

청구항 1.

초음파 진단 영상으로부터 대상체의 경계를 자동으로 검출하는 방법으로서,

- a) 상기 초음파 진단 영상로부터 에지를 검출하여 에지 추출 경계 후보 모델을 형성하는 단계;
- b) 상기 에지 추출 경계 후보 모델에 단순화 연산을 수행하여 단순화 경계 후보 모델을 형성하는 단계;
- c) 상기 단순화 경계 후보 모델에 세션화 연산을 수행하여 세션화 경계 후보 모델을 형성하는 단계; 및
- d) 상기 에지 추출 경계 후보 모델, 단순화 경계 후보 모델 및 세션화 경계 후보 모델에 기초하여 상기 초음파 진단 영상으로부터 대상체의 경계를 검출하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 2.

제 1항에 있어서, 상기 단계 a)는

- a1) 세로 에지 추출 필터를 이용하여 상기 초음파 진단 영상의 세로 에지를 추출하는 단계; 및
- a2) 가로 에지 추출 필터를 이용하여 상기 초음파 진단 영상의 가로 에지를 추출하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 3.

제 2항에 있어서, 상기 단계 a1)은

- a11) 상기 초음파 진단 영상의 각 픽셀에 대해 행 방향으로 상기 세로 에지 추출 필터를 적용하여 상기 초음파 진단 영상의 각 픽셀의 특성값을 산출하는 단계;
- a12) 상기 산출된 특성값에 대해 행 단위로 분석하여, 특성값이 큰 순서대로 순서화하는 단계;
- a13) 상기 순서화된 특성값에 대해 특성값이 큰 순서대로 다수개의 특성값을 결정하는 단계; 및
- a14) 상기 결정된 특성값에 대응하는 픽셀의 위치를 에지 위치로 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 4.

제 3항에 있어서, 상기 단계 a13)는 상기 결정된 특성값에 대응하는 픽셀 중에서, 가장 오른쪽에 위치하는 픽셀의 바로 다음 픽셀에 대응하는 특성값부터 다시 큰 순서대로 다수개의 특성값을 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 5.

제 2항에 있어서, 상기 단계 a2)는

- a21) 상기 초음파 진단 영상의 각 픽셀에 대해 열 방향으로 상기 가로 에지 추출 필터를 적용하여 상기 초음파 진단 영상의 각 픽셀의 특성값을 산출하는 단계;
- a22) 상기 산출된 특성값에 대해 열 단위로 분석하여, 특성값이 큰 순서대로 순서화하는 단계;

- a23) 상기 순서화된 특성값에 대해 특성값이 큰 순서대로 다수개의 특성값을 결정하는 단계; 및
- a24) 상기 결정된 특성값에 대응하는 픽셀의 위치를 에지 위치로 결정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 6.

제 1항 내지 5항중 어느 한 항에 있어서, 상기 단계 a)는 하기 수학식을 통해 상기 초음파 진단 영상의 에지를 추출하는 방법:

$$g(x,y) = \left| \sum_{s=-2}^2 \sum_{t=-2}^2 w(x,t) f(x+s, y+t) \right|$$

여기서, $f(x,y)$ 는 초음파 진단 영상의 각 픽셀을 나타내고, $w(x,t)$ 는 세로 또는 가로 에지 추출 필터를 나타내고, $g(x,y)$ 는 각 픽셀에 대해 세로 또는 가로 에지 추출 필터를 적용한 결과를 나타내며, s 와 t 는 필터의 크기를 나타낸다.

청구항 7.

제 1항에 있어서, 상기 단계 b)는

- b1) 상기 에지 추출 경계 후보 모델에 형태 변환을 행하기 위한 형태학적 연산(Morphological Operations)을 수행하는 단계; 및
- b2) 상기 형태학적 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델에, 연결 성분들을 검색하여 동일한 연결성분에 존재하는 픽셀에 하나의 고유 라벨을 부여하기 위한 연결 성분 표식(Connected-Component Labeling) 연산을 수행하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 8.

제 7항에 있어서, 상기 단계 b1)는

- b11) 상기 에지 추출 경계 후보 모델에, 연결되지 않은 부분을 연결하고 노이즈를 제거하기 위한 침식 연산을 수행하는 단계;
- b12) 상기 침식 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델에, 크기를 축소시켜 끊어진 에지들을 연결하기 위한 축소 연산을 수행하는 단계;
- b13) 상기 축소 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델에, 최외각 픽셀을 확장하기 위한 팽창 연산을 수행하는 단계; 및
- b14) 상기 팽창 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델에, 상기 침식 연산을 수행하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 9.

제 8항에 있어서, 상기 단계 b11)은

- e1) 소정 크기의 마스크를 이용하여 상기 에지 추출 경계 후보 모델의 각 픽셀 및 상기 각 픽셀에 인접한 픽셀들을 상기 마스크에 비교하는 단계;

e2) 상기 각 픽셀 및 상기 각 픽셀에 인접한 픽셀들이 상기 마스크와 임계 개수 이상 일치한 것으로 판단되면, 상기 각 픽셀에 1을 할당하는 단계; 및

e3) 상기 각 픽셀 및 상기 각 픽셀에 인접한 픽셀들이 상기 마스크와 상기 임계 개수 이하 일치하는 것으로 판단되면, 상기 각 픽셀에 0을 할당하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 10.

제 8항에 있어서, 상기 단계 b12)는 하기 수학적식을 통해 상기 축소 연산을 수행하는 방법:

$$(x', y') = \left(\frac{x}{T_x}, \frac{y}{T_y} \right)$$

여기서, x와 y는 상기 침식 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델의 좌표값을 나타내고, T_x 와 T_y 는 축소 인수를 나타내며, x'와 y'는 상기 축소 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델의 좌표값을 나타낸다.

청구항 11.

제 1항에 있어서, 상기 단계 d)는

d1) 상기 에지 추출 후보 경계 모델에 에지 경계를 표시하는 소정 개수의 특성 라인을 설정하는 단계;

d2) 상기 설정된 특성 라인들에 기초하여, 시드 포인트를 추출하는 단계;

d3) 상기 추출된 시드 포인트와, 상기 에지 추출 경계 후보 모델, 단순화 경계 후보 모델 및 세션화 경계 후보 모델에 기초하여, 상기 초음파 진단 영상에 소정 개수의 경계 포인트를 설정하는 단계; 및

d4) 상기 소정 개수의 경계 포인트를 이용하여 상기 초음파 진단 영상의 대상체의 경계 라인을 모델링하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 12.

제 11항에 있어서, 상기 단계 d1)는

d11) 세로 에지 추출 필터에 의해 추출된 상기 초음파 진단 영상의 특성값을 에 기초하여 세로 에지의 특성 라인을 설정하는 단계; 및

d12) 가로 에지 추출 필터에 의해 추출된 상기 초음파 진단 영상의 특성값을 에 기초하여 가로 에지의 특성 라인을 설정하는 단계를 포함하는 방법

청구항 13.

제 12항에 있어서, 상기 단계 d11)는

f1) 상기 세로 에지 추출 필터에 의해 추출된 특성값을 이용하여 세로 에지 누적 분포도를 생성하는 단계;

f2) 상기 생성된 세로 에지 누적 분포도를 분석하여 상기 누적 분포도의 피크 시작 부분과 피크 종료 부분을 검출하는 단계; 및

f3) 상기 검출된 피크 시작 부분과 피크 종료 부분을 상기 세로 에지의 특성 라인으로 설정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 14.

제 12항에 있어서, 상기 단계 d12)는

g1) 상기 가로 에지 추출 필터에 의해 추출된 특성값을 이용하여 가로 에지 누적 분포도를 생성하는 단계;

g2) 상기 생성된 가로 에지 누적 분포도를 분석하여 상기 누적 분포도의 피크 시작 부분과 피크 종료 부분을 검출하는 단계; 및

g3) 상기 검출된 피크 시작 부분과 피크 종료 부분을 상기 가로 에지의 특성 라인으로 설정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 15.

제 11항에 있어서, 상기 단계 d2)는

d21) 상기 특성 라인들이 이루는 도형의 중심을 시드 포인트로 설정하는 단계; 및

d22) 상기 설정된 시드 포인트에서 상기 특성 라인들이 이루는 도형의 꼭지점까지의 거리를 최대 조사 반경으로 설정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 16.

