



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0056890  
(43) 공개일자 2009년06월03일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01) G06T 17/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-0119488

(22) 출원일자 2008년11월28일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

11/946,983 2007년11월29일 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 앤드레스 클라우디오

이스라엘, 하이파 34614, 심순 13/9

슈바르츠 이츠헵

이스라엘, 하이파 34606, 한트크 28

(74) 대리인

장훈

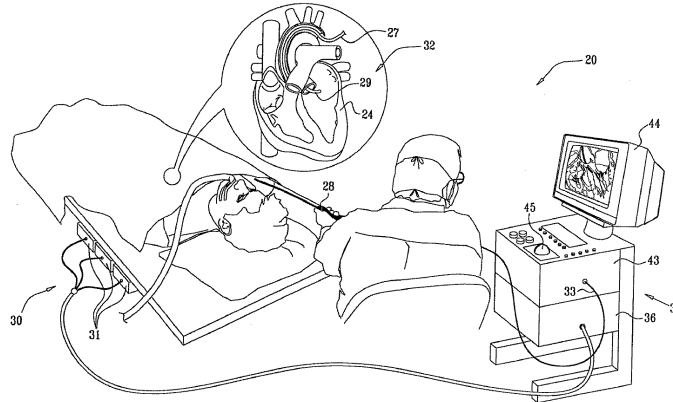
전체 청구항 수 : 총 32 항

(54) 해부학적 구조의 플래시라이트 뷰

(57) 요약

본 발명의 디스플레이 상에 해부학적 구조를 이미지화하는 방법은 해부학적 구조의 초기 공간 표상을 획득하고 해부학적 구조 근처에 기기를 위치시키는 것을 포함한다. 상기 방법은 기기의 위치를 측정하고, 위치에 반응하여 해부학적 구조의 일부의 이미지를 생성하는 것을 추가로 포함한다. 상기 방법은 조합된 공간 표상을 표시하기 위해 초기 공간 표상에 이미지를 첨부하는 것을 포함한다.

대표도



## 특허청구의 범위

### 청구항 1

디스플레이 상에 해부학적 구조를 이미지화하는 방법에 있어서,  
 해부학적 구조의 초기 공간 표상(spatial representation)을 획득하고;  
 해부학적 구조 근처에 기기를 위치시키고;  
 상기 기기의 위치를 측정하고;  
 위치에 반응하여 해부학적 구조의 일부의 이미지를 생성하고;  
 이미지를 초기 공간 표상에 첨부하여 조합된 공간 표상을 표시하는 것을 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,  
 상기 기기는 초음파 빔을 생성하는 구성의 카테터를 포함하고, 이미지를 생성하는 것은 초음파 빔의 방향에 반응하여 이미지를 생성하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 3

제 1 항에 있어서,  
 상기 이미지를 생성하는 것은 해부학적 구조의 부분의 범위의 경계를 정하기 위해 포인팅 장치를 사용하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 4

제 1 항에 있어서,  
 상기 조합된 공간 표상을 표시하는 것은 이미지 표시 변수들을 사용하여 이미지를 표시하는 것을 포함하고 공간 표상 표시 변수들을 사용하여 초기 공간 표상을 표시하는 것은 이미지 표시 변수들과는 상이한, 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 5

제 4 항에 있어서,  
 상기 이미지 표시 변수들과 상기 공간 표상 표시 변수들은 강도, 색, 해상도, 및 투명도를 포함하는 변수들로부터 선택되는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 6

제 1 항에 있어서,  
 상기 이미지의 범위의 경계를 정하는 해부학적 구조의 일부의 이미지의 정의를 생성하고 초기 공간 표상에 이 정의를 적용하여 재정의된 공간 표상을 형성하는 것을 포함하고, 이미지를 첨부하는 것은 재정의된 공간 표상에 이미지를 첨부하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 7

제 1 항에 있어서,  
 상기 해부학적 구조는 해부학적 장기의 표면을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

### 청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 조합된 공간 표상에 정합하여 기기를 나타내는 아이콘을 중첩시키는 것을 추가로 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 9**

제 1 항에 있어서,

상기 초기 공간 표상은 카르토 맵, 컴퓨터 단층촬영(CT) 이미지, 및 자기 공명(MR) 이미지 중 하나 이상을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 10**

제 1 항에 있어서,

상기 초기 공간 표상은 초음파 이미지를 포함하고, 상기 해부학적 구조의 일부의 이미지는 초음파 이미지의 섹션을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 11**

제 10 항에 있어서,

상기 섹션은 일정 비율의 초음파 이미지를 포함하고, 상기 비율은 10 내지 50% 범위인 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 12**

제 1 항에 있어서,

상기 기기를 위치시키는 것은 상기 해부학적 구조 내에 기기를 위치시키는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 13**

제 1 항에 있어서,

상기 기기의 배향을 측정하는 것을 포함하고, 상기 이미지를 생성하는 것은 이 배향에 반응하여 이미지를 생성하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 방법.

**청구항 14**

컴퓨터 명령들이 저장되는 유형의 컴퓨터-관독가능한 매체를 포함하고, 이 명령들은 컴퓨터에 의해 관독될 때 컴퓨터가, 해부학적 구조의 초기 공간 표상을 획득하고, 해부학적 구조 근처에 있는 기기의 위치를 측정하고, 상기 위치에 반응하여 해부학적 구조의 일부의 이미지를 생성하고, 조합된 공간 표상을 형성하기 위해 상기 이미지를 초기 공간 표상에 첨부하고, 및 조합된 공간 표상을 표시하게 하는 것을 포함하는, 디스플레이 상에 해부학적 구조를 이미지화하기 위한 컴퓨터 소프트웨어 제품.

**청구항 15**

디스플레이 상에 해부학적 구조를 이미지화하는 방법에 있어서,

해부학적 구조 근처에 기기를 위치시키고;

상기 기기의 위치를 측정하고;

상기 위치에 반응하여 해부학적 구조의 이미지를 생성하고;

상기 위치에 반응하여 이미지의 부분 영역을 정의하고;

복합 이미지를 형성하기 위해, 부분 영역 내의 이미지에 제 1 표시 변수들을 적용하고, 부분 영역의 바깥의 이미지에 제 1 표시 변수들과는 상이한 제 2 표시 변수들을 적용하고;

디스플레이 상에 복합 이미지를 제공하는 것을 포함하는, 해부학적 구조 이미지화 방법.

**청구항 16**

제 15 항에 있어서,

상기 제 2 표시 변수들을 적용하는 것은 그 안에 이미지 정보가 없는 부분 영역 바깥에 이미지를 표시하는 것을 포함하는 해부학적 구조 이미지화 방법.

**청구항 17**

제 15 항에 있어서,

상기 기기는 초음파 빔을 생성하는 구성의 카테터를 포함하고, 부분 영역을 정의하는 것은 빔의 방향에 반응하여 영역의 범위의 경계를 정하는 것을 포함하는 해부학적 구조 이미지화 방법.

**청구항 18**

해부학적 구조 근처에 위치하게 구성되는 기기;

상기 기기에 커플링되게 구성되는 프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는 해부학적 구조의 초기 공간 표상을 획득하고, 기기의 위치를 측정하고, 상기 위치에 반응하여 해부학적 구조의 일부의 이미지를 생성하고, 디스플레이 상에 조합된 공간 표상을 제공하기 위해 상기 이미지를 초기 공간 표상 상에 침부하게 배치되는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 19**

제 18 항에 있어서,

상기 기기는 초음파를 생성하게 구성된 카테터를 포함하고, 이미지를 생성하는 것은 초음파 빔의 방향에 반응하여 이미지를 생성하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 20**

제 18 항에 있어서,

상기 프로세서는 해부학적 구조의 일부의 범위의 경계를 정하게 구성되는 포인팅 장치를 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 21**

제 18 항에 있어서,

상기 조합된 공간 표상을 표시하는 것은 이미지 표시 변수들을 사용하여 이미지를 표시하고 이미지 표시 변수들과는 상이한 공간 표상 표시 변수들을 사용하여 초기 공간 표상을 표시하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 22**

제 21 항에 있어서,

상기 이미지 표시 변수들과 상기 공간 표상 표시 변수들은 강도, 색, 해상도 및 투명도의 변수들로부터 선택되는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 23**

제 18 항에 있어서,

상기 프로세서는 이미지의 범위의 경계를 정하는 해부학적 구조의 일부의 이미지의 정의를 생성하고, 재정의된 공간 표상을 형성하기 위해 초기 공간 표상에 이 정의를 적용하게 구성되고, 상기 이미지를 침부하는 것은 재정의된 공간 표상에 이미지를 침부하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 24**

제 18 항에 있어서,

상기 조합된 공간 표상과 정합하여 상기 기기를 나타내는 아이콘을 디스플레이 상에 중첩시키는 것을 추가로 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 25**

제 18 항에 있어서,

상기 초기 공간 표상은 카르토 맵, 컴퓨터 단층촬영(CT) 이미지, 및 자기 공명(MR) 이미지 중 하나 이상을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 26**

제 18 항에 있어서,

상기 초기 공간 표상은 초음파 이미지를 포함하고, 상기 해부학적 구조의 일부의 이미지는 초음파 이미지의 섹션을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 27**

제 26 항에 있어서,

상기 섹션은 일정 비율의 초음파 이미지를 포함하고, 상기 비율은 10 내지 50% 범위인 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 28**

제 18 항에 있어서,

상기 기기를 위치시키는 것은 상기 해부학적 구조 내에 기기를 위치시키는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 29**

제 18 항에 있어서,

상기 프로세서는 기기의 배향을 측정하게 구성되고, 상기 이미지를 생성하는 것은 상기 배향에 반응하여 이미지를 생성하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 30**

디스플레이 상에 해부학적 구조를 이미지화하는 장치에 있어서,

해부학적 구조 근처에 위치되게 구성되는 기기;

상기 기기의 위치를 측정하고, 상기 위치에 반응하여 해부학적 구조의 이미지를 생성하고, 상기 위치에 반응하여 이미지의 부분 영역을 정의하고, 복합 이미지를 형성하기 위해 상기 부분 영역 내의 이미지에 제 1 표시 변수들을 적용하고 그리고 제 1 표시 변수들과는 상이한 제 2 표시 변수들을 부분 영역 밖의 이미지에 적용하고, 디스플레이 상에 복합 이미지를 제공하는 프로세서를 포함하는, 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 31**

제 30 항에 있어서,

상기 제 2 표시 변수들을 적용하는 것은 그 안에 이미지 정보를 갖지 않는 부분 영역 바깥에 이미지를 표시하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

**청구항 32**

제 30 항에 있어서,

상기 기기는 초음파 빔을 생성하게 구성된 카테터를 포함하고, 상기 부분 영역을 정의하는 것은 빔의 방향에 반응하여 영역의 범위의 경계를 정하는 것을 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치.

