



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0010069
(43) 공개일자 2009년01월28일

(51) Int. Cl.⁹

A61B 8/00 (2006.01) G01S 15/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-7028396

(22) 출원일자 2008년11월20일

심사청구일자 없음

번역문제출일자 2008년11월20일

(86) 국제출원번호 PCT/IB2007/051895

국제출원일자 2007년05월17일

(87) 국제공개번호 WO 2007/138522

국제공개일자 2007년12월06일

(30) 우선권주장

60/803,148 2006년05월25일 미국(US)

60/823,114 2006년08월22일 미국(US)

(71) 출원인

코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이.

네델란드왕국, 아인드호펜, 그로네보드스베그 1

(72) 발명자

살고, 이반

미국, 워싱톤 98041-3003, 보겔, 피오 박스 3003

세트레미, 스캇

미국, 워싱톤 98041-3003, 보겔, 피오 박스 3003

(74) 대리인

문경진

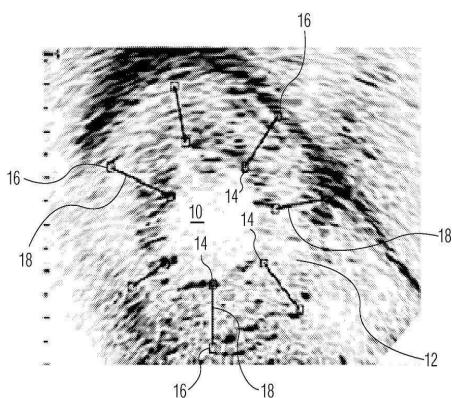
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 심실벽 두꺼워짐의 정량화 및 디스플레이

(57) 요 약

심근벽 두꺼워짐의 정량화 및 디스플레이를 위한 초음파 이미징 시스템 및 방법이 개시된다. 이미지 시퀀스에서의 심장내막 및 심장외막은 심장 주기 동안 한정되고, 경계 사이의 거리에서의 변화는 심장 주기(heart cycle) 동안 심근 주위의 특정화된 위치에서 추적된다. 거리에서의 변화는 그래픽적 포맷으로 사용자에게 제공되며, 바람직하게는 심실 볼륨의 변동(chamber volume variation), 구혈률(ejection fraction), 또는 ECG 파형과 같은 심장 주기의 또 다른 측정값과 함께 제공된다. 심근을 지나는 힘줄 길이의 거리에서의 변화는 특정된 위치에서 벽두께 변호의 직접적인 표시를 제공한다. 바람직하게는, 심장 발작 동안 특정 위치의 추적은 반점 추적에 의해 이루어진다. 또한 본 발명은 심근의 특정된 위치에서의 변형율(strain)을 표현할 수 있다.

대 표 도 - 도5



특허청구의 범위

청구항 1

심장벽 두꺼워짐을 진단하기 위한 초음파 진단 이미징 시스템으로서,
 초음파를 심장으로 전송하고 응답으로 반사파를 수신하도록 동작하는 탐침;
 심근 이미지를 생성하기 위해 동작하는 상기 반사파에 응답하는 이미지 프로세서;
 상기 심근의 심장내막과 심장외막 사이의 거리 윤곽을 그리는 심근벽 두께 윤곽 그리기 수단(delineator); 및
 윤곽으로 그려진 거리(delineated distance)에 응답하는 벽 두께 분석기로서, 심장 주기(cardiac cycle)의 적어도 일부 동안 심근벽 두께 변동 표시를 생성하도록 동작하는, 벽 두께 분석기
 를 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 심장 주기의 적어도 일부를 통하여 프레임마다 윤곽으로 그려진 거리를 추적하도록 동작하는 이미지 추적기를
 추가로 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 이미지 추적기는 반점 추적기를 추가로 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 4

제 2 항에 있어서,
 상기 이미지 추적기는 해부체 특징(anatomical feature) 추적기를 추가로 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 5

제 2 항에 있어서,
 상기 이미지 추적기는 결(texture) 추적기를 추가로 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서,
 상기 벽 두께 분석기는 상기 심근을 가로질러 향하는 힘줄의 길이에 대한 변동 표시를 생성하도록 추가로 동작하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 7

제 6 항에 있어서,
 상기 벽 두께 분석기는 상기 심장내막과 심장외막 사이의 거리 변동에 대한 표시를 생성하도록 추가로 동작하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 8

제 1 항에 있어서,
 상기 심근의 이미지에 응답하는 해부체 경계 검출기로서, 상기 심근의 심장내막과 심장외막 경계 윤곽을 그리기 위해 동작하는, 해부체 경계 검출기를 추가로 포함하되,
 상기 벽 두께 분석기는 상기 심장내막과 심장외막 경계 사이의 변동 표시를 생성하도록 동작하는, 초음파 진단

이미징 시스템.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 벽 두께 분석기는 상기 심실 주위의 선택된 위치에서의 심장내막과 심장외막 경계사이의 변동 표시를 생성하기 위해 추가로 동작하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 벽 두께 분석기는 심장 주기의 적어도 일부 동안 상기 심실 주위의 선택된 위치에서의 심장내막과 심장외막 경계 사이의 변동 표시의 정량화된 측정을 생성하기 위해 추가로 동작하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 정량적 측정은 그래픽적 디스플레이를 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 벽 두께 분석기는 상기 심근의 적어도 일부를 가로질러 변형(strain)의 표시를 생성하도록 동작하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 벽 두께 분석기는 상기 심실의 적어도 일부를 가로질러 라그랑지안 변형(lagrangian strain) 표시를 생성하도록 동작하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 벽 두께 분석기는 심장 주기의 적어도 일부 동안 상기 심근의 적어도 일부를 갈로질러 라그랑지안 변형의 정량화된 측정을 생성하도록 동작하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 정량화된 측정은 그래픽적 디스플레이를 포함하는, 초음파 진단 이미징 시스템.

