

심장병 진단을 위한 실시간 디지털 감산 조영 영상기법의 개발

(Development of Cardiac Digital Subtraction Angiographic System for Diagnosis of Cardiac Diseases)

閔 丙 九*, 李 泰 洙*

(Byoung Goo Min and Tae Soo Lee)

要 約

본 연구에서는 심장의 박동영상을 방사선 투시법으로 관찰하여 심장질환을 진단하기 위한 실시간 처리 심장 디지털 감산 조영 영상기법(cardiac digital subtraction angiography)을 개발하여 임상실험을 시행하였다. 평균 1초에 1번의 심장박동에 따른 주변부위의 운동에 의한 오차의 영향을 감소하면서, 좌심실 박동상을 32프레임까지 실시간으로 감산 처리하는 고속기억(512×512 해상도와 256 gray level) 및 고속 데이터링크 시스템과 프로세서를 개발하였다.

기억된 영상을 컴퓨터에 입력하고, 심장의 경계면을 Dynamic Programming을 사용하여 검출하고, 부피를 구하여 심장의 박동에 따른 최대부피(ESV)와 박동후 최소부피(ESV), 최대와 최소부피의 비율(EF)로서 표시되는 심박출계수 등 심장의 좌심실기능을 나타내는 생리계수를 영상으로 부터 구하는 알고리즘을 개발해서 임상실험을 시행하였다.

Abstract

We have designed a real-time Cardiac digital subtraction angiography system (C-DSA) and tested the system for the diagnosis of Cardiac patients. The system was developed by interfacing a radiographic angiography system to a computerized motional image analysis system. This new cardiac DSA can perform the real time processing of averaging and subtraction of the 32 image frames to measure the volume changes of the left ventricle after elimination of motional artifacts, caused by the heart contraction of beats per minute in average. Each frame has a resolution of 512 x 512 pixels and 256 gray levels. Two image data with maximal and minimal volume were moved to the interfaced IBM PC computer system by high speed computer link line for computation of the heart's contraction parameters. First, the boundary of the left ventricle was detected using a dynamic programming of the gray levels, and its volume was computered to determine the parameters, such as the maximal volume of end-diastolic volume (EDV), the minimal volume of end systolic volume (ESV), and ejection fraction (EF).

*正會員, 서울대학교 醫工學科
(Dept. of Biomedical Eng., Seoul Nat'l Univ.)

接受日字: 1988年 5月 4日

(※본 논문은 1988년도 서울대학교 병원의 임상연구비의 보조로 이루어진 것임.)

I. 서 론

디지털 감산 혈관조영장치(digital subtraction angiography)는 혈관내에 주입된 조영제에 의해 감쇠되는 X-선투과도의 차이만을 컴퓨터 혹은 전용 프로세

서를 사용해서 선택적으로 강조하는 시스템으로 종래의 혈관조영장치에 비해 훨씬 적은량의 조영제만으로도 진단에 충분한 혈관조영상을 얻을 수 있다.

뿐만아니라 영상자체가 디지털화된 정량적인 데이터이므로, 이를 시스템에 인터페이스한 컴퓨터에 입력해서 분석함으로써 환자에 대한 생리적 매개변수의 추출이 가능하다. 심장질환의 진단을 위하여는 심장의 박동에 따른 심장부피의 변화 측정이 중요하다.

특히, 심장박동전의 최대부피(end diastolic volume)와 박동직후의 최소부피(end-systolic volume) 및 양부피의 비례상수인 박출계수(ejection fraction)의 측정이 필요하다. 평균 1초동안에 60번의 심장 박동운동에 따른 처리상의 오차 때문에 정지된 혈관의 영상처리와는 다른 영상기법이 필요하고, 특히 실시간 처리가 요구되어 이에 따른 특별한 하드웨어 및 소프트웨어가 필수적이다. 본 연구에서 개발한 Cardiac DSA는 본 연구팀이 개발한 실시간 DSA의 ^{1),2)} Cardiac Mode에서 1초에 30프레임(frame)씩 출력되는 연속적인 심혈관 조영상을 실시간으로 처리하여 최소한 심장박동의 한 주기에 해당하는 영상을 전용으로 개발해서 내장한 고속의 대용량 기억장치에 (512×512 해상도와 256grey level)을 가지는 영상 32 frame을 기억할 수 있는 용량을 가짐) 저장하였다. 또한 기억장치에 저장된 연속적인 심혈관 조영상은 본 연구에서 전용으로 설계, 제작한 고속 데이터 통신 링크를 통해서 컴퓨터에 입력시키고, 이를 분석해서 심기능 관계 파라메타 및 EDS(end diastolic volume), ESV(end systolic volume)을 계산하고, EF(ejection fraction)을 구하였다.