## 명세서

### 발명의 상세한 설명

#### 기술분야

<1> 본 발명은 일반적으로 이미지화에 대한 것이고, 상세하게는 해부학적 구조의 의학적 이미지화에 대한 것이다.

#### 배경기술

- <2> 심장의 3차원(3-D) 초음파 이미지들은 많은 카테터(catheter)-기반의 진단 및 치료 응용예들에 유용하다. 실시간 이미지화는 외과의의 실력을 향상시키고 심지어 비교적 비숙련 외과의들도 복잡한 외과 수술들을 더 쉽게 수행하게 할 수 있다. 3차원 이미지화는 몇몇 외과 수술들을 수행하는데 필요한 시간을 감소시킬 수도 있다.
- <3> 심내막(즉, 심장의 내측 표면들)의 3-D 맵핑(mapping) 방법이 당업계에 공지되어 있다. 예를 들어, 본 발명의 양수인에게 양도되고 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는, 벤-하임(Ben-Haim)의 미국 특허 제 5,738,096호는 심장의 맵(map)을 구성하는 방법을 설명한다. 침습형 프로브(invasive probe) 또는 카테터가 심장의 벽 상의 여러 장소와 접촉하게 된다. 침습형 프로브의 위치는 각각의 장소에 대해 측정되고, 위치들이 조합되어 심장 의 적어도 일부분의 구조적 맵을 형성한다.
- <4> 상술한 미국특허 제 5,738,096호에 의해 설명되는 것과 같은 몇몇 시스템들에서, 심장의 표면 상의 국지적 전기 활성화도 및 부가적인 생리학적 특성들도 카테터에 의해 획득된다. 상응하는 맵은 획득된 국지적 정보를 포함한다.
- <5> 몇몇 시스템들은 위치 감지를 포함하는 하이브리드 카테터들을 사용한다. 예를 들어, 본 발명의 양수인에게 양도되고 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는, 벤-하임 등의 미국 특허 제 6,690,963호는 침습형 의료 기기의 위치 및 배향을 측정하는 위치추적 시스템(locating system)을 설명한다.
- <6> 음향 변환기들을 갖는 카테터가 심내막의 비접촉 이미지화에 사용될 수 있다. 예를 들어, 본 발명의 양수인에게 양도되고 그 내용들이 본원에 참고문헌으로서 포함되는, 고바리의 미국 특허 제 6,716,166호, 및 고바리 등의 제 6,773,402호는 신체 공동(cavity)들, 특히 심장의 3-D 맵핑 및 기하학적 재구성을 위한 시스템을 설명한다. 시스템은 다수의 음향 변환기들을 포함하는 심장 카테터를 사용한다. 변환기들은 공동의 표면으로부터 반사되고 변환기들에 의해 다시 수신되는 초음파들을 방출한다. 각각의 변환기들로부터의 변환기 반대쪽 표면의 지점 또는 영역까지의 거리가 측정되고, 거리 측정값들이 조합되어 그 표면의 3-D 형상을 재구성한다. 카테터는 위치 센서들을 또한 포함하며, 이들은 심장 내의 카테터의 위치 및 배향 좌표들을 측정하는데 사용된다.
- <7> 전형적으로, 이러한 시스템들은 "내시경 뷰(endoscopic view)"를 제공하며, 여기서 재구성된 이미지가 특정한 카테터 또는 다른 프로브를 통해 볼 때 보이듯 표현된다. 예를 들어, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는, 패커 등의 미국 특허 제 6,556,695호는 심장의 고해상도 실시간 이미지들을 만드는 방법을 설명한다. 심장 내 생리학 맵핑 및 절제(ablation)와 같은 의료 시술 중에, 실시간 이미지들이 심장에 삽입된 초음파 변환기에 의해 생성된다. 고해상도 심장 모델이 획득된 실시간 이미지들과 정합(registered)되고, 시술 중에 표시하기 위한 동적, 고해상도 이미지들을 만드는데 사용된다. 인체(anatomy)의 상이한 부분들이 관심있는 구조들에 음향 변환기를 "조준"하도록 카테터의 말단부를 움직여 보여질 수 있다. 조이스틱이 인체의 다른 부분들이 카테터를 움직이지 않고 조사될 때 초음파 변환기의 시계로부터 멀어지게 조사(scan)하는데 사용될 수 있다. 인체 구조(예를 들어, 심실) 내의 배향은, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 또한 포함되는 롭(Robb) 등의 미국 특허 제 6,049,622호에 설명되는 바와 같이 내비게이션 아이콘(navigation icon)들을 사용하여 유지될 수 있다.
- <8> 유사하게, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 또한 포함되는 데켈(Dekel) 등의 미국 특허 제 6,203,497호는 인체의 내부 이미지들을 가시화하는 시스템 및 방법을 설명한다. 신체의 내부 이미지들은 초음파 이미지화 변환기에 의해 획득되고, 이는 공간 측정기(spatial determinator)에 의해 기준 프레임(frame of reference)에서 추적된다. 기준 프레임에서 이미지들의 위치는 변환기 상의 고정된 지점에 대한 이미지들의 벡터 위치를 생성하도록 초음파 이미지화 변환기를 보정(calibrating)하여 측정된다. 그 다음에, 이 벡터 위치가 공간 측정기에 의해 측정된 기준 프레임에서의 변환기의 고정점의 위치 및 배향에 추가될 수 있다. 환자에게 사용된 의료 기기의 위치

및 배향도 공간 측정기들에 의해 기준 프레임에서 추적된다. 이 정보는 기기의 위치에 대해 공간적으로 관련된 시계(view)로부터 처리된 이미지들을 생성하는데 사용된다.

- <9> 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는, 버라드(Verard) 등의 미국 특허 제 6,892,090호는 가상 내시경을 위한 방법 및 장치를 설명한다. 환자의 공동에 존재하는 외과 기기의 시점으로부터 환자의 공동의 가상 3차원 장면(volumetric scene)을 시각적으로 묘사하는 외과 기기 항법(navigation) 시스템이 제공된다.
- <10> 몇몇 시스템들은 항법 및 이미지화 가이드로서, 초음파 이미지들과 함께 초음파 카테터 팁(tip; 첨단부)을 표시한다. 예를 들어, 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 또한 포함되는, 베슬리(Vesely) 등의 미국 특허 제 6,019,725호는 신체에 삽입된 외과 기기(예를 들어, 카테터, 프로브, 센서, 바늘 등)의 위치를 추적하고, 외과 기기 주변 환경의 3-D 이미지에 대한 외과 기기의 위치를 보이는 3-D 이미지를 표시하는 3-D 추적 및 이미지화 시스템을 설명한다. 3-D 추적 및 이미지화 시스템은 외과의가 신체 내측의 외과 기기를 유도하는 것을 돕는다.
- <11> 그 내용이 본원에 참고문헌으로서 포함되는, 리터(Ritter) 등의 미국 특허 제 7,020,512호는 환자의 몸 안의 의료 기기를 국지화(localize)하는 방법을 설명한다. 상이한 주파수들의 AC 자기 신호들이 환자의 몸 밖의 알려진 위치 지점들과 환자의 몸 안의 의료 기기 상의 지점들 간에 송신된다. 그 다음에, 송신된 AC 자기 신호들이 처리되어 의료 기기 상의 지점들의 위치, 즉 의료 기기의 위치를 측정한다. 이 처리는 상이한 주파수들에서 송신 및 수신된 신호들을 사용하여 근처의 금속의 영향들을 수정하는 것을 포함한다.
- <12> 또한, 미국 특허 제 7,020,512호는 다른 실시예를 설명하며, 여기서 기준 장치가 환자의 몸 안에 제공되고, 의료 장치는 기준 카테터에 대해 국지화된다. 적어도 2개의 주파수를 포함하는 신호들을 사용하는 것은 이 상대 국지화 실시예에서 사용될 수도 있고 또는 사용되지 않을 수도 있지만, 전형적으로 적어도 기준 카테터를 국지화하는데 사용된다.

**발명의 내용**

**해결 하고자하는 과제**

- <13> 심장과 같은, 해부학적 구조의 3 또는 4차원(3-D 또는 4-D, 본원에서 집합적으로 n-D로도 쓰임) 초음파 이미지는 많은 양의 시각 정보, 즉 보는 사람이 주변 배경으로부터 관심있는 특징부들을 구별 및 이해하기가 종종 어려울 정도로 많은 정보를 담고 있다. 본 발명은 관찰자, 전형적으로 시스템 운영담당자 또는 외과의(이하 조작자로 불림)가 총 n-D 이미지의 아주 작은 부분만을 선택 및 보게 하여 이 문제를 처리한다. 그 부분은 본원에서 "재구성 영역"으로 불리고, 전형적으로 해부학적 구조의 근처에 있는 그리고 몇몇 실시예들에서는 해부학적 구조 내에 있는 기기의 특정 거리 내에 있도록 사용자에게 의해 선택된다. 전형적으로, 해부학적 구조물은 장기이고, 기기는 장기 내에 삽입된 카테터이다.

