



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0078279  
(43) 공개일자 2011년07월07일

(51) Int. Cl.

A61M 25/095 (2006.01) A61B 8/12 (2006.01)

A61B 1/01 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0135045

(22) 출원일자 2009년12월31일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

주식회사 사이버메드

서울 금천구 가산동 60-19 에스케이테크노빌 504호

(72) 발명자

김철영

서울특별시 서초구 서초2동 무지개아파트 8동 309

박효승

경기도 광명시 하안2동 하안주공1단지아파트 102동 412

(74) 대리인

안상경

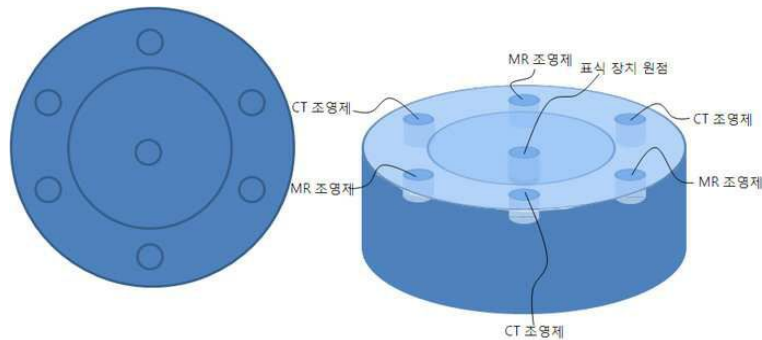
전체 청구항 수 : 총 1 항

(54) 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치

(57) 요약

본 개시는 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치에 있어서, 표식 장치 원점; 표식 장치 원점 주위에 위치하는 CT 조영제; 표식 장치 원점 주위에 위치하는 MRI 조영제; 그리고, 표식 장치 원점, CT 조영제 및 MRI 조영제를 구비하는 벌크(bulk);를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치에 관한 것이다.

대표도 - 도6



**특허청구의 범위**

**청구항 1**

다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치에 있어서,

표식 장치 원점;

표식 장치 원점 주위에 위치하는 CT 조영제;

표식 장치 원점 주위에 위치하는 MRI 조영제; 그리고,

표식 장치 원점, CT 조영제 및 MRT 조영제를 구비하는 벌크(bulk);를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치.

**명세서**

**발명의 상세한 설명**

**기술분야**

[0001] 본 개시(Disclosure)는 전체적으로 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치에 관한 것이다.

**배경기술**

[0002] 여기서는, 본 개시에 관한 배경기술이 제공되며, 이들이 반드시 공지기술을 의미하는 것은 아니다(This section provides background information related to the present disclosure which is not necessarily prior art).

