



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0075630  
(43) 공개일자 2009년07월08일

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0000029

(22) 출원일자 2009년01월02일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

11/969,504 2008년01월04일 미국(US)

(71) 출원인

바이오센스 웹스터 인코포레이티드

미국 캘리포니아 91765 다이아몬드 바 다이아몬드  
캐년 로드 3333

(72) 발명자

고바리 아사프

이스라엘 하이파 34400, 비트조 1

알트만 안드레스 클라우디오

이스라엘 하이파 34614, 심순 13/9

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

장훈

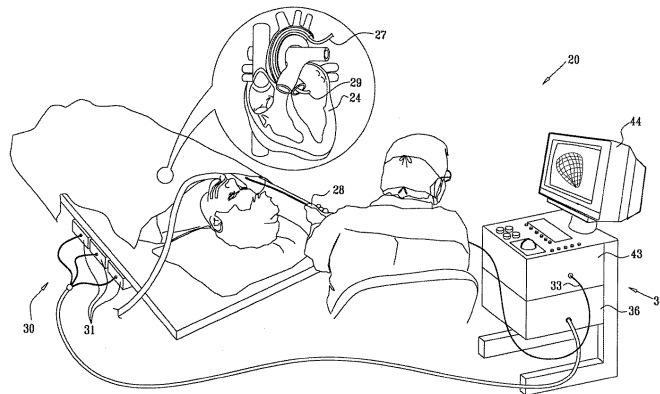
전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 도플러 초음파를 사용하는 3차원 이미지 복원

(57) 요약

해부학적 구조의 이미지화 방법은 해부학적 구조의 복수의 초음파 이미지들을 획득하는 단계를 포함한다. 적어도 하나의 이미지들이 도플러 정보를 포함한다. 해부학적 구조의 하나 이상의 윤곽부들이 도플러 정보로부터 발생된다. 해부학적 구조의 이미지는 하나 이상의 윤곽부를 사용하여 복수의 초음파 이미지들로부터 복원된다.

대표도



(72) 발명자

**에프라즈 아론**

이스라엘 카커 35170, 트자프리림 30

**쉬알쯔 이즈핵**

이스라엘 하이파 34606, 한트케 28

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

적어도 하나의 이미지들이 도플러 정보를 포함하는, 해부학적 구조의 복수의 초음파 이미지들을 획득하는 단계;

도플러 정보를 사용하여 해부학적 구조의 하나 이상의 윤곽부를 발생시키는 단계; 및

하나 이상의 윤곽부를 사용하여 복수의 초음파 이미지들로부터 해부학적 구조의 3차원 이미지들을 복원시키는 단계를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 하나 이상의 윤곽부를 발생시키는 단계는 제 1 값 이상 이동속도를 갖는 해부학적 구조의 제 1 영역과 해부학적 구조의 제 2 영역 사이의 경계부를 결정하는 단계를 포함하고, 상기 이동속도는 제 1 값보다 작은 제 2 값 이하인, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 제 1 값은 0.08m/s이고 상기 제 2 값은 0.03m/s인, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 해부학적 구조는 심장을 포함하고, 상기 복수의 초음파 이미지를 획득하는 단계는 초음파 센서를 포함하는 카테터를 심실 안으로 삽입하는 단계와 상기 심실 내의 복수의 공간 포지션들 사이에서 상기 카테터를 이동시키는 단계를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 초음파 센서의 위치 및 방위 좌표들을 측정하는 단계와, 상기 복수의 초음파 이미지들과 상기 위치 및 방위 좌표들을 심전도(ECG) 신호, 내부발생 동기 신호 및 외부공급 동기 신호중 하나를 포함하는 동기 신호에 대해서 동기화시키는 단계를 추가로 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 3차원 이미지는 해부학적 구조의 3차원 표면 모델을 포함하고,

파라메트릭 맵(parametric map)을 제조하도록, 상기 동기 신호에 동기화된 조직 특성, 온도 및 혈류 속도중 적어도 하나를 측정하는 단계; 및

상기 파라메트릭 맵을 상기 3차원 표면 모델 상에 중첩시키는 단계를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 복수의 초음파 이미지를 획득하는 단계는 상기 초음파 센서의 이동 속도가 소정 임계속도보다 작도록, 상기 초음파 이미지를 발생시키는 상기 초음파 센서를 이동시키는 단계를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 8**

제 1 항에 있어서,

상기 복수의 초음파 이미지들을 획득하는 단계는 상기 초음파 이미지들을 발생시키는 초음파 센서의 이동속도를 결정하는 단계와, 상기 도플러 정보를 상기 이동속도에 반응하여 보정하는 단계를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 9**

제 1 항에 있어서,

상기 3차원 이미지는 해부학적 구조의 3차원 골격 모델을 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 10**

제 1 항에 있어서,

상기 3 차원 이미지는 해부학적 구조의 3차원 표면 모델을 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 11**

제 10 항에 있어서,

전기해부학적 맵(electro-anatomical map)을 상기 3차원 표면 모델 상에 중첩시키는 단계를 추가로 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 12**

제 10 항에 있어서,

자기공명 이미지화(MRI) 시스템, 컴퓨터 단층촬영(CT) 시스템 및 x-ray 이미지화 시스템중 하나 이상으로부터 얻어진 정보를 상기 3차원 표면 모델 상에 중첩시키는 단계를 추가로 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 13**

해부학적 구조의 인근에서 이동하는 소자들의 복수의 2차원 도플러 이미지들을 획득하는 단계; 및

상기 이동 소자들의 3차원 이미지들을 복원시키는 단계를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 14**

제 13 항에 있어서,

상기 3차원 이미지를 복원시키는 단계는 3차원 이미지에 결여된 해부학적 구조를 표시하는 단계를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 15**

제 13 항에 있어서,

상기 이동 소자들에 대한 임계 속도를 세팅하는 단계를 포함하고,

상기 3차원 이미지를 복원시키는 단계는 임계 속도보다 큰 속도를 갖는 이동 소자들을 표시하는 단계를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 16**

제 13 항에 있어서,

상기 3차원 이미지를 복원시키는 단계는 상기 소자들의 적어도 일부를 한정하는 표면을 결정하는 단계 및 상기 표면을 표시하는 단계를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 17**

적어도 하나의 이미지들이 도플러 정보를 포함하는, 해부학적 구조의 복수의 초음파 이미지들을 획득하도록 구성된 초음파 센서를 포함하는 프로브; 및

상기 도플러 정보를 사용하여 해부학적 구조의 하나 이상의 윤곽부를 발생시키고, 상기 하나 이상의 윤곽부를 사용하여 복수의 초음파 이미지들로부터 해부학적 구조의 3차원 이미지를 복원시키도록 구성된 초음파 센서에 결합된 프로세서를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 시스템.

**청구항 18**

해부학적 구조의 인근에서 이동하는 소자들의 복수의 2차원 도플러 이미지들을 획득하도록 구성된 초음파 센서를 포함하는 프로브; 및

상기 2차원 도플러 이미지들로부터 상기 이동 소자들의 3차원 이미지를 복원시키도록 구성된 프로세서를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 시스템.

**청구항 19**

컴퓨터 프로그램 지시들이 저장되는 컴퓨터 판독형 매체를 포함하는 해부학적 구조를 이미지화하기 위한 컴퓨터 소프트웨어 제품으로서,

상기 지시들은 컴퓨터에 의해서 판독될 때, 상기 컴퓨터가 적어도 하나의 이미지가 도플러 정보를 포함하는, 해부학적 구조의 복수의 초음파 이미지들을 획득하고, 상기 도플러 정보를 사용하여 상기 해부학적 구조의 하나 이상의 윤곽부를 발생시키며, 상기 하나 이상의 윤곽부를 사용하여 상기 복수의 초음파 이미지들로부터 해부학적 구조의 3차원 이미지를 복원시키게 유발하는, 컴퓨터 소프트웨어 제품.

**명세서**

**발명의 상세한 설명**

**기술 분야**

<1> 본 발명은 일반적으로 이미지화(imaging)에 관한 것이며, 특히 의료 이미지화에 관한 것이다.

**배경 기술**

- <2> 당기술에는 심장내막(endocardium; 즉, 심장의 내면)의 3-D 맵핑(mapping) 방법이 알려져 있다. 예를 들어, 본 발명의 양수인에게 양도되고 참고로 그 내용이 본원에 함체된 벤-하임(Ben-Haim)의 미국 특허 제 5,738,096호는 심장의 맵(map)을 구성하는 방법에 대해서 기술하고 있다. 침입성 프로브 또는 카테터는 심장벽 상의 다중 위치와 접촉한다. 침입성 프로브의 포지션(position)은 각 위치에 대해서 결정되고, 그 포지션들은 조합되어서 심장의 적어도 일부의 구성적인 맵을 형성한다.
- <3> 일부 시스템에서, 상기 미국 특허 제 5,738,096호에 기술된 것과 같이, 심장 표면의 전기 활동뿐 아니라 추가 생리적인 특성이 카테터에 의해서 얻어진다. 대응 맵은 얻어진 지엽적인 정보들을 통합한다.
- <4> 일부 시스템은 위치 감지를 통합하는 하이브리드 카테터를 사용한다. 예를 들어, 본 발명의 양수인에게 양도되고 참고로 그 내용이 본원에 함체된 벤-하임 등의 미국 특허 제 6,690,963호는 침입성 의료 도구의 위치 및 방위를 결정하기 위한 위치설정 시스템에 대해서 기술한다.
- <5> 본 발명의 양수인에게 양도되고 참고로 그 내용이 본원에 함체된 알트만(Altmann) 등의 미국 특허출원 공보 제 2006/0241445호는 해부학적 구조를 모델화하는 방법에 대해서 기술하고 있다. 해부학적 구조의 복수의 초음파 이미지들은 다른 공간 포지션에서 초음파 센서를 사용하여 획득된다. 초음파 센서의 위치 및 방위 좌표들은 각 상기 공간 포지션에서 측정된다. 해부학적 구조의 형태를 지칭하는 윤곽부 관심대상(contour-interest)은 하나 이상의 초음파 이미지들에 마크된다. 해부학적 구조의 3차원(3-D) 모델은 측정된 위치 및 방위 좌표들과 윤곽부 관심대상에 기초하여 구성된다.
- <6> 본 발명의 양수인에게 양도되고 참고로 그 내용이 본원에 함체된 고바리 등의 미국 특허 제 6,773,402호는 체강, 특히 심장의 3-D 맵핑 및 기하학적 형태 복원을 위한 시스템에 대해서 기술하고 있다. 이 시스템은 체강