**과제 해결수단**

- <14> 일 실시예에서, 재구성 영역은 3-D 공간 표상(spatial representation), 전형적으로, 장기의 맵에 첨부되고, 이 장기에 실제 기기가 전형적으로 삽입되어 있다. n-D 초음파 이미지는 상술한 한정된 재구성 영역 내에서만 표시될 수 있다. 다르게는, 영역 밖에서, n-D 초음파 이미지가 영역 내의 표시와는 상이하게 표시될 수 있다. 그 차이는 색, 투명도/불투명도, 해상도, 또는 다른 이미지 표시 변수들, 또는 이러한 변수들의 조합에 있을 수 있고, 이 차이는 전형적으로 영역 내의 요소들의 가시성을 개선하도록 선택된다. 부가적으로, 영역 밖에서 조작자는 3-D 공간 표상을 표시하거나 또는 표시하지 않도록 선택할 수 있다.
- <15> 변경 실시예에서, 재구성 영역은 3-D 공간 표상에 첨부되지 않는다. 오히려, 조작자는 재구성 영역 내의 n-D 초음파 이미지만을 표시한다. 다르게는, 조작자는 실질적으로 상술한 바와 같이 상이한 이미지 표시 변수들을 사용하여, 재구성 영역 내에 하나의 형태로, 그 영역 바깥에 다른 형태로, n-D 초음파 이미지를 표시할 수 있다.
- <16> 그러므로, 조작자는 관심있는 위치 근처에서 해부학적 특징부들(예를 들어, 카테터 팁이 위치되거나 초음파 카테터가 조준되는 곳)의 표시를 제공받는다. 이 표시로부터 조작자는 실제 기기가 장기의 일부분에 관련하여 이미지화되는 곳을 가시화할 수 있다. 그러므로, 이 표시는 조작자가 장기 내의 국지적 특징부들의 시각적 이해를 유지할 수 있게 한다. 이 표시는 이후 플래시라이트 뷰로 불린다.
- <17> 몇몇 실시예들에서, 기기를 나타내는 아이콘이 재구성 영역과 정합하여 플래시라이트 뷰 상에 제공될 수 있다.
- <18> 재구성 영역은 조작자에 의해 선택가능한, 하나 이상의 하기의 방법들에 의해 정의될 수 있다:

- <19> ● 삽입된 기기(예를 들어, 카테터의 팁)의 위치에 대응함.
- <20> ● 초음파 생성기와 같은 기기로부터의 초음파 빔의 방향에 대응함. 이 경우 그 영역은 전형적으로 빔의 방향에서 소정의 두께를 갖는 3차원 조각이다.
- <21> ● 조작자는 전형적으로 마우스와 같은 포인팅 장치를 사용하여 그 영역의 위치 및 사이즈를 바꿀 수 있다.
- <22> 첫번째 두 방법에 대해, 조작자는 기기가 움직일 때 표시가 갱신되도록 구성되거나 또는 선택된 위치에서 표시가 "정지(frozen)"될 수 있다.
- <23> 그러므로, 본 발명의 일 실시예에 따라,
- <24> 해부학적 구조의 초기 공간 표상을 획득하고;
- <25> 해부학적 구조 부근에 기기를 위치시키고;
- <26> 상기 기기의 위치를 측정하고;
- <27> 상기 위치에 반응하여 해부학적 구조의 일부의 이미지를 생성하고;
- <28> 상기 이미지를 초기 공간 표상에 첨부하여 조합된 공간 표상을 표시하는 것을 포함하는, 디스플레이 상에 해부학적 구조를 이미지화하는 방법이 제공된다.
- <29> 전형적으로, 상기 기기는 초음파 빔을 생성하게 구성된 카테터를 포함하고, 이미지를 생성하는 것은 초음파 빔의 방향에 반응하여 이미지를 생성하는 것을 포함한다. 이미지를 생성하는 것은 해부학적 구조의 부분의 범위들의 경계를 정하기 위해 포인팅 장치를 사용하는 것을 포함할 수 있다.
- <30> 일 실시예에서, 조합된 공간 표상을 표시하는 것은 이미지 표시 변수들을 사용하여 이미지를 표시하고 이미지 표시 변수들과는 상이한 공간 표상 표시 변수들을 사용하여 초기 공간 표상을 표시하는 것을 포함한다. 이미지 표시 변수들과 공간 표상 표시 변수들은 강도, 색, 해상도 및 투명도를 포함하는 변수들로부터 선택될 수 있다.
- <31> 일 실시예에서, 본 방법은 이미지의 범위의 경계를 정하는 해부학적 구조의 부분의 이미지의 정의를 생성하고, 이 정의를 초기 공간 표상에 적용하여 재정의된 공간 표상을 형성하는 것을 포함하고, 이미지를 첨부하는 것은 이미지를 재정의된 공간 표상에 첨부하는 것을 포함한다.
- <32> 해부학적 구조는 해부학적 장기의 표면을 포함할 수 있다.
- <33> 본 방법은 조합된 공간 표상과 정합하게 기기를 나타내는 아이콘을 중첩시키는 것을 포함할 수 있다.
- <34> 전형적으로, 초기 공간 표상은 카르토 맵(Carto map), 컴퓨터 단층촬영(CT) 이미지, 및 자기 공명(MR) 이미지 중 적어도 하나를 포함한다.
- <35> 다르게는, 초기 공간 표상은 초음파 이미지를 포함하고, 해부학적 구조의 부분의 이미지는 초음파 이미지의 섹션을 포함한다. 이 섹션은 일정 비율의 초음파 이미지를 포함할 수 있고, 상기 비율은 10 내지 50% 범위이다.
- <36> 전형적으로, 기기를 위치시키는 것은 해부학적 구조 내에 기기를 위치시키는 것을 포함한다.
- <37> 공개된 실시예에서, 본 방법은 기기의 배향을 측정하는 것을 포함하고, 이미지를 생성하는 것은 이 배향에 반응하여 이미지를 생성하는 것을 포함한다.
- <38> 본 발명의 일 실시예에 따라, 컴퓨터 명령들이 저장되는 유형의 컴퓨터-판독가능한 매체를 포함하는 디스플레이 상에 해부학적 구조를 보이기 위한 컴퓨터 소프트웨어 제품이 또한 제공되며, 이 명령들은 컴퓨터에 의해 판독될 때 컴퓨터가, 해부학적 구조의 초기 공간 표상을 획득하고, 해부학적 구조 근처에 있는 기기의 위치를 측정하고, 상기 위치에 반응하여 해부학적 구조의 일부의 이미지를 생성하고, 조합된 공간 표상을 형성하기 위해 상기 이미지를 초기 공간 표상에 첨부하고, 및 조합된 공간 표상을 표시하게 하는 것을 포함한다.
- <39> 본 발명의 일 실시예에 따라,
- <40> 해부학적 구조 근처에 기기를 위치시키고;
- <41> 기기의 위치를 측정하고;
- <42> 상기 위치에 반응하여 해부학적 구조의 이미지를 생성하고;

- <43> 상기 위치에 반응하여 이미지의 부분 영역을 정의하고;
- <44> 복합 이미지를 형성하기 위해, 부분 영역 내에 이미지에 제 1 표시 변수들을 적용하고, 부분 영역의 바깥의 이미지에 제 1 표시 변수들과는 상이한 제 2 표시 변수들을 적용하고;
- <45> 디스플레이 상에 복합 이미지를 제공하는 것을 포함하는, 디스플레이 상에 해부학적 구조를 이미지화하는 방법이 또한 제공된다.
- <46> 일 실시예에서, 제 2 표시 변수들을 적용하는 것은 그 안에 이미지 정보를 갖지 않는 부분 영역 바깥에 이미지를 표시하는 것을 포함한다.
- <47> 전형적으로, 기기는 초음파 빔을 생성하게 구성된 카테터를 포함하고, 부분 영역을 정의하는 것은 빔의 방향에 반응하여 영역의 범위의 경계를 정하는 것을 포함한다.
- <48> 본 발명의 일 실시예에 따라,
- <49> 해부학적 구조 근처에 위치하게 구성되는 기기;
- <50> 기기에 커플링되게 구성되는 프로세서를 포함하는 해부학적 구조의 이미지화 장치가 또한 제공되고, 상기 프로세서는 해부학적 구조의 초기 공간 표상을 획득하고, 기기의 위치를 측정하고, 상기 위치에 반응하여 해부학적 구조의 일부의 이미지를 생성하고, 디스플레이 상에 조합된 공간 표상을 제공하기 위해 상기 이미지를 초기 공간 표상 상에 첨부하게 배치된다.
- <51> 본 발명의 일 실시예에 따라,
- <52> 해부학적 구조 근처에 위치되게 구성되는 기기;
- <53> 기기의 위치를 측정하고, 상기 위치에 반응하여 해부학적 구조의 이미지를 생성하고, 상기 위치에 반응하여 이미지의 부분 영역을 정의하고, 복합 이미지를 형성하기 위해 상기 부분 영역 내의 이미지에 제 1 표시 변수들을 적용하고 제 1 표시 변수들과는 상이한 제 2 표시 변수들을 부분 영역 밖의 이미지에 적용하고, 디스플레이 상에 복합 이미지를 제공하는 프로세서를 포함하는, 디스플레이 상에 해부학적 구조를 이미지화하는 장치가 또한 제공된다.

**효 과**

- <54> 본 발명은 상이한 해부학적 구조들, 전형적으로 공동(cavity)들을 포함하는 구조들의 이미지들을 보는데 사용될 수 있다.