이를 분석하는 알고리즘은 3단계로 구성되어 있으며, 1단계인 전처리 단계에서는 기억장치에 저장된 연속적인 심혈관 조영상으로 부터 심장의 최소부피 영상(end-systolic phase image)과 심장의 최대부피 영상(end-diastolic phase image)를 결정하는 단계이며, 2단계인 주처리 단계에서는 결정된 각 심박동위상의 심혈관 영상들로부터 좌심실의 체적을 계산해내고, 또한 이들로 부터 EF(ejection fraction)를 계산한다. 3단계인 후처리 단계에서는 컴퓨터 그래픽 기법을 사용해서 컴퓨터 화면상에 1,2단계의 결과를 나타내고 또한 환자에 관계되는 정보를 동시에 출력해서, 계산된 파라메타를 방사선 정보시스템의 일부로 연결시킨다.

II. Cardiac DSA의 기본원리

1. Cardiac DSA의 구조

Cardiac DSA는 기존의 DSA에 고속대용량의 메

모리와 컴퓨터를 부착해서 DSA에서 1초에 30프레임씩 연속적으로 출력되는 심혈관 조영상 (512×512 resolution, 256grey levels)을 실시간으로 32프레임까지 저장할 수 있으며, 이는 본 연구에서 특별히 설계, 제작한 고속 데이터 통신 링크를 통해 컴퓨터에 입력시킬 수 있도록 했다. Cardiac DSA의 기능적인 블록도는 그림 1과 같다. Cardiac DSA의 영상기억장치는 그 역할에 따라 5가지로 나누어져 있다.

우선 주기억장치(main memory)는 혈관조영장치에서 출력되는 심혈관조영상 비디오 신호를 A/D변환한 신호를 실시간으로 처리한 결과를 기억하는 메모리로서 512×512 해상도로 16비트(bit)까지 기억할 수 있다.

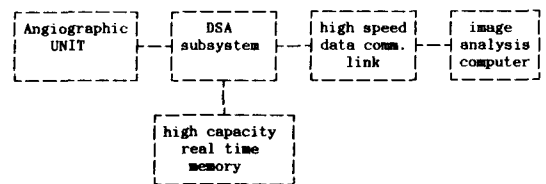


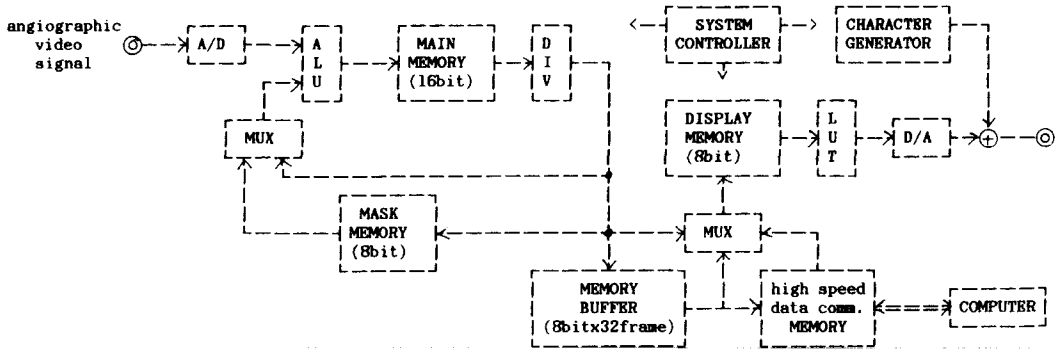
그림 1. Cardiac DSA의 블록도
Fig. 1. Block diagram of cardiac DSA.