청구항 16

심근벽 두께 측정 방법으로서,

심장 주기의 적어도 일부 동안 상기 심근에 대한 초음파 이미지 시퀀스를 획득하는 단계;

상기 이미지 중 적어도 하나에서의 심장내막과 심장외막 사이의 거리를 한정하는 단계;

상기 심장 주기의 적어도 일부 동안 한정된 거리에서의 변화를 추적하는 단계; 및

상기 심장 주기의 적어도 일부 동안 상기 변화의 정량화된 측정을 디스플레이하는 단계
를 포함하는, 심근벽 두께 측정 방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

거리를 한정하는 단계는 상기 심근을 가로질러 복수 길이를 한정하는 단계를 추가로 포함하고,

변화를 추적하는 단계는 한정된 길이에서의 변화를 추적하는 단계를 추가로 포함하는, 심근벽 두께 측정 방법.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

디스플레이하는 단계는 상기 한정된 길이에서의 변화에 대한 그래픽적 표시를 디스플레이하는 단계를 추가로 포함하는, 심근벽 두께 측정 방법.

청구항 19

제 16 항에 있어서,

상기 이미지중 적어도 하나에서 심장내막 및 심장외막 경계를 추적하는 단계를 추가로 포함하되,

추적하는 단계는 상기 심장 주기의 적어도 일부 동안 심장내막 및 심작외막 경계를 추적하는 단계를 추가로 포함하는, 심근벽 두께 측정 방법.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

추적하는 단계는 반점 추적에 의해 심장내막 및 심장외막 경계를 추적하는 단계를 추가로 포함하는, 심근벽 두께 측정 방법.

명세서

기술 분야

- <1> 본 출원은 2006년 5월 25일자로 출원된 미국 가특허 출원 번호 제60/803,148호, 및 2006년 8월 22일자로 출원된 미국 가특허 출원 번호 제60/823,114호의 이익을 청구한다.
- <2> 본 발명은 의료 진단용 초음파 시스템에 대한 것으로서, 특히 초음파 심장 검진 이미지의 정량적 측정을 수행하는 초음파 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

- <3> 심실 기능을 양으로 표시하기 위한 많은 초음파 방법이 존재한다. 심근 경색 및 구혈률(ejection fraction)을 나타내는 심실벽 모션은 심장 겹진기를 위한 기본적인 진단 도구이다. 이를 진단 도구는 윤곽이 그려진 심근 및 심실의 측정이 이루어질 수 있도록 심장 주기(cardiac cycle) 동안 일련의 이미지에 대해 심실이 한정되고 추적되어야 함을 요구한다. 초음파 이미지에서 심장벽의 윤곽을 그려내는 테크닉은 예를 들면, 특히 수축 속도를 양으로 표시하기 위해 심장벽 활동의 조직 도플러 이미징 및 혈액 조직 경계면(blood tissue interface)의 자동화된 경계 추적하기를 포함한다. 심근 모션의 윤곽을 그려내고 추적하기 위한 능력은 또한 전자기계적 변환으로 명명되는, 심장의 전기적 자극의 동시성을 진단하기 위해 중요하다. 심장은 심근의 근육 세포에서, 나트륨 및 칼륨 채널에 의해 전달되는 전기화학적 신호에 의해 수축하도록 명령을 받는다. 전체 심장 근육에 걸쳐 있을 때 산포된, 이를 신호는 동일한 일시점에서 심장 근육 세포가 수축하도록 명령해야만 한다. 이것이 발생하면, 심장은 이완된 전체 체적으로부터 수축된 최소 체적으로 수축하며, 이에 의해 각 심장 박동으로 최대 혈액양을 펌핑한다. 이는 건강한 심장의 특성이다. 그러나, 이러한 수축을 자극하는 신호가 심장의 다른 영역이 다른 시간에 수축하도록 야기하는 경우, 불규칙적인 수축은 최대 혈액양 미만의 혈액을 펌핑하여, 효율이 감소되게 하고 시간이 지남에 따라 심장에 부담을 준다. 필요한 치료 상황, 일반적으로 동시 수축을 강제하기 위해 놓이는 리드를 갖는 심장 박동기의 이식이 필요하다면 수행될 수 있도록 이러한 상태를 진단할 수 있는 것이 바람직하다. 이러한 진단 및 이의 치료는 심장 재동기 치료 요법, 즉 CRT(Cardiac Resynchronization Therapy)로 명칭된다.

- <4> 심장의 전자기계식 변환에 영향을 미칠 수 있는 질병 상태는 좌각 차단(left bundle branch block)이다. 좌각 차단은 심장의 전기적 임펄스 전송이 지연되거나, 또는 메인 좌각 차단의 급속하게 전도하는 섬유를 따라 또는 좌전 및 좌후 섬유속(left anterior and posterior fascicle) 둘 다에서의 전도가 실패하는 경우 발생한다. 이

는 좌심실이 우심실로부터 좌심실로 팽창하는 셀-대-셀 전도를 통하여 천천히 감극하는 것을 야기할 수 있다. 이러한 상태는 결국 심실로부터 혈액양의 결과적인 불충분한 배출 및 심실 수축의 동시성 손실이 되게 한다. 따라서, 심장벽 두꺼워짐과 같은 이러한 상태의 표시 및 결과를 효과적이고 정교하게 식별하고 양으로 나타낼 수 있는 것이 바람직하다. 이전에, 벽 두꺼워짐은 전문가에 의한 주관적 측정에 의해 평가되어 왔다.

<5> 벽 두꺼워짐의 식별은 심장내막 및 심장외막의 윤곽 그리기 기술을 요구한다. 현재, 이미지 기울기 추출의 일반적 수단에 의한 심장외막 경계를 추출하는 신뢰할 만한 방법이 없다. 더욱이, 벽 두꺼워짐은 이론상 조직 도플러 방법에 의해 평가될 수 있을지라도, 도플러 효과는 음파빔(acoustic beam)의 방위 제한(orientation limitation)을 받기 쉬우므로, 검출된 속도는 질의 초음파 빔의 방향과 활동의 방향 사이에서 관계에 비례하여 변하게 된다. 예를 들면, 만일 심근이 음파선(빔 방향)에 대해 직각으로 이동하는 중이라면, 활동이 감지되지 않을 것이다. 또한, 도플러 방법은 단지 간접적으로 두꺼워짐을 측정할 수 있을 뿐이다. 이를 방법은 이후 변위 및 이에 따른 두꺼워짐을 결정하기 위해, 잡음 및 잠재적인 에러를 도입하게 되는, 적분되어야만 하는 속도를 측정한다. 따라서, 심근 벽 두꺼워짐을 직접적으로 식별하고 양으로 표시하는 것이 바람직하다.