**발명의 실시를 위한 구체적인 내용**

- <55> 하기의 설명에서, 수많은 특정 세부사항들이 본 발명의 완전한 이해를 위해 제시된다. 그러나, 본 발명은 이러한 특정 세부사항들없이 실시될 수 있음이 당업자에게 명백할 것이다. 다른 예들에서, 종래의 알고리즘 및 프로세스들을 위한 공지된 회로들, 제어 로직, 및 컴퓨터 프로그램 명령들의 세부사항들은 본 발명을 불필요하게 불명료하게 하지 않도록 상세히 나타내지 않았다.
- <56> 본 발명의 특징들을 구현하는 소프트웨어 프로그래밍 코드는 전형적으로 유형의 컴퓨터-관독가능한 매체와 같은 영구적 저장장치에 유지된다. 클라이언트-서버 환경에서, 이러한 소프트웨어 프로그래밍 코드는 클라이언트 또는 서버에 저장될 수 있다. 소프트웨어 프로그래밍 코드는 데이터 처리 시스템과 함께 사용하기 위해 공지된 다양한 임의의 매체에 구현될 수 있다. 이는 디스크 드라이브, 자기 테이프, 콤팩트 디스크(CD), 디지털 비디오 디스크(DVD)와 같은 자기적 및 광학적 저장 장치들을 포함하지만 이에 한정되지 않고, 반송파를 갖거나 또는 갖지 않는 전송 매체에 구현된 컴퓨터 명령 신호들이 변조된다. 예를 들어, 전송 매체는 인터넷과 같은 통신 네트워크를 포함할 수 있다. 부가적으로, 본 발명이 컴퓨터소프트웨어로 구현될 수 있지만, 본 발명을 실시하는데 필요한 기능들은 다르게는 응용예에-특정적인 집적회로들 또는 다른 하드웨어, 또는 하드웨어 구성요소들과 소프트웨어의 몇몇 조합과 같은 하드웨어 구성요소들을 사용하여 부분적으로 또는 전체적으로 구현될 수 있다.
- <57> 본 발명의 실시예들은 상이한 해부학적 구조들, 전형적으로 공동(cavity)들을 포함하는 구조들의 이미지들을 보는데 사용될 수 있다. 이하, 일례로서, 해부학적 구조는 환자의 심장을 포함하는 것으로 가정한다.
- <58> 이제 도면들로 가서, 도 1을 처음에 참조하면, 이는 본 발명의 공개된 실시예에 따라, 심장(24)의 플래시라이트 뷰를 획득하기 위한 시스템(20)의 도면이다. 시스템(20)은 본원에서 외과의로 가정되는 시스템(20)의 조작자에

의해 정맥 또는 동맥을 통해 심실로 삽입되는 카테터(27)를 포함한다. 카테터(27)는 전형적으로 외과의에 의한 카테터의 작동을 위한 핸들(28)을 포함한다. 핸들(28)을 적절히 제어하면 외과의가 원하는 바에 따라 카테터(27)의 말단부(29)를 조향, 위치 및 배향시킬 수 있다.

- <59> 시스템(20)은 카테터(27)의 장소 및 배향 좌표들을 측정하는 위치결정 서브시스템(30)을 포함한다. 명세서 및 청구범위에서, 용어 "장소"는 카테터(27)와 같은 물체의 공간 좌표들을 의미하고, 용어 "배향"은 물체의 각도 좌표들을 의미하고, 용어 "위치"는 장소 및 배향 좌표들 모두를 포함하는 물체의 전체 위치 정보를 의미한다.
- <60> 일 실시예에서, 위치결정 서브시스템(30)은 카테터(27)의 위치를 측정하는 자기적 위치 추적 시스템을 포함한다. 위치결정 서브시스템(30)은 환자 근처의 예정된 작업 체적에 자기장들을 생성하고, 카테터(27)에서 이러한 장을 감지한다. 위치결정 서브시스템(30)은 전형적으로 환자 외부의 고정된 알려진 위치들에 위치된, 장 생성 코일(31)들과 같은 한 조(set)의 외부 방사기들을 포함한다. 코일(31)들은 심장(24) 근처에 장, 전형적으로 자기장들을 생성한다.
- <61> 콘솔(34; console)은 카테터에서 위치 센서(32)에 의해 의해 송신된 신호들에 근거하여 카테터(27)의 장소 및 배향을 계산하는 위치결정 프로세서(36)를 포함한다. 위치결정 프로세서(36)는 전형적으로 센서(32)로부터의 신호들을 케이블(33)들을 통해 수신하고, 프로세서는 신호들을 증폭, 필터링, 디지털화, 및 다르게는 처리한다. 콘솔(34)은 이미지 프로세서(43)를 또한 포함한다. 후술하는 바와 같이, 프로세서(43)는 콘솔에 의해 수신된 이미지 데이터를 처리하고, 처리된 데이터를 이미지로서 디스플레이(44) 상에 출력한다. 콘솔(34)은 외과의가 조작하는 시스템(20)이 외과의가 보려고 선택하는 전형적으로 그래픽 사용자 인터페이스(GUI)를 통해 시스템을 제어할 수 있게 하는, 트랙볼, 마우스, 및/또는 조이스틱과 같은 포인팅 장치(45)를 포함한다. 명확성을 위해, GUI는 도 1에 도시되지 않았다. GUI는 디스플레이(44) 상에, 또는 다른 디스플레이 상에서 보일 수 있다.
- <62> 본 발명의 실시예들에 사용될 수 있는 몇몇 위치 추적 시스템들이 예를 들어, 상기 인용한 미국 특허 제 6,690,963호, 및 미국 특허들 제 6,618,612호, 및 제 6,332,089호, 및 미국 특허출원 공보 2004/0147920 A1호 및 2004/0068178 A1호에 설명되어 있고, 이들 모두가 참고문헌으로서 본원에 포함된다. 비록 위치결정 서브시스템(30)이 자기장을 사용하지만, 본 발명의 실시예들은 전자기장 측정값, 음향 측정값 및/또는 초음파 측정값에 기반한 시스템들과 같은 임의의 다른 적절한 위치결정 시스템을 사용하여 실시될 수 있다.
- <63> 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라, 도 1에 도시한 시스템에 사용되는 카테터(27)의 말단부(29)의 도면이다. 상술한 생성된 자기장들은 감지된 장들에 반응하여 위치-관련 전기적 신호들을 케이블(33)들을 통해 콘솔(34)로 송신하는 위치 센서(32)에 의해 감지된다. 다르게는, 위치 센서(32)는 무선 링크를 통해 콘솔로 신호를 송신할 수 있다.
- <64> 다른 실시예에서, 코일과 같은 카테터의 방사기가 환자의 몸 밖의 센서들에 의해 수신되는 자기장들을 생성한다. 외부 센서들은 위치-관련 전기 신호들을 생성한다.
- <65> 몇몇 실시예들에서, 카테터(27)는 초음파 이미지화 센서(39)를 포함한다. 초음파 이미지화 센서(39)는 전형적으로 초음파 변환기(40)들의 배열을 포함한다. 초음파 변환기(40)들이 선형 배열 구성으로 배치된 것으로 도시되었지만, 원형 또는 볼록 구성과 같은 다른 배열 구성도 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 변환기(40)들은 압전 변환기들이다. 초음파 변환기(40)들은 카테터의 벽 또는 몸 안의 구멍을 정의하는, 윈도우(41)에 인접하게 위치한다. 초음파 이미지화 센서(39)는 후술하는 바와 같이, 심장(24; 도 1)의 초음파 이미지를 만든다.
- <66> 몇몇 실시예들에서, 카테터(27)의 말단부(29)는 전자-생리학적 맵핑 및 고주파(RF) 절제와 같은, 진단 기능, 치료 기능, 또는 모두를 수행하기 위한 하나 이상의 전극(42)을 또한 포함한다. 일 실시예에서, 전극(42)은 국지적 전위들을 감지하는데 사용될 수 있고, 전위들은 카르토 맵(하기에 상술함)을 생성하는데 사용될 수 있다. 전극(42)에 의해 측정된 전위는 심내막 표면 상의 국소 전기적 활성도를 맵핑하는데 사용될 수 있다. 전극(42)이 심장(24; 도 1)의 내면 상의 한 지점과 접촉 또는 인접하게 될 때, 전극은 그 지점에서 국소 전위를 측정한다. 측정된 전위들은 전기 신호들로 변환되고 카테터(27)를 통해 이미지 프로세서(43; 도 1)로 송신된다. 다른 실시예들에서, 국소 전위들은 모두 콘솔(34)에 연결된, 적절한 전극들 및 위치 센서를 포함하는, 카테터(27)와 일반적으로 유사한, 다른 카테터로부터 얻어진다.(명확성을 위해, 다른 카테터는 도 1에 도시안함)
- <67> 다른 실시예들에서, 전극(42)은 다양한 조직 특성들, 온도, 및 혈류와 같은 상술한 전위들과는 상이한 변수들을 측정하는데 사용될 수 있다. 비록 전극(42)이 단일 링(ring) 전극으로서 도시되었지만, 카테터(27)는 전형적으로 당업계에 공지된 형태의, 실질적으로 임의의 편리한 개수의 전극들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 카테터(27)는 상술한 진단 및 치료 기능들을 수행하기 위해 2개 이상의 링 전극들, 다수의 또는 일정 배열의 포인트

전극들, 팁 전극들, 또는 이러한 타입들의 전극들의 임의의 조합을 포함할 수 있다.