둘째로는 디스플레이 기억장치(display memory)로서 주기억장치에서 실시간으로 처리한 결과를 모니터(monitor)에 출력하기 위한 메모리로서 주메모리의 결과중에서 유효영상이 있는 8비트(bit)만을 선택해서 입력하고 출력은 D/A변환을 통해 디스플레이(display) 가능한 비디오 신호로 바뀌며, 환자데이터를 나타내는 문자발생 신호출력과 멀티플렉스(multiplex) 되어 디스플레이(display)한다.

셋째로는 보조 기억장치(auxiliary memory)로서 혈관 조영상중에서, 뼈 및 조직 등의 배경정보를 감산하기 위한 마스크를 기억하는 메모리로, 심장 박동운동에 의한 배경을 최소한으로 줄이기 위해서 심박동 1주기를 평균 가산한 영상을 기억해 둔다.

넷째로는 대용량 메모리 버퍼로서 32프레임까지의 영상을 기억할 수 있으며, 이는 32/30초동안의 영상에 해당하므로 심박동 1주기를 저장하기에 충분한 용량이다.

마지막으로 컴퓨터입력을 위해 고속 데이터 통신 링크용의 버퍼(buffer)로서 이 메모리를 통해, 대용량 메모리 버퍼에 저장된 영상을 컴퓨터에 입력시키거



ALU : arithmetic and logical unit
 DIV : divider
 MUX : multiplexer
 LUT : lookup table

그림 2. Cardiac DSA의 H/W 구조
 Fig. 2. H/W configuration of cardiac DSA.

나, 혹은 컴퓨터의 보조 기억장치에 저장되어 있는 영상을 디스플레이 메모리에 출력시킬 수 있다. Cardiac DSA의 H/W적 구성은 그림 2와 같다.

2. Cardiac Mode (CM) 동작

심장의 운동을 관찰하기 위해서는 종래의 DSA 영상 처리에서와는 다른 모드로 처리를 해야만 심장운동에 의한 처리오차에 영향을 받지않는 영상을 얻을 수 있다. 즉 MF모드(mask mode fluoroscopy)와는 달리 마스크는 심박동 1주기에 해당하는 시간동안 입력되는 영상을 평균가산해서 구하고, 이것을 그 다음에 입력되는 영상으로 계속 가산한 연속적인 영상을 얻는 방법이다. 이것을 수식화하면, 시간 K에서의 혈관조영상을 $f(i, j, k)$ 라 하고 Cardiac Mobe 출력 영상을 $g(i, j, k)$ 라 하면

$$g(i, j, k) = \frac{1}{T} \sum_{k=M_1}^{M_T} f(i, j, k) - f(i, j, k)$$

$$1 \leq i, j \leq 512$$

T : 심박동 1주기내의 영상수

M1 : 첫번째 마스크 영상의 시간

M_T : 마지막 마스크 영상의 시간 (=M1+T-1)

CM출력영상의 시간적 도표는 그림 3과 같다.

3. 알고리즘의 기본개념

연속적인 Cardiac DSA의 영상을 컴퓨터로 분석하는 알고리즘은 3단계로 나눌 수 있으며, 순서도는 그림 4와 같다. 전처리 단계에서는 영상내에서 ROI(region of interest)를 선택하여 ROI내에서의 시간

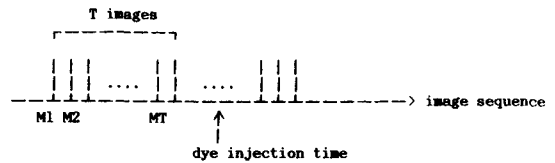


그림 3. CM 동작의 시간적도표
 Fig. 3. Timing chart of CM operation.

