



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0106860  
(43) 공개일자 2008년12월09일

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-0052447

(22) 출원일자 2008년06월04일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

12/126,032 2008년05월23일 미국(US)

60/941,778 2007년06월04일 미국(US)

(71) 출원인

바이오센스 웨스터 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, 심선 13/9

레빈, 알렉산더

이스라엘, 하이파 35590, 12/15 로딘 레인

(74) 대리인

장훈

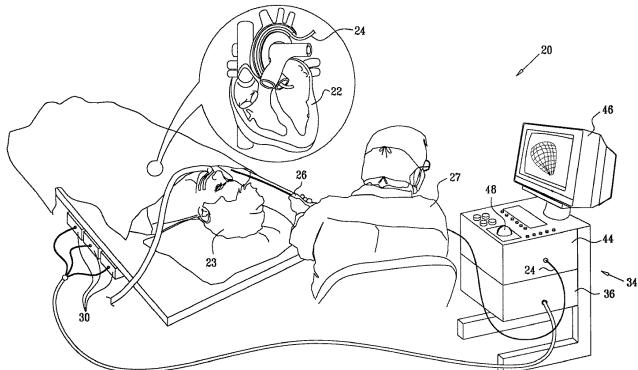
전체 청구항 수 : 총 29 항

(54) 초음파를 사용하는 기계적인 심장 평가

### (57) 요 약

본 발명의 진단 방법은 환자의 몸 안의 움직이는 장기의 2차원 초음파 이미지들의 동영상을 포착하는 것을 포함한다. 장기의 하나 이상의 외형선이 일련의 이미지들의 동영상에서 확인되고 처리되어 시간에 걸친 장기의 운동을 나타내는 출력을 생성한다.

### 대 표 도



## 특허청구의 범위

### 청구항 1

환자 몸 안의 움직이는 장기의 2차원 초음파 동영상을 포착하고;

일련의 이미지들의 동영상에서 장기의 하나 이상의 외형선을 확인하고;

시간에 걸친 장기의 운동을 나타내는 출력을 생성하기 위해 하나 이상의 확인된 외형선을 처리하는 것을 포함하는 진단 방법.

### 청구항 2

제1항에 있어서, 하나 이상의 확인된 외형선을 처리하는 것은 장기의 주기적 운동의 일정 주기에 걸친 외형선의 변위를 계산하는 것을 포함하는 진단 방법.

### 청구항 3

제1항에 있어서, 하나 이상의 확인된 외형선을 처리하는 것은 외형선의 하나 이상의 세그먼트의 속도 벡터를 계산하는 것을 포함하는 진단 방법.

### 청구항 4

제1항에 있어서, 하나 이상의 확인된 외형선을 처리하는 것은 외형선의 길이 변화에 반응하여 장기의 변형율을 계산하는 진단 방법.

### 청구항 5

제1항에 있어서, 움직이는 장기는 환자의 심장이고, 하나 이상의 확인된 외형선을 처리하는 것은 심장의 하나 이상의 사이클에 걸쳐 하나 이상의 심실의 벽의 운동을 분석하는 것을 포함하는 진단 방법.

### 청구항 6

제5항에 있어서, 2차원 초음파 동영상을 포착하는 것은 음향 변환기와 위치 센서를 포함하는 카테터를 심장으로 삽입하는 것과 위치 센서를 사용하여 카테터의 좌표들을 추적하면서 변환기를 사용하여 2차원 초음파 이미지를 포착하는 것을 포함하는 진단 방법.

### 청구항 7

제5항에 있어서, 벽의 운동을 분석하는 것은 운동에 반응하여 벽의 상처 조직의 장소를 찾는 것을 포함하는 진단 방법.

### 청구항 8

제5항에 있어서, 벽의 운동을 분석하는 것은 심실들의 운동의 부적절한 동기화를 검출하기 위해 둘 이상의 심실의 운동을 비교하는 것을 포함하는 진단 방법.

### 청구항 9

제1항에 있어서, 2차원 초음파 동영상을 포착하는 것은 음향 변환기의 상이한 여러 위치들로부터 이미지를 포착하고, 본 방법은 2차원 초음파 이미지들에 근거하여 장기의 운동을 보이는 3차원 이미지들의 동영상을 재구성하는 것을 포함하는 진단 방법.

### 청구항 10

환자 몸 안의 움직이는 장기의 다중 초음파 입력 이미지를 포착하고;

움직이는 장기의 표면 상의 위치들에서 생리학적 변수의 개개의 국지적 값들을 나타내는 데이터를 채집하고;

3차원 이미지들의 동영상에서 장기가 움직일 때 3차원 이미지들의 표면 상의 국지적 값들의 변화들의 표시를 중

첩하면서 장기의 움직임을 도시하는, 채집된 데이터와 입력 이미지들에 반응하여 3차원 이미지들의 동영상을 생성하는 것을 포함하는 진단 방법.

#### 청구항 11

제10항에 있어서, 다중 초음파 입력 이미지들을 포착하는 것은 음향 변환기의 여러 상이한 위치들로부터 2차원 초음파 이미지들을 포착하고, 여러 상이한 위치들에서 음향 변환기의 장소 및 배향 좌표들을 기록하는 것을 포함하고, 동영상을 생성하는 것은 3차원 이미지들을 재구성하기 위해 장소 및 배향 좌표들을 사용하여 2차원 초음파 이미지들을 조합하는 것을 포함하는 진단 방법.

#### 청구항 12

제11항에 있어서, 2차원 초음파 이미지들을 포착하는 것은 장기의 운동 사이클에서 주석 지점에 관한 2차원 초음파 이미지들의 개개의 포착 시간을 기록하는 것을 포함하고, 2차원 초음파 이미지들을 조합하는 것은 개개의 사이클 시간에 상응하여 3차원 이미지들을 생성하기 위해 개개의 포착 시간에 따라 2차원 초음파 이미지들을 그룹화하는 것을 포함하는 진단 방법.

#### 청구항 13

제12항에 있어서, 움직이는 장기는 환자의 심장이고, 2차원 초음파 이미지들을 포착하는 것은 심장에 음향 변환기와 위치 센서를 포함하는 카테터를 삽입하고, 위치 센서를 사용하여 카테터의 좌표들을 추적하면서 변환기를 사용하여 2차원 초음파 이미지들을 포착하는 것을 포함하는 진단 방법.

#### 청구항 14

제10항에 있어서, 동영상을 생성하는 것은 생리학적 변수의 값들에 반응하여 3차원 이미지들에서 움직이는 장기의 표면을 채색하는 것을 포함하는 진단 방법.

#### 청구항 15

제14항에 있어서, 움직이는 장기는 환자의 심장이고, 데이터를 채집하는 것은 전기적 데이터를 채집하는 것을 포함하고, 표면을 채색하는 것은 하나 이상의 심장 사이클의 과정에서 심실의 일정 영역에 걸친 심장의 전기적 활성도의 편차들을 표시하는 것을 포함하는 진단 방법.

#### 청구항 16

환자 몸 안의 움직이는 장기의 2차원 초음파 이미지들의 동영상을 포착하도록 구성된 음향 변환기;

일련의 이미지들의 동영상에서 장기의 하나 이상의 외형선을 확인하고 시간에 걸친 장기의 움직임을 나타내는 출력을 생성하도록 하나 이상의 확인된 외형선을 처리하도록 구성되는 이미지 프로세서를 포함하는 진단 장치.

#### 청구항 17

제16항에 있어서, 이미지 프로세서는 장기의 주기적 운동의 일정 기간에 걸친 외형선의 변위, 외형선의 하나 이상의 세그먼트의 속도 벡터, 및 외형선의 길이 변화에 반응하는 장기의 변형율로 구성되는 변수들의 그룹으로부터 선택되는, 하나 이상의 변수를 계산하도록 구성되는 진단 장치.