- <68> 위치 센서(32)는 전형적으로 초음파 변환기(40)들과 전극(42)에 인접한, 카테터(27)의 말단부(29) 내에 위치된다. 전형적으로, 초음파 이미지화 센서(39)의 초음파 변환기(40)들과 전극(42), 위치 센서(32)들 간의 장소 및 배향 오프셋(offset)은 일정하다. 이러한 오프셋들은 위치 센서(32)의 측정된 위치가 주어지고 전극(42)과 초음파 이미지화 센서(39)의 위치들을 유도하기 위해 위치결정 프로세서(36; 도 1)에 의해 전형적으로 사용된다. 다른 실시예에서, 카테터(27)는 초음파 변환기(40)들과 전극(42)에 관해 일정한 장소 및 배향 오프셋들을 각각 갖는, 둘 이상의 위치 센서(32)를 포함한다. 몇몇 실시예들에서, 오프셋들(또는 등가의 보정 변수들)은 사전에-보정되어 있고 위치결정 프로세서(36; 도 1)에 저장되어 있다. 다르게는, 오프셋들은 전형적으로 카테터(27)의 핸들(28)에 장착되는, 전기적으로 프로그래밍가능한 읽기전용 메모리(EPROM)와 같은 메모리 장치에 저장될 수 있다.
- <69> 위치 센서(32)는 상술한 미국 특허 제 6,690,963호에 설명한 것과 같은, 3개의 비-동심 코일(도시않음)을 포함한다. 다르게는, 임의의 개수의 동심 또는 비-동심 코일들, 홀(Hall)-효과 센서들 및/또는 자기-저항 센서들을 포함하는 센서들과 같은, 임의의 다른 적절한 위치 센서 장치가 사용될 수 있다.
- <70> 일 실시예에서, 초음파 이미지화 센서(39)는 16 내지 64개의 초음파 변환기(40)들, 전형적으로 48 내지 64개의 초음파 변환기(40)들을 포함한다. 전형적으로, 초음파 변환기(40)들은, 수 mm 내지 약 16cm 범위의 전형적인 관통 깊이를 갖고, 5-10MHz 범위의 중심 주파수에서 초음파 에너지를 생성한다. 관통 깊이는 초음파 이미지화 센서(39)의 특성들, 주변 조직 및 작동 주파수의 특성들에 의존한다. 다른 실시예들에서, 다른 적절한 주파수 범위들 및 관통 깊이들이 사용될 수 있다.
- <71> 전형적으로, 초음파 이미지화 변환기(40)들은 위상 배열로서 작용하고, 윈도우(41)를 통해 배열 개구(array aperture)로부터 초음파 빔을 함께 전송한다. 일 실시예에서, 배열은 초음파 에너지를 한번에 송신한 다음에 주변 조직으로부터 반사된 초음파 신호들을 수신하기 위한 수신 모드로 전환된다. 전형적으로, 초음파 이미지화 변환기(40)들은 원하는 방향으로 초음파 빔을 조향하기 위해 제어된 방식으로 개별적으로 구동된다. 변환기들의 타이밍을 적절히 정하여, 생성된 초음파 빔이 변환기 배열로부터 소정의 거리에서 빔이 집중되도록 동심적으로 만곡된 파면이 주어질 수 있다.
- <72> 반사된 초음파를 수신한 후, 초음파 변환기(40)들은 반사된 초음파에 근거한 전기 신호들을 케이블(33)들을 통해 콘솔(34)의 이미지 프로세서(43)로 송신한다. 프로세서는 신호들로부터 초음파 이미지들을 생성하고, 이미지들과 위치 정보를 사용하여 환자의 심장의 목표 구조의 3차원 초음파 이미지를 생성한다.
- <73> 전형적으로, 초음파 이미지들과 위치 측정값들 모두가 신체-표면 심전도(ECG) 신호 또는 심장내 심전도에 관해 신호 및 이미지 포착물들을 게이팅(gating)하여 심장 사이클과 동기화된다. 일 실시예에서, ECG 신호는 전극에 의해 만들어질 수 있다. 심장의 특징부들이 그 형상 및 위치를 심장의 주기적 수축 및 이완 중에 바꾸므로, 전체 이미지화 과정은 전형적으로 이 기간에 관해 특정 타이밍에서 수행된다.
- <74> 몇몇 실시예들에서, 각각의 세트의 이미지들 및 위치 데이터가 상이한 시간의 심장 사이클에서 얻어진다. 각각의 세트의 이미지 및 위치 데이터는 일정 시점에서 심장의 3-D 이미지를 구성하는데 사용될 수 있고, 3-D 이미지는 4-D(시변) 이미지를 형성하도록 조합될 수 있다.
- <75> 도 3은 본 발명의 공개된 실시예에 따른 심장의 플래시라이트 뷰(100)의 대략도이다. 플래시라이트 뷰(100)는 디스플레이(44) 상에 생성된다. 플래시라이트 뷰(100)에서, 해부학적 구조의 3-D 초음파 이미지(104)의 부분(102)이 도시된다. 부분(102)은 본원에서 재구성 영역(102)으로도 불린다. 전형적으로, 영역(102)의 지역에서 전체 초음파 이미지(104)의 약 10 내지 50%의 영역의 범위에 있다. 전형적으로, 영역(102)의 치수 및 경계부들, 결국에는 그 면적이 하기에 상술하는 바와 같이 시스템(20)의 조작자에 의해 수정될 수 있다. 일례로서, 하기의 설명에서, 해부학적 구조는 심장(24; 도 1)으로 가정된다.
- <76> 재구성 영역(102) 내에서, 이미지 프로세서(43)는 이미지(104)의 상세한 부분을 생성한다. 프로세서(43)는 영역(102)과 정합하는, 카테터(27)를 나타내는, 아이콘(110)을 또한 생성한다. 재구성 영역(102) 밖에서, 이미지 프로세서(43)는 영역(102)과는 상이한 변수들을 갖게 이미지(104)를 생성한다. 이미지(104)의 두 부분 간의 차이들은 전형적으로 색, 색조, 강도, 투명도/불투명도, 해상도, 또는 다른 이미지 변수들, 또는 이러한 변수들의 조합의 차이들을 포함한다. 전형적으로, 차이들은 영역 밖의 요소들의 가시성에 비해 재구성 영역(102) 내의 요소들의 가시성을 개선하게 선택된다.
- <77> 일례로서, 재구성 영역(102)은 아이콘(110)의 팁(120) 사에 중심조정된 구체(sphere)에 의해 교차되는 심장(2

4)의 거의 편평한 섹션에 상응한다고 가정된다. 이 경우, 재구성 영역은 팀(120)에 직접적으로 정합한다. 재구성 영역(120)의 사이즈는 조작자에 의해, 전형적으로 디스플레이(44; 도 1) 상에서 조작자에게 제공되는 그래픽 사용자 인터페이스(GUI)를 통해 조작자가 사이즈 변수를 바꿔 설정될 수 있다. 본 발명의 몇몇 실시예들에서, 재구성 영역의 중심은 팀(120)이 아닌 지점일 수 있어, 재구성 영역이 팀(120)과 직접 정합하지 않는다. 예를 들어, 중심은 조작자에 의해 정의된, 팀에 대해 고정된 방향에 있을 수 있다. 부가적으로 또는 다르게는, 중심은 조작자가 조작하는 포인팅 장치(45)에 의해 수정될 수 있다.

<78> 시스템(20)의 조작자는 다른 기준에 따라 영역(102)의 치수들을 정할 수 있다. 예를 들어, 하나의 기준은 말단부(29)로부터 나오는 초음파 빔의 방향을 포함할 수 있고, 조작자는 영역(102)의 경계를 정하는데 사용되는 빔의 일반적인 방향에서 슬라이스의 치수들을 정할 수 있다. 다르게는 또는 부가적으로, 조작자는 영역(102)의 치수들을 정하기 위해 디스플레이(44)와 연계하여 장치(45)와 같은 포인팅 장치를 사용할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 조작자는 디스플레이(44) 상의 원하는 위치에 포인팅 장치에 의해 정의된 영역을 재위치시킬 수 있다.

<79> 몇몇 실시예들에서, 영역(102) 내의 이미지(104)의 요소들만이 디스플레이(44) 상에 도시되고, 영역 밖의 요소들은 이미지 정보를 갖지 않게 표시된다. 예를 들어, 프로세서(43)는 영역(102) 밖의 이미지 변수들의 강도를 실질적으로 0으로 설정하거나 단일 색을 포함하게 설정할 수 있다.

<80> 이제 도 4a를 참조하면, 이는 본 발명의 공개된 실시예에 따른, 심장의 플래시라이트 뷰(150)의 개략도이다. 뷰(100)에 대해, 플래시라이트 뷰(150)는 디스플레이(44) 상에 도시된다. 플래시라이트 뷰(150)는 뷰(100)가 실질적으로 초음파 이미지[이미지(104)]로부터만 생성되는데 반해, 뷰(150)에서 초음파 이미지가 다른 타입의 이미지에 첨부된다는 점에서 플래시라이트 뷰(100; 도 3)와 상이하다.

<81> 도 4a에서, 카르토 맵(155)이 도시되어 있다. 카르토 맵(155)은 3-D 색상-식별(color coded)되거나, 또는 3-D 계조-식별되는, 예를 들어, 미국 캘리포니아 91765, 다이아몬드 바 다이아몬드 캐년 로드 3333 소재의 바이오센스 웹스터 인코포레이티드로부터 입수가 가능한 카르토-바이오센스® 내비게이션 시스템을 사용하여 얻어질 수 있는 심장의 전기적-해부학적 맵이다. 디스플레이(44) 상에서, 카르토 맵(155)은 전형적으로 흑색 배경 상에, 상이한 색들 및 명암으로 도시된다. 도 4a에서, 카르토 맵은 주로 백색 영역으로 도시된다. 디스플레이(44) 상에 흑색으로 도시된 도 4a의 영역(151)은 도면에 평행한 대각선 음영선으로 표현되어 있다.