[0003] 본 개시는 살아있는 인체 내에 배치된 물체의 위치 및 방위를 감지하는 것에 관한 것이다. 보다 상세하게, 본 개시는 살아있는 인체의 움직이는 내부 기관 내에 있는 혈관내(intravascular) 프로브의 위치 및 방위를 고정시키는 것에 관한 것이다. 광범위한 의료 절차는 인체 내에 센서, 튜브, 카테터, 분배 디바이스, 및 임플란트와 같은 물체를 배치하는 것을 수반한다. 실시간 영상화 방법은 종종 의료 절차 동안 물체와 그 주위에 있는 것을 시각화하는 것에 있어서 조작자들을 돕도록 사용된다. 그러나, 대부분의 상황에 있어서, 실시간 3차원 영상화는 불가능하거나 또는 불필요하다. 대신에, 내부 물체의 실시간 공간 좌표를 얻기 위한 시스템이 종종 이용된다. 많은 이러한 위치 감지 시스템이 종래에 개발되거나 계획되었다. 이러한 시스템은 인체의 외측에서 발생하는 자기장, 전기장 또는 초음파장을 감지할 수 있는 트랜스듀서 또는 안테나의 형태로 하는 내부 물체에 센서를 부착하는 것을 수반한다. 예를 들어, 그 개시내용이 참조에 의해 본 명세서에 통합된 윌트캠프(Wittkamp)에게 허여된 미국특허 제5,983,126호는 실질적으로 3개의 직교 교번 신호들이 대상물을 통하여 적용되는 시스템을 개시한다. 카테터는 적어도 하나의 측정 전극을 갖추고 있고, 전압은 카테터 팁과 기준 전극 사이에서 감지된다. 전압 신호는 3개의 직교 인가된 전류 신호에 대응하는 성분을 가지며, 이로부터 인체 내의 카테터 칩의 3차원 국부 위치의 결정을 위한 계산이 만들어진다. 전극들 사이의 전위를 감지하기 위한 유사한 방법이 참조에 의해 본 명세서에 통합된 프페이퍼(Pfeiffer)에게 허여된 미국특허 제5,899,860호에 의해 제안되었다. 이러한 두 시스템에서, 측정된 바와 같은 카테터 팁의 명확한 위치와 그 실제 위치 사이의 불일치에 대한 조정을 위하여 별도의 교정(calibration) 절차를 보장하는 것이 필요하다. 하이브리드(hybrid) 카테터들은 위치 감지와 관련하여 초음파 영상화를 실행하는 것이 현재 공지되어 있다. 이러한 디바이스들은 예를 들어 참조에 의해 본 명세서에 통합된 미국특허 제6,690,963호, 제6,716,166호, 및 제6,773,402호에 개시되어 있다. 의료 적용례는 인체의 내강(cavity)의 3차원 맵핑 뿐만 아니라 심방 벽두께, 벽 속도, 전기 활성도의 맵핑의 측정을 포함한다. 의료 적용에 있어서, 서로에 대해 해석될 수 있는 상이한 방식에 의해 인체 기관의 맵 및 영상을 획득하는 것이 일반적이다. 하나의 예는 3차원 초음파 영상과 같은 심장 및 영상의 전자 해부학적 맵의 상관관계이다. 인체 내측의 프로브의 위치를 검출하는 것에 근거한 상업적인 전자 생리학적 및 물리적 맵핑 시스템이 현재 이용할 수 있다. 이들 중에서, 미국 캘리포니아 91765 다이아몬드 캐니언 로드 다이아몬드 바 3333에 소재한 바이오센스 웹스터 인코포레이티드(Biosence Webster Inc.)로부터 이용 가능한 카토-바이오센스 네비게이션 시스템(Carto-Biosense® Navigation System)은 카테터 국부 위치를 가진 자동화 결합 및 국부적 전기적 활성도의 맵핑을 위

한 시스템이다.

**발명의 내용**

**해결 하고자하는 과제**

[0004] 이에 대하여 '발명의 실시를 위한 구체적인 내용'의 후단에 기술한다.

**과제 해결수단**

[0005] 여기서는, 본 개시의 전체적인 요약(Summary)이 제공되며, 이것이 본 개시의 외연을 제한하는 것으로 이해되어서는 아니된다(This section provides a general summary of the disclosure and is not a comprehensive disclosure of its full scope or all of its features).

[0006] 본 개시에 따른 일 태양에 의하면(According to one aspect of the present disclosure), 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치에 있어서, 표식 장치 원점; 표식 장치 원점 주위에 위치하는 CT 조영제; 표식 장치 원점 주위에 위치하는 MRI 조영제; 그리고, 표식 장치 원점, CT 조영제 및 MRT 조영제를 구비하는 벌크(bulk);를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치가 제공된다.

**효과**

[0007] 이에 대하여 '발명의 실시를 위한 구체적인 내용'의 후단에 기술한다.

**발명의 실시를 위한 구체적인 내용**

[0008] 이하, 본 개시를 첨부된 도면을 참고로 하여 자세하게 설명한다(The present disclosure will now be described in detail with reference to the accompanying drawing(s)).