제 11항에 있어서, 상기 단계 d3)는

d31) 상기 시드 포인트로부터 방사 방향으로 상기 에지 추출 경계 후보 모델의 경계와 단순화 경계 후보 모델의 경계를 분석하는 단계;

d32) 상기 에지 추출 경계 후보 모델의 경계와 단순화 경계 후보 모델의 경계가 공통으로 존재하는 영역이 존재하는지를 판단하는 단계; 및

d33) 공통으로 존재하는 영역이 있는 것으로 판단되면, 상기 영역에 근거하여 상기 초음파 진단 영상의 해당 위치에 경계 포인트를 설정하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 17.

제 16항에 있어서, 상기 단계 d3)는

d34) 상기 단계 d32)에서 공통으로 존재하는 영역이 없는 것으로 판단되면, 상기 단순화 경계 후보 모델 및 상기 세선화 경계 후보 모델의 경계 영역의 평균 영역을 산출하는 단계; 및

d35) 상기 산출된 평균 영역에 근거하여, 상기 초음파 진단 영상의 해당 위치에 경계 포인트를 설정하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 18.

제 11항에 있어서, 상기 단계 d4)는

d41) 상기 각 경계 포인트에 경계 라인의 후보를 모델링하는 단계;

d42) 상기 경계 라인 후보로부터 경계 라인 포인트를 추출하는 단계; 및

d43) 상기 추출된 경계 라인 포인트를 이용하여 곡선으로 연결하는 단계를 포함하는 방법.

청구항 19.

제 18항에 있어서, 상기 단계 d43)은 상기 추출된 경계 라인 포인트에 바이자르 스플라인을 적용하여 상기 경계 라인 포인트를 곡선으로 연결하는 방법.

청구항 20.

초음파를 대상체로 송신하고 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 수신하여 초음파 진단 영상을 제공하는 초음파 진단 시스템에 있어서,

상기 초음파 진단 시스템은 영상 프로세서를 포함하되,

상기 영상 프로세서는 초음파 진단 영상로부터 에지를 검출하여 에지 추출 경계 후보 모델을 형성하고, 상기 에지 추출 경계 후보 모델에 단순화 연산을 수행하여 단순화 경계 후보 모델을 형성하고, 상기 단순화 경계 후보 모델에 세선화 연산을 수행하여 세선화 경계 후보 모델을 형성하고, 상기 에지 추출 경계 후보 모델, 단순화 경계 후보 모델 및 세선화 경계 후보 모델에 기초하여 상기 초음파 진단 영상의 대상체의 경계를 검출하는 초음파 진단 시스템.

청구항 21.

제 20항에 있어서,

상기 영상 프로세서는 세로 에지 추출 필터를 이용하여 상기 초음파 진단 영상의 세로 에지를 추출하고, 가로 에지 추출 필터를 이용하여 상기 초음파 진단 영상의 가로 에지를 추출하여 에지 추출 경계 후보 모델을 형성하는 초음파 진단 시스템.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 진단 영상을 이용한 진단 시스템에 관한 것으로, 특히 초음파 진단 영상을 이용한 대상체의 경계를 자동으로 검출하는 방법 및 초음파 진단 시스템에 관한 것이다.

오늘날, 초음파 진단 시스템은 인체의 내부상태를 검사하는데 널리 사용된다. 초음파 진단 시스템은 연부조직의 단층이나 혈류에 관한 이미지를 무침습으로 얻을 수 있다. 이것은 피검체의 체표로부터 체내의 소망 부위를 향하여 초음파 신호를 조사하고, 반사된 초음파 신호(초음파 에코신호)를 수신하며, 수신된 초음파 에코신호를 처리하는 절차를 통해 이루어진

다. 이 장치는 X선 진단장치, X선 CT스캐너, MRI, 핵의학 진단장치 등의 다른 화상진단장치와 비교할 때, 소형이고 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하고, X선 등의 피폭이 없어 안전성이 높은 장점을 갖고 있어, 심장, 복부, 비뇨기 및 산부인과 진단을 위해 널리 이용되고 있다.

측정하고자 하는 인체 구조 및 기관에 대한 정보를 명확하게 얻기 위해서는, 초음파 진단 시스템으로부터 얻은 이미지를 정량화시키는 것이 필요하다. 종래에는 정지화상 또는 정지화상으로부터 얻은 측정 정보에 근거하여 인체 구조를 수동적으로 정량화시켰다. 예를 들면, 임신 기간중의 태아 발육 상태 또는 출산 예정일의 태아의 발육 상태를 계산하기 위해, 모체 내에서 태아의 활동이 적은 기간에 태아의 정지화상을 얻어야 하며, 얻어진 정지화상으로부터 통상적으로 몇 회에 걸쳐 외주 또는 길이를 측정해야 할 필요가 있다.

그러나, 항상 박동하고 있는 심장과 같은 신체 기관의 경우에는 정지화상을 얻는 것이 어렵다. 심장이 움직이면, 기관이 수축 및 확장함과 더불어 심장의 윤곽이 항상 움직이고 변화하기 때문이다. 따라서, 심장 기능의 특징을 완전하게 평가하기 위해서는 1회 심장 박동 시간내에 30 내지 150 이상의 많은 정지화상을 얻고, 정지화상에서 필요한 수치를 측정하여 심장의 경계를 추출한다. 이 경우, 시드 포인트(Seed Point)를 설정하거나 경계의 샘플 포인트를 지정해서 측정해야 하기 때문에, 오퍼레이터의 수고와 시간이 요구되는 불편함이 있을 뿐만 아니라, 오퍼레이터마다 측정 결과가 상이하게 될 수 있는 문제점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명은 전술한 문제점들을 해결하기 위한 것으로, 초음파 진단 영상으로부터 대상체의 경계를 자동으로 그리고 정확하게 검출할 수 있는, 초음파 진단 영상을 이용한 대상체 경계의 자동 검출 방법 및 초음파 진단 시스템을 제공하는 것을 목적으로 한다.

발명의 구성

상기 목적을 달성하기 위하여, 본 발명은 초음파 진단 영상을 이용한 대상체의 경계를 자동으로 검출하는 방법으로서, a) 상기 초음파 진단 영상에서 에지를 검출하여 에지 추출 경계 후보 모델을 형성하는 단계; b) 상기 에지 추출 경계 후보 모델에 단순화 연산을 수행하여 단순화 경계 후보 모델을 형성하는 단계; c) 상기 단순화 경계 후보 모델에 세션화 연산을 수행하여 세션화 경계 후보 모델을 형성하는 단계; 및 d) 상기 에지 추출 경계 후보 모델, 단순화 경계 후보 모델 및 세션화 경계 후보 모델을 이용하여 상기 초음파 진단 영상의 대상체의 경계를 검출하는 단계를 포함한다.

또한, 본 발명은 초음파를 대상체로 송신하고 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 수신하여 초음파 진단 영상을 제공하는 초음파 진단 시스템에 있어서, 상기 초음파 진단 시스템은 영상 프로세서를 포함하되, 상기 영상 프로세서는 초음파 진단 영상으로부터 에지를 검출하여 에지 추출 경계 후보 모델을 형성하고, 상기 에지 추출 경계 후보 모델에 단순화 연산을 수행하여 단순화 경계 후보 모델을 형성하고, 상기 단순화 경계 후보 모델에 세션화 연산을 수행하여 세션화 경계 후보 모델을 형성하고, 상기 에지 추출 경계 후보 모델, 단순화 경계 후보 모델 및 세션화 경계 후보 모델에 기초하여 상기 초음파 진단 영상으로부터 대상체의 경계를 검출한다.

이하, 도 1 내지 도 13을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 설명하기로 한다.

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 진단 영상 시스템을 보여주는 블록도이다.

도시된 바와 같이, 초음파 진단 영상 시스템(100)은 프로브(110), 빔 포머(120), 영상 프로세서(130), 메모리(140) 및 디스플레이부(150)를 포함한다.

프로브(110)는 초음파를 대상체로 송신하고, 대상체로부터 반사된 초음파 신호(초음파 에코신호)를 수신하기 위한 1D(Dimension) 또는 2D 어레이 트랜스듀서(112)를 포함한다. 빔 포머(120)는 프로브(110)의 송/수신을 제어하고, 대상체로부터 에코 신호의 코히런트 빔을 형성하기 위해 수신된 에코 신호를 처리한다. 영상 프로세서(130)는 빔 포머(120)로부터 전송된 에코 신호를 수신하여 본 발명에 따른 영상 처리를 행한다. 영상 프로세서(130)에 대해 도 2 내지 도 13을 참조하여 보다 상세하게 설명한다.