<6>

발명의 상세한 설명

<7> 본 발명의 원리에 따르면, 심장 초음파 이미지에서 관심 영역(ROI:Region Of Interest)은 심장 주기의 한 시점에서 한 프레임 동안 심장내막 및 심장외막상의 점들로 한정된다. 이를 점들은 이후 심장 주기 동안 반점/결(speckle/texture) 추적된다. 대응하는 심장내막 및 심장외막의 추적된 점 사이의 거리는 각 프레임에 대하여 계산되어, 초기값으로부터 길이 상에서 분수적 변화 또는 길이 및 라그랑지안 변형율(Lagrangian strain)을 위한 직접 측정을 산출한다. 측정 둘 다는 벽 두꺼워짐의 직접적 측정이고, 시간 함수로서 그래프 상에 디스플레이된다. 본 발명의 기술은 기울기 검출 방법(혈액 조직 경계면)에 제한되지 않으며, 도플러 측정의 초음파 빔 특성에 관련한 조직 활동의 각도 편차를 받지 않고, 변위 및 이에 따른 두꺼워짐의 직접적인 측정을 제공한다.

실시예

<14> 도 1을 참조하면, 본 발명의 원리에 따라 구성된 초음파 진단 이미징 시스템이 블럭도 형태로 도시된다. 변환기 소자의 일차원(1D) 또는 2차원 어레이(2D)를 포함하는 탐침 또는 스캔헤드(410)는 초음파를 전송하고 초음파 반사파 신호를 수신한다. 이러한 전송 및 수신은 수신된 반사파 신호를 처리하여 스캔되는 해부체로부터의 반사파 신호의 코히런트 빔을 형성하는 빔 형성기(420) 제어하에 수행된다. 이 반사파 정보는 도플러 정보가 제공되었을 때 도플러 처리기(430)에 의해 도플러 처리되고, 처리된 도플러 정보가 2D 또는 3D 도플러 이미지를 형성하는 이미지 프로세서(440)에 연결된다. 조직 구조에 대한 B 모드 이미징의 경우, 반사파 신호는 크기 검출에 의해 이미지 처리되고 디스플레이를 위한 원하는 이미지 포맷으로 스캔 변환된다. 이 이미지는 이들이 이미지 디스플레이(480)에 디스플레이를 위한 비디오 프로세서(470)에 직접 연결될 수 있는 Cineloop[®] 메모리(460)를 통하여 된다. Cineloop 메모리는 또한 저장 및 나중의 검사 및 진단을 위해 최근에 획득된 실시간 이미지의 시퀀스를 캡처하기 위해 사용될 수 있다. 이미지 "루프"로 명칭된 캡처 이미지 시퀀스는 하나 이상의 심장 주기로 확장될 수 있다. 이미지는 또한 이하에서 기술되는 이미지에서의 해부적 경계(borders) 및 범위(boundaries)를 한정하기 위해 2D 또는 3D 이미지에 동작하는 자동 경계 검출(ABD:Automatic Border Detection) 프로세서(490)에 인가될 수 있다. 한정된 경계는 그래픽적으로 디스플레이를 위한 비디오 프로세서(470)에 연결된 이미지상에 들키우게 된다(overlaid). 시스템은 Cineloop 메모리(460) 내에 저장된 이미지 루프상의 경계를 한정하고 디스플레이하거나, 또는 환자의 실황적인 스캐닝 동안 생성된 실시간 이미지 상에 그려진 경계를 디스플레이하기 위해 동작할 수 있다.

<15> 도 2는 도 1의 비디오 프로세서(470)와 이미지 프로세서(440) 사이의 초음파 시스템 부분의 상세화된 블럭도이다. 이미지 프로세서(440)는 이미지 데이터 메모리(140) 내에 저장된 이미지의 스캔라인 데이터를 생성한다. 제 1 심장 이미지의 시퀀스에 대한 시작점 이미지는 이하에서 더 충분히 기술되는 ABD 프로세서(144)에 의한 심실의 경계 검출에 의해 분석된다. 경계가 이 첫 이미지에서 한정되는 때, 그 위치는 반점 추적기(142)에 의한 후속 이미지를 통하여 추적된다. 초기에 한정된 경계와 후속 이미지에서의 경계는 그래픽 프로세서(148)에 의해 그려지게 된다. 시퀀스의 초음파 이미지는 스캔 컨버터(50)에 의해 원하는 디스플레이 포맷(예를 들면, 섹터, 선형, 3D 등)으로 변환되며, 이 컨버터는 초음파 이미지에 있는 한정된 경계 위치에 그래픽적으로 생성된 경계를 디스플레이한다. 그 그래픽 경계 오버레이를 갖는 이미지는 Cineloop 메모리(460)에 저장된다. 이후 이미지

는 디스플레이를 위한 비디오 프로세서(470)에 연결된다.