의 표면으로부터 반사되고 트랜스듀서(transducer)에 의해서 수신되는 초음파 파동을 방출하는 복수의 음향 트랜스듀서를 포함하는 심장 카테터(cardiac catheter)를 사용한다. 각 트랜스듀서로부터 트랜스듀서에 대항하는 표면 상의 지점 또는 영역까지의 거리가 결정되고, 거리 측정값들은 조합되어서 표면의 3-D 형상을 복원한다. 카테터는 심장 내의 카테터의 위치 및 방위 좌표들을 결정하는데 사용되는 포지션 센서들을 포함한다. 일 실시예에서, 처리 회로는 도플러 변환(Doppler shift)을 검출하기 위하여, 반사된 파동의 비행 시간뿐만 아니라 주파수를 분석한다. 도플러 측정값은 심장벽 속도(heart wall velocity)를 결정하고 맵핑하는데 사용된다.

<7> 참고로 그 내용이 본원에 합체된 구라카 등의 미국 특허 제 5,961,460호는 도플러 및 B-모드(2차원 진단 초음파) 이미지 신호들을 발생시키고 그후에 도플러 및 B-모드 이미지 신호들을 출력 신호로 조합하기 위하여 변조된 비선형 맵핑 기능을 사용하는 초음파 이미지 시스템에 대해서 기술하고 있다.

<8> 참고로 그 내용이 본원에 합체된 마야 등의 미국 특허 제 6,679,843호는 도플러 및 B-모드 이미지 신호들을 조합시켜서 변조된 비선형 맵핑 기능을 사용하여 입면 주름 인공물(elevation fold-in artifact)을 감소시키는 방법에 대해서 기술하고 있다. 고정 조직과 연관된 B-모드 이미지 신호들의 일부는 유동과 연관된 B-모드 이미지 신호들의 일부가 실질적으로 억제되는 동안 손상되지 않는다.

### 발명의 내용

#### 해결 하고자하는 과제

<9> 심장과 같은 장기들의 3차원 (3-D) 이미지들은 많은 카테터 기초의 진단 및 치료 적용에서 유용하다. 실시간 이미지화는 의사의 재능을 개선하고 비교적 비숙련된 의사도 복잡한 수술 절차들을 더욱 용이하게 실행할 수 있게 한다. 3-D 이미지화는 일부 수술 절차를 실행하는데 필요한 시간을 감소시키는 것을 보조한다. 또한, 3-D 초음파 이미지들은 복잡한 절차 및 카테터 조작들을 계획할 때 사용될 수 있다.

<10> 2차원 (2-D) 초음파 스캔으로부터 의미있는 3-D 복원을 이루기 위하여, 컴퓨터는 2-D 이미지들의 형태가 관심 장기의 실제 윤곽부를 나타내는 지를 알아야 한다. 종래 기술에서 이 문제점에 대한 공통 해결방안은 초음파 이미지화 시스템의 사용자가 2-D 이미지에서 윤곽부들을 추적함으로써 컴퓨터를 "보조"하는 것이다. 이 해결방안은 예를 들어 상술한 미국 특허출원 공보 제 2006/0241445호에서 사용된다.

<11> 본 발명의 일부 실시예들은 도플러 초음파(Doppler ultrasound)를 사용하여 장기의 윤곽부 위치들을 자동 또는 반자동으로 제공하며, 여기서 사용자는 컴퓨터에 의해서 발생된 윤곽부들을 대부분 검토하고 가능한 정확하게 수정할 필요가 있다. 심장의 경우에, 예를 들어 도플러 이미지들은 심장 내의 혈류 속도로 인하여 심장벽으로부터 심장의 내부 용적을 명확하게 구분한다. 이 현상은 특히 심실 안으로 그리고 심실로부터 도출되는 혈관에서 마크된다.

<12> 본 발명의 다른 실시예는 통상적으로 혈액 그러나 조직의 이동 위치를 결정하기 위하여 도플러 초음파를 사용한다. 이들 위치는 이동 영역을 둘러싸는 장기의 윤곽부를 형성하거나 또는 표시하지 않고 상기 영역들을 한정하는 표면 및/또는 혈류와 같은 이동 영역의 3-D 모델을 복원하는데 사용된다.

#### 과제 해결수단

<13> 그러므로, 본 발명의 실시예에 따라서 해부학적 구조의 이미지화 방법이 제공되며, 이 방법은

<14> 적어도 하나의 이미지들이 도플러 정보를 포함하는, 해부학적 구조의 복수의 초음파 이미지들을 획득하는 단계;

<15> 도플러 정보를 사용하여 해부학적 구조의 하나 이상의 윤곽부를 발생시키는 단계; 및

<16> 하나 이상의 윤곽부를 사용하여 복수의 초음파 이미지들로부터 해부학적 구조의 3차원 이미지들을 복원시키는 단계를 포함한다.

<17> 통상적으로, 상기 하나 이상의 윤곽부를 발생시키는 단계는 제 1 값 이상 이동속도를 갖는 해부학적 구조의 제 1 영역과 해부학적 구조의 제 2 영역 사이의 경계부를 결정하는 단계를 포함하고, 상기 이동속도는 제 1 값보다 작은 제 2 값 이하이며, 상기 제 1 값은 0.08m/s이고 상기 제 2 값은 0.03m/s일 수 있다.

<18> 일 실시예에서, 상기 해부학적 구조는 심장을 포함하고, 상기 복수의 초음파 이미지를 획득하는 단계는 초음파 센서를 포함하는 카테터를 심실 안으로 삽입하는 단계와 상기 심실 내의 복수의 공간 포지션들 사이에서 상기

카테터를 이동시키는 단계를 포함한다. 통상적으로, 상기 방법은 상기 초음파 센서의 위치 및 방위 좌표들을 측정하는 단계와, 상기 복수의 초음파 이미지들과 상기 위치 및 방위 좌표들을 심전도(ECG) 신호, 내부발생 동기 신호 및 외부공급 동기 신호중 하나를 포함하는 동기 신호에 대해서 동기화시키는 단계를 포함한다.

- <19> 상기 3차원 이미지는 해부학적 구조의 3차원 표면 모델을 포함하고, 그리고 상기 방법은
- <20> 파라메트릭 맵(parametric map)을 제조하도록, 상기 동기 신호에 동기화된 조직 특성, 온도 및 혈류 속도중 적어도 하나를 측정하는 단계; 및
- <21> 상기 파라메트릭 맵을 상기 3차원 표면 모델 상에 중첩시키는 단계를 포함한다.
- <22> 공개된 실시예에서, 상기 복수의 초음파 이미지들을 획득하는 단계는 상기 초음파 센서의 이동 속도가 소정 임계속도보다 작도록, 상기 초음파 이미지들을 발생시키는 상기 초음파 센서를 이동시키는 단계를 포함한다.
- <23> 다른 방안으로, 또는 추가로, 상기 복수의 초음파 이미지들을 획득하는 단계는 상기 초음파 이미지들을 발생시키는 초음파 센서의 이동속도를 결정하는 단계와, 상기 도플러 정보를 상기 이동속도에 반응하여 보정하는 단계를 포함한다.
- <24> 상기 3차원 이미지는 해부학적 구조의 3차원 골격 모델 및/또는 해부학적 구조의 3차원 표면 모델을 포함할 수 있다.
- <25> 상기 방법은 전기해부학적 맵(electro-anatomical map)을 상기 3차원 표면 모델 상에 중첩시키는 단계를 추가로 포함한다.
- <26> 상기 방법은 자기공명 이미지화(MRI) 시스템, 컴퓨터 단층촬영(CT) 시스템 및 x-ray 이미지화 시스템중 하나 이상으로부터 얻어진 정보를 상기 3차원 표면 모델 상에 중첩시키는 단계를 추가로 포함한다.
- <27> 본 발명의 일 실시예에 따라서, 해부학적 구조의 이미지화 방법이 추가로 제공되며, 이 방법은
- <28> 해부학적 구조의 인근에서 이동하는 소자들의 복수의 2차원 도플러 이미지들을 획득하는 단계;
- <29> 상기 이동 소자들의 3차원 이미지들을 복원시키는 단계를 포함한다.
- <30> 통상적으로, 상기 3차원 이미지를 복원시키는 단계는 3차원 이미지에 걸여된 해부학적 구조를 표시하는 단계를 포함한다.
- <31> 일 실시예에서, 상기 방법은 상기 이동 소자들에 대한 임계 속도를 세팅하는 단계를 포함하고, 상기 3차원 이미지를 복원시키는 단계는 임계 속도보다 큰 속도를 갖는 이동 소자들을 표시하는 단계를 포함한다.
- <32> 공개된 실시예에서, 상기 3차원 이미지를 복원시키는 단계는 상기 소자들의 적어도 일부를 한정하는 표면을 결정하는 단계 및 상기 표면을 표시하는 단계를 포함한다.
- <33> 본 발명의 일 실시예에 따라서, 해부학적 구조의 이미지화 시스템이 추가로 제공되며, 이 시스템은
- <34> 적어도 하나의 이미지들이 도플러 정보를 포함하는, 해부학적 구조의 복수의 초음파 이미지들을 획득하도록 구성된 초음파 센서를 포함하는 프로브; 및
- <35> 상기 도플러 정보를 사용하여 해부학적 구조의 하나 이상의 윤곽부를 발생시키고, 상기 하나 이상의 윤곽부를 사용하여 복수의 초음파 이미지들로부터 해부학적 구조의 3차원 이미지를 복원시키도록 구성된 초음파 센서에 결합된 프로세서를 포함한다.
- <36> 본 발명의 일 실시예에 따라서, 해부학적 구조의 이미지화 시스템이 추가로 제공되며, 이 시스템은
- <37> 해부학적 구조의 인근에서 이동하는 소자들의 복수의 2차원 도플러 이미지들을 획득하도록 구성된 초음파 센서를 포함하는 프로브; 및
- <38> 상기 2차원 도플러 이미지들로부터 상기 이동 소자들의 3차원 이미지를 복원시키도록 구성된 프로세서를 포함한다.
- <39> 본 발명의 일 실시예에 따라서, 컴퓨터 소프트웨어 제조품이 추가로 제공되며, 이 제조품은 컴퓨터 프로그램 지시들이 저장되는 컴퓨터 판독형 매체를 포함하는 해부학적 구조를 이미지화하기 위한 것으로서, 상기 지시들은 컴퓨터에 의해서 판독될 때, 상기 컴퓨터가 적어도 하나의 이미지가 도플러 정보를 포함하는, 해부학적 구조의 복수의 초음파 이미지들을 획득하고, 상기 도플러 정보를 사용하여 상기 해부학적 구조의 하나 이상의 윤