#### 청구항 18

제16항에 있어서, 움직이는 장기는 환자의 심장이고, 이미지 프로세서는 심장의 하나 이상의 사이클에 걸쳐 하나 이상의 심실의 벽의 운동을 분석하게 구성되는 진단 장치.

#### 청구항 19

제18항에 있어서, 카테터를 포함하고, 카테터는 음향 변환기와 위치 센서를 포함하고 위치 센서를 사용하여 카테터의 좌표들을 추적하면서 변환기를 사용하여 2차원 초음파 이미지들을 포착하도록 심장으로 삽입되는 구성인 진단 장치.

#### 청구항 20

제18항에 있어서, 이미지 프로세서는 운동에 반응하여 벽의 상처 조직의 장소를 나타내게 구성되는 진단 장치.

#### 청구항 21

제18항에 있어서, 이미지 프로세서는 심실들의 운동의 부적절한 동기화를 나타내기 위해 둘 이상의 심실의 운동을 표시하게 구성되는 진단 장치.

#### 청구항 22

제16항에 있어서, 음향 변환기는 음향 변환기의 여러 상이한 위치들로부터 이미지를 포착하게 작동할 수 있고, 이미지 프로세서는 2-차원 초음파 이미지들에 근거한 장기의 운동을 나타내는 3차원 이미지들의 동영상을 재구성하게 구성되는 진단 장치.

#### 청구항 23

환자 몸 안의 움직이는 장기의 여러 초음파 입력 이미지를 포착하도록 구성된 음향 변환기;

움직이는 장기의 표면 상의 장소들에서 생리학적 변수의 개개의 국지적 값들을 나타내는 데이터를 채집하는 구성의 침입성 프로브; 및

입력 이미지들과 채집된 데이터에 반응하여 장기가 3차원 이미지들의 동영상에서 움직일 때 3차원 이미지들의 표면 상의 국지적 값들의 변화들의 표시를 중첩하면서 장기의 움직임을 보이는 3차원 이미지의 동영상을 생성하게 구성되는 이미지 프로세서를 포함하는 진단 장치.

#### 청구항 24

제23항에 있어서, 초음파 입력 이미지들은 상이한 여러 위치들의 음향 변환기로부터 포착된 2차원 초음파 이미지를 포함하고, 이미지 프로세서는 여러 상이한 위치들의 음향 변환기의 장소 및 배향 좌표들을 수신하고, 3차원 이미지들을 재구성하기 위해 장소 및 배향 좌표들을 사용하여 2차원 초음파 이미지들을 조합하게 커플링되는 진단 장치.

#### 청구항 25

제24항에 있어서, 이미지 프로세서는 장기의 운동 사이클에서 주석 지점에 반응하여 2차원 초음파 이미지들의 개개의 포착 시간을 기록하고, 개개의 사이클 시간에 상응하여 3차원 이미지들을 생성하기 위해 개개의 포착 시간에 따라 2차원 초음파 이미지들을 그룹화하게 구성되는 진단 장치.

#### 청구항 26

제25항에 있어서, 움직이는 장기는 환자의 심장이고, 본 장치는 카테터를 포함하고, 카테터는 음향 변환기와 위치 센서를 포함하고 위치 센서를 사용하여 카테터의 좌표를 추적하면서 변환기를 사용하여 2차원 초음파 이미지들을 포착하도록 심장으로 삽입되는 구성인 진단 장치.

#### 청구항 27

제26항에 있어서, 카테터는 침입성 프로브이고 심장의 내측 표면으로부터 데이터를 채집하는 구성인 진단 장치.

#### 청구항 28

제23항에 있어서, 이미지 프로세서는 생리학적 변수의 값들에 반응하여 3차원 이미지들에서 움직이는 장기의 표면을 채색하게 구성되는 진단 장치.

#### 청구항 29

제28항에 있어서, 움직이는 장기는 환자의 심장이고, 데이터는 전기적 데이터를 포함하고, 이미지 프로세서는 하나 이상의 심장 사이클의 과정에서 심실의 일정 영역에 걸친 심장의 전기적 활성도의 편차를 표시하기 위해 표면을 채색하게 구성되는 진단 장치.

## 명세서

## 발명의 상세한 설명

### 기술 분야

<1> 관련 출원과의 상호 참조

<2> 본원은 2007년 6월 4일 출원된 미국 특허출원 제 60/941,778호의 우선권을 주장하며, 이는 본원에 참고문헌으로서 참조된다.

<3> 본 발명의 분야

<4> 본 발명은 일반적으로 의료 진료를 위한 방법들 및 시스템들에 대한 것이고, 상세하게는 심장과 같은 움직이는 장기의 기능을 평가하기 위한 방법들 및 시스템들에 대한 것이다.

### 배경 기술

<5> 심장 내(즉, 심장의 내면들)의 3차원(3-D) 매핑(mapping)을 위한 방법들이 당업계에 공지되어 있다. 예를 들어, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는, 미국 특허 제5,738,096호는 심장의 맵을 구성하는 방법을 설명한다. 침입성 프로브(invasive probe)가 심장의 벽 상의 여러 위치들과 접촉하게 된다. 침입성 프로브의 위치는 각각의 장소(location)에 대해 결정되고, 이 위치들이 조합되어 심장의 하나 이상의 부분의 구조 맵을 형성한다.

<6> 몇몇 시스템에서, 상술한 미국 특허 제5,738,096호에 의해 설명한 것과 같이, 부가적인 생리적 특성을 및 심장의 표면상의 국지적 전기 활성도가 또한 카테터에 의해 획득된다. 상응하는 맵이 획득된 국지적 정보를 포함할 수 있다.

<7> 몇몇 시스템들은 초음파 촬영(imaging)과 위치 감지 및 전기적 감지를 포함하는 하이브리드 카테터(hybrid catheter)를 사용한다. 예를 들어, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는 미국 특허 제6,690,963호는 초음파 촬영 헤드 및 전극을 포함할 수 있는 침입성 의료 기기의 위치 및 배향을 측정하는 위치 탐색 시스템(locating system)을 설명한다.

<8> 음향 변환기(acoustic transducer)들을 갖는 카테터가 심내막의 비접촉식 촬영을 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 그 내용들이 본원에 참고문헌으로서 포함되는 미국 특허 제 6,716,166호 및 제6,773,402호는 신체 공동(cavity)들, 특히 심장의 3-D 매핑 및 기하학적 형상 재구성을 위한 시스템을 설명한다.

<9> 다른 예로서, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는 미국 특허 제5,876,345호는 2-차원(2-D) 촬영 또는 3-D 재구성을 위한 초음파 카테터를 설명한다. 초음파 카테터는 양호한 근거리 및 원거리 장 분해능을 갖는 2개 이상의 초음파 어레이(array)를 포함한다. 카테터는 카테터에 의해 획득된 이미지들을 해석(interpreting)하는 것을 보조하기 위해 심실의 윤곽을 제공한다.

<10> 심장 내 초음파 촬영을 사용하여 심장내 표면의 비접촉식 재구성을 위한 몇가지 방법들이 당업계에 공지되어 있다. 예를 들어, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는 PCT 특허공보 WO 00/19908호는 심장 내 초음파 촬영을 위한 조향 가능한 변환기 어레이를 설명한다. 이 어레이는 초음파 빔을 형성하고, 이는 능동형 개구(active aperture)에 의해 원하는 방향으로 조향된다. 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는 미국 특허 제 6,004,269호는 카테터에 포함되는 초음파 장치에 기반한 음향 촬영 시스템을 설명한다. 초음파 장치는 초음파 이미지를 생성하기 위해 심장의 내부 구조를 향해 초음파 신호들을 보낸다.