[0009] 도면을 참조하여, 환자의 심장(24)을 영상화하여 맵핑하기 위한 시스템(20)을 도시하는 도 1을 참조하여 기준이 만들어지고, 시스템은 본 개시의 실시예에 따라서 심장(24)을 포함하는 진단 또는 치료 절차를 실행하는데 적합하다. 시스템은 전형적으로 의사인 조작자(43)에 의하여 심실 또는 심장의 혈관 구조로 경피적으로 삽입되는 카테터(28)를 포함한다. 카테터(28)는 전형적으로 의사에 의해 카테터의 작동을 위한 핸들(29)을 포함한다. 핸들 상에서 적합한 제어는 의사가 의료 절차를 실행하는데 필요한 것으로서 카테터의 말단 단부를 의사가 조향, 위치, 및 방위시킬 수 있도록 한다. 제 2 카테터(27)는 심장을 영상화하기 위하여, 그리고 하기에 설명된 바와 같이 타겟에 대하여 카테터(28)의 위치를 결정하기 위하여 사용

[0010] 된다. 카테터(27)는 로봇 조작기(31)에 의해, 그리고 조작자(43)에 의해 선택적으로 제어되는 조향 메커니즘(41)을 가진다. 조작기(31)는 콘솔(34, console)에 위치한 포지셔닝 프로세서(36)로부터 제어 신호를 수신한다.

[0011] 시스템(20)은 카테터(28)의 국부 위치 및 방위 좌표를 측정하는 포지셔닝 서브시스템을 포함한다. 본 특허 출원 전체에 걸쳐서, 용어 “국부 위치(location)”는 카테터의 공간 좌표를 말하며, 용어 “방위(orientation)”는 그 각도 좌표를 말한다. 용어 “위치(position)”는 국부 위치 및 방위 좌표들을 모두 포함하는 카테터의 전체적인 위치 정보를 말한다.

[0012] 일 실시예에서, 포지셔닝 서브시스템은 카테터(28) 및 카테터(27)의 위치 및 방위를 결정하는 자기 위치 추적 시스템을 포함한다. 포지셔닝 서브시스템은 그 부근에서 사전 정의된 작업 용적에서의 자기장을 발생시켜, 카테터에서 자기장을 감지한다. 포지셔닝 서브시스템은 전형적으로 자기장 발생 코일(30)과 같은 한 세트의 외부 라디에이터(radiator)들을 포함하고, 코일은 환자의 공지된 고정 외부 위치에 위치된다. 코일(30)은 심장(24)의 부근에서 전적으로 전자기장과 같은 자기장을 발생시킨다.

[0013] 선택적인 실시예에서, 코일과 같은 카테터에 있는 라디에이터는 전자기장을 발생시키고, 이는 환자의 인체 외측에 있는 센서(도시되지 않음)에 의해 수신된다.

[0014] 위치 센서는 감지된 자기장에 반응하여 카테터를 통하여 지나가는 케이블(33)을 경유하여 콘솔(34)로 위치 관련 전기 신호를 전송한다. 선택적으로, 위치 센서는 무선 연결을 통해 콘솔로 신호를 전송할 수도 있다. 포지셔닝 프로세서(36)는 위치 센서(32)에 의해 보내진 신호에 근거하여 카테터(28)의 국부 위치 및 방위를 계산한다. 포지셔닝 프로세서(36)는 전형적으로 카테터(28)로부터의 신호를 수신, 증폭, 여과, 디지털화, 및 그 밖에 처리를

한다. 포지셔닝 프로세서(36)는 또한 카테터(28)를 조종하기 위한 조작기(31)에 대한 신호 입력을 제공한다.