영상 프로세서(130)에 의해 처리된 초음파 진단 영상은 메모리부(140)에 저장되거나 디스플레이 장치(150)에 디스플레이된다.

이하, 본 발명에 관한 이해를 돕기 위해 심장의 좌심실 경계를 자동으로 추출하는 방법에 대해 설명한다.

도 2a는 본 발명의 일실시예에 따라 심장 초음파 진단 영상의 세로 에지를 추출하기 위한 필터의 일예를 보여주는 예시도이고, 도 2b는 본 발명의 일실시예에 따라 심장 초음파 진단 영상의 가로 에지를 추출하기 위한 필터의 일예를 보여주는 예시도이다.

영상 프로세서(130)는 도 2a 및 도 2b에 도시된 필터들을 이용하여, 초음파 진단 시스템을 통해 최초로 획득된 심장의 초음파 진단 영상으로부터 심장 에지를 추출하여 에지 추출 경계 후보 모델을 형성한다. 에지 추출 경계 후보 모델을 형성하는 과정에 대해서는 도 2a 및 2b, 도 3, 도 4a 및 4b 그리고 도 5a 내지 도 5d를 참조하여 보다 상세하게 설명한다.

도 3은 본 발명의 일실시예에 따라 그레이값으로 표시된 심장 초음파 진단 영상과 에지 추출 필터를 보이는 예시도이다.

영상 프로세서(130)는 초음파 진단 시스템을 통해 최초로 획득된 심장의 초음파 진단 영상을 그레이 레벨의 초음파 진단 영상(310)으로 변환하고, 초음파 진단 영상(310) 각 픽셀의 그레이 레벨(gray level)에 대해 수학적 식 1로써 표현되는 세로 또는 가로 에지 추출 필터(320 또는 330)를 적용하여, 해당 픽셀의 특성값을 산출한다. 그리고, 영상 프로세서(130)는 산출된 특성값을 이용하여 심장 에지(340)를 추출함으로써, 에지 추출 경계 후보 모델을 형성한다. 초음파 진단 영상의 각 픽셀의 특성값을 산출하는 절차에 대해 하기에서 보다 상세하게 설명한다.

수학적 식 1

$$g(x, y) = \left| \sum_s \sum_t w(x, t) f(x+s, y+t) \right|$$

여기서, $f(x, y)$ 는 초음파 진단 시스템을 통해 최초로 획득된 심장 초음파 진단 영상 각 픽셀의 그레이 레벨을 나타내고, $w(x, t)$ 는 세로 또는 가로 에지 추출 필터를 나타내고, 에지 추출 필터를 적용하여 얻은 $g(x, y)$ 는 해당 픽셀의 특성값을 나타낸다. s 와 t 는 필터의 크기를 나타내는 것으로, 도 2a 및 도 2b에 보이는 바와 같이 5×5 크기의 필터를 이용할 경우, s 와 t 는 각각 -2 내지 2 사이의 값을 갖는다.

또한, 영상 프로세서(130)는 에지 추출 경계 후보 모델을 형성하기 위해 산출된 특성값을 사용하여 심장 에지를 추출한다. 세로 에지 추출 필터(320)를 이용하여 각 픽셀의 특성값을 산출하고, 산출된 특성값을 이용하여 심장의 세로 에지를 추출하는 절차에 대해 상세하게 설명하면 다음과 같다.

a1) 초음파 진단 영상(310)의 각 픽셀의 그레이 레벨에 대해 행 방향으로 세로 에지 추출 필터(320)를 적용하여 각 픽셀의 세로 특성값을 산출한다. 예를 들면, 영상 프로세서(130)는 도 4a에 도시된 바와 같이 초음파 진단 영상(410)의 (x_2, y_2) 좌표로 표현되는 기준픽셀의 그레이 레벨($f(2, 2)$)의 세로 특성값($g(2, 2)$)을 산출하기 위해, 도 2a와 같은 세로 에지 필터의 중앙 즉(C_2, R_2)를 초음파 진단 영상(410)의 (x_2, y_2) 픽셀에 매치시켜 기준 픽셀 및 그 주변의 픽셀을 선택한다. 이때, 선택되는 픽셀의 수는 필터의 크기와 동일하다. 도 2a에 보이는 5×5 크기의 픽셀을 이용할 경우, 선택되는 픽셀의 수는 25개가 된다. 이어서, 선택된 25개의 픽셀 중, 세로 에지 추출 필터의 중심 열 C_2 열 좌측의 2개열 즉, C_0 및 C_1 열의 10개 픽셀에 대응하는 초음파 진단 영상의 픽셀들의 그레이 레벨들, 즉 $f(x_0 \sim x_1, y_0 \sim y_4)$ 의 값을 가산하여 제 1 가산값을 얻고, 중심 열 C_2 열 우측의 2개열 즉, C_3 및 C_4 열의 10개 픽셀에 대응하는 초음파 진단 영상의 픽셀들의 그레이 레벨들, 즉 $f(x_3 \sim x_4, y_0 \sim y_4)$ 의 값을 가산하여 제 2 가산값을 얻는다. 그 후, 영상 프로세서(130)는 제 1 가산값(즉, $0 + 1 + 2 + 4 + 0 + 3 + 3 + 1 + 1 + 2 = 17$)과 제 2 가산값(즉, $4 + 9 + 3 + 4 + 8 + 7 + 2 + 8 + 9 + 6 = 60$)의 차를 구한 후, 결과값에 절대값을 취함으로써, 해당 픽셀(x_2, y_2)의 세로 특성값 $g(x_2, y_2)$ 을 산출한다. 즉, 영상 프로세서(130)는 해당 픽셀(x_2, y_2) 그레이 레벨 ($f(2, 2)$)의 세로 특성값($g(2, 2)$)으로서 43을 산출한다.

이와 같은 과정을 나머지 픽셀에 동일하게 적용함으로써, 영상 프로세서(130)는 각 픽셀의 세로 특성값을 산출한다.

a2) 상기 절차 a1)을 통해 산출된 세로 특성값들을 행 단위로 분석하여, 각 행마다 세로 특성값이 큰 순서대로 픽셀을 정렬한다.

a3) 상기 절차 a2)를 통해 정렬된 세로 특성값에 대해 각 행마다 세로 특성값이 큰 순서대로 소정 개수, 보다 바람직하게는 20개의 세로 특성값을 결정한다. 그러나, 상기 절차 a3)에 의해서는 좌심실 격벽, 좌심실 중격 및 우심실 중격 부분에 해당되는 픽셀에 세로 특성값이 집중되어, 좌심실 격벽, 좌심실 중격 및 우심실 중격에 해당되는 에지만이 추출된다.

a4) 상기 절차 a3)을 통해 결정된 세로 특성값들에 대응하는 픽셀들중에서, x축 좌표가 가장 큰, 즉 가장 오른쪽에 위치하는 픽셀의 다음 x축 좌표에 해당되는 세로 특성값부터, 다시 세로 특성값이 큰 순서대로 10개의 세로 특성값을 결정한다. 이 절차는 중심실 격벽 부분에 해당되는 세로 특성값을 결정, 즉 중심실 격벽에 해당되는 에지를 추출하기 위한 것이다.

a5) 상기 절차 a3) 및 a4)를 통해, 영상 프로세서(130)는 도 5a에 보이는 최초 초음파 진단 영상으로부터 세로 특성값에 대응하는 픽셀의 위치를 심장의 세로 에지로 결정하여 도 5b에 도시된 바와 같이 심장의 세로 에지를 추출한다. 도 5b에 있어서, 도면부호 510은 상기 절차 a3)의 결과를 나타내고, 도면부호 530은 상기 절차 a4)의 결과를 나타내며, 도면부호 520은 상기 절차 a3)에서 세로 특성값이 가장 큰 픽셀의 위치를 나타낸다.