곽부를 발생시키며, 상기 하나 이상의 윤곽부를 사용하여 상기 복수의 초음파 이미지들로부터 해부학적 구조의 3차원 이미지를 복원시키게 유발한다.

**효 과**

<40> 본 발명은 도플러 초음파를 사용하여 장기의 윤곽부 위치들을 자동 또는 반자동으로 제공한다.

**발명의 실시를 위한 구체적인 내용**

- <41> 하기 설명에서, 본 발명을 철저하게 이해할 수 있도록 다수의 특정 상세구성에 대해서 기술한다. 당기술에 숙련된 기술자는 그러나 본 발명이 특정 상세구성없이도 실행될 수 있다는 것을 명확하게 이해할 것이다. 다른 예에서, 널리 공지된 회로들, 제어 논리회로 및 종래 알고리즘 및 프로세스에 대한 컴퓨터 프로그램 지시들의 상세 구성들은 본 발명을 불필요하게 모호하게 하지 않도록 하기 위하여 상세하게 도시되지 않았다.
- <42> 도면에 있어서, 먼저 도 1을 참조하여 설명하며, 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른, 환자의 심장(24)을 맵핑 및 이미지화하기 위한 시스템(20)을 개략적으로 도시한다. 시스템(20)은 정맥 또는 동맥을 통해서 심실 안으로 의사에 의해서 삽입되는 프로브, 예를 들어 카테터(27)를 포함한다. 카테터(27)는 통상적으로 의사에 의해서 카테터를 작동하기 위한 핸들(28)을 포함한다. 핸들(28)의 적당한 제어부로 인하여 의사는 원하는대로 카테터(27)의 원위 단부(29)를 조정, 위치설정 및 배향시킬 수 있다.
- <43> 시스템(20)은 카테터(27)의 원위 단부(29)의 위치 및 방위 좌표들을 측정하는 포지션 서브시스템(30)을 포함한다. 명세서 및 청구범위에서, 용어 "위치"는 카테터의 원위 단부와 같은 대상물의 공간 좌표를 지칭하고, 용어 "방위"는 대상물의 각도 좌표를 지칭하고, 용어 "포지션(position)"은 위치 및 방위 좌표들 모두를 포함하는 대상물의 완전한 포지션 정보를 지칭한다.
- <44> 일 실시예에서, 포지션 서브시스템(30)은 카테터(27)의 원위 단부(29)의 포지션을 결정하는 자기 포지션 트래킹 시스템(magnetic position tracking system)을 포함한다. 포지션 서브시스템(30)은 환자 인근의 소정 작용 영역에서 자기장을 발생시키고 카테터(27)에 있는 자기장 센서에서 상기 자기장을 감지한다. 포지션 서브시스템(30)은 통상적으로 환자 외부의 고정된 알려진 포지션들에 위치하는 자기장 발생 코일(31)과 같은 한 세트의 외부 라디에이터를 포함한다. 코일(31)은 심장(24) 인근에 장, 통상적으로 자기장을 발생시킨다.
- <45> 지금부터는, 본 발명의 일 실시예에 따른, 도 1에 도시된 시스템에 사용되는 카테터(27)의 원위 단부(29)를 개략적으로 도시한 도 2를 참조하여 설명한다. 상술한 바와 같이 발생한 자기장들은 카테터(27)의 원위 단부(29) 내에 위치한 포지션 센서(32)에 의해서 감지된다.
- <46> 포지션 센서(32)는 감지된 자기장에 반응하여, 카테터(27)를 통해서 이어지는 케이블(33)에 대한 포지션-관련 전기 신호들을 콘솔(console;34)(도 1)로 전송한다. 다른 방안으로, 포지션 센서(32)는 신호들을 콘솔로 무선 연결 방식으로 전송한다.
- <47> 다른 실시예에서, 카테터의 하나 이상의 라디에이터, 통상적으로 코일은 환자 인체 외부의 센서에 의해서 수신되는 자기장들을 발생시킨다. 외부 센서들은 포지션-관련 전기 신호들을 발생시킨다.
- <48> 다시, 도 1에 있어서, 콘솔(34)은 포지션 센서(32)(도 2)에 의해서 송신된 신호들에 기초하여 카테터(27)의 원위 단부(29)의 위치 및 방위를 계산하는 포지션 프로세서(36)를 포함한다. 포지션 프로세서(36)는 통상적으로 증폭기, 필터, 디지털화 장치를 수납하고, 포지션 센서(32)로부터 신호들을 처리한다.
- <49> 본 발명의 실시예들에서 사용될 수 있는 일부 포지션 트래킹 시스템들은, 예를 들어, 참고로 본원에서 합체된 미국 특허 제 6,618,612호, 제 6,332,089호 및 미국 특허 출원 공보 제 2004/0147920 A1 및 2004/00681178 A1 호 뿐 아니라 상기 인용된 미국 특허 제 6,690,963호에 기재되어 있다. 비록, 포지션 서브시스템(30)은 자기장을 사용하지만, 본 발명의 실시예들은 전자기장 측정, 음향 측정 및/또는 초음파 측정에 기초하는 시스템들과 같은 임의의 다른 적당한 포지션 서브시스템을 사용하여 실행될 수 있다.
- <50> 다시, 도 2에 있어서, 카테터(27)는 원위 단부(29) 내에 위치한 초음파 이미지화 센서(39)를 포함한다. 초음파 이미지화 센서(39)는 통상적으로, 초음파 트랜스듀서(40)의 어레이를 포함한다. 초음파 트랜스듀서(40)는 선형 어레이 구성으로 배열되는 것으로 도시되지만, 원형 또는 블록 구성과 같은 다른 어레이 구성도 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서(40)는 압전 트랜스듀서이다. 초음파 트랜스듀서(40)는 인체 내의 개방부 또는 카테터(27)의 벽을 한정하는 윈도우(41)에 또는 윈도우(41)에 인접하게 배치된다.