<82> 플래시라이트 뷰(150)는 더 큰 초음파 이미지로부터 형성된 재구성 영역(154)만을 맵(155)에 첨부하여 형성된다. 명확성을 위해, 더 큰 초음파 이미지는 도 4a에 도시하지 않았지만, 전형적으로 더 큰 초음파 이미지는 영역(151)의 섹션들을 실질적으로 포괄한다. 도 4a에서, 재구성 영역(154)은 점선 영역으로 도시되어 있고, 더 큰 초음파 이미지로부터 만들어진 더 작은 초음파 이미지(160)를 형성한다. 재구성 영역(154)은 일반적으로 구형 초승달(spherical lune)과 유사하고, 유한한 두께를 갖는 오렌지 껍질의 섹션과 일반적으로 유사하다고 생각될 수 있다. 조작자는 일례로서 포인팅 장치(45)와 함께 아이콘에 연계된 화살표와 아이콘(190)을 사용하여, 그 경계들 및 두께를 포함하는, 영역(154)의 범위를 정한다고 가정한다. 예를 들어, 화살표들의 끝들은 사용자가 재구성 영역 치수를 수정할 수 있게 하는 "핸들"로서 실시될 수 있다. 그러나, 영역의 경계를 정하는 임의의 다른 편리한 방법이 사용될 수 있다. 아이콘(190)은 카테터(27)의 말단부(29)를 제공한다. 영역(154)은 비-평행 해칭선들을 갖는 영역(170)으로서 도 4a에 도시된 제 1 평면과, 선(171)으로서 도시된 제 2 평면에 의해 경계지어진다. 영역(170)을 정의하는 두 만곡선(172 173)들 간의 분할은 영역(154)의 두께를 예시한다.

<83> 플래시라이트 뷰(150)에서 재구성 영역(154)은 맵(155)에 첨부되어, 맵이 영역 상에 중첩되게 보인다. 재구성 영역(154) 및 맵(155) 밖에서, 더 큰 초음파 이미지가 표시되지 않는다(0의 강도를 가짐).

<84> 상술한 설명은 카르토 맵이 플래시라이트 뷰(150)에 사용된다고 가정했다. MRI 맵 또는 CT 맵과 같은 다른 맵들이 플래시라이트 뷰에서 카르토 맵 대신에 사용될 수 있고, 이러한 모든 맵들은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 가정한다.

<85> 도 4b는 본 발명의 다른 공개된 추가 실시예에 따른 심장의 플래시라이트 뷰(195)의 개략도이다. 후술하는 차이점들과는 별개로, 플래시라이트 뷰(195)는 일반적으로 플래시라이트 뷰(150)와 일반적으로 유사하고, 도 도면에서 동일한 도면부호들로 표시된 요소들은 구성 및 작동에서 일반적으로 유사하다. 플래시라이트 뷰(150)에서, 조작자는 재구성 영역의 정의에서 맵(155)을 포함하고, 맵은 절단되어 재정의된다. 맵의 절단들을 정하는 평면들이 선(171)의 섹션(164)과 타원(162)에 의해 도 4b에 개략적으로 도시되어 있다. 플래시라이트 뷰(150)에서 뷰(150)에 불명확한 영역(154)의 부분(166)이 조작자에게 보일 수 있다. 또 다른 실시예에서, 조작자는 타원(162) 내에 있는 영역(154)의 일부분(168)을 적어도 부분적으로 보일 수 있게 할 수 있다.

- <86> 이제 도 5를 참조하면, 이는 본 발명의 공개된 실시예에 따른 플래시라이트 뷰를 표시하는 방법을 예시하는 흐름도(201)이다. 본 방법은 도 3, 도 4a 및 도 4b의 플래시라이트 뷰(100, 150, 195)들을 참조하여 설명된다.
- <87> 초기 단계(205)에서, 심장(24)의 제 1 공간 표상이 획득된다. 도 3의 예에서, 제 1 공간 표상은 3-D 초음파 이미지(104)를 포함하고; 도 4a 및 도 4b의 예들에서, 제 1 공간 표상은 맵(155)을 포함한다. 다른 실시예들에서, 제 1 공간 표상은 심장의 전기-해부학적 맵, CT(컴퓨터 단층촬영) 이미지, MR(자기 공명) 이미지, 또는 임의의 다른 이미지, 또는 이러한 이미지들의 조합을 포함할 수 있다.
- <88> 결정 단계(207)에서, 조작자는 임의의 다른 타입의 공간 표상이 표시될지 결정한다. 결정 단계(207)의 결과는 전형적으로 조작자에 의해 선택된 옵션들, 및/또는 조작자에게 사용가능한 공간 표상들에 의존한다. 도 3의 예에서, 결정 단계(207)의 결과는 부정적이다. 도 4a 및 도 4b의 예들에서, 결정 단계(207)의 결과는 제 1 시도(pass)에서 긍정적이고 제 2 시도에서 부정적이다. 본 발명의 몇몇 실시예들에서, 하나 이상의 과잉 공간 표상이 조작자에 의해 선택되고, 예를 들어, 조작자가 CT 맵과 MR 맵을 선택하여, 단계(207)을 통해 1회 이상 시도할 수 있다.
- <89> 결정 단계(207)에서의 판정이 긍정이면, 제어가 단계(210)로 진행하며, 여기서 추가적인 공간 표상이 획득된다. 추가적인 공간 표상은 초기 단계(205)를 참조하여 본원에서 설명한 타입들 중 임의의 것을 포함할 수 있다. 도 4a 및 도 4b의 예들에서, 추가적인 공간 표상은 도 4a 및 도 4b를 참조하여 상술한 더 큰 초음파 맵을 포함한다. 추가적인 공간 표상들은 전형적으로 세그먼트들로 사전에-획득된 다음에 재구성된다. 그러나, 추가적인 공간 표상들은 흐름도(201) 실시 중에 획득될 수 있다.
- <90> 단계(215)에서, 이미지 프로세서(43)는 2개의 표현을 정합시킨다. 그러므로, 도 4a 및 도 4b를 참조하여 상술한 더 큰 초음파 이미지가 맵(155)과 정합하여 배치되어 복합 또는 조합 이미지를 생성한다. 적절한 정합 기술들이 미국 특허 제 6,650,927호에 설명되어 있고, 이는 본 발명의 양수인에게 양도되어 있고, 본원에 참고문헌으로서 포함된다. 예를 들어, 더 큰 초음파 이미지와 카르토 맵(155) 모두에게 공통적인 지표(landmark)들 및/또는 다른 기준 표시들이, 전형적으로 자동적으로, 인식되지만, 다르게는 또는 부가적으로 조작자로부터 도움을 받는다. 공통의 특징부들이 정렬될 때까지 더 큰 초음파 이미지의 축척이 수정되고 이미지가 재위치되고 회전된다. 제어가 결정 단계(207)로 복귀한다.
- <91> 결정 단계(207)에서의 판정이 부정적이면, 제어는 단계(218)로 진행한다. 단계(218)에서, 사용자는 전형적으로 GUI를 사용하여, 복합 이미지의 표시를 위한 변수들을 지정한다. 변수들은 공간 표상들의 표시를 위한 가시적 모드(visual mode)들을 정의하고, 재구성 영역(상술함) 내의 표시를 위한 제 1 표시 변수들과 재구성 영역 밖의 표시를 위한 제 2 표시 변수들을 포함한다. 변수들은 특히 해상도, 강도, 색, 및 투명도(즉, 투명, 부분 투명, 또는 불투명)를 포함할 수 있다. 변수들은 카테터 또는 다른 기기의 아이콘이 표시될지 여부를 포함할 수도 있다. 본 발명의 몇몇 실시예들에서, 변수들은 사전-선택되어 있을 수 있고, 이 경우 단계(218)는 단계(205) 전에 수행된 것으로 간주될 수 있다.
- <92> 단계(220)에서, 위치결정 프로세서(36)는 카테터(27)의 말단부(29)의 장소 및 배향을 측정한다. 카테터(27)의 말단부(29)의 장소 및 배향의 측정 방법들은 도 1을 참조하여 상술되어 있다.
- <93> 단계(225)에서, 카테터의 아이콘이 표시되게 수행되면, 이미지 프로세서(43)가 단계(207)가 부정적 답을 반환한 후에 사용가능한 이미지와 정합하는 카테터(27)의 말단부(29)를 타나내는 아이콘(190; 도 4a 및 도 4b) 또는 아이콘(110; 도 3)을 배치한다. 이미지는 단계(215)가 수행되었으면 복합 이미지이다. 단계(215)가 수행되지 않았으면, 이미지는 제 1 공간 표상으로 구성된다.
- <94> 단계(230)에서, 조작자는 전형적으로 도 4a를 참조하여 상술한 바와 같이 조작자가 영역의 치수를 수정하여 및/또는 조작자가 디스플레이(44; 도 1)에 사용자에게 제공된 그래픽 사용자 인터페이스(GUI)를 통해 사이즈 변수들을 바꿔, 단계(220)에서 측정된 단부(29)에 대한 재구성 영역의 형상 및 사이즈를 특정한다. 본 발명의 몇몇 실시예들에서, 사용자는 포인팅 장치(45)를 수정하여 또는 부가적인 변수들, 예를 들어, 초음파 빔의 방향에서 카테터(27)의 말단부로부터의 거리를 특정하여, 재구성 영역의 치수를 특정할 수 있다. 본 발명의 다른 실시예들에서, 재구성 영역의 중심은 카테터의 말단부일 수 있다.
- <95> 단계(235)에서, 이미지 프로세서(43)는 단계(230)에서 입력된 값들로부터 재구성 영역의 범위를 판정하고, 단계(218)의 이미지 변수들을 영역에 및 디스플레이(44)에 제공되는 이미지의 나머지에 적용한다.
- <96> 그러므로, 플래시라이트 뷰(100; 도 3)의 경우에, 프로세서(43)는 재구성 영역(102)의 범위를 결정하고, 영역

내외에서 단계(218)의 이미지 변수들을 적용한다. 재구성 영역(102) 상에 중심조정된 틱(120)을 갖는 아이콘(110)에 대한 변수들도 계산될 수 있다. 전형적으로, 영역(102) 내의 이미지 변수들은 영역 밖의 이미지 변수들보다 조작자에게 더 상세하거나 및/또는 더 나은 가시성을 제공한다.