- [0015] 이러한 목적을 위하여 사용될 수 있는 일부 위치 추적 시스템은 예를 들어 미국특허 제6,690,963호, 제 6,618,612호, 미국특허출원 공개 제2002/0065455 A1호, 제2004/0147920 A1호 및 제2004/0068178 A1호에 기술되어 있다. 비록 도 1에 도시된 포지셔닝 서브시스템은 자기장을 사용하지만, 하기에 설명된 방법은 전자기장, 음향 및 초음파 측정물들에 근거한 시스템과 같은 임의의 적절한 포지셔닝 서브시스템을 사용하여 실행될 수도 있다.
- [0016] 선택적으로, 시스템(20)은 하기에 설명된 절차를 실행하도록 적절하게 변형된 상술한 카토-바이오센스 내비게이션 시스템으로서 실현될 수 있다. 예를 들어, 시스템(20)은 거의 실시간으로 디스플레이를 위한 초음파 영상들을 얻기 위하여 상술된 미국특허 제6,716,166호 및 제6,773,402호에 개시된 카테터를 채택할 수 있다(필요한 수정을 가하여).
- [0017] 본 개시의 실시예에 따라서, 카테터(28, 도 1)의 말단 단부를 개략적으로 예시하는 도 2를 참조하여 설명된다. 자기장 발생 코일(30, 도 1)에 의해 발생된 자기장은 카테터(28) 내측에 있는 위치 센서(32)에 의하여 감지된다. 카테터(28)는 또한 초음파 트랜스듀서(40)의 어레이에 의하여 전형적으로 실현되는 초음파 영상화 센서를 포함한다. 일 실시예에서, 트랜스듀서는 압전((piezo-electric) 트랜스듀서이다. 초음파 트랜스듀서는 인체 내에 또는 카테터의 벽에 있는 개구를 한정하는 윈도우(41)에 또는 인접하여 위치된다. 카테터(28)는 전형적으로 적어도 하나의 루멘(37, lumen)을 가지며, 루멘은 치료 디바이스의 전개를 돕도록 가이드 와이어 및 가이드 튜브를 입장시킬 수 있다.
- [0018] 트랜스듀서(40)는 윈도우(23)를 통하여 어레이 구멍으로부터 초음파 빔을 공동으로 전송하는 동조된 어레이로서 작동한다. 비록 트랜스듀서가 선형 어레이 구성으로 배열되어 도시되었을지라도, 원형 또는 볼록 구성과 같은 다른 어레이 구성이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 어레이는 초음파 에너지의 짧은 파음(burst)을 전송하고, 그런 다음 주위 조직으로부터
- [0019] 반사된 초음파 신호를 수신하기 위하여 수신 모드로 전환한다. 전형적으로, 트랜스듀서(40)는 필요한 방향으로 초음파 빔을 조향하기 위하여 제어된 방식으로 개별적으로 구동된다. 트랜스듀서의 적절한 타이밍에 의하여, 발생된 초음파 빔은 트랜스듀서 어레이로부터 주어진 거리에 빔의 초점을 맞추도록 동심으로 굴곡된 파면(wave front)이 주어질 수 있다. 그러므로, 시스템(20, 도 1)은 동조된 어레이로서 트랜스듀서 어레이를 사용하고, 2차원 초음파 영상들을 만들도록 초음파 빔의 조향 및 초점화를 가능하게 하는 전송/수신 스캐닝 메커니즘을 실행한다.
- [0020] 일 실시예에서, 초음파 센서는 16 내지 64개의 트랜스듀서(40), 바람직하게 48 내지 64개의 트랜스듀서를 포함한다. 전형적으로, 트랜스듀서는 14cm의 전형적인 침투 깊이와 함께 5-10MHz의 범위에 있는 중심 주파수로 초음파 에너지를 발생시킨다. 침투 깊이는 전형적으로 초음파 센서 특성, 주위 조직의 특성 및 작동 주파수에 따라서 수 밀리미터 내지 16cm의 범위에 놓인다. 선택적인 실시예에서, 다른 적절한 주파수 범위 및 침투 깊이들이 사용될 수 있다.
- [0021] 반사된 초음파 에코를 수신한 후에, 반사된 음파 신호 또는 에코에 근거한 전기 신호들은 카테터(28)를 통해 케이블(33)에 걸쳐서 콘솔(34)에 있는 영상 프로세서(42, 도 1)로 트랜스듀서(40)에 의해 보내지고, 영상 프로세서는 이를 2차원, 전형적으로 섹터형(sector-shaped) 초음파 영상으로 변형시킨다. 영상 프로세서(42)와 협력하여 포지셔닝 프로세서(36)는 전형적으로 위치 및 방위 정보를 컴퓨팅 또는 결정하여, 초음파 영상을 실시간 디스플레이하고, 3차원 영상 또는 용적 재구성 및 다른 기능들을 실행하며, 이는 하기에 보다 상세하게 설명된다.
- [0022] 카테터(27, 도 1)에 있는 위치 센서 및 초음파 트랜스듀서는 카테터(27)의 트랜스듀서가 타겟로의 치료용 초음파 에너지를 전달하기 보다는 적용예를 영상화하는데 적합한 것 외에는 카테터(28)에 있는 것들과 유사하다.
- [0023] 일부 실시예에서, 영상 프로세서(42)는 환자의 심장의 타겟 구조의 3차원 모델을 만들도록 초음파 영상 및 위치 정보를 사용한다. 3차원 모델은 디스플레이(44) 상에서 2차원 투영으로서 의사에게 제공된다.
- [0024] 일부 실시예에서, 카테터(28)의 말단 단부는 전자 생리학적 맵핑 및 무선 주파수(RF) 절제와 같은 진단 기능, 치료 기능 또는 둘 모두를 실행하기 위한 적어도 하나의 전극(46)을 또한 포함한다. 일 실시예에서, 전극(46)은 국부적인 전위를 감지하기 위하여 사용된다. 전극(46)에 의해 측정된 전위는 심내막 표면의 접촉 지점에서의 국부적인 전기 활성도를 맵핑하는데 사용된다. 전극(46)이 심장(24, 도 1)의 내면에서의 지점과 접촉 또는 인접할 때, 이는 그 지점에서 국부적인 전위를 측정한다. 측정된 전위는 전기적인 신호로 변환되고, 각 접촉 지점에서의 기능적 데이터 또는 활성도를 반영하는 맵으로서 디스플레이하기 위하여 카테터를 통하여 영상 프로세서로