- <51> 트랜스듀서(40)는 어레이 구멍으로부터 윈도우(41)를 통해서 초음파와 빔을 결합식으로 전송하는 탐촉자(phased array)로서 작동한다. 일 실시예에서, 어레이는 초음파와 에너지의 짧은 폭발을 전파하고 그후에 주위 조직으로부터 반사된 초음파 신호들을 수신하기 위한 수신 모드로 변환된다. 통상적으로, 트랜스듀서(40)는 초음파 빔을 원하는 방향으로 조정하기 위하여 제어 방식으로 개별적으로 구동된다. 트랜스듀서의 적당한 타이밍을 위하여, 생성된 초음파와 빔은 트랜스듀서 어레이로부터 주어진 거리에서 빔을 모으기 위하여, 편심 굴곡된 파면(wave front)으로 주어질 수 있다. 통상적으로, 시스템(20)은 2-D 초음파 이미지들을 생성하기 위하여, 초음파와 빔의 조정 및 포커싱할 수 있고 빔으로부터의 반사를 기록할 수 있는 송/수신 스캐닝 메카니즘을 포함한다.
- <52> 일 실시예에서, 초음파와 이미지화 센서(39)는 16 내지 64개의 초음파와 트랜스듀서(40), 통상적으로 48 내지 64개의 초음파와 트랜스듀서(40)를 포함한다. 통상적으로, 초음파와 트랜스듀서(40)는 수 밀리미터 내지 약 16 cm의 통상적인 침투 깊이를 갖는 5 내지 10MHz 범위의 중심 주파수에서 초음파와 에너지를 발생시킨다. 침투 깊이는 초음파와 이미지화 센서(39)의 특성, 주위 조직의 특성 및 작동 주파수에 따라 좌우된다. 다른 실시예에서, 다른 적당한 주파수 범위 및 침투 깊이가 사용될 수 있다.
- <53> 초음파와 트랜스듀서(40)는 수신된 초음파의 주파수를 검출할 수 있다. 송신 및 수신 주파수들 사이의 변화는 도플러 이동(Doppler shift)을 지시하며, 상기 도플러 이동은 빔을 반사시키는 대상물의 초음파와 빔의 방향으로 속도의 요소를 계산하는데 사용될 수 있다.
- <54> 시스템(20)에서 사용될 수 있는 적당한 카테터는 미국 캘리포니아 91765, 다이아몬드 바, 다이아몬드 캐년 로드 3333 소재의 바이오센스 웹스터 인코포레이티드에 의해서 제조되어서 판매되는 SOUNDSTAR™ 카테터이다.
- <55> 다시, 도 1에 있어서, 반사된 초음파 반향(ultrasound echo)을 수신한 후에, 반사된 반향에 기초하는 전기 신호들은 케이블(33)에 대하여 카테터(27)를 통해서 초음파와 트랜스듀서(40)(도 2)에 의해서 콘솔(34)의 이미지 프로세서(43)로 송신된다. 프로세서(43)는 신호들을 2-D, 통상적으로 섹터형의, 초음파와 이미지들 및 대응 2-D 도플러 이미지들로 변형시킨다. 이미지 프로세서(43)는 통상적으로 심장(24)의 섹션드의 실시간 초음파와 이미지들을 표시하고, 상기 섹션들의 3-D 이미지 또는 용적 복원을 실행하고, 하기 더욱 상세하게 기술되는 다른 기능들을 실행한다.
- <56> 일부 실시예에서, 이미지 프로세서는 초음파와 이미지 및 포지션 정보를 사용하여 환자의 심장과 같은, 해부학적 구조의 3-D 모델을 생성한다. 본원의 본문 및 청구범위에서, 용어 "해부학적 구조"는 전체 또는 부분적으로 심장과 같은 장기의 챔버를 지칭하거나 또는 특히 심장의 벽, 표면, 혈관 또는 다른 해부학적 형태를 지칭한다. 3-D 모델은 디스플레이(44)의 2-D 프로젝션과 같이 의사에게 제공된다.
- <57> 일부 실시예에서, 카테터(27)의 원위 단부(29)는 전기-해부학적 맵핑 및/또는 무선 주파수(RF) 절제와 같은 진단 및/또는 치료 기능을 실행하기 위한 적어도 하나의 전극(46)을 포함한다. 일 실시예에서, 전극(46)은 국부적인 전위를 감지하는데 사용된다. 전극(46)에 의해서 측정된 전위는 심장 표면의 국부적인 전기 활동을 맵핑하는데 사용될 수 있다. 전극(46)이 심장의 내면 상의 지점과 접촉하거나 또는 지점 인근으로 이동할 때, 상기 지점에서의 국부적인 전기 전위를 측정한다. 측정된 전위들은 전기 신호들로 변환되고 표시를 위하여 카테터를 통해서 이미지 프로세서로 전송된다. 다른 실시예에서, 국부적인 전기 전위들은 모두 콘솔(34)에 접속된 포지션 센서 및 적당한 전극들을 포함하는 다른 카테터로부터 얻어진다.
- <58> 다른 실시예에서, 전극(46)은 다른 변수들을 측정하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 전극(46)은 여러 조직 특성들을 측정하는데 사용될 수 있다. 추가로 또는 다른 방안으로, 전극(46)은 온도를 측정하는데 사용될 수 있다. 또한, 추가로 또는 다른 방안으로, 전극(46)은 혈류 속도를 측정하는데 사용될 수 있다. 전극(46)은 단일 링 전극으로 도시되지만, 카테터는 당기술에 공지된 형태의 임의의 편리한 수의 전극(46)을 포함할 수 있다. 예를 들어, 카테터는 둘 이상의 전극, 복수의 포인트 전극 또는 포인트 전극의 어레이, 팁 전극 또는 상기 대략적으로 기술한 진단 및/또는 치료 기능을 실행하기 위한 상기 유형의 전극들의 임의의 조합을 포함한다.
- <59> 포지션 센서(32)는 통상적으로 전극(46) 및 트랜스듀서(40)에 인접한 카테터(27)의 원위 단부(29) 내에 위치한다. 통상적으로, 상호 위치 및 방위는 초음파와 센서(39)의 트랜스듀서(40), 전극(46) 및 포지션 센서(32) 사이에서 오프셋된다. 이러한 오프셋은 통상적으로 포지션 센서(32)의 주어진 측정 위치, 전극(46) 및 초음파와 센서의 좌표들을 얻기 위하여 포지션 프로세서(36)에 의해서 사용된다. 다른 실시예에서, 카테터(27)는 전극(46) 및 트랜스듀서(40)에 대해서 각각 일정한 위치 및 방위 오프셋을 갖는 둘 이상의 포지션 센서(32)를 포함한다. 일부 실시예에서, 오프셋(또는 동등한 눈금보정 변수들)은 사전눈금보정되어서 포지션 프로세서(36)에 저장된다. 다른 방안으로, 오프셋들은 카테터(27)의 핸들(28)에 설치된 EPROM(제거가능한 프로그램 판독전용

메모리)와 같은 메모리 디바이스에 저장될 수 있다.

- <60> 포지션 센서(32)는 통상적으로 상기 인용된 미국 특허 제 6,690,963호에 기재된 것과 같은, 3개의 비동심성 코일(도시생략)을 포함한다. 다른 방안으로, 임의의 수의 동심 또는 비동심 코일들, 홀-이펙트 센서(Hall-effect sensor) 및/또는 자기 저항 센서들을 포함하는 센서들과 같은, 임의의 다른 적당한 포지션 센서 장치가 사용될 수 있다.
- <61> 통상적으로, 센서(32)의 포지션 측정 및 센서(39)로부터 얻어진 초음파 이미지들은 인체-표면 심전도(ECG) 신호 또는 심장내 심전도에 대한 게이트 신호 및 이미지 포착에 의해서 모두 심장발작(heart cycle)과 동기화된다. 일 실시예에서, ECG 신호는 전극(46)에 의해서 생성될 수 있다. 심장의 형태는 심장의 주기적인 수축 및 이완 동안 그 형상 및 포지션이 변화되므로, 전체 이미지 처리 공정은 통상적으로 상기 주기에 대한 시간의 특수 지점에서 실행된다. 일부 실시예에서, 상술한 것과 같은 카테터에 의해서 취해진 추가 측정들은 심전도(ECG) 신호와 동기화된다. 상기 측정들은 포지션 센서(32)에 의해서 취해진 대응 포지션 측정들과 연관된다. 추가 측정들은 통상적으로 하기 기술되는 바와 같이, 복원된 3-D 모델에서 중첩된다.
- <62> 일부 실시예에서, 초음파 이미지들의 획득 및 포지션 측정들은 시스템(20)(도 1)에 의해서 생성된 내부 발생 신호와 동기화된다. 예를 들어, 동기화 메카니즘은 내부 간섭신호에 의해서 유발된 초음파 이미지들에서 간섭을 피하기 위하여 사용될 수 있다. 이 경우에, 포지션 측정 및 이미지 획득의 타이밍은 간섭 신호에 대해서 특수 오프셋으로 세팅되므로, 이미지들은 간섭없이 획득된다. 오프셋은 간섭없는 이미지 획득을 유지하도록 종종 조정될 수 있다. 다른 방안으로, 측정 및 획득은 외부 공급 동기화 신호와 동기화될 수 있다.
- <63> 일부 실시예에서, 이미지 프로세서(43)는 원위 단부(29)의 이동 속도를 측정하기 위하여 포지션 센서(32)의 연속적인 포지션 측정을 사용할 수 있다. 통상적으로, 의사는 이동 속도가 사전 세팅된 임계값 이하일 때, 초음파 이미지들을 발생시키도록 장치(20)를 작동시키고, 임계값은 상기 임계값 이하의 이동을 제공하도록 세팅되고, 측정된 도플러 이동에 실질적인 영향이 없으므로 이동하는 대상물의 얻어진 속도에도 실질적으로 영향을 미치지 않는다. 다른 방안으로 또는 추가로, 장치는 초음파 빔의 방향의 원위 단부(29)의 속도 성분이 초음파 빔을 반사하는 대상물의 측정된 도플러 이동으로부터 얻어진 속도 성분에 부가되도록 구성될 수 있다. 상기 성분들의 벡터 추가는 원위 단부(29)의 이동을 보정한다.
- <64> 일 실시예에서, 시스템(20)은 초음파 트랜스듀서(40)를 구동하는 초음파 구동기(도시생략)를 포함한다. 이 목적을 위하여 사용될 수 있는 적당한 초음파 구동기의 한 보기는 미국 매사추세츠 피바디 소재의 아날로직 코포레이션에 의해서 제조된 AN2300TM 초음파 시스템이다. 이 실시예에서, 초음파 구동기는 이미지 프로세서(43)의 일부 기능을 실행하여, 초음파 센서를 구동시켜서 2-D 초음파 이미지들을 생성한다. 초음파 구동기는 당기술에 공지된 바와 같이, B-모드, M-모드[수직축에 제시된 시간을 갖는 일차원 진단 초음파]와 같은 다른 이미지화 모드, CW[연속 파] 도플러[대상물의 속도를 검출하도록 초음파 에너지의 연속 파를 사용하는] 및 컬러 유동 도플러[대상물 속도뿐 아니라 거리를 결정하도록 초음파 에너지의 펄스를 사용하여 상대 속도에 따라 컬러를 사용함으로써 결과적인 이미지들을 표시하는]를 지지할 수 있다.
- <65> 통상적으로, 포지션 프로세서 및 이미지 프로세서는 본원에 기술된 기능들을 실행하도록 소프트웨어에 프로그램된 범용 컴퓨터를 사용하여 실행된다. 소프트웨어는 전자 형식 즉, 네트워크를 거쳐서 컴퓨터로 다운로드될 수 있거나 또는 다른 방식으로 CD-ROM과 같은 실체적인 매체를 통해서 컴퓨터로 제공될 수 있다. 포지션 프로세서 및 이미지 프로세서는 단일 컴퓨터를 사용하거나 또는 개별 컴퓨터를 사용하여 실행되거나 또는 시스템(20)의 다른 연산기능들과 통합될 수 있다. 추가로, 또는 다른 방안으로, 포지션 기능 및 이미지화 기능들의 적어도 일부는 복잡한 하드웨어를 통해서 실행될 수 있다.
- <66> 지금부터, 본 발명의 일 실시예에 따른 동물 심장의 개략적인 이미지를 도시한 도 3 내지 도 6을 참조하여 기술된다. 도 3은 동물 심장의 일부의 2-D 초음파 이미지(202)를 도시한다. 이미지는 돼지 심장(204)의 우심방에 위치한 카테터에 의해서 취해지고 상기 이미지는 대동맥 판막(210A) 인근의 대상물에 의해서 발생된 초음파 강도를 나타내는 형태부(210)와, 승모판(mitral valve; 205M) 인근의 대상물에 의해서 발생된 초음파 강도를 나타내는 형태부(205)를 도시한다. 형태부(205, 210)는 도 3에 도시되어 있지만, 그 경계들은 명확하게 묘사되지 않는다. 통상적으로, 인간 심장(24)의 대응 2-D 이미지는 디스플레이(44)에 의해서 의사에게 표시될 수 있다. 심장(204) 또는 심장(24)의 디스플레이(44)에 나타난 이미지는 통상적으로 컬러이다. 디스플레이(44)의 이미지의 상이한 강도는 상이한 음영(shading)에 의해서 도 3에 나타난다.
- <67> 도 4는 2-D 초음파 이미지(202)에 나타난 심장(204)의 일부의 2-D 도플러 이미지(211)를 도시한다. 2-D 도플러

