (a)에서 알 수 있는 영상 증배관의 비 선형적인 특성 때문에 이런 오차가 발생하는 것으로 생각된다.

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. 이것을 심실의 박출 계수(Ejection Fraction)라 한다.

$$EF = (SV/Ved) * 100(\%), \quad SV = Ved - Ves \quad (15)$$

Ved : end diastolic volume

Ves : end systolic volume

EF : Ejection Fraction

박출 계수는 관상 동맥 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 된다.

4. 결 과

심실의 자동 경계 추출에 이용한 좌심실 조영상은 디지털 혈관 조영시스템으로 부터 얻어 낸것이다. 이때 좌심실 조영상의 화질에 따라 전처리를 거쳐 경계검출 작업을 할수도 있으며 부분적인 경계의 이상 검출이 있을 땐 지역적인 Smoothing방법을 이용하여 다시 경계를 검출한다. 사용된 혈관 조영시스템은 서울대하계 병원 의공학과에서 개발한 DSA-2000과 Philips DVI시스템이며 처리 시스템으로 IBM PC와 연결된 DSA-2000 Frame Grabber를 이용 하였다. 다음은 성인과 소아의 조영상에 대하여 경계 검출 및 EF 계산한 결과이다.

1) 소아 심실 조영상

소아는 성인에 비하여 심실의 크기가 작으나 영상 증배관과 환자와의 거리를 조절함으로써 적절한 크기의 심실 영상을 얻을 수 있다. Fig. 8의 (a)는 확장기의 경우이며(b)는 같은 환자의 수축기 경우의 경계영상이다. EF를 계산한 것을 Table 1로 나타냈다.

Table 1에서 화소값 깊이 관계에 따른 계산은 DSA의 MF 모드 감산 방법을 이용한 영상에의 적용이며, 이에 따라 Fig. 8의 (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.

2) 성인 조 영상

Fig. 9은 성인 확장기와 수축기의 원래 영상과 경계 검출한 영상은 동시에 보인 것이다. 이 경우엔 심실이 거의 타원구에 가깝게 형성되어 타원체 추정 방법과 구본 구적법에 의한 부피의 가중치 오차는 소아의 경우보다 작아진 것을 볼 수 있으며 화소값 깊이 관계에 의한 방법은 소아의 경우보다 큰 오차를 보이고 있다. 그 원인은 Fig. 9의 조영상에 MF모드의 감산 영상이 아니기 때문에 좌심실내부의 화소값은 tissue에 의한 영향을 생각하여 바꾼 것을 이용하는 과정에서 생긴 오류와 튜브의 비선형 특성이 크게 작용한 때문으로 생각된다. (Table 2)

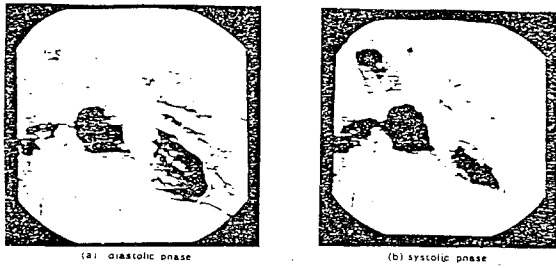


Fig.8. Detected boundary image(child case)

Table1. Estimated ejection fraction(for the patient of Fig. 12)

Method	사원계 측정 V1	구분구적법 V2	error %	최소값 값이 관계 없음
Diastolic Volume	125(ml)	134(ml)	9.6(%)	251791
Systolic Volume	56(ml)	50(ml)	12(%)	108745
Ejection Fraction	55.1(%)	56.1(%)		56.8(%)

* = (V1 - V2)/V2 (100%) ** : not scaled value

Table2. Estimated ejection fraction (for the patient of Figure 13)

Method	사원계 측정 V1	구분구적법 V2	error %	최소값 값이 관계 없음
Diastolic Volume	210(ml)	199(ml)	5.2(%)	1409222
Systolic Volume	122(ml)	114(ml)	7.0(%)	230249
Ejection Fraction	41.9(%)	42.8(%)		34.0(%)

* = (V1-V2)/V2 (100%) ** : not scaled value

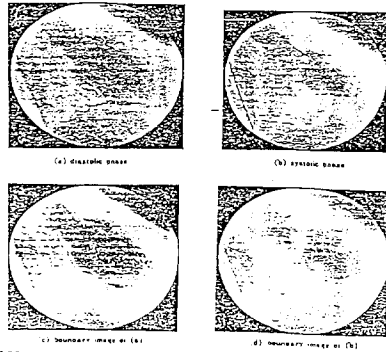


Fig.9.LV angiogram & detected boundary image(adult case)

참 고 문 헌

- 1) 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.
- 2) T. Sandor, S. Sloan, et al., "Automatic of left ventricular contour detection", SPIE vol. 454, pp. 197-328, 1987.
- 3) A. Rosenfeld, A. C. Kak, " Digital picture processing", 2nd edition, vol. II, pp. 84-101, Academic Press, Inc., 1982
- 4) B.D. Chen, P Sly, " Forward/backward contour tracing with feedback" IEEE Trans. on PAMI, vol. PAMI-9, no. 3, 1987
- 5) H. T. Dodge, H. Sandler, et al., " The use of biplane angiography for measurement of left ventricular volume in man", AMER. Heart J., vol.60, pp. 762-772, 1960.
- 6) J. W. Kennedy, S. E. Trenholme, I.S. Kasser, " Left ventricular volume and mass from single plane cinemaangiogram. A comparison of antero-posterior and right anterior oblique methods", AMER Heart J., vol. 80, pp. 343-352, 1970.
- 7) R. Detrano, W. Mac Intyre, 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.

8) 민병구, 이태수, 박광석, 한망천, "실시간 디지털 혈관 조영술에 관한 연구" 대한 전자공학회지, 제22권 제3호, pp. 48-53, 1985.