<11> 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는 PCT 특허 공보 WO 99/55233호는 환자의 심장의 3-D 표면의 윤곽을 그리는 방법을 설명한다. 모집단의 환자 심장들에 대한 원형 형상으로서 작용하는 3-D 메시(mesh) 모델이 훈련 데이터를 사용하여 개발된다. 환자의 심장의 여러 초음파 이미지들이 상이한 이미지 평면들에서 취해진다. 해부학적 장소들이 각각의 이미지들에서 수작업으로 확인된다. 메시 모델은 예정된 해부학적 장소들에 관해 이미지들과 정밀하게 정렬된다.

<12> 초음파 이미지들을 사용하는 다른 외과선 추출 및 3-D 모델링 방법들이 유럽 특허출원 EP 0961135호에 설명되어 있고, 그 내용은 본원에 참고문헌으로서 포함된다. 다른 예로서, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는 PCT 특허 공보 WO 98/46139호는 변조된(modulated) 비선형 매핑 함수를 사용하여 도플러 및 B-모드 초음파 이미지 신호들을 단일 이미지로 조합하는 방법을 설명한다.

<13> 그 내용이 본원에 참고문현으로서 포함되는 미국 특허출원 공보 2006/0241445호는 해부학적 구조의 모델링 방법을 설명한다. 해부학적 구조의 다수의 초음파 이미지들이 초음파 센서의 개개의 다수의 공간적 위치들에서 초음파 센서를 사용하여 획득된다. 초음파 센서의 장소 및 배향 좌표들이 각각의 다수의 공간적 위치들에서 측정된다. 해부학적 위치의 특정부들을 의미하는 관심-외형선(contour-of-interest)들이 하나 이상의 초음파 이미지에 표시된다. 해부학적 구조의 3차원(3-D) 모델이 관심-외형선과 측정된 장소 및 배향 좌표들에 근거하여 구성된다.

<14> 본 발명에 관련한 다른 특허 및 특허 출원들에는 미국 특허 제6,139,500호, 미국 특허출원공보 제2005/0283075호, 미국 특허 제6,447,453호 및 제6,447,454호, 미국 특허출원공보 제2005/014377호, 미국 특허출원공보 제2005/0137661호, 미국 특허 제6,556,695호가 포함되고, 이들은 본원에 참고문현으로서 포함된다.

## 발명의 내용

### 해결 하고자하는 과제

<15> 이하에 설명하는 본 발명의 실시예들은 신체의 장기들, 특히 심장의 운동을 모델링 및 해석하는 개선된 방법을 제공한다.

### 과제 해결수단

<16> 이들 실시예 중 몇몇에서, 심장내의 초음파 카테터와 같은 음향 촬영 프로브가 심장이 박동할 때 2-D 이미지들의 동영상(sequence)을 포착한다. 심실의 외형선들이 2-D 이미지를 중 하나에서 자동적으로 또는 수작업으로 확인된다. 그 다음에 이미지 프로세서가 다른 이미지들에서 이들 외형선을 순차적으로 및 자동적으로 확인한다. 이미지 프로세서는 국지적 속도와 변형율과 같은 심장 벽의 운동의 매개변수들을 측정하기 위해 심장 사이즈 중의 외형선의 변화들을 분석할 수 있다.

<17> 부가적으로 또는 다르게는, 이미지 프로세서는 이미지들을 구분하고(segmenting) 심장의 "4-D" 이미지, 즉, 심장의 움직임을 보이는, 시간에 걸쳐 변화하는 3-D 해부학적 이미지를 재구성하는데 외형선들을 사용할 수 있다. 움직이는 이미지는 심장 내측의 카테터에 의해 측정되는 국지적 전기적 변수들과 같은 다른 생리학적 변수들에서 시간에 걸친 변화들을 보이도록 예를 들어, 의사 색채(pseudocolor)의 추가에 의해 개선될 수 있다.

<18> 그러므로, 본 발명의 일 실시예에 따라, 하기의 단계들을 포함하는 진단 방법이 제공된다:

<19> 환자 몸 안의 움직이는 장기의 2-차원 초음파 이미지들의 동영상을 포착하고;

<20> 일련의 이미지들의 동영상에서 장기의 하나 이상의 외형선을 확인하고;

<21> 시간에 걸친 장기의 움직임을 나타내는 출력을 생성하기 위해 하나 이상의 확인된 외형선을 처리한다.

<22> 하나 이상의 확인된 외형선을 처리하는 것은 장기의 주기적인 운동의 일정 기간에 걸친 외형선의 변위, 외형선의 하나 이상의 세그먼트의 속도 벡터, 또는 외형선의 길이의 변화에 반응하는 장기의 변형율을 계산하는 것을 포함할 수 있다.

<23> 공개되는 실시예들에서, 움직이는 장기는 환자의 심장이고, 하나 이상의 확인된 외형선을 처리하는 것은 심장의 하나 이상의 사이클에 걸친 하나 이상의 심실의 벽의 운동을 분석하는 것을 포함한다. 전형적으로, 2차원 초음파 이미지들의 동영상을 포착하는 것은 초음파 변환기 및 위치 센서를 포함하는 카테터를 심장에 삽입하고, 변환기를 사용하여 2차원 초음파 이미지들을 포착하며 위치 센서를 사용하여 카테터의 좌표들을 추적하는 것을 포함한다. 일 실시예에서, 벽의 운동을 분석하는 것은 운동에 반응하여 벽의 상처 조직의 위치를 찾는 것을 포함한다. 다른 실시예에서, 벽의 운동을 분석하는 것은 심실들의 운동의 부적절한 동기화를 검출하기 위해 둘 이상의 심실의 운동을 비교하는 것을 포함한다.

<24> 또한, 본 발명의 일 실시예에 따라, 하기의 단계를 포함하는 진단 방법이 제공된다:

<25> 환자 몸 안의 움직이는 장기의 다중 초음파 입력 이미지들을 포착하고;

<26> 움직이는 장기의 표면 상의 장소들에서 생리학적 변수의 개개의 국지적 값들을 나타내는 데이터를 채집하고;

<27> 입력 이미지들과 채집된 데이터에 반응하여 3차원 이미지들의 동영상을 생성하고, 3차원 이미지들의 동영상에서 장기가 움직일 때 3차원 이미지들의 표면 상의 국지적 값들의 변화의 표시를 중첩하면서 장기의 움직임을 보인

다.