이미지(211)는 통상적으로 대동맥 판막(210A) 및 승모판(205M)의 인근에 혈류에 의해서 발생된 도플러 정보를 함유하는 초음파 이미지이다. 형태부(212)는 대동맥 판막(210A)의 인근의 이동을 나타내고, 형태부(213)는 승모판(205M) 인근의 이동을 나타낸다. 초음파 빔의 방향의 이동은 통상적으로 다른 컬러에 의해서 나타난다. 예를 들어, 초음파 이미지화 센서(39)(도 2)로부터 이격되는 이동은 디스플레이(44)에서 적색으로 나타나고, 초음파 이미지화 센서(39)를 향하는 이동은 디스플레이(44)에서 푸른색으로 나타난다. 디스플레이(44)에서 이미지들의 다른 컬러들은 상이한 음영에 의해서 도 4에 나타나고, 여기서 사선 줄무늬는 약 + 0.2m/s 내지 + 0.6m/s 의 속도를 나타내고, 작은 점들은 약 - 0.2m/s 내지 + 0.2m/s 의 속도를 나타내고, 큰 점들은 약 - 0.6m/s 내지 - 0.2m/s 의 속도를 나타낸다. 포지티브 속도는 센서(39)로부터 이격되는 이동을 표시하고 네거티브 속도는 센서를 향하는 이동을 나타낸다.

- <68> 도 5는 도플러 정보로부터 얻어진 윤곽부를 나타내는 2-D 도플러 이미지(211)의 개선된 버전(version:214)을 도시한다. 윤곽부들은 프로세서(43)와 같은 이미지 프로세서에 의해서 획득될 수 있으며, 상기 프로세서는 통상적으로 혈류를 나타내는 0.2m/s 이상의 속도를 갖는 신속한 이동 영역과 0.03m/s 이하의 속도를 갖는 작은 이동 또는 이동없는 영역 사이의 경계를 결정한다. 혈류 속도와 비교할 때, 심실벽 및/또는 혈관의 이동 속도는 통상적으로 매우 작기 때문에, 윤곽부들은 통상적으로 심실내벽 및 혈관을 나타낸다. 형태부(213)는 윤곽부(215)에 의해서 마크되었다. 형태부(212)는 윤곽부(220)에 의해서 마크되었다.
- <69> 도 6은 2-D 초음파 이미지(202)(도 3)의 개선된 버전(230)이다. 도플러 정보에서 얻어진 윤곽부(215,220)는 2-D 초음파 강도 이미지로 맵핑된다. 도 5 및 도 6은 초음파 강도 이미지 또는 도플러 정보 이미지 위에 윤곽부들을 표시함으로써, 의사는 대동맥 판막(210A) 및 승모판(205M)의 경계를 더욱 정확하고, 더욱 용이하게 인지할 수 있다는 것을 도시한다.
- <70> 지금부터는, 본 발명의 실시예에 따른 심장(204)의 좌심실(257)의 3-D 골격 모델(255)을 도시한 도 7을 참조하여 기술된다. 골격 모델은 3-D 공간의 복수의 윤곽부들을 포함한다. 3-D 골격 모델(255)은 도 6과는 다른 관점에서 윤곽부(215,220)를 도시한다. 3-D 골격 모델(255)은 초음파 이미지화 센서(39)의 다른 포지션들로부터 얻어진 2-D 도플러 초음파 이미지들을 사용하여 윤곽부(215,220)와 동일한 방식으로 획득된 추가 윤곽부(260)를 나타낸다. 명확성을 위하여, 도 7에는 단지 일부 윤곽부들만이 도시된다.
- <71> 지금부터는, 본 발명의 실시예에 따른 좌심실(257)의 3-D 골격 모델(265)을 도시한 도 8을 참조하여 기술된다. 모델(265)은 도 7에 도시되지 않은 추가 윤곽부들을 포함하는 3-D 골격 모델(255)이 실질적으로 둘러싸여져서 골격 모델에 대한 표면을 발생시키고 해부학적 구조의 3-D 형상을 생성하는 "와이어-메쉬(wire-mesh)"를 사용하여 얻어진다. 좌심실(257)의 발생된 표면은 하기 기술된 전기 활동 맵(290)으로 중첩된다. 상기 맵은 다른 컬러[도 8의 다른 음영 패턴으로 도시됨]를 사용함으로써 다른 전위값을 제공한다.
- <72> 지금부터는, 본 발명의 일 실시예에 따른, 심장 맵핑 및 이미지화 방법을 개략적으로 도시한 흐름도(305)인 도 9를 참조하여 기술된다. 흐름도(305)의 방법은 통상적으로 초음파 이미지화 센서(39)(도 2)의 다른 포지션들에서 얻어진 다중 2-D 초음파 이미지들을 해부학적 구조의 단일 3-D 모델로 결합한다.
- <73> 초기 단계(310)에서, 해부학적 구조의 초음파 이미지들의 2-D 시퀀스가 얻어진다. 통상적으로, 의사는 카테터(27)를 적당한 혈관을 통해서 우심방과 같은 심장(24)의 심실 안으로 삽입하고, 그후에 카테터의 원위 단부를 심실 안의 다른 포지션들 사이에서 이동시킴으로써 해부학적 구조를 스캔한다. 해부학적 구조는 모든 심실을 포함하거나 또는 카테터가 위치한 심실의 일부를 포함하거나 또는 좌심실과 같은 다른 심실 또는 대동맥과 같은 다른 혈관 구조를 추가로 또는 다른 방식으로 포함한다. 초음파 이미지화 센서(39)의 각 포지션에서, 이미지 프로세서는 초음파 이미지화 센서(39)를 사용하여, 2-D 초음파 강도 이미지, 통상적으로 2-D 도플러 이미지를 획득하고 생성한다.
- <74> 동시에, 포지션 서브시스템은 카테터의 원위 단부의 포지션을 측정하여 계산한다. 계산된 포지션은 대응 초음파 이미지와 함께 저장된다. 통상적으로, 카테터의 원위 단부의 각 위치는 6차원 좌표[X,Y,Z축 포지션 및 피치, 요잉 및 롤 각도 방위]와 같은 좌표 형식으로 표현된다.
- <75> 단계(312)에서, 이미지 프로세서는 도 5에 대해서 상술한 바와 같이, 전체 윤곽부들을 식별하기 위하여, 각 2-D 도플러 이미지(211)를 분석한다.
- <76> 단계(325)에서, 윤곽부들은 상술되고 도 6에 도시된 바와 같이, 각 2-D 초음파 이미지로 맵핑된다. 윤곽부들은 3-D 작용 용적에서 해부학적 구조의 경계부들을 마크하고 절차동안 상기 구조들을 식별하도록 의사를 보조한다.