- <16> 연속적인 이미지의 식별된 경계상의 특정한 점(point)은 반점 추적기(142)에 의해 추적되며, 이 추적기는 점의 이미지 위치에서의 국부 조직에 의해 생성된 반점 패턴에 의해 이 점의 시작하는 해부학적 위치를 추적한다. 반점 추적기(142)는 인접 심근내의 기준점 주위 픽셀의 영역을 식별한다. 이를 픽셀의 반점 패턴은 미국 특허 제 6,442,289호(Olsson 등)에 기술된 바와 같이, 저장되어 블럭 매칭에 의해 매칭된 반점 패턴과 연속적인 이미지의 동일한 영역에서의 반점 패턴과 비교된다. 이 매칭의 어려움 및 정확성은 매칭을 위한 최대 상관을 확립함으로써 결정된다. 따라서, 이 이미지에서의 기준점 위치는 이 점 주위의 반점 패턴을 뒤따름으로써 이미지마다 추적된다. 반점 추적기(142)가 새로운 이미지에서의 기준점을 위치시키는 때, 이 기준점 위치는 그래픽 프로세서(148)에 연결되고, 이 경계는 새롭게 식별된 점 위치를 이용하여 다시 그려지고, 이 새로운 이미지를 위해 그래픽 오버레이가 생성된다. 이 새로운 이미지 및 그 그래픽 오버레이는 이미지 디스플레이(480) 상에 스캔 변환되고 디스플레이된다.
- <17> 반점 추적은 이미지에서의 잡음에 대한 더 낮은 민감도의 이유때문에, 심근 경계에서의 이미지 경사 추출보다 선호된다. 덧붙여, 심장 내막 경계와 달리 인접한 혈액 풀에 의해 한정되지 않는 심장외막을 위한 잘 한정된 경사도가 없다. 더욱이, 이미지 잡음은 윤곽이 그려진 경계에서 드롭아웃을 야기하여, 이 경계에 대한 평가가 조직 범위에서 보다 오히려 심근에 더 깊숙하게 나타나는 것을 야기할 수 있다. 꽤 잘 한정된 반점 패턴이 잡음 존재시 프레임마다 상당한 정확성으로 추적하는 것으로 발견된다.
- <18> 그러나, 이 반점 패턴은 시간이 지남에 따라 변하게 될 것이라는 점이 발견된다. 이러한 경향은 심장 주기에 대한 저장된 이미지에서의 복수 위치에서 반점 패턴 위치를 시딩(seeding)하고, 이후 표류하는 반점 패턴의 수렴을 야기하도록 2개의 한정된 경계로부터 시간상 앞뒤로 추적하여 대처될 수 있게 된다. 이러한 시딩은 예를 들면, 이하에서 기술되는 자동화 또는 반자동화 경계 검출을 사용하여 심장 발작(heart cycle)의 시작과 끝의 두 경계 윤곽을 그림으로써, 또는 손으로 이 경계를 수동적으로 한정함으로써, 수행된다. 일단 심장내막 경계가 한정되면, 이러한 경계는 모든 방향에서 균일하게 바깥쪽으로 확장되어, 따라서 수동적으로 이미지 내에 보여진 심장외막 경계에 이 경계를 조정할 수 있게 된다. 수렴 기술은 80-300개 프레임의 프레임 시퀀스에 대하여 잘 수행되는 것으로 발견되는데, 한 번의 심장 주기(heart cycle) 내에는 30-100개 프레임이 포함된다.
- <19> 기준점을 둘러싸고, 그 아래에 놓이며, 또는 이에 인접한 심근 조직의 반점 패턴을 추적하는 대신에, 기준점 위치가 반점 추적 이외의 수단에 의해 추적될 수 있는데, 즉 크기에서의 파장보다 더 큰 이미지 특성을 추적함으로써 추적될 수 있음이 이해될 수 있다. 일례로서, 특정 해부학 특징의 움직임이 추적될 수 있다. 또 다른 예로서, 조직 결(tissue texture)이 추적될 수 있다. 또한, 표적이된 특성이 사전 스캔 변환된, 또는 사후 스캔 변환된 이미지 데이터에서 추적될 수 있음이 이해될 것이다.
- <20> 도 3a, 3b, 및 3c는 좌측 심실(LV:Left Ventricle)의 콘트라스트-강화 장축 이미지를 예시하며, 여기서 LV의 경계는 추적된다. 사용자는 보통 초음파 시스템 제어판(150)에 위치된 마우스 또는 트랙볼과 같은 포인팅 디바이스, 또는 워크스테이션 키보드를 가지고 이미지내에 첫 번째 랜드 마크를 지정하는데, 이 포인팅 디바이스 또는 키보드는 이 이미지상의 커서를 조종한다. 도 3a의 예시에서, 지정된 첫 번째 랜드 마크는 중앙(격벽의) 송모 환형(MMA: Medial Mitral Annulus)이다. 사용자가 이미지 내의 MMA를 클릭하는 경우, 도면에 숫자 "1"에 의해 표시되는 백색 제어점과 같은 그래픽 마커가 나타나게 된다. 이후 사용자는 두 번째 랜드 마크, 이 예에서는 측면 송모 환형(LMA: Lateral Mitral Annulus)을 지정하며, 이는 도 3b에서 숫자 "2"에 의해 표시되는 두 번째 백색 제어점으로 마킹된다. 이후, ABD 프로세서에 의해 생성된 한 선은 자동적으로 2개의 제어점을 연결하고, 좌심실의 장축 단면도(long axis view)의 경우에 이는 송모판 평면(mitral valve plane)을 나타낸다. 이후 사용자는 포인터를 심장내막 정점으로 이동시키는데, 이 정점은 좌심실강(ventricular cavity) 내에서 최상점이다. 사용자가 이 포인터를 이미지에서의 세번째 랜드 마크로 이동시키면, 포인터가 LV 심실(chamber)의 정점을 찾게 되므로, 이 좌심실 내막강의 템플릿 형상이 자동적으로 커서를 따라가서 비틀어지고 연장하게 된다. 도 3c에서 백색선으로 도시된 이 템플릿은 첫 번째 및 두 번째 제어점(1 및 2)에 의해 정주되고(anchored), 사용자가 이 정점에서의 포인터를 클릭하는 때 정점에 위치되는 세번째 제어점("3")을 통과한다. 위치되는 경우, 심장내막강 템플릿은 도 3c에 도시된 심장내막의 근사 추적을 제공한다. 도 3c의 실시예에서, 포인터가 정점에 접근하고 이 정점을 지정할 때 좌심실을 이등분하는 검은색선이 이 포인터를 뒤따르게 된다. 이 검은색 선은 송모판 평면을 나타내는 선의 중심과 좌심실 정점 사이에 정주하며, 필수적으로 특히 송모판 중심과 이 강의 정점 사이의 중심선을 나타낸다. 상업적인 실시예에서, ABD 프로세서(144)는 이용가능한 온보드 초음파 시스템이거나, 또는 "QLAB™"으로 알려진 이미지 분석 패키지에서의 MA, Andover의 필립스 의료 시스템으

로부터의 오프라인 워크스테이션의 형태이다. QLAB 패키지의 이러한 특징은 미국 특허 공보 제2005/0075567호 (Skyba 등)에 더 상세하게 기술되어 있다. 자동화된 경계 처리는 미국 특허 제6,491,636호(Chenal 등)에 기술된 것과 같은 다른 수단에 의해 완전하게 자동화될 수 있다.