적인 조영제 밀도의 변화를 관찰함으로써, 심장의 최소부피 영상과 최대부피 영상을 결정한다. ROI내의 조영제 밀도의 평균치가 최대일때가 최대부피 위상으로 최소일때가 최소부피 위상으로 추정하는 것이다. 주처리 단계에서는 전단계에서 결정된 각 위상의 영상을 컴퓨터에 입력해서, 좌심실의 경계를 다음장에 설명된 dynamic programming의 기법을 이용해서 찾아낸다.

다음에는 추출된 경계면 데이터를 이용하고 좌심실을 타원구로 추정해서 기하학적인 방법으로 각 위상에서의 좌심실 체적을 계산한다. 또한, 이 결과들로부터 EF(ejection fraction)을 구해낸다. 후처리 단계에서는 1,2단계에서 추출한 각 위상에서의 좌심실 경계를 컴퓨터 그래픽을 이용해서 컴퓨터 화면에 그래픽하고, EDV,ESV,EF 등 심장기능 관계 파라메타를 나타내며, 또한 환자에 관계된 정보 즉 환자 등록번호, 환자성명, 촬영일자 및 일련번호, cine번

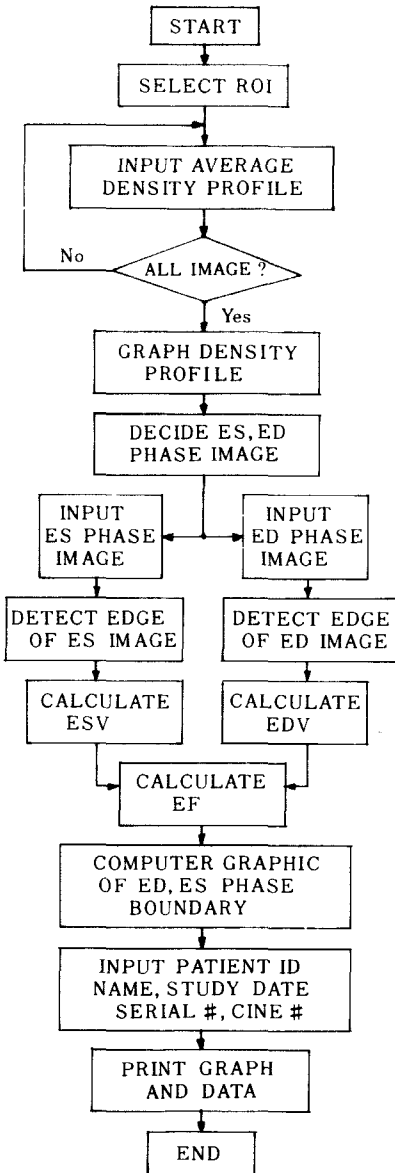


그림 4. 알고리즘의 순서도
Fig. 4. Flow chart of algorithm.

호 등을 동시에 출력해서 완전한 방사선학적인 정보화한다.

Ⅲ. 심기능 파라메타 추출 알고리즘

1. 좌심실 경계결정

심장의 기능을 나타내는 파라메타인 EF (ejection fraction)을 계산하기 위해서는 EDV, ESV의 결정이 필요하며, 이를 Cardiac DSA를 이용해서 계산하려면, 우선 좌심실의 경계면 추출을 해야 한다.

좌심실 경계면 추출에는 여러가지 방법이 사용되고 있으나,^{13,4,5} 본 연구에서 사용한 기법은 dynamic programming 기법으로⁶, 좌심실 경계 부분의 연속성을 보장해 주며, 노이즈가 섞여있는 경우라도 경계를 찾아내는 능력이 뛰어난 기법이다.⁷ 경계면 검출의 순서도는 그림 5와 같다.