- <28> 몇몇 실시예들에서, 다중 초음파 입력 이미지들을 포착하는 것은 음향 변환기의 여러 상이한 위치들로부터 2차원 초음파 이미지들을 포착하고, 여러 상이한 위치들에서 음향 변환기들의 위치 및 배향 좌표들을 기록하는 것을 포함하고, 동영상(the sequence)을 생성하는 것은 3차원 이미지들을 재구성하기 위해 장소 및 배향 좌표들을 사용하여 2차원 초음파 이미지들을 조합하는 것을 포함한다. 전형적으로, 2차원 초음파 이미지들을 포착하는 것은 한 사이클의 장기의 운동에서 주석(annotation) 지점에 관한 2차원 초음파 이미지들을 개개의 시간에서 포착하여 기록하는 것을 포함하고, 2차원 초음파 이미지들을 조합하는 것은 사이클의 각각의 시간에 상응하여 3차원 이미지들을 생성하기 위해 개개의 포착 시간에 따라 2차원 초음파 이미지들을 그룹화하는(grouping) 것을 포함한다. 공개되는 실시예에서, 움직이는 장기는 환자의 심장이고, 2차원 초음파 이미지들을 포착하는 것은 심장에 음향 변환기와 위치 센서를 포함하는 카테터를 삽입하고, 위치 센서를 사용하여 카테터의 좌표들을 추적하면서 변환기를 사용하여 2차원 초음파 이미지들을 포착하는 것을 포함한다.
- <29> 전형적으로, 동영상을 생성하는 것은 생리학적 변수의 값들에 반응하여 3차원 이미지들에서 움직이는 장기의 표면을 채색하는 것을 포함한다. 공개되는 실시예에서, 움직이는 장기는 환자의 심장이고, 데이터를 채집하는 것은 전기적 데이터를 채집하는 것을 포함하고, 표면을 채색하는 것은 하나 이상의 심장 사이클의 과정에서 심실의 일정 영역에 걸친 심장의 전기적 활성도의 편차들을 표시하는 것을 포함한다.
- <30> 본 발명의 일 실시예에 따라 하기의 것들을 포함하는 진단 장치가 부가적으로 제공된다:
- <31> 환자 몸 안의 움직이는 장기의 2차원 초음파 이미지들의 동영상을 포착하도록 구성된 음향 변환기;
- <32> 일련의 이미지들의 동영상에서 장기의 하나 이상의 외형선을 확인하고 시간에 걸친 장기의 움직임을 나타내는 출력을 생성하도록 하나 이상의 확인된 외형선을 처리하게 구성되는 이미지 프로세서.
- <33> 본 발명의 일 실시예에 따라 하기의 것들을 포함하는 진단 장치가 추가로 제공된다:
- <34> 환자의 몸 안의 움직이는 장기의 다중 초음파 입력 이미지들을 포착하는 구성의 음향 변환기;
- <35> 움직이는 장기의 표면 상의 장소들에서 생리학적 변수의 개개의 국지적 값들을 나타내는 데이터를 채집하는 구성의 침입성 프로브; 및
- <36> 입력 이미지들과 채집된 데이터에 반응하여 장기가 3차원 이미지들의 동영상에서 움직일 때 3차원 이미지들의 표면 상의 국지적 값들의 변화들의 표시를 중첩하면서 장기의 움직임을 보이는 3차원 이미지의 동영상을 생성하게 구성되는 이미지 프로세서.
- <37> 본 발명은 도면들과 함께 취해진 하기의 실시예들의 상세한 설명으로부터 보다 완전히 이해될 것이다.

## 효과

- <38> 본 발명은 신체의 장기들, 특히 심장의 운동을 모델링 및 해석하는 개선된 방법을 제공한다.

## 발명의 실시를 위한 구체적인 내용

- <39> 시스템 설명
- <40> 이제 도 1 및 도 2를 참조하며, 이는 본 발명의 일 실시예에 따른, 환자(23)의 심장(22)을 촬영 및 매핑하는 시스템(20)을 개략적으로 예시한다. 이 시스템은 카테터(24)를 포함하고, 이는 의사(27)에 의해 정맥 또는 동맥을 통해 심실로 삽입된다. 도 1은 시스템을 전체적으로 도시하며, 도 2는 카테터의 말단부의 세부사항들을 도시한다.
- <41> 카테터(24)는 심장 내의 초음파 이미지들을 획득하기 위해 후술하는 바와 같이 사용되고 몇몇 실시예에서 전기 생리적(electrophysiological) 데이터와 같은 다른 국지적 생리적 데이터도 획득한다. 카테터(24)는 전형적으로 의사에 의한 카테터의 작동을 위한 핸들(26)을 포함한다. 핸들 상의 적절한 제어장치(도시않음)는 의사가 원하는 바에 따라 카테터의 원위단부를 조향, 위치결정 및 배향할 수 있게 한다. 다르게는, 본 발명의 원리들이 경식도(transesophageal) 프로브 또는 비-침입성 경흉부(trans-thoracic) 프로브와 같은 다른 타입들의 초음파 프로브들에 의해 포착된 이미지들을 사용하여 실시될 수 있다.
- <42> 시스템(20)은 카테터(24)의 위치 및 배향 좌표들을 측정하는 위치결정 서브-시스템을 포함한다. (본 특허출원을 통해 그리고 청구범위에서 용어 "장소"는 카테터의 공간적 좌표들을 의미하고, 용어 "배향"은 그 각도 좌표들을

의미한다. 용어 "위치"는 장소 및 배향 좌표들을 모두 포함하는 카테터의 전체 위치 정보를 의미한다.)

- <43> 일 실시예에서, 위치결정 서브-시스템은 카테터(24)의 장소 및 배향을 측정하는 자기적 위치 추적 시스템을 포함한다. 위치결정 서브-시스템은 그 근처의 예정된 작업 체적(working volume)에서 자기장들을 생성하고 카테터에서 이들 자기장을 감지한다. 이를 위해, 위치결정 서브-시스템은 전형적으로 필드 생성 코일(30)들과 같은 한 조의 외부 방사기들을 포함하고, 이들은 환자의 외측인 고정되고 알려진 위치들에 배치하고 심장(22)의 근처에서 전자기장들을 생성한다. 생성된 자기장들은 카테터(24) 내측의 위치 센서(32)에 의해 감지된다. 다른 일 실시예에서, 카테터 안에 있는 코일과 같은 방사기가 전자기장들을 생성하고, 이는 환자 몸 밖의 센서들에 의해 수신된다.
- <44> 위치 센서(32)는 감지된 자기장들에 반응하여, 카테터를 통해 콘솔(34; console)로 연장하는 케이블(40)들을 통해 위치-관련한(positon-related) 전기적 신호들을 송신한다. 다르게는, 위치 센서는 무선 링크를 통해 콘솔로 신호들을 송신할 수 있다. 콘솔은 위치결정 프로세서(36)를 포함하고, 이는 코일(30)들을 제어하고 위치 센서(32)가 보낸 신호들에 근거하여 카테터(24)의 원위단부의 장소 및 배향을 계산한다. 위치결정 프로세서(36)는 전형적으로 카테터(24)로부터의 신호들을 수신, 증폭, 필터링, 디지털화, 및 다르게는 처리한다.
- <45> 이를 위해 사용될 수 있는 몇몇 위치 추적 시스템들이 예를 들어, 미국 특허 제6,690,963호, 제6,618,612호, 제6,332,089호, 미국 특허출원공보 제2002/0065455 A1호, 제2004/0147920 A1호, 및 제2004/0068178 A1호에 설명되어 있으며, 이들의 내용은 모두 본원에 참고문헌으로서 포함된다. 비록 도 1에 도시한 위치결정 서브-시스템이 자기장들을 사용하지만, 후술하는 방법들은 전기 임피던스, 음향 또는 초음파 측정에 근거한 시스템들과 같은 임의의 다른 적절한 위치결정 서브-시스템을 사용하여 유사하게 실시될 수 있다.
- <46> 시스템(20)은 의사(27)가 2-D 초음파 이미지들에 근거하여, 심실들과 같은 목표 구조들의 3-차원(3-D) 이미지들의 재구성 및 2-차원(2-D) 초음파 이미지들의 표시 및 해석을 포함하는, 다양한 매핑 및 동화상 처리들을 수행할 수 있게 한다. 또한, 이 시스템은 초음파 이미지를 상의 전자해부학적 맵 또는 전자생리학적 정보 맵과 같은 변수 맵(parametric map)을 정합(register), 중첩(overlay), 및 표시할 수 있고, 및 컴퓨터 단층촬영(CT) 또는 핵자기공명영상장치(MRI) 시스템과 같은 외부 시스템으로부터 획득한 3-D 이미지와 초음파 이미지들을 정합할 수 있다.
- <47> 시스템(20)의 이러한 특징들 중 일부가 상술한 미국 특허출원 제2006/0241445호에 설명되어 있으나, 다른 신규한 특징들이 하기에 추가로 설명된다.
- <48> 도 2에 도시한 바와 같이, 카테터(24)의 원위단부는 초음파 촬영 센서(38)를 포함하고, 이는 전형적으로 압전 변환기들과 같은 초음파 변환기(40)들의 어레이를 포함한다. 변환기(40)들은 음향 빔을 함께 송신하는, 위상배열 어레이(phased array)로서 작동한다. (비록 변환기들이 선형 어레이 구성으로 배치되어 도시되어 있지만, 원형 또는 볼록한 구성들과 같은 다른 어레이 구성들도 사용될 수 있다.) 일 실시예에서, 어레이는 짧게 대량 방출되는(short burst) 초음파 에너지를 송신한 다음에 주위의 조직으로부터 반사되는 초음파 신호들을 수신하는 수신 모드로 전환된다.
- <49> 전형적으로, 변환기(40)들은 원하는 방향으로 초음파 빔을 조향하기 위해 제어되는 방식으로 개별적으로 구동된다. 변환기들의 적절한 시간조절에 의해, 변환기 어레이로부터 일정 거리에서 빔을 집속(focus)하도록 동심관계로 만곡된 패면으로 주어지는 초음파 빔이 센서(38)에 의해 만들어질 수 있다. 그러므로, 시스템(20)은 변환기 어레이를 위상배열 어레이로서 사용하고 2-D 초음파 이미지들을 만들도록 초음파 빔을 조향 및 집속할 수 있는 송/수신 스캐닝 메커니즘(scanning mechanism)을 구현한다.
- <50> 반사된 초음파 잔향(echo)들을 수신한 후, 변환기(40)들은 반사된 잔향들에 근거한 전기 신호들을 카테터(24)를 지나는 케이블(42)들을 거쳐 콘솔(34)의 이미지 프로세서(44)로 보낸다. 이미지 프로세서는 신호들을 2-D 초음파 이미지들로 변환하고, 이는 전형적으로 섹터(sector)-형상이다. 이미지 프로세서(33)는 전형적으로 위치결정 프로세서(36)로부터의 카테터 위치 정보를 연산 또는 수신하고 이 정보를 이미지 재구성 및 분석 기능들을 수행하는데 사용하며, 분석 기능들은 하기에 보다 상세히 설명된다. 몇몇 실시예들에서, 이미지 프로세서는 목표 구조의 3-D 이미지의 동영상 또는 4-D 이미지의 동영상을 만드는데 초음파 이미지들과 위치 정보를 사용하며, 이는 의사에게 디스플레이(46) 상의 2-D 투영으로서 표시된다. 의사는 일반적으로 트랙볼 또는 다른 위치 지정 도구(pointing device)와 같은 사용자 인터페이스 장치(48)에 의해 표시된 이미지와 및 콘솔(34)과 상호작용할 수 있다.
- <51> 몇몇 실시예들에서, 카테터(24)의 원위단부도 전자-생리학적 매핑 및/또는 고주파(RF) 절제와 같은 진단 및/또