또한, 가로 에지 추출 필터(330)를 이용하여 각 픽셀의 가로 특성값을 산출하고, 산출된 가로 특성값을 이용하여 심장의 가로 에지(보다 상세하게는 판막과 에이팩스의 위치)를 추출하는 절차에 대해 상세하게 설명하면 다음과 같다.

b1) 초음파 진단 영상(310) 각 픽셀의 그레이 레벨에 대해 열 방향으로 가로 에지 추출 필터를 적용하여 각 픽셀의 가로 특성값을 산출한다. 예를 들면, 영상 프로세서(130)는 도 4b에 도시된 바와 같이 초음파 진단 영상(410)에서 x2 및 y2 좌표로 표현되는 기준픽셀의 그레이 레벨 $f(2,2)$ 의 가로 특성값 $(g(2,2))$ 을 산출하기 위해, 도 2b와 같은 가로 에지 추출 필터의 중앙, 즉 (C2, R2)를 초음파 진단 영상(410)의 (x2, y2) 픽셀에 매치시켜 기준 픽셀 및 그 주변의 픽셀을 필터의 크기대로 선택한다. 이어서, 선택된 픽셀 중 가로 에지 추출 필터의 중심 행 R2를 기준으로 상측 2개의 행 R0 및 R1의 10개 픽셀에 대응하는 초음파 진단 영상 픽셀들의 그레이 레벨들, 즉 $f(x0 \sim x4, y0 \sim y1)$ 의 값을 가산하여 제 3 가산값을 얻고, 가로 에지 추출 필터의 중심 행 R2를 기준으로 하측 2개의 행 R3 및 R4의 10개 픽셀에 대응하는 초음파 진단 영상 픽셀들의 그레이 레벨들, 즉 $f(x0 \sim x4, y3 \sim y4)$ 의 값을 가산하여 제 4 가산값을 얻는다. 그 후, 영상 프로세서(130)는 제 3 가산값(즉, $0 + 1 + 3 + 4 + 9 + 2 + 4 + 9 + 3 + 4 = 39$)과 제 4 가산값(즉, $3 + 1 + 7 + 2 + 8 + 1 + 2 + 2 + 9 + 6 = 41$)의 차를 구한 후, 결과값에 절대값을 취함으로써, 해당 픽셀의 가로 특성값을 산출한다. 즉, 영상 프로세서(130)는 x2 및 y2 좌표의 픽셀 $(f(2,2))$ 의 가로 특성값 $(g(2,2))$ 으로서 2를 산출한다.

이와 같은 과정을 나머지 픽셀에 동일하게 적용함으로써, 영상 프로세서(130)는 각 픽셀의 가로 특성값을 산출한다.

b2) 상기 절차 b1)을 통해 산출된 특성값들을 각 열마다 분석하여, 각 열마다 가로 특성값이 큰 순서대로 오더링한다.

b3) 상기 절차 b2)를 통해 오더링된 가로 특성값에 대해 각 열마다 가로 특성값이 큰 순서대로 소정 개수, 보다 바람직하게는 10개의 가로 특성값을 결정하고, 결정된 가로 특성값에 대응하는 픽셀의 위치를 심장의 가로 에지로 결정한다.

이와 같은 절차를 통해, 영상 프로세서(130)는 도 5c에 도시된 바와 같이 심장의 가로 에지를 추출한다. 도 5c에 있어서, 도면부호 540은 상기 절차 b3)의 결과를 나타낸다.

영상 프로세서(130)는 전술한 과정에 따라 추출된 심장의 세로 및 가로 에지를 이용하여 도 5d에 도시된 바와 같은 심장의 에지 추출 경계 후보 모델을 형성한다. 여기서, 도면부호 550은 세로 에지 추출 필터(320)를 이용하여 추출된 세로 에지 영역을 나타내며, 도면부호 540은 가로 에지 추출 필터(330)를 이용하여 추출된 가로 에지 영역을 나타낸다.

계속해서, 영상 프로세서(130)는 상기 절차를 통해 형성된 에지 추출 경계 후보 모델(도 5d를 참조)에 단순화 처리를 수행하여, 단순화 경계 후보 모델을 형성한다. 여기서, 단순화 처리는 형태 변환 처리를 행하는 형태학적 연산(Morphological Operations)과, 초음파 진단 영상의 모든 연결 성분들을 검색하여 동일한 연결성분에 존재하는 모든 픽셀에 하나의 고유 라벨을 부여하는 연결 성분 표식(Connected-Component Labeling) 연산으로 이루어지며, 형태학적 연산은 변형 침식 연산, 축소 연산, 팽창 연산으로 이루어진다.

형태학적 연산에 대해 도 6a 및 6b 그리고 도 7a 및 7b를 참조하여 하기에서 보다 상세하게 설명한다.

침식(Erosion) 연산은 전체 영상에서 작은 물체를 제거하거나 물체를 축소시키는 연산으로서, 일반적으로 연산이 간결한 3×3 침식 마스크를 사용하여 원 영상과 침식 마스크가 정확히 일치하면 1의 값을 할당하고, 정확히 일치하지 않으면 0의 값을 할당한다. 본 실시예에서는 에지 추출 경계 후보 모델(도 5d를 참조)에서 끊어진 부분을 연결하고 작은 노이즈를 제거할 수 있는 4×4 변형 침식 마스크를 이용한다. 4×4 변형 침식 마스크를 이용하여 에지 추출 경계 후보 모델에 변형 침식 연산을 수행하는 절차에 대해 도 6a 및 6b를 참조하여 보다 상세하게 설명한다.

도시된 바와 같이, 영상 프로세서(130)는 에지 추출 경계 후보 모델(610)의 해당 픽셀 및 해당 픽셀에 인접한 픽셀들을, 4×4 변형 침식 마스크(420)와 비교하여, 소정 개수 이상 일치하는 경우 해당 픽셀에 1을 할당하고, 소정 개수 이하로 일치하는 경우 해당 픽셀에 0을 할당한다. 보다 상세하게는, 영상 프로세서(130)는 도 6a에 도시된 바와 같이 에지 추출 후보 모델(610)에서 x1 및 y1 좌표에 해당되는 픽셀에 변형 침식 연산을 수행하기 위해, 에지 추출 후보 모델(610)에서 x0 내지 x3의 열과 y0 내지 y3의 행에 해당되는 픽셀들을 4×4 변형 침식 마스크(620)와 비교하여, 13개의 픽셀이 일치하는 것으로 판단하여, 에지 추출 후보 모델(610)의 x1 및 y1 좌표에 1을 할당한다. 한편, 영상 프로세서(130)는 도 6b에 도시된 바와 같이 에지 추출 후보 모델(610)에서 x1 및 y5 좌표에 해당되는 픽셀에 변형 침식 연산을 수행하기 위해, 에지 추출 후보 모델(610)에서 x0 내지 x3의 열과 y4 내지 y7의 행에 해당되는 픽셀들을 4×4 변형 침식 마스크(620)와 비교하여, 8개의 픽셀이 일치하는 것으로 판단하여, 에지 추출 후보 모델(610)의 x1 및 y5 좌표에 0을 할당한다.

이와 같은 변형 침식 연산을 행하면, 도 7a에 도시된 에지 추출 경계 후보 모델에 존재하는 작은 노이즈를 도 7b에 도시된 바와 같이 에지 추출 경계 후보 모델을 손상시키지 않고 제거할 수 있다.

축소 연산은 변형 침식 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델의 크기를 축소시키는 연산으로서, 영상 프로세서(130)는 다음 수학적 2을 이용하여 변형 침식 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델의 크기를 축소시킨다.

수학적 2

$$(x', y') = \left(\frac{x}{T_x}, \frac{y}{T_y} \right)$$

여기서, x와 y는 변형 침식 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델의 좌표값이고, x'와 y'는 축소 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델의 좌표값이며, T_x와 T_y는 축소 인수이다.

영상 프로세서(130)는 이러한 축소 연산을 행함으로써, 변형 침식 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델에서 연결되지 않은 에지들의 거리를 가깝게 할 수 있다.

팽창(Dilation) 연산은 축소 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델의 최외각 픽셀을 확장시키는 연산으로서, 축소 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델 내에 존재하는 홀과 같은 빈 공간을 채우거나 짧은 거리의 끊어진 영역을 연결시킨다. 영상 프로세서(130)는 이와 같은 팽창 연산을 수행함으로써, 축소 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델에서 연결되지 않은 에지들을 연결시킬 수 있다.