<21> 본 발명의 추가 측면에 따르면, ABD 프로세서(144)는 또한 도 4에 도시된 심근의 심장외막 경계를 추적할 수 있다. 이 심장외막 경계 추적은 도 3a, 도 3b, 및 도 3c에 예시된 심장내막 식별화 단계로 시작하는 연속적인 프로세스에서 이루어질 수 있다. 따라서 심장내막 경계가 한정되면, 사용자는 심장외막 정점, 즉 심근의 외부 표면상의 최상점으로 커서를 이동시킨다. 이후, 사용자는 심장외막 정점을 클릭하고 "4"로 마킹된 네 번째 제어점이 위치된다. 이후 도 4에 도시된 심장외막 경계의 윤곽을 대략적으로 그리는 두 번째 추적이 자동적으로 나타난다. 도 4에서 외부 백색 경계선에 의해 도시된 이러한 두 번째 추적은 또한 첫 번째 및 두 번째 제어점에 의해 정주되고 심장외막 정점에서의 위치된 네 번째 제어점을 통과한다. 이 2개의 자취(trace)는 심근 경계의 근사적인 외형(outline)이다.

<22> 마지막 단계에서, 사용자는 도 4에 도시된 자취를 조절하여 이들이 정확하게 심근 경계의 윤곽을 그리기를 원할 수 있다. "+" 심볼로서 도면에 도시된 다수의 소 제어점은 각 추적(tracing) 주위에 위치된다. 이들 소 제어점의 개수와 간격두기는 사용자가 설정할 수 있는 변수가 될 수 있거나, 또는 시스템 설계 시 선택될 수 있다. 사용자 인터페이스 또는 제어판(150) 상의 제어부를 사용하면, 사용자는 이들 제어점 상에 또는 이들 제어점에 가깝게 포인팅하여 이미지에서의 심근 범위의 윤곽을 더 정확하게 그리도록 이 외형을 클릭 및 드래그할 수 있다. 이 경계의 늘리기 또는 드래그에 대한 이러한 프로세스는 "고무밴드하기(rubberbanding)"으로서 알려져 있으며, 이전에 언급된 특허번호 제6,491,636호에 더 완전하게 기술되어 있는데, 이 특허의 도 9가 특허 참조된다. 고무밴드 조정에 대한 대안으로서, 더 복잡한 실시예에서, 근사치된 경계는 근사치된 조직 경계 상 및 이의 주위에 있는 픽셀에 대한 강도 정보를 사용하는 이미지 프로세싱에 의해 이미지 경계에 자동적으로 맞추어질 수 있다. 완료된 때, 경계는 이미지에서의 심근에 대한 이미지 픽셀을 에워쌈으로써 심근 범위의 윤곽을 정확하게 그릴 수 있다.

<23> 도 5는 본 발명의 원리에 따라 구성된 초음파 시스템에 의해 생성된 단축 심장 이미지를 예시한다. 심실(10)이 이 단축 이미지의 중심에 도시되고, 심근(12)에 의해 둘려 싸이게 된다. 심장내막 및 심장외막 경계는 일례로, 미국 특허 번호 제5,797,396호(Geiser 등)에 기술된 기술 또는 위에 서술된 기술을 사용하여 한정된다. 다수의 기준점은 심장내막 및 심장외막 경계 모두 상에 한정된다. 본 예에서의 심장내막 및 심장외막의 기준점(14,16)의 각 쌍은 단축 단면도(short axis view)의 별도 반경에 위치된 2개 점을 포함한다. 기준점의 각쌍은 초기 이미지에서의 경계에 직교하고 이 점을 연결하는 그래픽 프로세서(148)에 의해 생성된 그래픽적으로 그려진 힘줄(chord)선(18)에 의해 합쳐지게 된다. 본 예에서, 경계 추적 그래픽은 디스플레이되지 않고, 심장내막 및 심장외막 기준점(14,16) 및 이들 연결 힘줄(chord)(18)만이 디스플레이된다. 본 예에서, 비록 주어진 구현예에서 더 많거나 또는 더 적은 개수의 힘줄이 사용되거나, 또는 사용자 인터페이스(150)에 의해 사용자 한정될 수 있을지라도, 7개 선을 위한 기준점은 심근 주위에 위치되고 7개 힘줄선이 도시된다. 기준점 위치가 사용자에 의해 수정되므로, 기준점 데이터 파일(146)에서의 이들의 값은 상응하게 갱신된다. 이 힘줄선은 해당 기준점 사이에서 연속적이거나, 또는 선 분할 변동의 더 상세한 분석을 위한 점 사이에서 분할될 수 있다.

<24> 이미지의 시퀀스가 심장 주기를 통하여 프레임에서 프레임으로 이동하게 되므로, 심장내막 및 심장외막은 심장 수축기 동안 심장 근육이 수축하고, 이후 심장 이완기 동안 이완하게 되므로 이미지마다 변화하게 될 것이다. 기준점(14,16)은 각 경계상의 동일한 위치 추적을 계속하는데, 이는 이들 위치에 대한 반점 추적때문이다. 심장 근육이 수축하여 심실로부터 혈액을 배출시키게 되므로, 심장내막은 비교적 균일하게 심실의 중심쪽으로 이동해야 하고, 힘줄(18)의 길이는 늘어나야만 하는데, 왜냐하면 심장내막 및 심장외막 두께가 증가가 하기 때문이다. 벽 두께의 길이에서의 변동은 이후, 도 6에서의 7개의 대응 경벽(transmural wall) 두꺼워짐 곡선(30)에 의해 도시된 바와 같이 비교될 수 있으며, 이들은 벽 두꺼워짐 곡선 계산기(20)에 의해 생성된다. 본 예에서, 벽 두꺼워짐 곡선(30)은 변하는 심실 볼륨을 보여주는 음파 정량화 곡선(32-38)에 대항하여 그려진다. 음파 정량화(AQ: Acoustic Quantification) 곡선은 미국 특허 제5,195,521호(Melton Jr. 등)에 기술된 바와 같이 생성될 수 있다. AQ 곡선의 초기 부분(32) 동안, 심실(heart chamber)은 최소 심실 볼륨 점(34)이 도달될 때까지 혈액을 배출한다. 이 시간 동안, 심장벽은 최대 두께점(40)이 달성될 때까지 두꺼워져야 한다. 본 예에서, 벽 두꺼워짐 곡선 모두는 건강한 심장의 특성인 대략 동일한 시간에 최대(40)에 도달한다. 만약 경색이 발생하는 바와 같이 심장이 병에 걸린다면, 벽 두께 곡선(42)에 의해 도시된 바와 같이, 경색된 위치에서의 힘줄은 건강한 위치와 동일한 시간에 그 최대 두께에 도달하지 않을 수 있거나, 또는 경색된 영역이 이웃하는 건강한 영역에 의해 드래그됨으로써 더 적은 최대 두께에 도달할 것이다.