는 치료 기능들을 수행하기 위해 하나 이상의 전극(49)을 포함한다. 일 실시예에서, 전극(49)은 국지적 전위를 감지하는데 사용된다. 전극(49)에 의해 측정된 전위들은 심장내 표면의 국지적 전기 활성도를 매핑하는데 사용될 수 있다. 전극(49)이 심장의 내측 면 상의 한 지점과 접촉 또는 접근하게 될 때, 이는 그 지점에서의 국지적 전위를 측정한다. 측정된 전위들은 전기 신호들로 변환되고 처리 및 표시를 위해 카테터를 통해 이미지 프로세서로 보내진다.

<52> 다른 실시예들에서, 카테터(24)는 다른 구성들의 센서들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 비록 전극(49)이 단일링 전극으로서 도시되었지만, 카테터는 임의의 형태의 임의의 개수의 전극들을 포함할 수 있다. 부가적으로 또는 다르게는, 카테터는 다양한 조직 특성값들, 온도 및/또는 혈류와 같은 다른 생리학적 변수들을 감지할 수 있다.

<53> 위치 센서(32)는 전형적으로 전극(49) 및 변환기(40)들에 인접하게, 카테터(24)의 원위단부 내에 위치된다. 전형적으로, 위치 센서, 전극 및 변환기들의 상호 장소 및 배향 오프셋(offset)은 일정하다. 이러한 오프셋들은 위치 센서(32)의 측정된 위치가 주어졌을 때 전극(49) 및 초음파 센서(38)의 좌표들을 유도하기 위해 위치결정 프로세서(36)에 의해 사용된다. 위치 센서와 그 용도의 추가 특징들이 상술한 US 2006/0241445호에 설명되어 있다.

<54> 전형적으로, 초음파 이미지들과 위치 측정값들 모두 신체-표면 심전도(ECG) 신호 또는 심장내 심전도에 관한 신호 및 이미지 포착값을 게이팅(gating)하여 심장 사이클과 동기화된다. 심장의 특징부들이 심장의 주기적인 수축 및 이완 중에 그 형상 및 위치가 변하기 때문에, 콘솔(34)은 상응하는 위치 측정값과 함께, 심장 사이클의 (ECG의 QRS 정점과 같은) 주석 지점에 관한 센서(38)에 의해 포착된 각각의 이미지의 타이밍을 기록한다. 그러므로, 이미지들은 이들이 포착되는 심장 사이클에서의 상이한 지점들에 따라 그룹화될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 카테터에 의해 취해진, 전기적 및 다른 조직 특성값들과 같은 부가적인 측정값들이 ECG 신호에 대해 및 상응하는 위치 측정값들과 함께 동기화된다. 그 다음에, 이러한 부가적인 측정들의 결과들이 하기에 추가로 설명하는 바와 같이, 재구성된 3-D 초음파 이미지 상에 중첩될 수 있다.

<55> 전형적으로, 위치결정 프로세서(36)와 이미지 프로세서(44)는 하나 이상의 범용 컴퓨터 프로세서를 포함하고, 이들은 본원에서 설명하는 기능들을 수행하도록 소프트웨어로 프로그래밍된다. 소프트웨어는 전자적 형태로 예를 들어, 네트워크를 통해 컴퓨터에 다운로드되거나, 또는 다르게는 또는 부가적으로 광학적, 자기적 또는 전자기록 매체와 같은 유형 매체에 저장될 수 있다. 위치결정 프로세서와 이미지 프로세서는 개별적인 컴퓨터들을 사용하거나 또는 단일 컴퓨터를 사용하여 실행되거나, 또는 시스템(20)의 다른 연산 기능들과 통합될 수 있다. 부가적으로 또는 다르게는, 위치결정 및 이미지 처리 기능들의 적어도 일부가 지정된 하드웨어를 사용하여 수행될 수 있다.

## 외형선들의 추적 및 분석

<57> 이제 도 3 내지 도 5를 참조하며, 이들은 본 발명의 일 실시예에 따라, 초음파 이미지들에 근거한 심장 조직 특성 규명(characterization) 방법을 개략적으로 예시한다. 도 3 및 도 4는 본 발명의 방법에 사용되는 심장(22)의 2-D 초음파 이미지(50, 52)들 각각을 도시하며, 도 5는 방법 자체의 단계들을 제시하는 순서도이다. 이미지(50, 52)들은 이미지 프로세서(44)에 의해 처리되어 외형선(54)들을 확인하고 이러한 외형선들에 근거한 후술하는 다른 기능들을 수행한다. 상술한 바와 같이, 이러한 종류의 처리를 위한 이미지들은 초음파 카테터뿐만 아니라, 당업계에 공지된 임의의 다른 적절한 타입의 음향 촬영 시스템을 사용해서도 획득될 수 있다.

<58> 이미지(50, 52)들을 획득하기 위해, [의사(27)와 같은] 사용자가 도 3 및 도 4에 도시된 광경과 같은 원하는 시점이 달성될 때까지 심장 내측에서 카테터(24)를 움직인다. 그 다음에 사용자는 시스템(20)을 작동시켜 "클립(clip)", 즉 이미지 포착 단계 60에서 원하는 위치에서 2-D 초음파 동영상은 포착한다. 이미지들은 심실의 특정한 "조각(slice)"과, 하나 이상의 심장 사이클의 과정에 걸친 여러 시점에서의 주위 조직을 도시한다. (전형적으로 클립은 약 2.5초 길이이다.)