이 후, 영상 프로세서(130)는 팽창 연산에 의해 팽창된 에지 추출 경계 후보 모델에 다시 축소 연산을 행함으로써, 에지 추출 경계 후보 모델 내에 존재하는 홀들을 채운 후, 원래의 크기로 복원시킨다.

계속해서, 도 8b에 도시된 바와 같이, 영상 프로세서(130)는 도 8a에 도시된 바와 같이 형태학적 연산을 수행한 에지 추출 경계 후보 모델에 노이즈 성분을 제거하기 위한 연결 성분 표시 연산을 수행한다. 연결 성분 표시 연산은 심장과 노이즈를 구분한다. 노이즈를 제거하기 위해, 4 연결도(4 connectivity)를 이용한 순차 연결 성분 알고리즘(Sequential Connected Components algorithm)을 이용함으로써, 단순화 경계 후보 모델이 형성된다.

계속해서, 영상 프로세서(130)는 단순화 경계 후보 모델에 세션화 알고리즘을 적용하여, 세션화 경계 후보 모델을 형성한다. 여기서, 세션화 알고리즘은 두꺼운 영역이 포함된 영상을 입력받아 한 픽셀 두께(보다 상세하게는 중앙 선)의 출력 영상을 생성하는 알고리즘이다.

전술한 에지 추출 경계 후보 모델, 단순화 경계 후보 모델 및 세션화 경계 후보 모델에 근거하여 심장의 좌심실 경계 라인을 자동으로 검출하는데 필요한 시드 포인트 및 최대 조사 반경을 결정하는 과정에 대해 도 9a 내지 9c 그리고 도 10을 참조하여 보다 상세하게 설명한다.

영상 프로세서(130)는 도 2a 및 도 2b에 도시된 세로 및 가로 에지 추출 필터를 이용해 추출한 초음파 진단 영상의 각 픽셀의 세로 및 가로 특성값에 기초하여, 4개의 특성라인(좌심실 격벽, 좌심실 중격, 우심실 중격 및 우심실 격벽), 에이팩스 라인 및 이첨관 라인을 에지 추출 경계 후보 모델에 설정한다.

보다 상세하게는, 영상 프로세서(130)는 도 2a에 도시된 세로 에지 추출 필터를 이용하여 추출한 초음파 진단 영상의 각 픽셀의 세로 및 가로 특성값에 기초하여 도 9a에 도시된 바와 같은 누적 분포도를 만든다. 그 후, 영상 프로세서(130)는 도 9a의 누적 분포도를 분석하여 가장 좌측의 피크 시작 부분을 추출하여 좌심실 격벽 라인(710)을 설정하고, 가장 높은 피크의 시작 부분을 좌심실 중격 라인(720)으로 설정한다. 또한, 영상 프로세서(130)는 가장 높은 피크의 종료 부분을 우심실 중격 라인(730)으로 설정하고, 가장 우측의 피크 종료 부분을 우심실 격벽 라인(740)으로 설정한다. 여기서, 영상 프로세서(130)는 좌심실 격벽 라인(710)과 우심실 격벽 라인(740)을 이용하여 초음파 진단 영상의 심장 외부의 노이즈를 제거할 수 있다.

한편, 영상 프로세서(130)는 도 2b에 도시된 가로 에지 추출 필터를 이용하여 추출한 초음파 진단 영상의 각 픽셀의 특성값에 기초하여 전술한 바와 동일하게 누적 분포도(도시하지 않음)를 만든다. 그 후, 영상 프로세서(130)는 생성된 누적 분포도를 분석하여 가장 좌측의 피크 시작 부분을 에이팩스 라인(840)으로 설정하고, 가장 우측의 피크 시작 부분을 이첨판 라인(830)으로 설정한다.

계속해서, 영상 프로세서(130)는 좌심실 격벽 라인(710), 좌심실 중격 라인(720), 이첨판 라인(830) 및 에이팩스 라인(840)이 이루는 사각형의 대각선의 중심을 시드 포인트(850)로 설정한다. 그리고, 영상 프로세서(130)는 시드 포인트(850)에서 사각형의 꼭지점까지의 거리를 최대 조사 반경(r)으로 설정한다. 즉, 대각선 길이의 1/2을 최대 조사 반경(r)으로 설정한다. 여기서, 최대 조사 반경(r)을 설정하는 이유는 영상 프로세서(130)가 시드 포인트(850)에서 좌심실의 경계를 조사할 때, 좌심실의 경계가 연결되어 있지 않으면 좌심실 경계를 초과한 범위에서 좌심실 경계를 검색하는 것을 방지하기 위함이다.

전술한 바와 같은 절차들을 통해 시드 포인트(850) 및 최대 조사 반경(r)이 설정되면, 영상 프로세서(130)는 시드 포인트(850)와 최대 조사 반경(r)을 이용하여 에지 추출 경계 후보 모델(도 11a), 단순화 경계 후보 모델(도 11b) 및 세션화 경계 후보 모델(도 11c)로부터 심장의 좌심실 경계 라인을 자동으로 검출한다. 좌심실 경계 라인을 자동으로 검출하는 절차에 대해 도 11 내지 도 13을 참조하여 설명하면 다음과 같다.

- 1) 영상 프로세서(130)는 에지 추출 경계 후보 모델(도 11a)과 단순화 경계 후보 모델(도 11b)에서 시드 포인트(850)를 기준으로 하여 방사 방향으로 최대 조사 반경(r)까지 조사하여 좌심실 경계가 존재하는지를 식별한다.
- 2) 에지 추출 경계 후보 모델(도 11a)과 단순화 경계 후보 모델(도 11b) 모두 좌심실 경계가 존재하는 것으로 식별되면, 영상 프로세서(130)는 에지 추출 경계 후보 모델의 좌심실 경계 위치를 검출한다.
- 3) 영상 프로세서(130)는 절차 2)에서 검출된 좌심실 경계 위치에 근거하여, 초음파 진단 시스템을 통해 최초로 획득된 심장의 초음파 진단 영상(도 5a 참조)의 해당 위치에 좌심실 경계 포인트를 설정한다.
- 4) 영상 프로세서(130)는 시드 포인트(850)를 기준으로 하여 소정 간격으로 절차 1) 내지 3)을 반복한다.
- 5) 만약 절차 1)에서, 에지 추출 경계 후보 모델(도 11a) 및 단순화 경계 후보 모델(도 11b) 중 어느 하나의 경계 후보 모델의 좌심실 경계가 존재하지 않은 것으로 식별되면, 영상 프로세서(130)는 단순화 경계 후보 모델(도 11b)의 좌심실 경계 위치와 세션화 경계 후보 모델(도 11c)의 좌심실 경계 위치의 평균 위치를 산출한다.
- 6) 영상 프로세서(130)는 절차 5)에서 산출된 평균 위치에 근거하여, 초음파 진단 시스템을 통해 최초로 획득된 심장의 초음파 진단 영상(도 5a 참조)의 해당 위치에 좌심실 경계 포인트를 설정한다.

전술한 바와 같은 절차를 통해, 영상 프로세서(130)는 도 12에 도시된 바와 같이 소정 개수, 보다 바람직하게는 40개의 좌심실 경계 포인트를 설정한다. 상기 절차를 수식적으로 표현하면 수학식 3과 같다.

수학식 3

$$\begin{aligned}
 Contour &= \{SE \cap EA\} \\
 if(Contour == \phi) \\
 Contour &= \{average(SE, TE)\}
 \end{aligned}$$

여기서, EA는 도 11a의 에지 추출 경계 후보 모델, SE는 도 11b의 단순화 경계 후보 모델, TE는 도 11c의 세션화 경계 후보 모델을 나타내며, " $\text{Contour}=\{\text{SE}\cap\text{EA}\}$ "는 SE와 EA가 교집합, 즉 SE 및 EA 모두 좌심실 경계가 존재하는 것을 나타내며, " $\text{if}(\text{Contour}=\phi)$ "은 SE와 EA가 공집합, 즉 SE 또는 EA중 어느 하나의 경계가 끊어져 있는 경우를 나타내며, " $\text{Contour}=\{\text{average}(\text{SE}, \text{TE})\}$ "는 SE와 EA가 공집합인 경우 SE와 TE의 평균값으로 경계 포인트를 결정하는 것을 나타낸다.