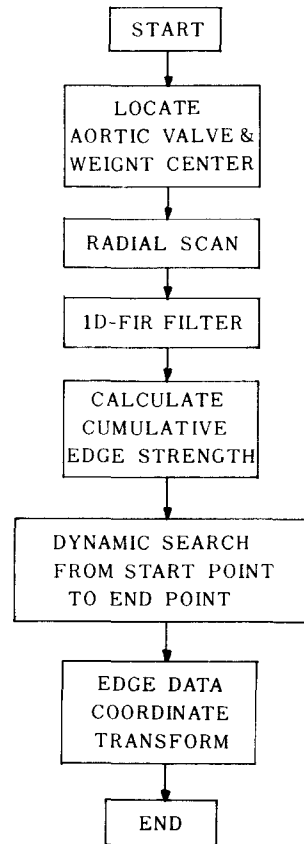


그림 5. 경계면 검출의 순서도
Fig. 5. Flow chart of boundary detection.

우선 심혈관 조영상에서 대동맥판의 위치를 정해 주어, 알고리즘의 시작점과 종료점은 영상지적장치(mouse)로서 알려준다. 또한 심장 내부의 무게중심이라고 추정되는 점을 지정해서, 그 점을 원점으로 좌표를 직교좌표에서 극좌표로 바꾼다음, 원점을 지나는 각 직선에서의 조영제 밀도 공간적 변화의 형태로 부터 좌심실의 경계점을 추정하기 위해 조영제 밀도의 변화율을 나타낼 수 있도록 1차원 유한응답여파기(1D-FIR filter)를 통과한다. 원점을 지나는 각 샘플라인으로 부터 좌심실 경계를 추적하기 위해

서는 대동맥판상의 한 점으로 부터 시작하여 누적세기(cumulative strength)가 최대치가 되는 화소를 계속 찾아가면 모든 좌심실 경계를 추적할 수 있다.

2. 좌심실 체적 계산

좌심실을 타원구(prolate spheroid)로 가정할 때 좌심실의 단면으로 부터 단축과 장축을 알면, 좌심실의 체적은 A-P projection의 경우 아래식과 같이 나타낼 수 있다.⁽⁸⁾

LV volume=CF (phi /6 * Da^2 * La) -OF

여기서 Da와 La는 Bi-plane 방법으로 구했을 때와 같은 값으로 얻기 위한 추정치로서 CF는 0.951, OF는 3.0으로 주어진다. 좌심실 체적 계산법은 이외에도 구분구적법(division integral method), 화소값을 이용한 계산법 등이 있다. ESV와 EDV가 구해지면 이들로 부터 ejection fraction (EF)은 아래식과 같이 나타낼 수 있다.

EF=(SV/EDV) * 100 (%)

SV=EDV-ESV

EDV : end-diastolic volcome

ESV : end-systolic volcome

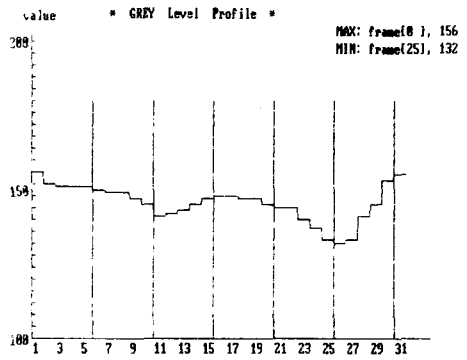
EF는 관상동맥(coronary artrey) 등에 질환이 있어 심장근육에의 혈액공급이 원활하지 못한 경우에 정상인과 큰 차이를 보이게 되기 때문에 중요한 임상적 임계치가 되며, 심박 운동의 상태를 보다 정량화하여 표시하면, 관상동맥의 이상 위치도 추정할 수 있다.⁽⁹⁾