<59> 사용자는 외형선 확인 단계 62에서 초음파 동영상을 정지시키고 그 2-D 이미지 상에 외형선(54)을 그린다. 다르게는 또는 부가적으로, 프로세서(44)가 외형선의 위치를 결정하도록 자동 에지 검출(automatic edge detection)을 적용할 수 있다. 이미지는 포착된 심장 사이클의 지점에서 표시된다. 전형적으로, 상술한 바와 같이, 이미지의 타이밍이 심전도(ECG) 신호의 주석 지점에 관해 표시되며, 심전도 신호는 피부-표면 전극들과 적절한 모니터(도시않음)를 사용하여 포착되지만, 주석 지점을 확인하기 위한 임의의 다른 적절한 수단이 대안적으로 사용될 수 있다. 도 3 및 도 4는 하나의 심실의 외형선을 도시하지만, 본원에 설명하는 방법들은 여러 개의 심실의

여러 외형선들에 유사하게 적용될 수 있다.

- <60> 외형선(54)은 초기에 동영상 중 하나, 전형적으로(필수적이진 않지만) 주석 지점 자체에서 포착된 이미지 상에 그려진다. 예시를 위해, 이미지(50)는 외형선이 초기에 그려지는 주석 이미지이다. 외형선(54)이 이미지(50) 상에 그려진 후, 이미지 프로세서(44)는 외형선 전파 단계 64에서 이 외형선을 사용하여 연속적인 주석 지점들 간의 동영상의 다른 모든 이미지들에서 상응하는 외형선들을 찾는다. 그러므로, 이미지(50)의 외형선(54)에 근거하여, 이미지 프로세서는 이미지(52)의 상응하는 외형선을 찾는다. 동영상의 촬영속도(frame rate)는 전형적으로 초당 30 프레임이지만, 초당 100 프레임 이하의 속도도 조직 특징값들의 보다 나은 판단을 위해 가능할 수 있다.
- <61> 외형선들을 검출하는 것에 부가하여, 이미지 프로세서(44)는 속도 계산 단계 66에서 동영상 중의 외형선(들)의 움직임에 상응하는 속도 벡터들을 계산할 수 있다. 외형선의 세그먼트(56)들의 국지적 속도를 측정하기 위해, 예를 들어, 이미지 프로세서가 연속적인 이미지 프레임들에서 선택된 외형선 상에 직사각형 윈도우(window)를 스위핑(sweeping)한다. 임의의 적절한 윈도우 사이즈, 예를 들어, 5 x 10 화소가 사용될 수 있다. 프로세서는 윈도우들 간의 변위의 함수로서 연속적인 프레임들로부터 윈도우들 간의 상관 함수를 계산한다. 상관 함수를 최대화하는 x 및 y 방향들에서의 움직임이 x 및 y 방향들에서의 윈도우 내의 외형선의 국지적 변위를 나타낸다. 연속적인 프레임들과 변위 간의 시간 차를 알면, 국지적 속도가 변위를 시간 차로 나눈 뒷으로서 계산될 수 있다. 속도 벡터는 x 및 y 방향들의 속도 성분들의 조합이다.
- <62> 도 3 및 도 4를 참조하면, 외형선(54)의 중심 부분의 세그먼트들이 주로 상방향에서 속도 성분들을 가짐을 알 수 있다.
- <63> 이미지 프로세서는 국지적 변형율 계산 단계 68에서 변형율 분석도 수행할 수 있다. 외형선(54)을 따른 변형율을 계산하기 위해, 외형선이 알려진 길이의 다수의 세그먼트(56)들로 분할된다. 이후의 이미지 프레임에서, 동일한 외형선이 확인되고 동일한 개수의 세그먼트들로 분할된다. 두 프레임들로부터의 두 개의 상응하는 세그먼트들의 길이들 간의 차이를 첫번째 프레임의 세그먼트의 길이로 나눈 것은 세그먼트 상의 변형율을 나타낸다.
- <64> 이러한 종류의 변형율 계산들에 관한 추가 정보가 노르웨이 과학 기술 대학의 스토일렌(Stoylen)의 제목이 "초음파에 의한 좌심실(Left Ventricle)의 변형을 촬영"(2001)인 논문에 제시되어 있고, 이는 [http://fork.ntnu.no/stoylen/strainrate/thesis\\_AS.pdf](http://fork.ntnu.no/stoylen/strainrate/thesis_AS.pdf)에서 입수 가능하고 본원에 참고문헌으로서 포함된다.
- <65> 확인된 이동하는 외형선들에 대해 다른 계산들도 수행될 수 있다. 예를 들어, 심장 사이클 중의 외형선들의 변위 및 외형선들의 세그먼트들도 계산될 수 있다.
- <66> 이미지 프로세서(44)는 출력 단계 70에서 계산 결과들을, 전형적으로 디스플레이(46) 상에 2-D 또는 3-D 이미지를 도시하여 출력한다. 이 결과들은 예를 들어, 확인된 외형선들과 계산된 변수들(속도 벡터들, 변형율 등)을 도시하는, 동영상의 실제 초음파 이미지 상에 표시될 수 있다. 세그먼트(56)들에 걸친 관심있는 변수의 크기가 세그먼트들을 이에 알맞게 채색(color coding)하여 도시될 수 있다.
- <67> 이런 방식으로 유도되고 출력된 변수들이 시스템(20)의 사용자에 의해 시각적으로 또는 프로세서(44)에 의해 자동적으로, 조직의 특성을 규정하는데 사용될 수 있다. 특정 외형선 세그먼트들의 속도 및/또는 변위의 변이(anomaly)들은 예를 들어, 상처 조직 확인을 위해 (특히 MRI와 같은 다른 촬영 기법에 의해 제공되는 정보와의 조합시) 사용될 수 있다. 다른 예로서, (상이한 심실들에서와 같이) 심장의 상이한 부분들에서의 외형선들 간의 순간 속도의 차이들이 심실 벽들 간의 동기화 및 심장의 기계적 기능의 다른 진단 지표들을 평가하는데 사용될 수 있다. 이러한 지표들 중 몇몇은 전자생리학적 진단 정보와 조합될 수 있고, 이 정보는 카테터(24)에 의해 또는 심장 내의 다른 매핑 카테터에 의해 제공될 수 있다. 예를 들어, 상술한 미국 특허 제 5,738,096호에 설명된 심장의 기계적 및 전자기계적 진단을 위한 방법들 중 일부가, 상술한 초음파 이미지들에서 검출된 움직이는 외형선들에 의해 제공되는 진단 정보를 사용하여, 필요한 변경을 가하여, 적용될 수도 있다.
- <68> **외형선 매핑에 근거한 4-D 동화상 처리**
- <69> 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른, 심장 촬영 방법을 개략적으로 예시하는 순서도이다. 이 방법에서, 초음파 동영상에 의해 제공되는 움직이는 외형선들이 카토 매핑 시스템(CARTO mapping system)(미국 캘리포니아주 다이아몬드 바 소재의 바이오센스 인코포레이티드)에 의해 만들어진 타입의 데이터와 같은 전자-해부학적 매핑 데이터와 조합된다.
- <70> 의사(27)와 같은 사용자가 심장(22)에서 카테터(24)를 원하는 방향으로 조준하고 이미지 포착 단계 72에서 2-D

초음파 이미지들의 클립을 포착한다. 사용자는 클립에서 모든 프레임들의 외형선들을 확인하기 위해 도 5를 참조하여 상술한 바와 같이 시스템을 작동한다. 그 다음에, 사용자는 카테터를 움직이고, 다른 이미지 클립을 포착하고, 필요하다면 새로운 외형선들을 확인한다. 다르게는, 사용자는 이미지들을 획득하면서 연속적으로 카테터를 움직일 수 있다. 상술한 바와 같이, 어떤 경우에도, 각각의 초음파 이미지들이 심장 사이클의 주석 지점과 이미지가 기록되는 카테터의 위치에 관해 특정 시점에 연계된다. 그러므로, 각각의 이미지는 주석 지점에 관한 획득 시간, 및 획득 시간에서의 카테터 위치 좌표들이 표시된다.