그 후, 영상 프로세서(130)는 도 13에 도시된 바와 같이, 추출된 좌심실 경계 포인트에 바이자르 스플라인(Bezier Spline)을 적용하여 좌심실 경계 라인을 모델링한다. 보다 상세하게는, 영상 프로세서(130)는 추출한 좌심실 경계 포인트마다 경계 라인의 후보를 모델링하고, 경계 라인의 후보 모델로부터 경계 라인 포인트를 추출한 후, 추출된 경계 라인 포인트를 이용하여 베지어 라인(bezier line)을 구함으로써, 좌심실의 심장 내막을 부드러운 곡선으로 연결한다.

본 발명이 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부한 청구 범위의 사상 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변형 및 변경이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

발명의 효과

전술한 바와 같이 본 발명에 의하면, 초음파 진단 영상을 이용하여 대상체의 경계를 자동으로 검출함으로써 사용자의 수고와 노력을 감소시킬 수 있으며, 종래의 수동으로 경계를 검출하는 방법에 의해 발생되었던 사용자들간의 상이한 측정 결과를 방지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 초음파 진단 영상 시스템을 보이는 블록도.

도 2a는 본 발명의 일실시예에 따라 심장 초음파 진단 영상의 수직 에지를 추출하기 위한 필터의 일예를 보이는 도면.

도 2b는 본 발명의 일실시예에 따라 심장 초음파 진단 영상의 수평 에지를 추출하기 위한 필터의 일예를 보이는 도면.

도 3은 본 발명의 일실시예에 따라 그레이값으로 표시된 심장 초음파 진단 영상과 에지 추출 필터를 보이는 예시도.

도 4a는 본 발명의 일실시예에 따라 세로 에지 추출 필터를 이용하여 픽셀의 특성값을 산출하는 예를 보이는 예시도.

도 4b는 본 발명의 일실시예에 따라 가로 에지 추출 필터를 이용하여 픽셀의 특성값을 산출하는 예를 보이는 예시도.

도 5a는 도 2a 및 도 2b의 필터를 통과시키기 전의 초음파 진단 영상을 보이는 도면.

도 5b는 도 5a의 영상을 도 2a의 세로 에지 추출 필터에 통과시킨 후의 초음파 진단 영상을 보이는 도면.

도 5c는 도 5a의 영상을 도 2b의 가로 에지 추출 필터에 통과시킨 후의 초음파 진단 영상을 보이는 도면.

도 5d는 도 2a 및 도 2b의 필터를 통과시킨 후의 초음파 진단 영상을 보이는 도면.

도 6a 및 6b는 본 발명의 일실시예에 따른 4×4 변형 침식 마스크를 이용한 변형 침식 연산의 절차를 보이는 설명도.

도 7a는 본 발명의 일실시예에 따라 변형 침식 연산을 수행하기 전의 초음파 진단 영상을 보이는 예시도.

도 7b는 본 발명의 일실시예에 따라 변형 침식 연산을 수행한 후의 초음파 진단 영상을 보이는 예시도.

도 8a는 본 발명의 일실시예에 따라 형태학적 연산을 행한 후의 초음파 진단 영상을 보이는 예시도.

도 8b는 본 발명의 일실시예에 따라 연결 성분 표시 연산을 행한 후의 초음파 진단 영상을 보이는 도면.

도 9a는 본 발명의 일실시예에 따라 픽셀 특성값을 이용하여 생성한 누적 분포도와 누적 분포도를 이용하여 추출된 4개의 특성 라인을 보이는 설명도.

도 9b는 도 9a에 의해 추출된 4개의 특성 라인을 에지 추출 경계 후보 모델에 적용한 예시도.

도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 4개의 특성 라인과 시드 포인트를 보이는 설명도.

도 11는 본 발명의 일실시예에 따른 에지 추출 경계 후보 모델, 단순화 경계 후보 모델 및 세션화 경계 후보 모델을 보이는 도면.

도 12은 본 발명의 일실시예에 따라 추출된 경계 포인트를 보이는 도면.

도 13은 도 12의 경계 포인트에 바이자르 스플라인을 적용한 도면.