- <77> 단계(312,325)는 단계(310)에서 생성된 모든 2-D 초음파 이미지들에 대해서 실행된다. 이미지 프로세서(43)(도 1)가 대응 2-D 도플러 이미지로부터 윤곽부의 일부의 위치를 추론할 수 없는 일부 경우에 있어서, 프로세서는 다른 2-D 초음파 및 도플러 이미지들, 통상적으로 의문의 이미지에 공간적으로 인접한 이미지들로부터 얻어진 윤곽부들을 사용하여 윤곽부를 자동으로 식별하여 복원한다. 이러한 식별 및 복원 공정은 에지 검출방법, 상관 방법 및 당기술에 공지된 다른 방법들을 포함하는 임의의 적당한 이미지화 방법을 사용할 수 있다. 이미지 프로세서는 또한 이미지에서 다른 이미지로 윤곽부 위치들을 상호연관시킬 때 각 이미지들과 연관된 카테터의 포지션 좌표들을 사용할 수 있다. 추가로 또는 다른 방안으로, 단계(312)는 의사가 2-D 초음파 이미지 또는 2-D 도플러 이미지 또는 양자 이미지들을 사용함으로써, 이미지 프로세서에 의해서 실행된 자동 윤곽부 복원을 검토하여 조정하는 사용자 보조 방식으로 실행될 수 있다.
- <78> 단계(340)에서, 이미지 프로세서는 3-D 좌표들을 이미지들의 세트에서 식별된 윤곽부에 할당한다. 3-D 공간의 2-D 초음파 이미지들의 평면의 위치 및 방위는 단계(310)에서 이미지들과 함께 저장된 포지션 정보에 의해서 알려진다. 따라서, 이미지 프로세서는 2-D 이미지에서 임의의 화소의 3-D 좌표, 특히 윤곽부에 대응하는 좌표를 결정할 수 있다. 좌표들을 할당할 때, 이미지 프로세서는 통상적으로 상술한 바와 같이, 포지션 센서 및 초음파 센서 사이의 위치 및 방위 오프셋을 포함하는 저장된 눈금보정 데이터를 사용한다.
- <79> 단계(345)에서, 이미지 프로세서는 도 7에 대해서 상술한 바와 같이, 해부학적 구조의 3-D 골격 모델을 생성한다. 일부 실시예에서, 이미지 프로세서는 상술한 바와 같이, 실제로 3-D 골격 모델을 둘러싸으로써, 이미지(265)(도 8)와 같은 3-D 표면 모델을 생성한다.
- <80> 상술한 바와 같이, 일부 실시예에서, 시스템(20)(도 1)은 해부학적 구조의 표면에 있는 국부적인 전위의 측정을 지지한다. 카테터(27)(도 2)에 의해서 획득한 각 전기 활동 데이터 지점은 전극(46)(도 2)에 의해서 측정된 전위 또는 활성화 시간값과 포지션 서브시스템에 의해서 측정된 카테터의 대응 포지션 좌표들을 포함한다. 단계(370)에서, 이미지 프로세서는 전기 활동 데이터-지점들을 3-D 모델의 좌표 시스템과 정합하여 이들을 모델에 중첩시킨다. 이것은 도 8의 전기 활동 맵(290)으로 도시된다. 단계(370)는 상기 방법에서 선택적이고 시스템(20)이 상기 유형의 측정을 지지하고 의사가 이러한 형태를 사용하도록 선택하는 경우에만 실행된다.
- <81> 다른 방안으로, 개별 3-D 전기 활동맵[종종 전기해부학적 맵으로 지칭됨]이 발생하여 표시될 수 있다. 예를 들어, 적당한 전기 해부학적 맵은 바이오센스 웹스터 인코포레이티드에 의해서 제조 및 판매되는 CARTO™ 네비게이션 및 맵핑 시스템에 의해서 생성된다. 전위 값은 예를 들어, 수색표준(color scale) 또는 임의의 다른 적당한 시각화 방법을 사용하여 나타난다. 일부 실시예에서, 이미지 프로세서는 측정된 전위값을 내삽(interpolate) 또는 외삽(extrapolate)할 수 있고 해부학적 구조의 벽들을 가로지른 전위 분포를 기술하는 완전한 컬러 맵을 표시한다.
- <82> 상술한 바와 같이, 다른 이미지화 적용에서 얻어진 정보는 3-D와 정합되어서 표시를 위하여 모델에서 중첩된다. 예를 들어, 사전획득한 컴퓨터 단층촬영(CT), 자기공명 이미지화(MRI) 또는 x-ray 정보는 3-D 초음파 기반 모델과 정합될 수 있다.
- <83> 추가로, 또는 다른 방안으로, 상술한 바와 같이, 추가 측정값이 전극(46)을 사용하여 얻어진다면, 이들 측정값들은 3-D 모델과 정합되어서 종종 파라메트릭 맵으로 지칭되는 추가 층으로서 표시된다.
- <84> 마지막 단계(380)에서, 3-D 모델은 통상적으로 디스플레이(44)(도 1)를 통해서 의사에게 제공된다.
- <85> 지금부터는, 본 발명의 다른 실시예에 따른 동물 심장의 개략적인 이미지를 도시한 도 10을 참조하여 기술한다. 도 10은 심장(204)의 2-D 도플러 이미지(405)를 도시한다. 하기 기술된 차이와는 별도로, 이미지(405)는 일반적으로 이미지(211,214)(도 4 및 도 5)와 유사하고, 이미지(405,211,214)에서 동일 도면부호로 지정된 소자들은 일반적으로 설명이 유사하다. 2-D 도플러 이미지(405)에서, 단지 이동 영역들만이 도시된다. 따라서, 형태부(212,213)는 도 4 및 도 5와 같이 대동맥 판막 및 승모판 각각 인근의 이동을 나타내는 것으로 도시된다. 그러나, 이미지(405)에서, 임계값은  $-0.08\text{m/s}$  내지  $+0.08\text{m/s}$  사이에서 얻어진 속도를 갖는 대상물이 표시되지 않도록  $0.08\text{m/s}$ 로 세팅된다. 따라서, 이미지(211,214)와는 대조적으로, 이미지(405)에서, 느리게 속도를 획득한 영역 또는 윤곽부는 표시되지 않는다.
- <86> 지금부터는, 본 발명의 다른 실시예에 따른 심장 맵핑 및 이미지화 방법을 개략적으로 도시한 흐름도인 도 11을 참조하여 기술된다. 흐름도(505)의 방법은 통상적으로 초음파 이미지화 센서(39)(도 2)의 다른 포지션에서 획득한 다중 2-D 도플러 이미지들을 이미지 발생 대상물의 3-D 모델과 조합한다.

- <87> 초기 단계(510)는 일반적으로 단계(310)(도 9)와 유사하다. 단계(510)에서, 구조 인근에서 이동하는 소자들을 포함하는 해부학적 구조의 2-D 도플러 이미지들의 시퀀스가 얻어진다. 이동 소자들은 통상적으로 혈액과 같은 유체를 포함한다. 단계(510)에서, 포지션 서브시스템은 카테터의 원위 단부의 포지션을 측정하고 계산한다.
- <88> 단계(515)에서, 이미지 프로세서는 이동 영역을 식별하도록 각 2-D 도플러 이미지(211)를 분석한다. 작은 이동 또는 이동하지 않는 영역들은 도 10에 대해서 상술한 것과 같이 억제된다. 통상적으로, 화소는 초음파 빔 방향의 화소의 위치에서의 속도가 임계값을 초과하는 경우에만 나타난다. 2-D 도플러 이미지(405)(도 10)의 경우에 있어서, 임계값은 약 0.08m/s이다.
- <89> 단계(520)에 있어서, 이미지 프로세서는 3-D 좌표들을 통상적으로 2-D 도플러 이미지들의 세트에서 착색된 잔여 화소에 할당한다. 3-D 공간의 2-D 초음파 이미지들의 평면의 위치 및 방위는 초기 단계(510)에서 이미지들과 함께 저장된 포지션 정보에 의해서 알려진다. 따라서, 이미지 프로세서는 2-D 이미지에서 임의의 화소의 3-D 좌표들을 결정할 수 있다. 좌표들을 할당할 때, 이미지 프로세서는 통상적으로 상술한 바와 같이, 포지션 센서 및 초음파 센서 사이의 위치 및 방위 오프셋을 포함하는 저장된 눈금보정 데이터를 사용한다.
- <90> 단계(525)에서, 이미지 프로세서는 해부학적 구조 인근의 이동 지점의 3-D 공간에서 모든 화소들을 포함하는 3-D 이미지를 생성한다.
- <91> 선택적인 단계(530)에서, 흐름도(305)(도 9)의 단계(370)에 대해서 상술한 바와 같이, 추가 데이터가 3-D 이미지에 중첩될 수 있다.
- <92> 다른 선택적인 단계(532)에서, 이미지 프로세서는 단계(525)에서 생성된 화소들 주위의 경계면을 발생시킬 수 있다. 경계면을 발생시키기 위하여, 이미지 프로세서는 표면을 결정하도록 반복 공정을 실행한다. 예를 들어, 프로세서 또는 의사는 표면 발생을 개시하는 시드 지점(seed point)을 선택할 수 있다. 프로세서는 단계(515)의 임계값과 같은 사전규정된 임계값 이상의 모든 화소들이 식별될 때까지, 상기 지점에서 방사됨으로써 상기 표면을 반복적으로 찾는다. 프로세서는 식별된 화소들을 둘러싸는 표면을 결정한다. 다른 방안으로, 프로세서는 경계면을 발생시키도록 임계값과는 무관하게 시드 지점에서 방사됨으로써 식별된 모든 화소들을 사용할 수 있다.
- <93> 마지막 단계(535)에서, 선행 단계에서 발생된 이미지는 통상적으로 디스플레이(44)(도 1)에 의해서 의사에게 제공된다. 흐름도(505)를 실행하면, 의사는 흐르는 혈액과 같은, 3-D 해부학적 구조 인근에서 이동하는 소자들의 이동 모델 또는 맵을 볼 수 있다는 것을 이해할 것이다. 다른 방안으로 또는 추가로, 의사는 이동 소자에 연관된 경계면을 볼 수 있다.
- <94> 일부 실시예에서, 시스템(20)(도 1)은 실시간으로 사용되거나 또는 실시간 이미지화 시스템 부근에서 사용될 수 있다. 예를 들어, 의사는 의료 절차를 개시하기 전에 사전 단계로서, 상술한 방법을 사용함으로써, 해부학적 구조의 3-D 모델을 복원하거나 및/또는 해부학적 구조 인근의 이동 대상을 복원할 수 있다. 절차 동안, 시스템(20)은 모델에 대한 카테터의 3-D 위치를 연속적으로 추적하여 표시할 수 있다. 의료 절차를 실행하는데 사용된 카테터는 3-D 모델을 발생시키는데 사용된 동일 카테터이거나 또는 적당한 포지션 센서가 장착된 다른 카테터일 수 있다.
- <95> 상술한 실시예들은 심장 카테터와 같은 침입성 프로브를 사용하는 초음파 이미지화에 관한 것이지만, 본 발명의 원리는 포지션 센서가 설치된 외부 또는 내부 초음파 프로브(경흉부 프로브와 같은)를 사용하여 장치의 3-D 모델을 복원할 때도 적용될 수 있다. 추가로 또는 다른 방안으로, 상술한 바와 같이, 공개된 방법은 심장이 아닌 장기, 예를 들어, 경동맥과 같은 장기 또는 심실의 안으로 또는 심실 밖으로 도출되는 혈관의 3-D 모델링을 위해서 사용될 수 있다. 또한, 추가로 또는 다른 방안으로, 조직 두께 및 절제 온도와 같은 다른 진단 또는 치료 정보는 상술한 전기 활동 중첩 방식으로 3-D 모델에 중첩될 수 있다. 3-D 모델은 절제 카테터와 같은 다른 진단 또는 외과 절차와 관련하여 사용될 수 있다.
- <96> 상술한 실시예는 보기를 통해서 인용되고 본 발명은 특별히 제공된 것들에 국한되지 않는다는 것을 이해할 것이다. 오히려, 본 발명의 범주는 종래 기술에 공개되지 않았으며 당업자가 상술한 설명을 참조하여 시행할 수 있는 여러 변형 및 수정 형태뿐만 아니라, 상술한 여러 형태들의 조합 및 하위조합들을 모두 포함한다.