- <25> 최대 수축점(34)으로부터, LV의 심장 근육은 심장이 폐로부터의 혈액으로 재충전되므로 AQ 곡선 부분(36) 동안 이완을 시작할 것이고, 벽 두께는 이 시간동안 감소 곡선(30)에 의해 도시된 바와 같이 감소할 것이다. 이완된 심장은 좌심방이 수축하는때 최종 심방 "수축"(38)이 경험될때까지 이완기간의 후반부 동안 안정상태가 될 것이다.
- <26> 힘줄 기준점이 심장내막과 심장외막 경계 상에 정확하게 위치되는 것이 엄격히 필요한 것은 아니다. ROI는 심장 내막 경계(ROI 심장내막)로부터 심근으로 약간 멀리(some distance) 위치되는 사용자가 선택한 개수의 기준점(14)에 의해 한정될 수 있다. 대응점은 심근(ROI 심장외막)으로 사용자가 추가 선택한 거리로 한정된다. ROI 점은 만일 바란다면 자유자재로 세밀하게 되어, 그 심장내막 및 심장외막 점이 인식된 조직 영역에 매칭한다. 정확하게 경계상에서 보다는 오히려 조직으로부터 어느 정도의 거리에 위치시키는 것은 심장 주기의 후속 프레임 동안 반점 패턴 내의 이들의 위치가 더 잘 추적되는 것을 더 잘 보장할 것이다. ROI는 심장 주기의 시작에서 단일 프레임을 위한 한정에만 의존할 필요가 있으며, 추적으로부터의 간접에 의해 후속적으로 재한정된다.
- <27> 대안적으로는, 또는 도 6에 도시된 힘줄 길이 변동(chord length variation) 추적에 덧붙여, 라그랑지안 변형률(초기 길이에 대한 길이에서의 분수적 변화)은 벽 두꺼워짐 곡선 계산기(20)에 의해 계산될 수 있고, 그래픽적으로 디스플레이될 수 있다. 변형률(strain)은 근육 조직의 기계적 결과에 대한 표시자이고, 조직에서의 변형에 대한 측정값이다. 일례로, 미국 특히 제6,537,221호(Criton 등)을 참조하자. 본 발명의 추가 측면에 따라, 심장내막으로부터 심장외막까지의 축적된 변형률이 디스플레이되고 분석될 수 있다. ROI에서의 기준점(14,16)의 각 심장내막 및 심장외막 쌍을 위한 길이 및 변형률 계산은 도 6의 그래프에서 도시된 바와 같이, 심실 영역의 기준 그래프, 구혈율(ejection fraction), 또는 비교를 위해 디스플레이되는 ECG를 가지고 그래프로 디스플레이된다. 다른 구현예에서, 길이 및 변형률 변동이 도 5의 조직 이미지에 대하여 컬러 또는 그래픽적 표현으로 파라메타 이미지로 디스플레이되어, 임상의가 심근 조직에서 이를 위치에 관련하여 비정상적 변동을 쉽게 식별하는 것을 가능하게 할 수 있다.

산업상 이용 가능성

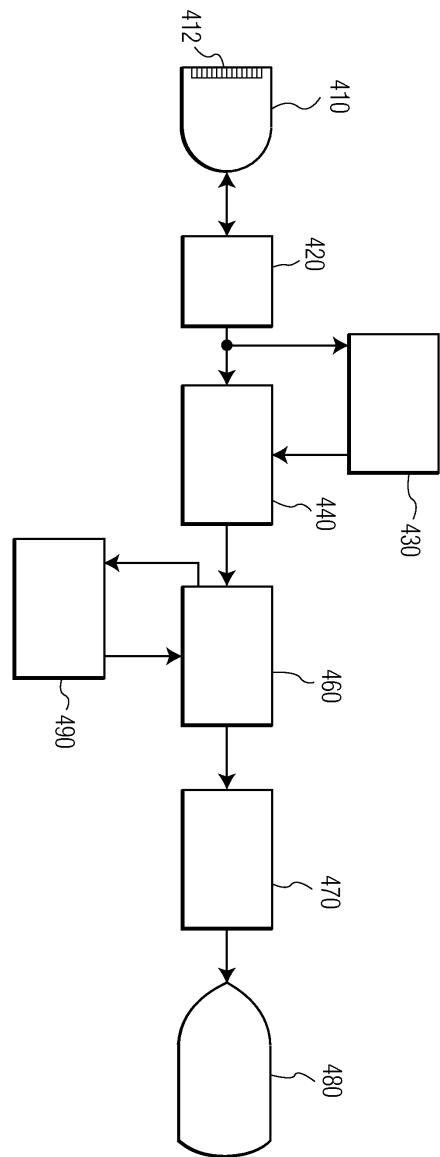
- <28> 본 발명은 의료 진단용 초음파 시스템에 대한 것으로서, 특히 초음파 심장 검진 이미지의 정량적 측정을 수행하는 초음파 시스템에 이용가능하다.