<71> 부가적으로, 심장 사이클의 각각의 타임 슬롯(time slot)에 대해, 상응하는 카르토 맵(CARTO map)이 매핑 단계 74에서 생성된다. 예를 들어, 초당 30 프레임의 촬영 속도에서, 33ms의 타임 슬롯의 맵들이 된다. 이를 위해, 사용자가 카테터(24) 상의 전극(46)[또는 개별적인 매핑 카테터 상의 전극(들)]을 하나 이상의 심실의 내측 표면 상의 지점들과 접촉하게 한다.

<72> 비록 단계 72와 단계 74가 개별적으로 및 순차적으로 일어나는 것으로 도 6에 도시되어 있지만, 이들 단계의 순서는 역전되거나 또는 단계들이 전기적 매핑 데이터의 획득에 관한 초음파 이미지들의 획득의 순서에 관한 어떠한 특정한 구속조건도 없이 개재될(interleaved) 수 있다.

<73> 사용자가 촬영, 매핑을 완료하고 모든 원하는 외형선을 확인했을 때, 이미지 프로세서(44)는 이미지 출력 단계 76에서 모든 타임 슬롯에 대해 전자-해부학적 카르토 맵과 중첩되는 심장의 동영상을 생성한다. 이미지 프로세서(32)는 초음파 이미지들을 동일한 3-D 좌표 프레임의 카르토 데이터와 정렬하기 위해 카테터의 위치 센서(32)에 의해 제공되는 위치 데이터를 사용한다. 그러므로, 초음파 이미지들의 각각의 외형선이 상응하는 타임 슬롯에 대해 카르토 맵과 연계된다. 카르토 맵의 기하학적 형상이 예를 들어, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는 상술한 US 제2006/0241445호, 및 US 특허출원 공보 제2007/0106146호에 설명된 바와 같이 외형들에 따라 생성될 수 있다.

<74> 3-D 및 4-D 이미지들을 재구성하기 위해, 2-D 조사(fan) 이미지들이 (심장 사이클에 관한) 획득 시간에 의해 그룹화된다. 전형적으로, 이미지들은 이런 방식으로 15 내지 30개의 시간 그룹으로 분할된다. 그 다음에, 각각의 그룹의 이미지들이 장소 및 배향 좌표들을 사용하여 3-D 체적 행렬로 조합된다. 달리 말해, 이미지들이 각각의 타임 슬롯에 대해 상응하는 행렬을 갖는, 3-D 행렬들에 저장된다. 시스템(20)은 언제 데이터 획득을 종료할지 사용자가 아는 것을 돋기 위해 각각의 타임 슬롯 행렬에서 획득되는 데이터의 양을 사용자에게 표시해줄 수 있다. 3-D 이미지들을 분할하기 위해, 프로세서(44)는 분할될 심실 내측의 종자 지점(seed point)을 선택할 수 있다. 그 다음에, 단계 72에서 찾았던 외형선들을 사용하여 심실을 분할하기 위해 이 종자 지점으로부터 심실의 체적을 외측으로 펼친다. 다르게는, 당업계에 공지된 다른 방법이 사용되어 심실의 표면들을 재구성할 수 있다. 이 단계의 종료시, 각각의 타임 슬롯에 대해 3-D 체적으로부터 생성되는 분할된 CT-같은 이미지가 있다.

<75> 단계 76을 따라서, 프로세서(44)가 심장 내측 표면 상의 전기적 활성도를 보이기 위해 숫자 또는 다른 시각적 신호로, 3-D 체적-표현 기술들을 사용하여 심장의 운동하는 체적들을 표시할 수 있다. 이러한 3-D 이미지들은 "4-차원" (4-D = 3-D + 시간)의 심장 운동 및 전기적 활성도를 보이는, 클립으로서 표시될 수 있다. 카르토 맵들에서의 전기적 활성도의 보간에 의해, 관심있는 전기적 변수들이 전체 심장 벽 표면에 걸쳐 보간될 수 있고, 심장의 맵은 변수들에 따라 착색될 수 있다. 색상들은 각각의 심장 사이클의 경로에 걸쳐 변하고 움직여, 사용자가 심장의 전기적 및 기계적 활성도 간의 상호작용을 시각화할 수 있게 한다. 온도 또는 화학적 변수들과 같은 다른 변수들이 유사한 방식으로 4-D로 표시될 수 있다. 다르게는, 사용자가 지시할 때, 시스템(20)은 움직이는 외형선들만을, 그리고 선택적으로 상술한 바와 같은 속도 벡터와 변형율과 같은 계산된 기계적 변수들을 표시할 수 있다. 체적 계산들도 4-D 이미지들에 대해 수행될 수 있다.

<76> 시스템(20)의 사용자는 진단 단계 78에서 심장 조직의 특징값들을 확인하기 위해 움직이는 이미지들을 보고 분석한다. 예를 들어, 사용자는 그 약한 전기적 변수들과 비정상적인 기계적 거동에 근거하여 상처 조직의 영역들을 확인할 수 있다. 다른 예로서, 사용자는 움직이는 이미지들을 사용하여 심장 사이클의 과정에 걸친 기계적 및/또는 전기적 변화들의 비정상적 타이밍에 의해 표현되는 바와 같이, 상이한 심실들 간의 부적절한 좌표를 진단한다. 이러한 변이들은 전형적으로 예를 들어, 울혈성 심부전에서 발생한다. 그 다음에, 사용자는 심장 재동 기화 치료를 위해 또는 다른 치료 목적들을 만족시키기 위해 심장에 조율 유도전극(pacing lead)들을 심장에 배치하기로 결정시 시스템(20)에 의해 제공되는 가시적 정보를 적용할 수 있다.