**도면의 간단한 설명**

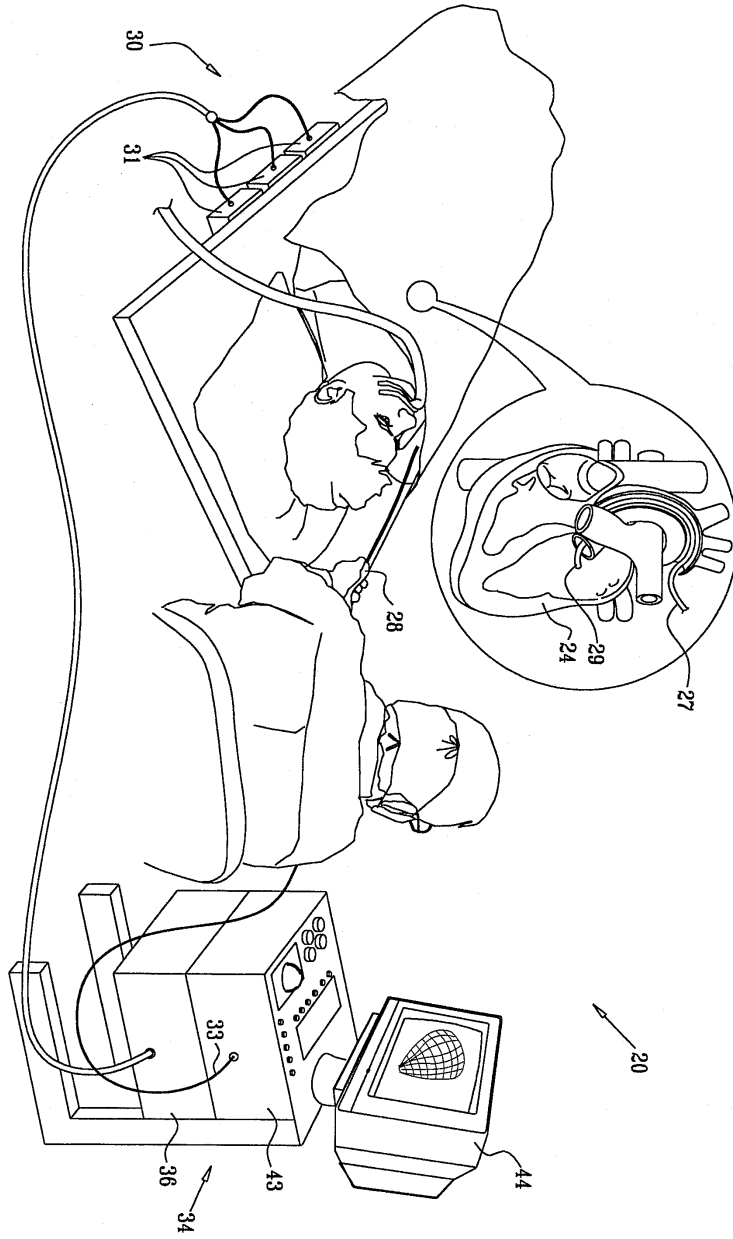
- <97> 본 발명의 양호한 이해를 위하여, 아래 도면과 관련하여 읽혀질 수 있는 보기를 통해서 본 발명의 상세한 설명

에 도면부호가 병기되며, 유사 소자들에 대해서는 유사 도면부호를 지정한다.

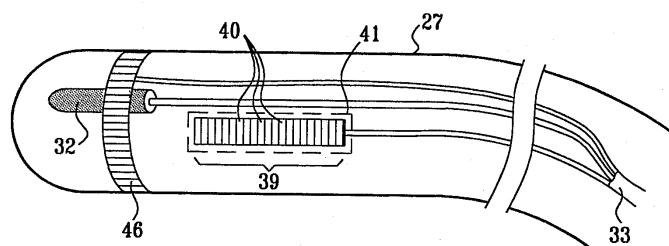
- <98> 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 심장 맵핑 및 이미지화를 위한 시스템의 개략적인 도면.
- <99> 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 카테터의 개략적인 도면.
- <100> 도 3 내지 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 동물 심장의 개략적인 이미지를 도시한 도면.
- <101> 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 도 3 내지 도 6에 도시된 3-D 심장 윤곽부 모델을 도시한 도면.
- <102> 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 도 3 내지 도 6에 도시된 3-D 표면 모델을 도시한 도면.
- <103> 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른, 심장 맵핑 및 이미지화 방법을 개략적으로 도시한 흐름도.
- <104> 도 10은 본 발명의 다른 실시예에 따른 동물 심장의 개략적인 이미지를 도시한 도면.
- <105> 도 11은 본 발명의 다른 실시예에 따른 심장 맵핑 및 이미지화 방법을 개략적으로 도시한 흐름도.