도면의 간단한 설명

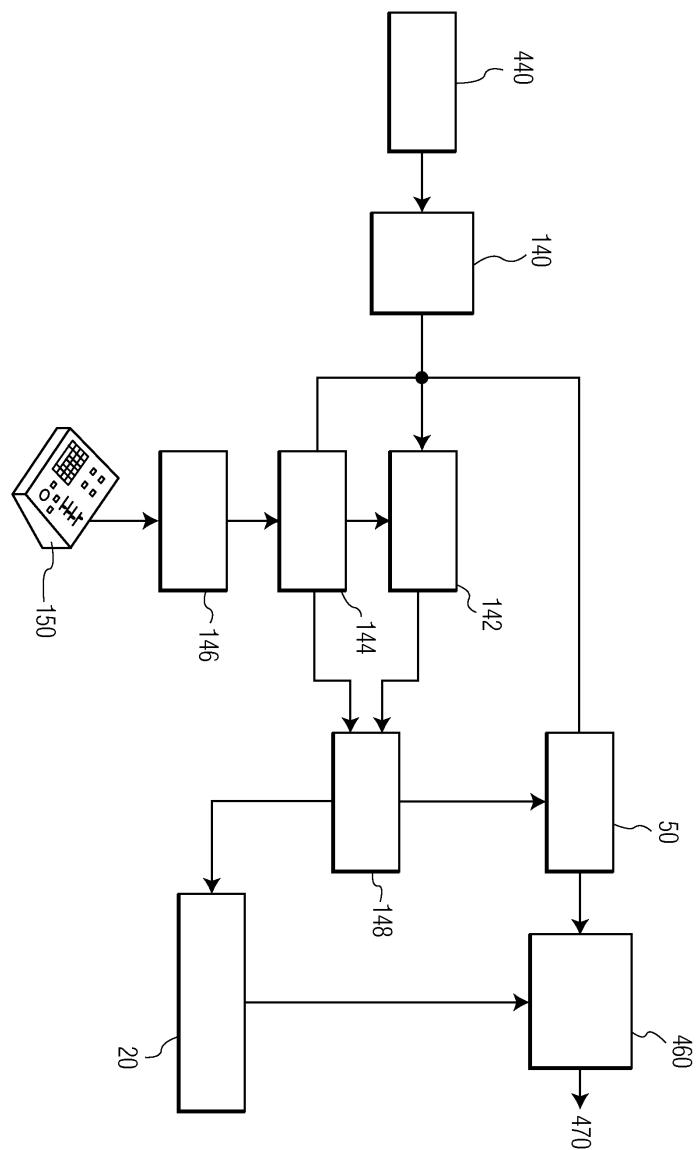
- <8> 도 1은 본 발명의 원리에 따라 구성된 자동 경계 검출 프로세서를 구비하는 초음파 시스템을 형성하는 블럭도를 예시하는 도면.
- <9> 도 2는 더 상세하게 도 1의 초음파 시스템 부분을 예시하는 도면.
- <10> 도 3a 내지 도 3c는 초음파 이미지에서 좌심실의 심장내막 경계를 검출하기 위한 기술을 예시하는 도면.
- <11> 도 4는 초음파 이미지에서 좌심실의 심장외막 경계의 검출을 위하여 도 3a 내지 도 3c의 기술에 대한 확장을 예시하는 도면.
- <12> 도 5는 본 발명의 원리에 따라 벽 두꺼워짐을 측정하기 위해 사용된 그래픽으로 초음파 이미지를 예시하는 도면.
- <13> 도 6은 본 발명의 추가 실시예에 따른 심장 주기 동안 벽 두꺼워짐 측정의 그래프도를 예시하는 도면.