- <97> 플래시라이트 뷰(150; 도 4a)의 경우에, 프로세서(43)는 재구성 영역(154)의 범위를 결정하고, 영역 내외에 단계(218)의 이미지 변수들을 적용한다. 영역(154)의 치수들은 더 큰 초음파 이미지(도 4a를 참조하여 상술함)에만 적용된다. 플래시라이트 뷰(150)에서, 이미지 변수들은 아래에 있는 초음파 이미지의 부분을 불명료하게 보이게 하고, 완전합 맵(155)이 표시되도록 맵(155)에 첨가된다.
- <98> 플래시라이트 뷰(195; 도 4b)는 맵이 영역(154)의 조작자가 정의한 치수들에 맞도록 절단되도록 영역(154)의 치수들이 맵(155)에도 적용되는 점을 제외하고 일반적으로 뷰(150)와 유사하다.
- <99> 흐름도(201)의 마지막 단계(240)에서, 이미지 프로세서(43)는 디스플레이(44) 상에 단계(235)에서 정해진 플래시라이트 뷰의 2-D 투영도를 제공한다.
- <100> 전형적으로, 이미지 프로세서(43; 도 1)는 플래시라이트 뷰를 조작자에게 실질적으로 연속적으로 실시간으로 제공하기 위해 흐름도(201)를 반복한다.
- <101> 흐름도(201)의 단계들은 반드시 도시된 순서로 수행될 필요는 없다는 점을 이해해야 한다. 예를 들어, 단계(210)가 단계(205)보다 먼저 수행되거나, 또는 동시에 수행될 수 있다. 다른 순서 변경들이 당업자에게 명백할 것이다.
- <102> 플래시라이트 뷰(100, 150, 195)들이 예로서 본원에 제공되었지만, 다른 타입의 플래시라이트 뷰가 디스플레이(44) 상에 조작자에게 제공될 수 있음이 이해될 것이다.
- <103> 예를 들어, 플래시라이트 뷰(100)를 참조하면, 영역(102)과 영역 밖의 지역을 도시하는 디스플레이(44) 대신에, 조작자는 영역(102)만을 도시하고, 예를 들어, 영역 밖의 지역이 흑색과 같은 하나의 색을 갖게 하여 디스플레이(44)가 영역 밖에서 이미지 정보를 제공하지 않게 선택할 수 있다.
- <104> 플래시라이트 뷰(150)를 참조하면, 조작자는 영역 밖의 이미지 정보가 없는 초음파 이미지(160)만을 도시하거나, 또는 이미지가 맵에 중첩되게 보이도록 이미지(160)를 맵(155)에 첨부하게 선택할 수 있다. 후자의 경우 이미지는 맵을 불명료하게 보이게 한다. 다르게는, 조작자는 단계(218)에서 변수들을 선택하여 이미지 또는 맵이 겹쳐지는 곳에서 부분적으로 투명하게 하여 불명료함이 없도록 선택할 수 있다.
- <105> 플래시라이트 뷰(195)를 참조하면, 조작자는 일부를 자른 맵(155)만을 도시하고, 초음파 이미지(160)를 도시하지 않도록 선택할 수 있다. 다르게는, 일부-절단 맵의 적어도 일부가 부분적으로 투명하게 되어 영역(154)에 의해 정의된 아래의 초음파 이미지(160)가 보일 수 있다.
- <106> 다른 실시예에서, 본원에서 상술한 기술들은 다른 해부학적 구조들, 예를 들어, 위와 같은 심장과는 별개의 장기들에 적용될 수 있다.
- <107> 상술한 실시예들은 일례로서 인용되었고, 본 발명은 상세하게 도시 및 상술한 것에 한정되지 않음이 이해될 것이다. 오히려, 본 발명의 범위는 상술한 다양한 특징들의 조합 및 하위 조합들, 및 상술한 설명을 읽을 때 당업자에게 떠오를 수 있고 종래기술에 공개되지 않은 변경 및 수정 모두를 포함한다.

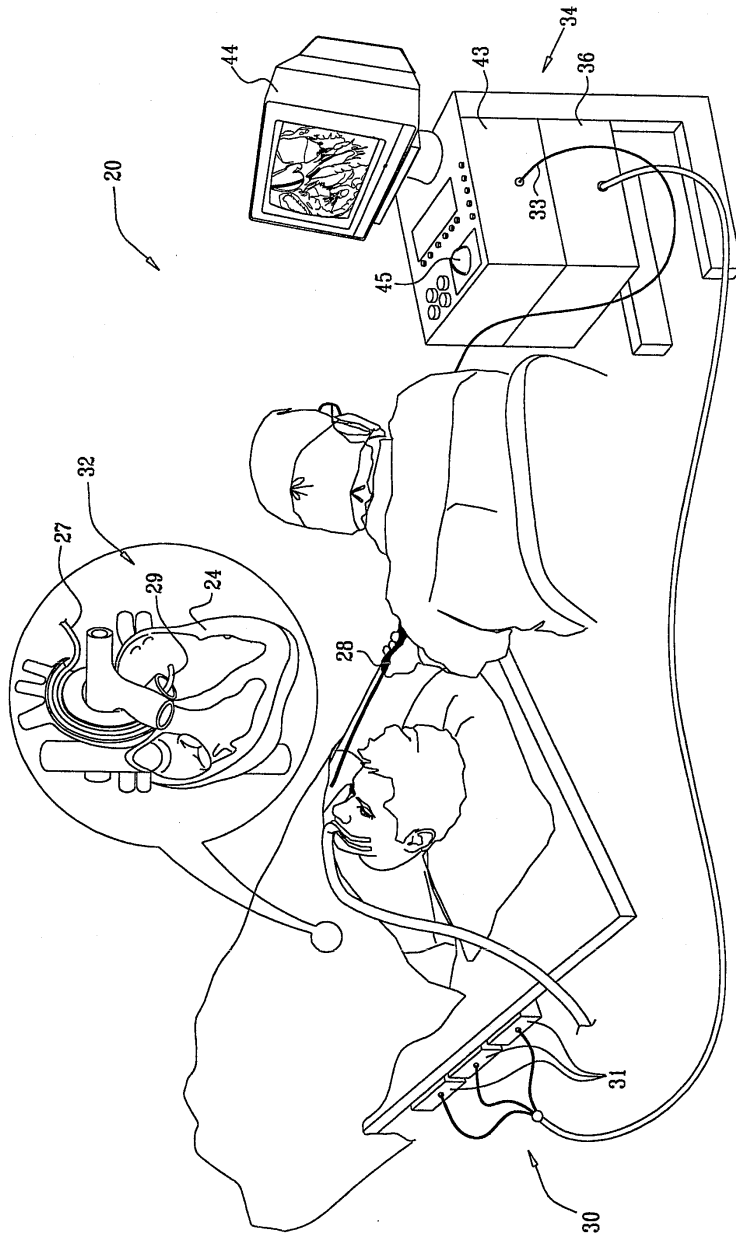
**도면의 간단한 설명**

- <108> 본 발명의 이해를 향상시키기 위해, 일례로서 하기의 도면들과 연계하여 읽게 되는 본 발명의 상세한 설명을 참조하며, 여기서 유사한 부재들은 유사한 도면부호들을 부여하고,
- <109> 도 1은 본 발명의 공개된 실시예에 따른, 심장의 플래시라이트 뷰를 획득하기 위한 시스템의 도면.
- <110> 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른, 도 1에 도시된 시스템에 사용된 카테터의 말단부의 도면.
- <111> 도 3은 본 발명의 공개된 실시예에 따른, 심장의 플래시라이트 뷰의 개략도.
- <112> 도 4a는 본 발명의 변경 실시예에 따른, 심장의 플래시라이트 뷰의 개략도.
- <113> 도 4b는 본 발명의 다른 변경 실시예에 따른, 심장의 플래시라이트 뷰의 개략도.
- <114> 도 5는 본 발명의 공개된 실시예에 따른, 도 3, 도 4a 및 도 4b에 예시된 플래시라이트 뷰를 표시하는 방법을

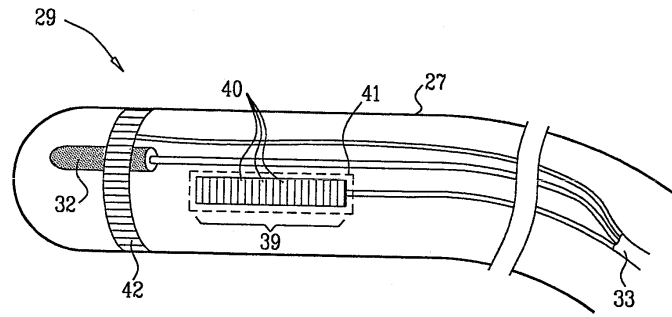
예시하는 흐름도.