IV. 실험 및 결과

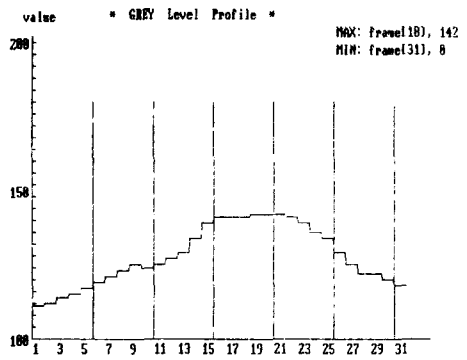
본 연구에서는 혈관조영장치(philips DVI angiographic system)에 자체 개발한 DSA(DSA-2000 system)을 연결하고, 이에 256K DRAM을 사용해서 설계, 제작한 대용량 고속 저장장치를 부착하여, 심박동 1주기에 해당하는 영상을 저장할 수 있도록 하였다. 또한 이러한 영상은 개인용 컴퓨터(IBM PC/XT 호환 computer)에 전용으로 제작한 고속 데이터 통신 링크(high speed data communication link)를 통해 입출력되도록 하였고, ROI를 지정하는 영상지적장치로는 마우스(mouse)를 사용하였다. 실험은 VTR에 녹화된 임상실험 데이터인 심혈관 조영 영상을 DSA-2000에 입력하여, Cardiac Mode로 처리하고, 이 중에서 32프레임을 저장하였다가, Mouse로 지정한 ROI내에서 조영제 밀도의 시간적 변화를 구하고, 이로부터 좌심실 최대, 최소부피 영상(ED, ES

phase image)을 결정하고 이를 컴퓨터에 입력하고, 각각 좌심실 경계를 추출하고, 좌심실 체적을 계산해서 EF(ejection fraction)을 구하고 또한 환자의 등록번호, 성명, 촬영일, 일련번호 및 Cine번호 등을 입력 받아 위의 계산 결과와 함께 출력하였다.

그림 6 (a), (b)는 심장의 우측상단 및 좌측하단에서 각각 21x21화소 크기의 창내에 ROI를 설정하여 32프레임에 해당하는 시간동안 ROI내에서의 조영제 평균밀도가 변화한 형태를 나타낸 것이다. 그림 6 (a)의 경우는 심박동 주기에 따라 극소치와 극대치가 확인하며, 이로부터 결정된 영상이 최대부피 및 최소부피 영상과 일치됨을 확인할 수 있었으나, 그림 6 (b)의 경우는 극소치가 검출되지 않았다. 따라서



(a)



(b)

그림 6. ROI 내에서의 조영제밀도의 시간적 변화 프로파일

(a) 심장의 우측 상단에서 구한 프로파일

(b) 심장의 좌측 하단에서 구한 프로파일

Fig. 6. Density profile in ROI.

(a) measured in the upper right corner of heart.

(b) measured in the lower left corner of heart.

ROI는 최대 및 최소부피의 영상을 결정함에 있어 중요한 요인이 되며, 그 위치 및 크기는 최대 및 최소부피 영상에서 심벽이 ROI를 벗어나지 않도록 하여야 함을 알 수 있었다. 또 한가지 요인은 심장내에 주입된 조영제의 시간적, 공간적 균질성으로서, 시간적 균질성은 조영제를 주입한 직후의 영상을 데이터로 함으로서 유지할 수 있으며, 공간적 균질성은 ROI의 크기를 제한 함으로서 가능하다.

그림 7 (a), (b)는 각각 그림 6 (a)의 조영제 밀도변화로 부터 결정된 최대 및 최소부피 영상으로, ROI 내의 조영제 밀도가 극대 즉 명도가 극소가 되는 11번째 영상이 최대부피 영상이 되며, 조영제 밀도가 극소 즉 명도가 극대치를 나타내는 16번째 영상이 최소부피 영상이 된다. 이러한 일련의 영상으로 부터



(a)



(b)

그림 7. 조영제 밀도변화로 부터 구한 좌심실 최대, 최소부피 영상

- (a) 좌심실 최대부피 영상
- (b) 좌심실 최소부피 영상

Fig. 7. ED phase and ES phase image.

- (a) ED phase image.
- (b) ES phase image.

조영제 밀도의 시간적 변화에 대한 데이터를 구해서 최대 및 최소부피 영상을 결정하는 정량적인 방법은 종래의 최대 및 최소부피 영상을 임의로 추정하는 방법에 비해 객관적이고 타당한 방법이다.

그림 8 (a), (b)는 각각 그림 7 (a), (b)로 부터 좌심실 경계면 추출 알고리즘을⁽⁶⁾ 적용하여 구한 결과로서 감산된 영상의 잡음이 많은 조건하에서도 경계면 추출이 잘 됨을 알 수 있다.