도면

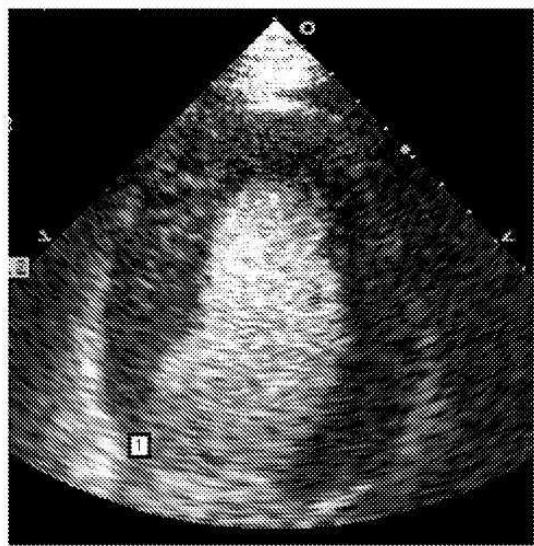
도면1



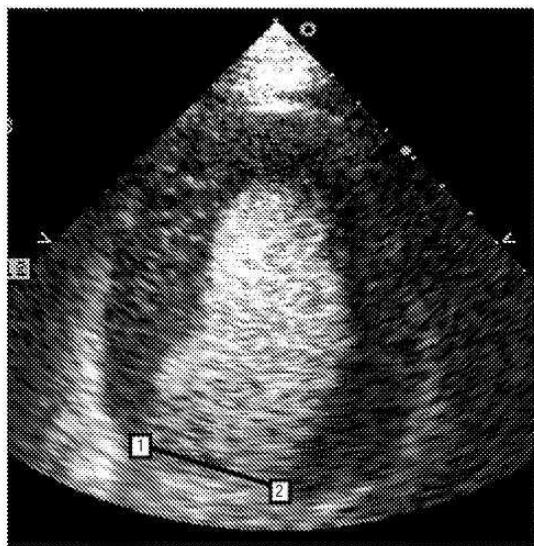
도면2



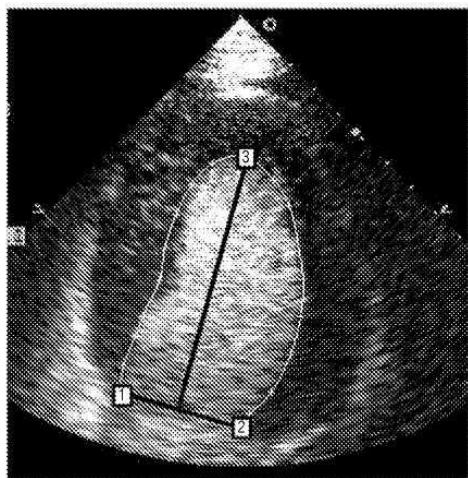
도면3a



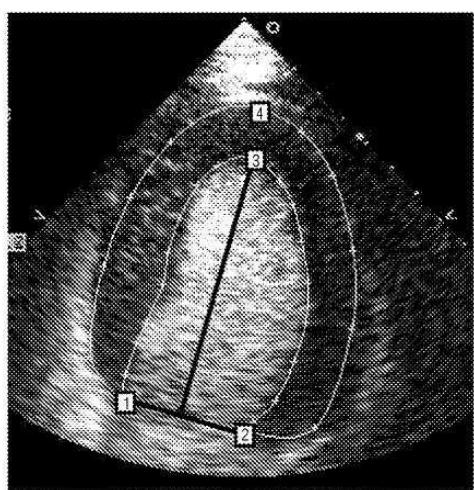
도면3b



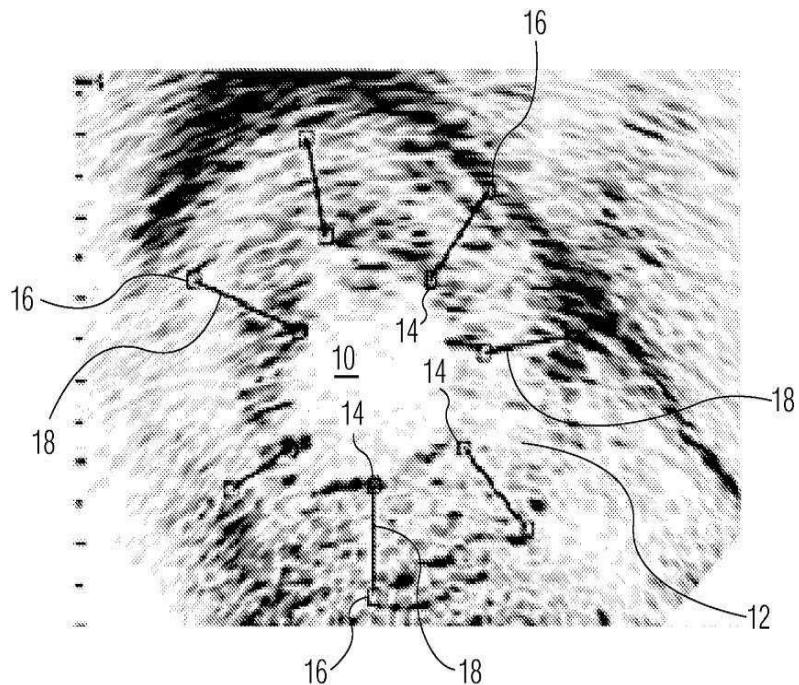
도면3c



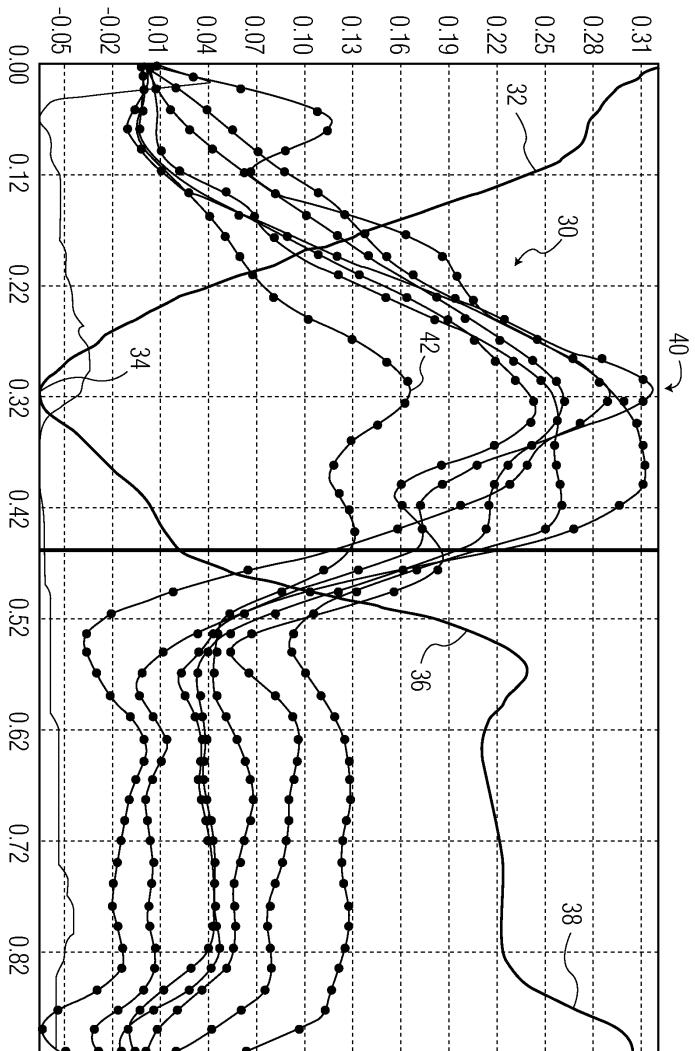
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	心室壁增厚的量化和显示		
公开(公告)号	KR1020090010069A	公开(公告)日	2009-01-28
申请号	KR1020087028396	申请日	2007-05-17
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
当前申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
[标]发明人	SALGO IVAN 살고이반 SETTLEMIER SCOTT 세트레미스캇		
发明人	살고,이반 세트레미,스캇		
IPC分类号	G01S15/00 A61B G01S A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/20 A61B8/0858 G06T7/0012 G06T2207/30048 G01S7/52073 G01S7/52071 G01S7/52042 G01S7/52087		
代理人(译)	MOON , KYOUNG金		
优先权	60/803148 2006-05-25 US 60/823114 2006-08-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了超声成像系统和用于量化的方法，并且显示其随着心肌壁变厚。图像序列和心外膜的心内膜限制为***周期。在心脏周期（心脏周期）周围的心肌的指定位置追踪边界之间距离的变化。远程的变化是为用户提供的图形格式。并且它提供心室容积的变化（腔室容积变化），以及诸如巨釜模数（射血分数）和ECG波形的心动周期，以及另一个测量值。通过心肌的肌腱长度距离的变化提供了指定位置的开口，直接显示防御。优选地，通过针对心脏病发作的点跟踪来实现对特定位置的跟踪。而且，本发明可以表示心肌的指定位置处的变形率（应变）。心脏，心肌，超声，成像，心室，癫痫发作。