도면

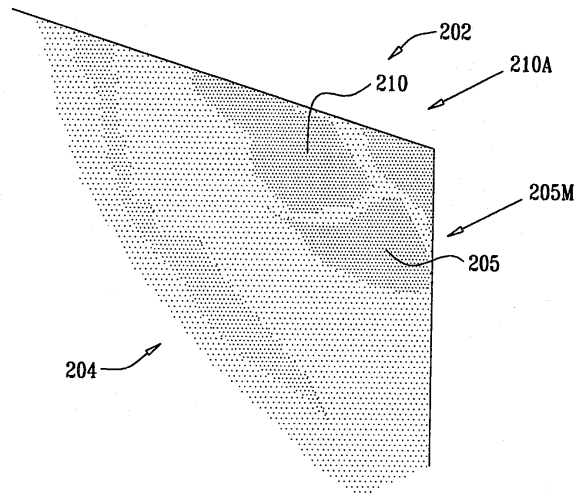
도면1



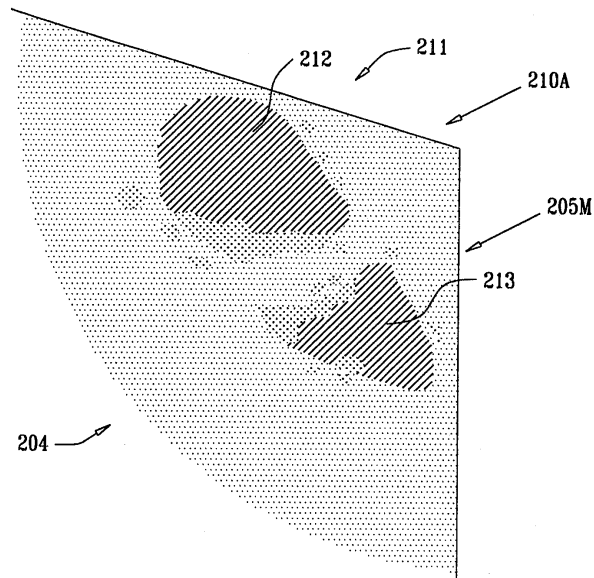
도면2



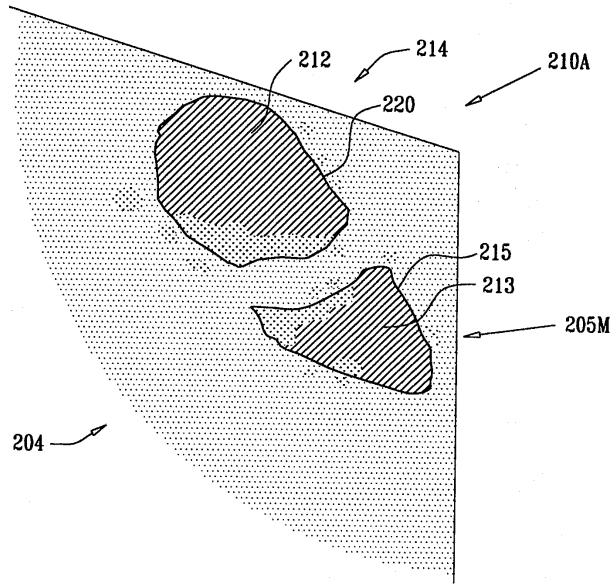
도면3



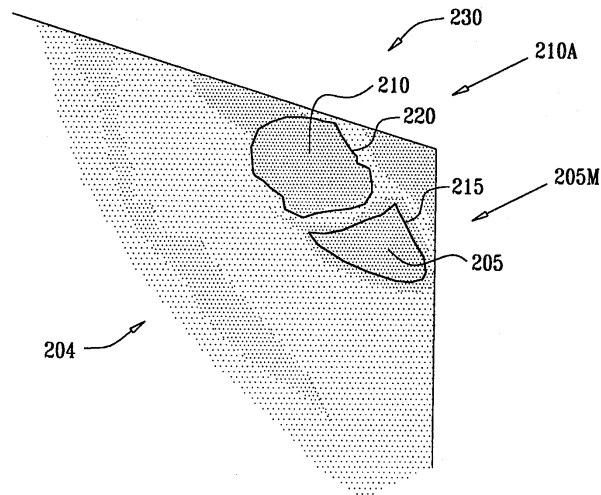
도면4



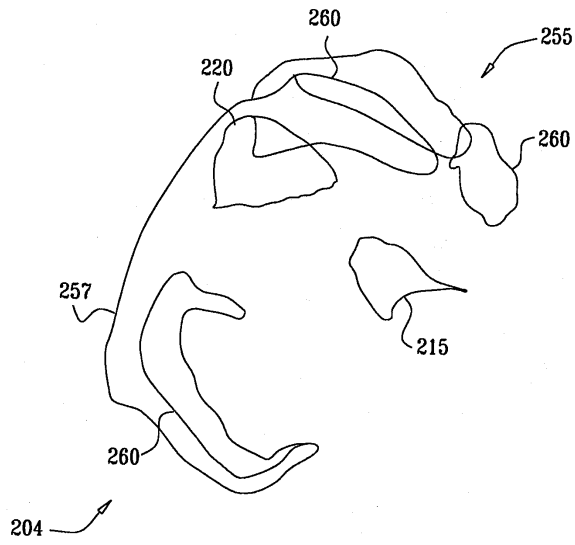
도면5



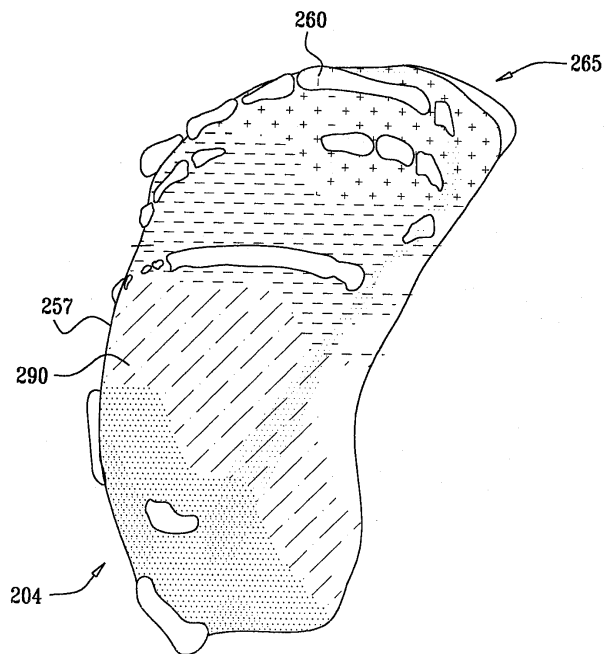
도면6



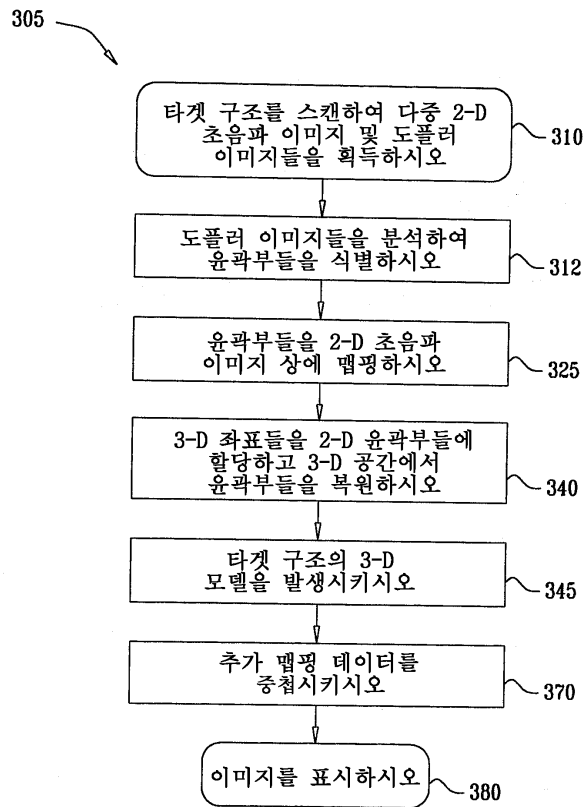
도면7



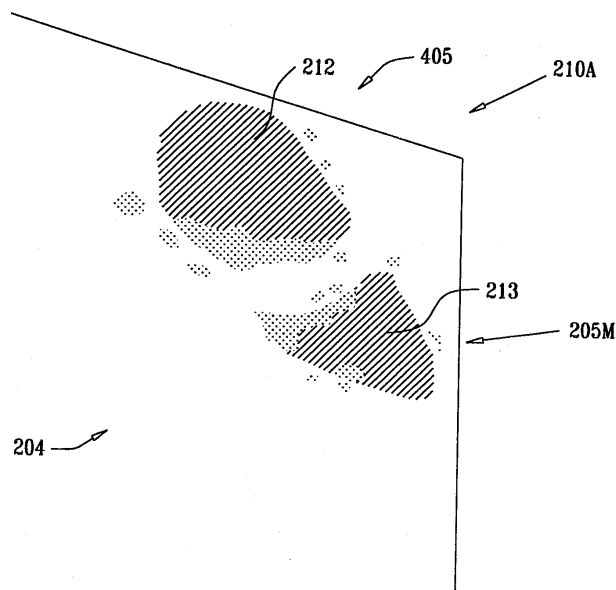
도면8



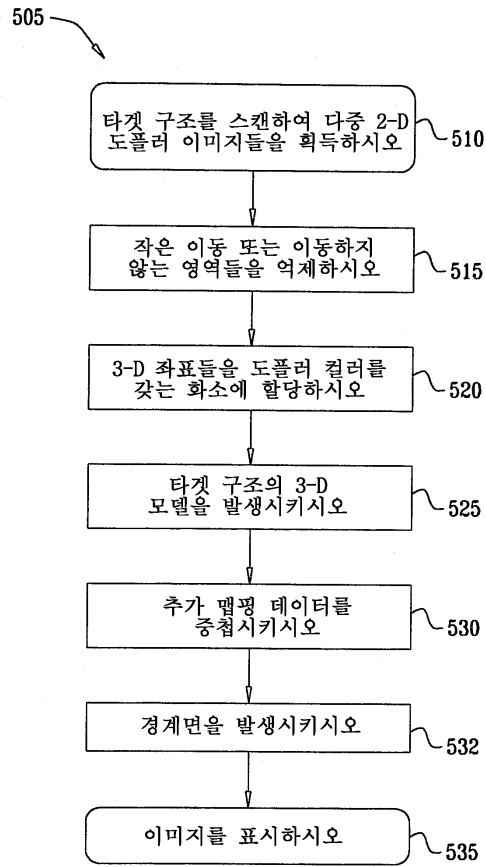
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	使用多普勒超声恢复3D图像		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020090075630A</a>	公开(公告)日	2009-07-08
申请号	KR1020090000029	申请日	2009-01-02
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	生物感觉韦伯斯特的鼻子的激光炮		
当前申请(专利权)人(译)	生物感觉韦伯斯特的鼻子的激光炮		
[标]发明人	GOVARI ASSAF 고바리아사프 ALTMANN ANDRES CLAUDIO 알트만안드레스클라우디오 EPHRATH YARON 에프라쓰야론 SHWARTZ YITZHACK		
发明人	고바리아사프 알트만안드레스클라우디오 에프라쓰야론 슈왈쯔이즈핵		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/543 G06T7/564 A61B8/14 A61B6/541 G06T7/13 G06T2207/10012 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
代理人(译)	张本勋		
优先权	11/969504 2008-01-04 US		
其他公开文献	KR101553212B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

目的：提供一种三维图像恢复方法，用多普勒超声波确定血液和组织的运动位置。组成：解剖结构的成像系统包括探头（27）和处理器（43）。探头包括超声波传感器。超声波传感器获得解剖结构的多个超声波图像。多个超声图像中的至少一个包括多普勒信息。处理器组合在超声波传感器中。处理器通过使用多普勒信息生成解剖结构的一个或多个轮廓。处理器通过使用一个或多个轮廓从多个超声图像重建解剖结构的三维图像。ÒKIPO2009