(a)



(b)

그림 8. 검출된 좌심실 최대, 최소부피 영상의 심벽경계

- (a) 좌심실 최대부피 영상의 심벽경계
- (b) 좌심실 최소부피 영상의 심벽경계

Fig. 8. Boundary image of ED phase and ES phase.

- (a) ED phase boundary image.
- (b) ES phase boundary image.

추출한 좌심실의 경계면을 그림 9와 같이 컴퓨터 그래픽을 이용하여, 환자의 진단결과와 함께 나타내었다. 좌심실 체적은 본 알고리즘은 적용한 결과,

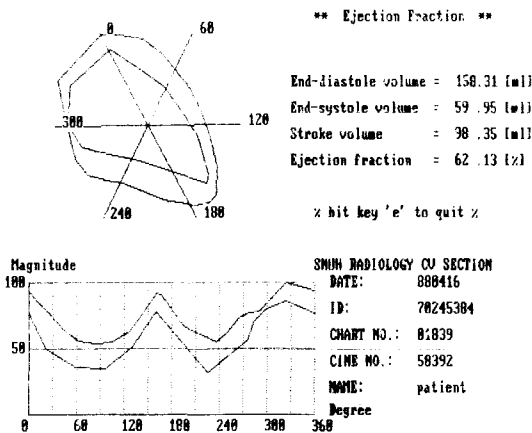


그림 9. 출력된 환자정보 결과
Fig. 9. Printed result of patient information.

본 실험의 환자의 최대부피가 158.31ml, 최소부피가 59.95ml이었으며, 심박출량 98.35ml, 심박출계수 62.13%로 추정되었다. 그림 9의 좌측 하단에는 심장의 무게중심으로 부터, 심벽까지의 거리를 대동맥 밸브로 부터 360도 회전하면서 나타낸 것으로, 최대 및 최소부피 일때 심장의 각 부위에 따른 운동상태를 진단할 수 있는 중요한 그래프이다. 그림 9의 우측 하단에는 검사일, 환자등록번호, 검사일련번호, cine번호 및 환자의 성명을 함께 나타내므로서, 본 기법의 결과를 완전한 방사선학정보화 하였다.

V. 결 론

본 연구에서는 32프레임의 고속 기억장치를 디지털 혈관 조영장치에 연결하여, 심장의 1박동주기에 해당하는 일련의 영상을 실시간으로 저장하므로서, 심박동에 따른 주변부위의 운동에 의한 오차를 감소시킬 수 있으며, 이를 컴퓨터로 분석하여 심장의 최대부피 영상과 최소부피 영상을 정량적, 객관적으로 결정하였다. 또한 심혈관 조영의 임상데이터에 본 알고리즘을 적용하여 환자에 대한 심박출량, 심박출계수 및 좌심실벽의 운동그래프를 구하고 이를 환자 데이터와 함께 나타내므로서, 방사선진료 정보화하였다. 또한 본 논문에서는 ROI인 창 모양을 직사각형을 사용하였는데, 좌심실의 모양인 타원구조로 해서 프로파일을 구하는 것도 바람직할 것으로 판단된다. 좌심실의 경계를 검출하는데 있어, 본 연구에서의 알고리즘을 사용해서 PC/XT (4.77MHz CPU clock)의 경우 약 100초로 단시간내에 검출이 가능하였다. 좌심실의 정확한 부피계산은 한쪽 방향의 조

사방법만으로는 어려운 일이며, 양 방향조사 및 정확한 심실 경계 검출을 바탕으로 이룰 수 있다.^{10,11)}

또한 조영제 밀도의 심도에 의한 좌심실 체적추정은 사용된 혈관조영 시스템과 조영기술에 의존도가 높은 방법으로 주어진 시스템에서의 충분한 실험과 수정을 통해서만 가능할 것이다. 본 연구에서 개발한 Cardiac DSA는 앞으로 심장기능 관계연구 및 임상적 적용에서 활용될 것으로 기대되며, 현재 256K DRAM으로 구성된 대용량 기억장치를 1M DRAM으로 교체하면, 128프레임까지 기억할 수 있으므로, 조영기간 전체를 모두 기억해 두고 분석할 있게 될 것이다. 또한 심장운동 위상결정 및 마스크영상 결정에 있어서는 조영제 밀도의 프로파일 뿐만 아니라 ECG Monitor에 시스템을 동기시키면 보다 정확한 심기능 관계 파라메타 추출이 가능해질 것으로 생각되며, 이는 앞으로의 연구과제이다.