도면

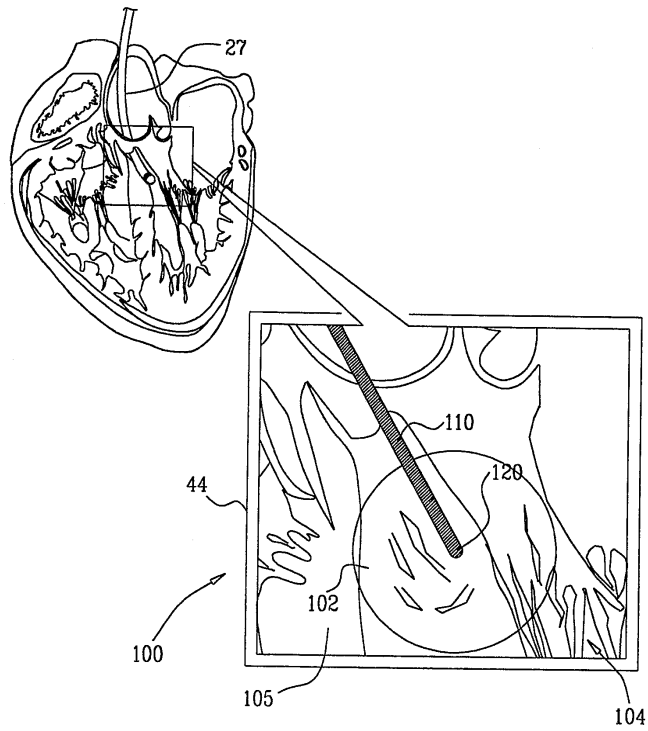
도면1



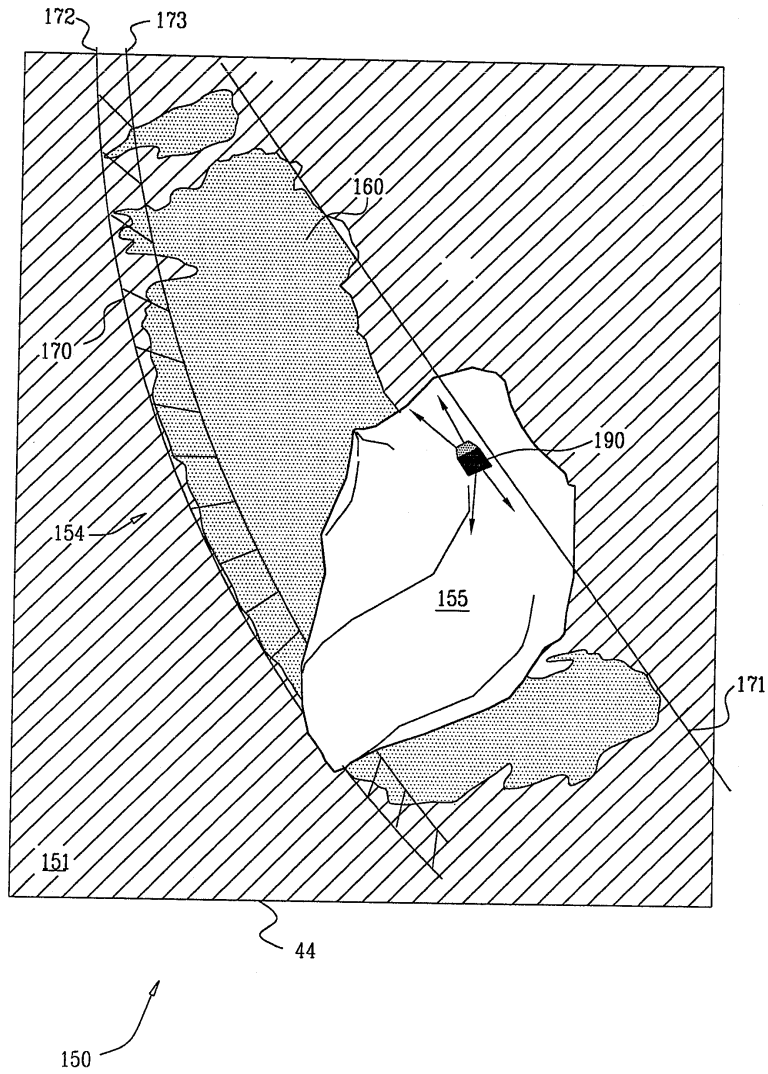
도면2



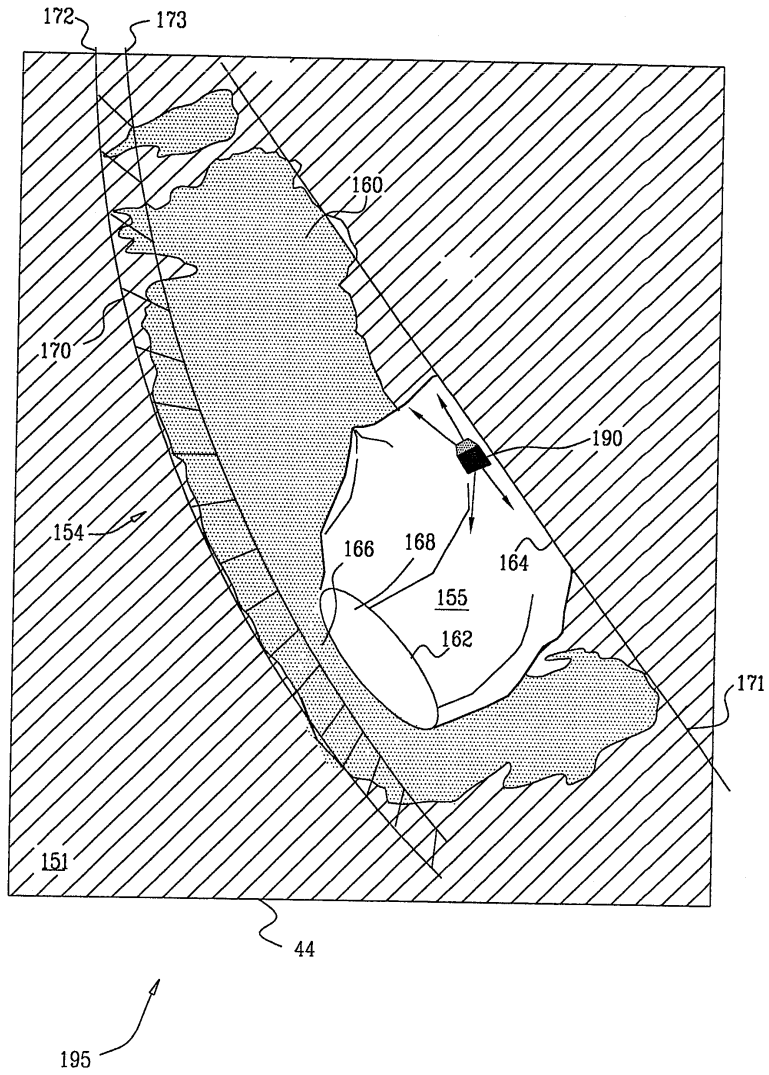
도면3



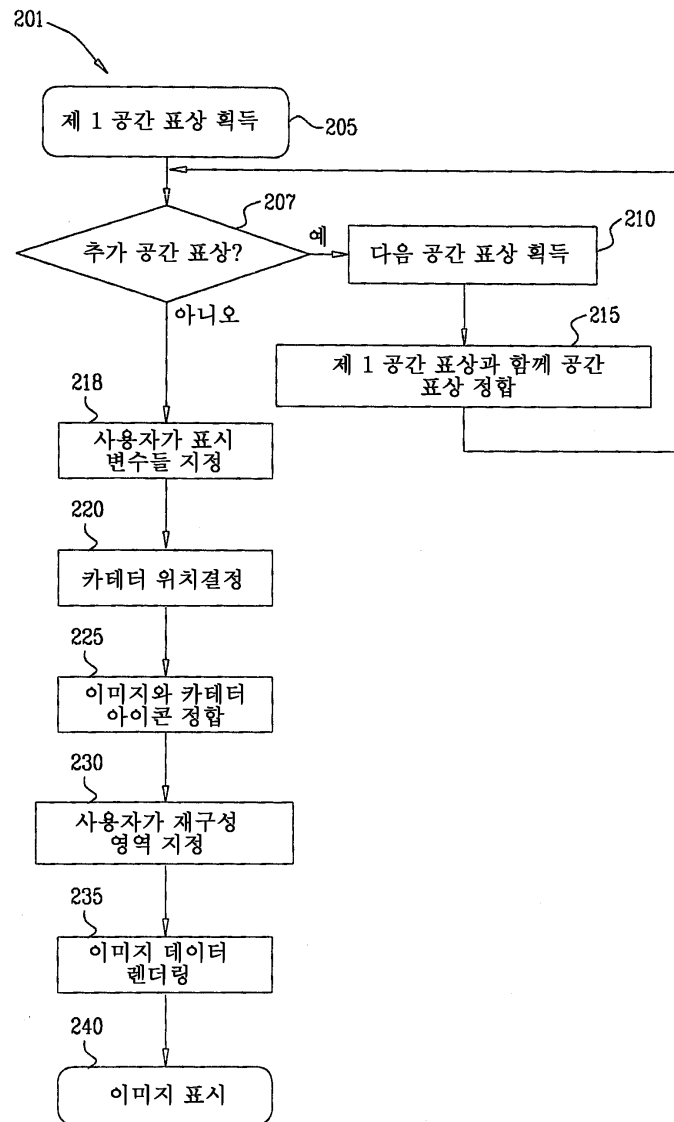
도면4a



도면4b



도면5



专利名称(译)	解剖结构闪光灯视图		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020090056890A</a>	公开(公告)日	2009-06-03
申请号	KR1020080119488	申请日	2008-11-28
[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 SCHWARTZ YITZHACK 슈바르츠이츠핵		
发明人	고바리아사프 알트만안드레스클라우디오 슈바르츠이츠핵		
IPC分类号	A61B8/00 G06T17/00		
CPC分类号	A61B6/541 A61B8/0883 A61B2019/5289 A61B6/5247 A61B2019/5251 A61B5/7285 A61B8/543 A61B6/503 A61B5/06 A61B8/5238 A61B8/12 A61B5/062 A61B8/4254 A61B8/445 A61B2034/2051 A61B2090/364		
代理人(译)	李昌勋		
优先权	11/946983 2007-11-29 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

这意味着成像解剖结构的方法获得本发明的显示器中的解剖结构的初始空间映射，并将器械定位在解剖结构附近。该方法测量仪器的位置。它还包括对位置作出反应并产生解剖结构的部分图像。它意味着将图像附加到映射的初始空间，以指示组合方法的映射空间。超声波，探头，内窥镜，实时，分辨率，矢量。