< 도면의 주요 부분에 대한 부호 설명 >

100 : 초음파 진단 시스템 110 : 프로브

112 : 트랜스듀서 120 : 빔 포머

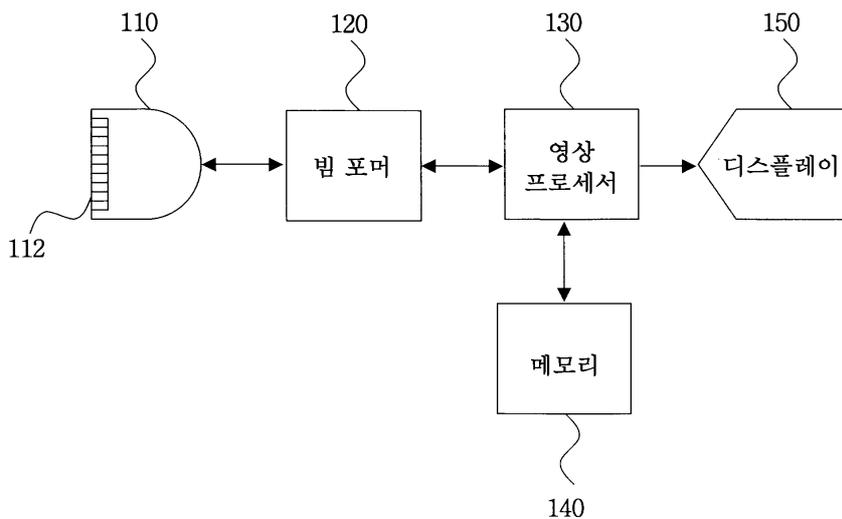
130 : 영상 프로세서 140 : 메모리부

150 : 디스플레이 장치

도면

도면1

100



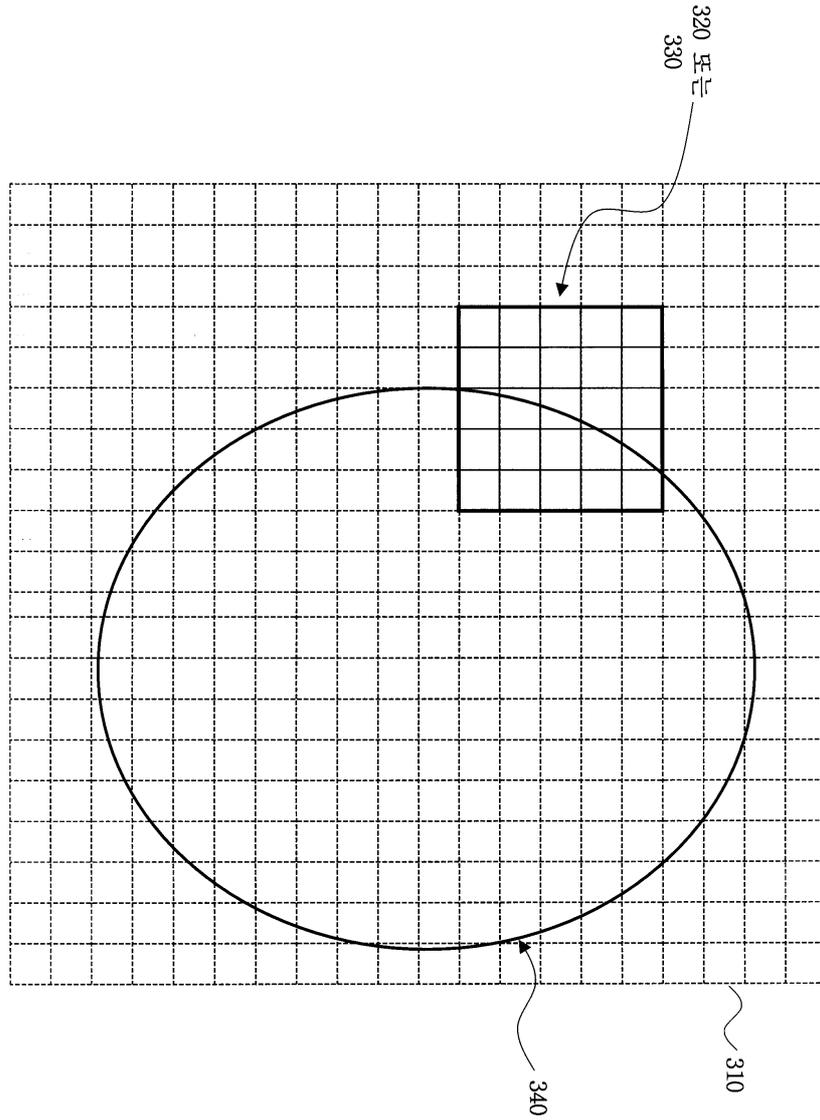
도면2a

	C0	C1	C2	C3	C4
R0	1	1	0	-1	-1
R1	1	1	0	-1	-1
R2	1	1	0	-1	-1
R3	1	1	0	-1	-1
R4	1	1	0	-1	-1

도면2b

	C0	C1	C2	C3	C4
R0	1	1	1	1	1
R1	1	1	1	1	1
R2	0	0	0	0	0
R3	-1	-1	-1	-1	-1
R4	-1	-1	-1	-1	-1

도면3



도면4a

	x0	x1	x2	x3	x4	x5	x6	x7
y0	0	1	3	4	9	2	2	1
y1	2	4	9	3	4	2	3	0
y2	0	3	5	8	7	4	7	3
y3	3	1	7	2	8	7	6	2
y4	1	2	2	9	6	3	7	1
y5	2	5	7	4	7	4	3	1
y6	1	3	0	8	9	8	2	1
y7	0	0	0	9	9	2	5	0

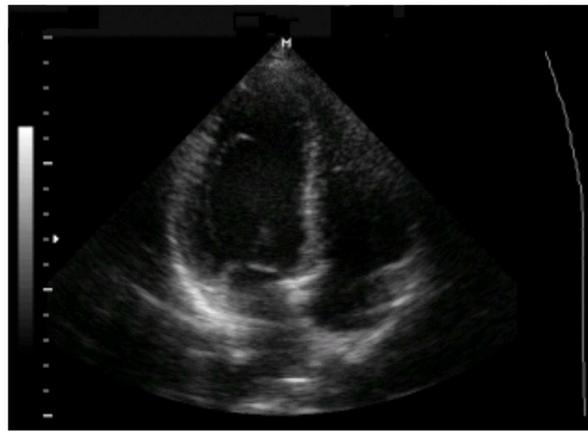
410

도면4b

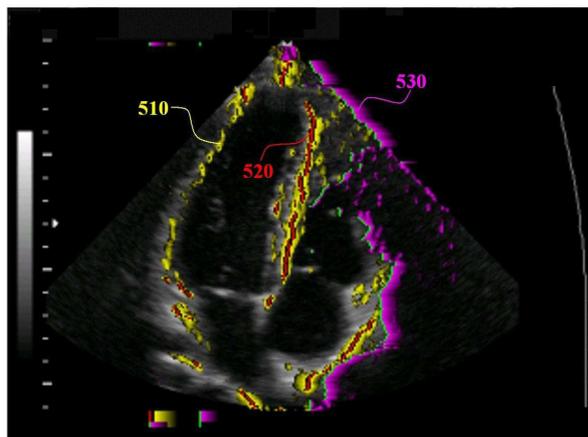
	x0	x1	x2	x3	x4	x5	x6	x7
y0	0	1	3	4	9	2	2	1
y1	2	4	9	3	4	2	3	0
y2	0	3	5	8	7	4	7	3
y3	3	1	7	2	8	7	6	2
y4	1	2	2	9	6	3	7	1
y5	2	5	7	4	7	4	3	1
y6	1	3	0	8	9	8	2	1
y7	0	0	0	9	9	2	5	0