參 考 文 獻

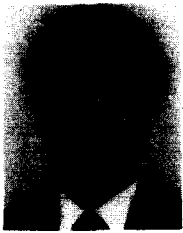
- [1] B.G. Min, T.S. Lee et al., "A real time digital subtraction angiography," KITE vol. 22, no. 3, pp. 48-53, 1985.
- [2] H.C. Kim, B.G. Min, T.S. Lee et al. "Threr dimensional digital subtraction angiography," IEEE Trans. MI, vol. HI-1, pp. 152-158, Oct. 1982.
- [3] G.M.X. Fernando, D.M. Monro, "Variable thresholding applied to angiography," SPIE Ch 1804-4, pp. 152-156, 1982.
- [4] T. Sandor, S. Dloan, 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. Biomed. Eng., vol. 34, pp. 317-328, 1987.
- [6] D.H. Ballard, C.M. Brown, Computer Vision, pp. 137-143, Prentice Hall, Inc., 1982.
- [7] B.H. Koo, T.S. Lee et al., "A measurement of heart ejection fraction using automatic detection of left ventricular boundary in digital angiography," KOSOMBE vol. 8 no. 2, pp. 177-188, 1987.
- [8] H. Sandler, H.T. Doge, "The use of single plane angiocardiograms for measurement of left ventricular volume in man," AMER. Heart J., vol. 60, pp. 762-772, 1960.
- [9] S.C. Klausner, T.J. Blaire, 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.

[10] S.J. Lee, H.C. Kim et al., "Three dimensional digital subtraction angiography," *KITE* vol. 20, no. 1, pp. 63-71, 1983.

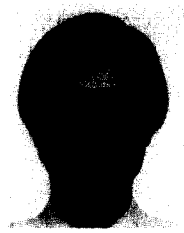
[11] Hee C. Kim, Byoung G. min, Tae S. Lee, Sung J. Lee, Choong W. Lee, Jae H. Park, Man C. Han, "Three dimensional digital subtraction angiography," *IEEE Trans. Medical Imaging* vol.MI-1, no.2, Oct. 1985. *

— 著 者 紹 介 —



閱 丙 九 (正會員)

1942年 11月 20日生. 1965年 3月 서울대학교 전기공학과 졸업. 1970年 1月 미국 럿트거스(뉴저지 주립대학)석사학위 취득. 1972年 10月 미국 럿트거스대학 박사학위 취득. 1969年 6月~1972年 9月 미국 럿트거스대학 전기과 연구교수. 1972年 9月~1974年 6月 미국 뉴욕시 Mount Sinai의과대학 수석연구원. 1974年 6月~1979年 6月 미국 럿트거스대학 전기과 조교수. 1975年 2月~1979年 6月 미국 럿트거스의과대학 겸임 조교수. 1979年 6月~1983年 10月 서울의대 조교수겸 서울대학병원 의공학 과장. 1983年 10月~1988年 9月 서울의대 부교수겸 서울대학병원 의공학 과장. 1988年 9月~현재 서울의과대학 교수겸 서울대학병원 의공학 과장. 주관심분야는 Medical image system artificial organ 등임.



李 泰 洙 (正會員)

1958年 12月 10日生. 1981年 2月 서울대학교 전자공학과 졸업. 1983年 2月 서울대학교 대학원 전자공학과 졸업. 1985年 3月~현재 서울대학교 대학원 제어계측 공학과 박사과정중. 1981年 3月~현재 서울대학병원 의공학과 연구원. 주관심분야는 Medical image processing, analysis 및 picture archiving and communication system 등임.