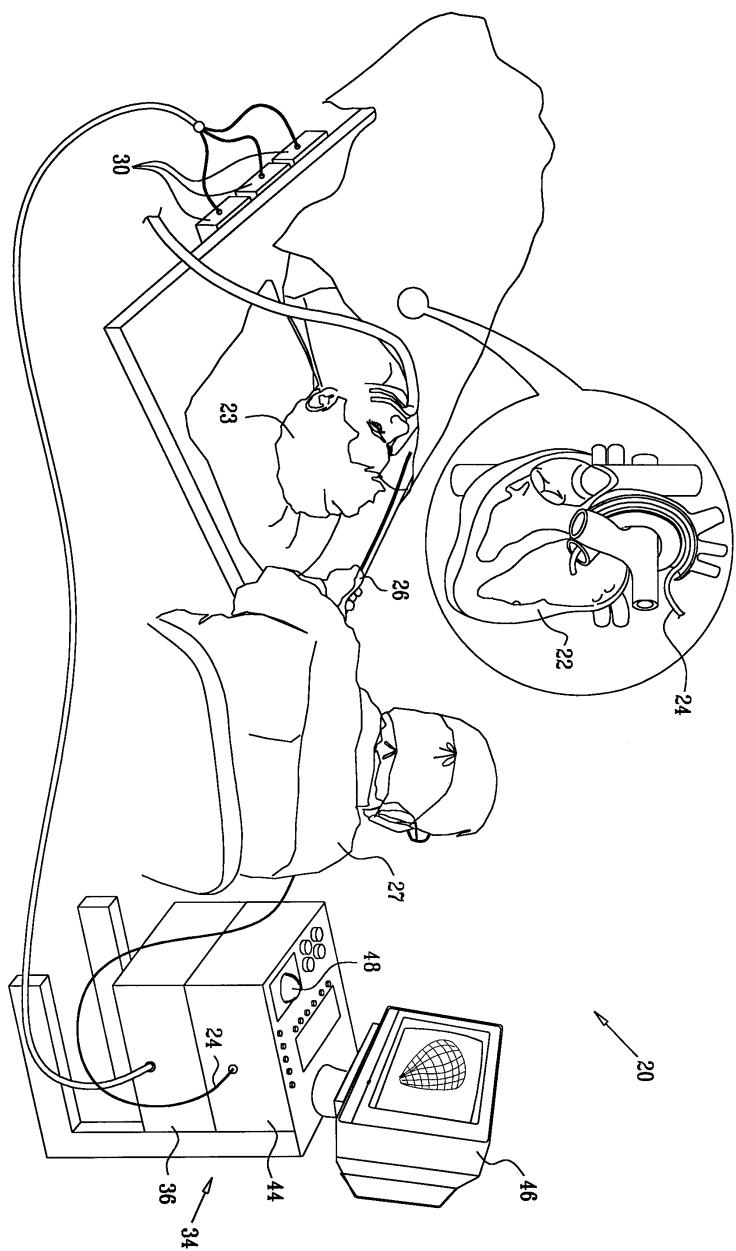
<77> 상술한 실시예들이 예로서 인용되었고, 본 발명은 상세하게 도시하고 상술한 것에 한정되지 않는다. 오히려, 본 발명의 범위는 상술한 다양한 특징부들, 및 종래기술에 공개되지 않고 상술한 설명을 읽어 당업자에게 떠오르는 이들의 변형과 수정의 조합들 및 하위-조합들을 포함한다.

### 도면의 간단한 설명

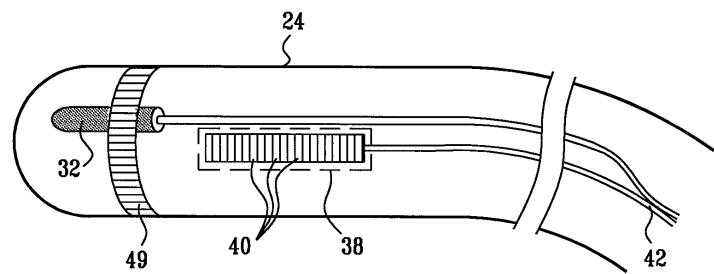
- <78> 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 매핑 및 촬영을 위한 시스템의 개략 예시도.
- <79> 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 카테터의 원위단부의 개략 측면도.
- <80> 도 3 및 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 심실의 움직이는 외형선을 보이는, 심장 사이클의 상이한 개개의 지점에서 심실의 초음파 이미지를 보이는 개략도.
- <81> 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 조직 묘사를 위한 방법을 개략적으로 예시하는 순서도.
- <82> 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 심장 촬영 방법을 개략적으로 예시하는 순서도.

### 도면

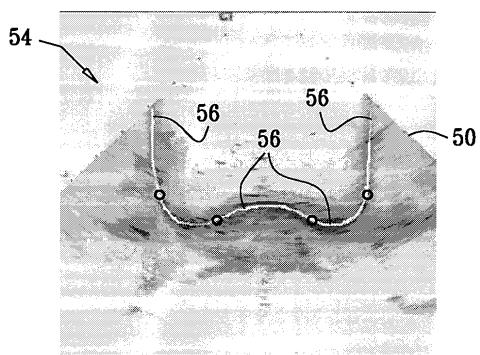
#### 도면1



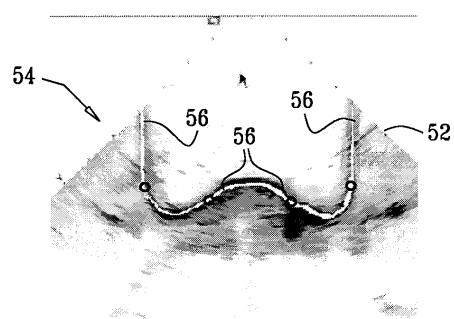
도면2

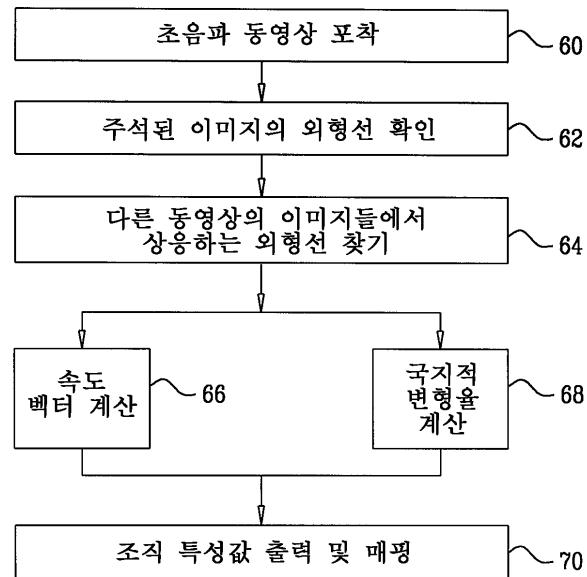
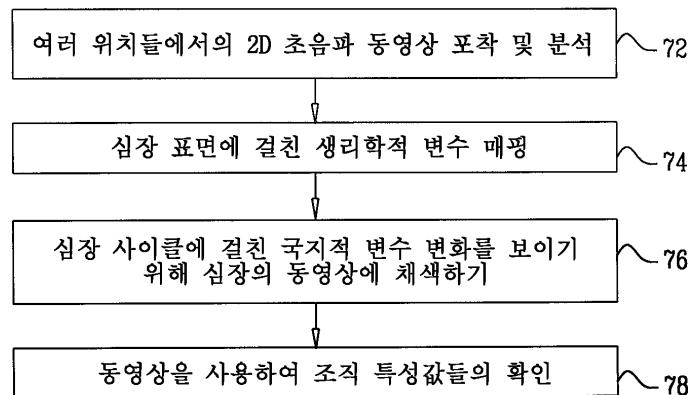


도면3



도면4



**도면5****도면6**

专利名称(译)	使用超声进行机械心脏评估		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020080106860A</a>	公开(公告)日	2008-12-09
申请号	KR1020080052447	申请日	2008-06-04
[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 LEVIN ALEXANDER 레빈알렉산더		
发明人	고바리,아사프 알트만,안드레스클라우디오 레빈,알렉산더		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S15/8915 A61B2019/5289 A61B8/08 A61B8/463 G06T7/0012 G01S7/52038 A61B5/061 A61B8/485 G06T2207/10076 G01S7/52071 A61B8/12 A61B8/4488 G06T7/2033 A61B2019/5295 G01S15/8918 A61B8/543 A61B8/483 A61B19/5244 A61B5/06 G06T7/0083 A61B8/0883 A61B2019/5276 A61B2019/5251 A61B6/503 G06T2207/30048 A61B8/4254 A61B34/20 A61B2034/2051 A61B2090/364 A61B2090/367 A61B2090/378 G06T7/0016 G06T7/12 G06T7/246		
代理人(译)	李昌勋		
优先权	12/126032 2008-05-23 US 60/941778 2007-06-04 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

这意味着本发明的诊断方法在患者的情况下捕获长期移动的二维超声图像的运动图像。产生在一系列图像的运动图像中确认并且处理其中长期的至少一个轮廓显示长期持续时间的运动的输出。长期，心脏，导管，超声波，传感器，探头。