410

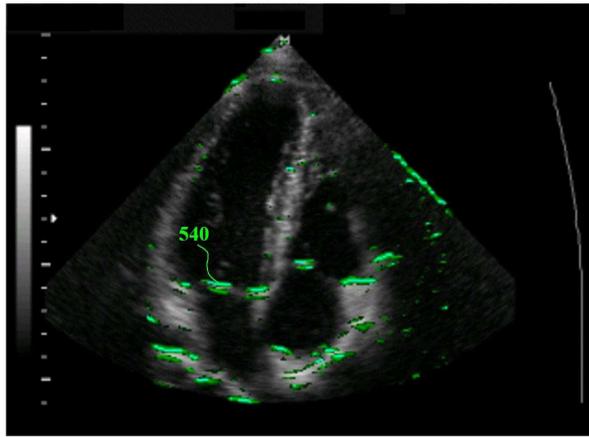
도면5a



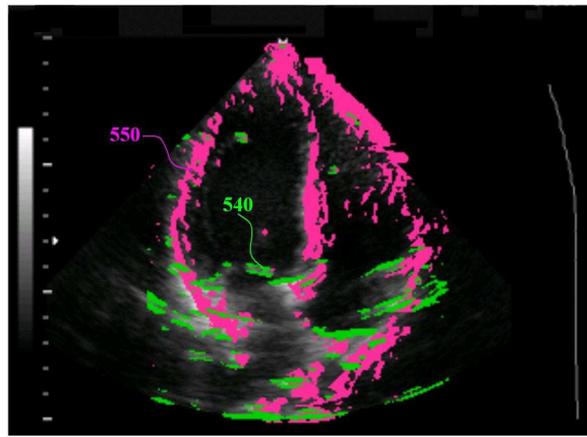
도면5b



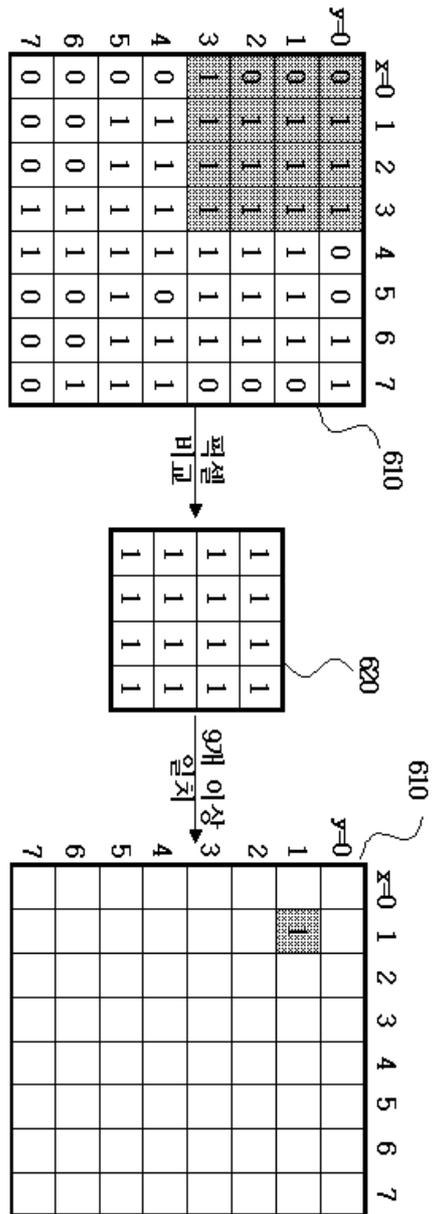
도면5c



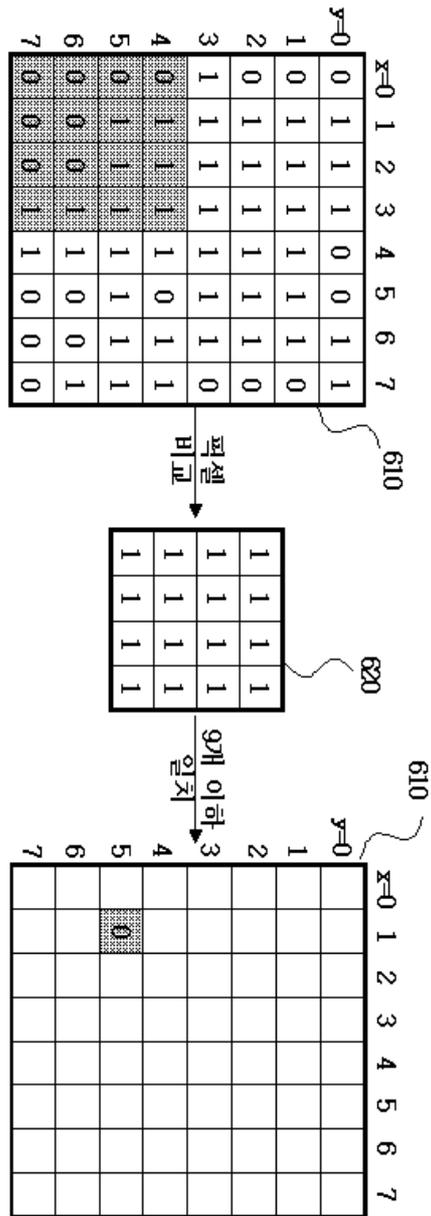
도면5d



도면6a



도면6b



도면7a



도면7b



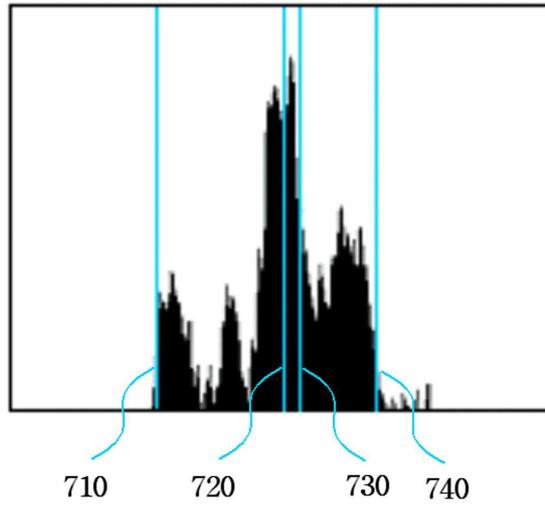
도면8a



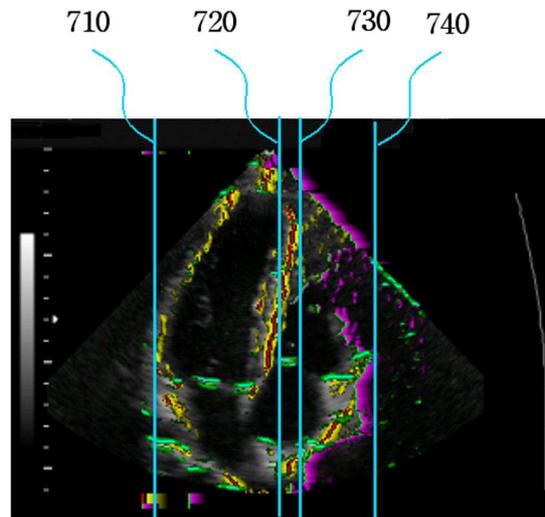
도면8b



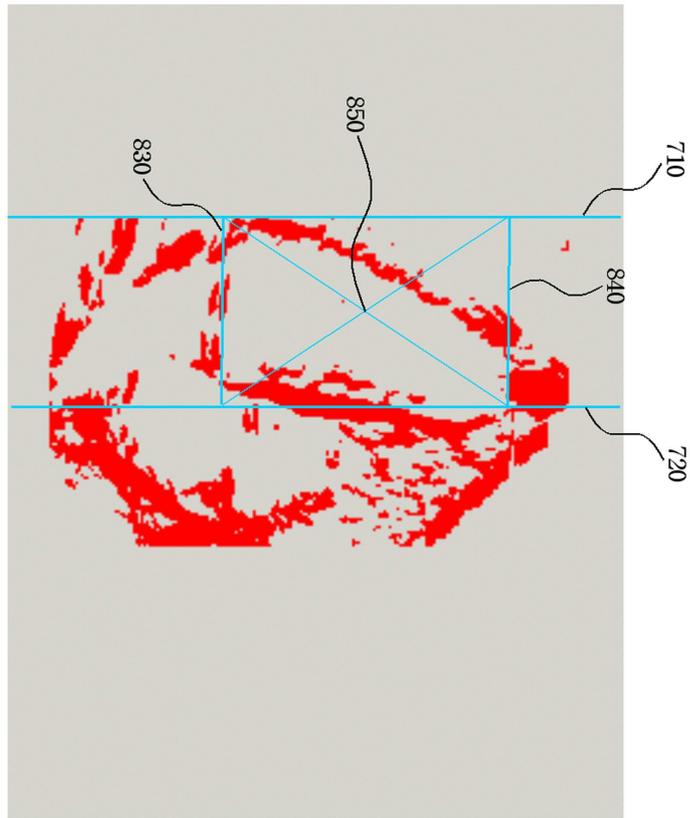
도면9a



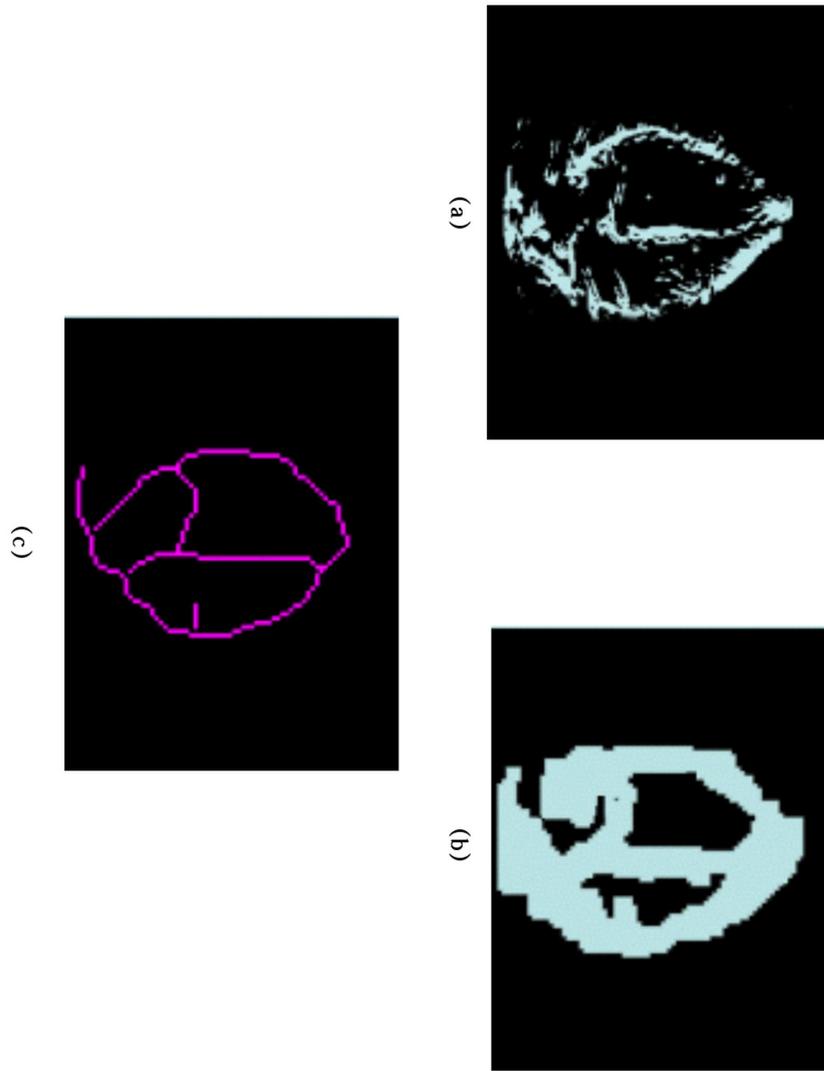
도면9b



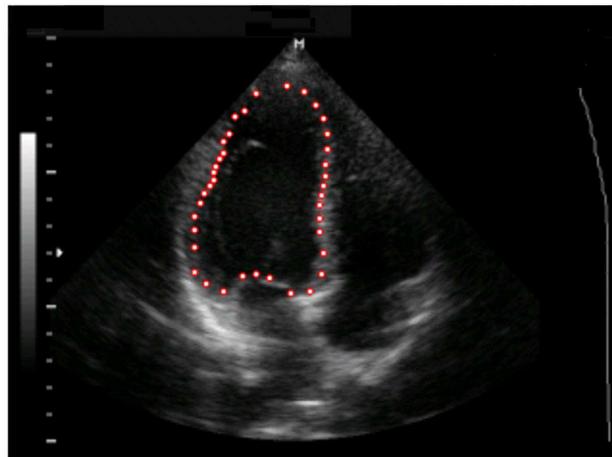
도면10



도면11



도면12



도면13