보내진다. 다른 실시예에서, 국부적인 전위는 모두 콘솔(34)에 연결된 적절한 전극 및 위치 센서를 포함하는 다른 카테터로부터 얻어진다. 일부 적용례에서, 전위가 심근층에서보다 거기에서 더 약하기 때문에, 전극(46)은 카테터가 밸브와 접촉할 때를 결정하도록 사용될 수 있다.

- [0025] 비록 전극(46)이 단일 링 전극이 되는 것으로서 도시되었을지라도, 카테터는 임의 형태로 하는 임의 수의 전극을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 카테터는 상기 개요의 진단 및 치료 기능들을 실행하기 위하여 2개 이상의 전극, 다수의 또는 지점 전극들의 배열, 팁 전극, 또는 이러한 형태의 전극들의 임의의 조합을 포함할 수 있다.
- [0026] 위치 센서(32)는 전형적으로 전극(46) 및 트랜스듀서(40)에 인접한 카테터(28)의 말단 단부 내에 위치된다. 전형적으로, 초음파 센서의 위치 센서(32), 전극(46) 및 트랜스듀서(40) 사이의 상호 위치 및 방위 편차(offset)는 일정하다. 이러한 편차는 전형적으로 위치 센서(32)의 측정된 위치가 주어지면 초음파 센서 및 전극(46)의 좌표를 끌어내도록 포지셔닝 프로
- [0027] 세서(36)에 의해 사용된다. 또 다른 실시예에서, 카테터(28)는 2개 이상의 위치 센서(32)들을 포함하고, 각각은 전극(46) 및 트랜스듀서(40)에 대하여 일정한 위치 및 방위 편차를 가진다. 일부 실시예에서, 편차(또는 등가의 교정(calibration) 파라미터)는 포지셔닝 프로세서(36)에서 미리 교정되어 저장된다. 선택적으로, 편차는 카테터(28)의 핸들(29, 도 1)에 끼워
- [0028] 지는 메모리 디바이스(전기적으로 프로그램 가능한 리드 온리 메모리(read-only memory), 또는 EPROM)에 저장될 수 있다.
- [0029] 위치 센서(32)는 전형적으로 상술된 미국특허 제6,690,963호에 개시된 바와 같은 3개의 비동심 코일(도시되지 않음)을 포함한다. 선택적으로, 임의 수의 동심 또는 비동심 코일, 홀-이펙트(Hall-effect) 센서 또는 마그네토 저항성 센서를 포함하는 센서들과 같은 어떤 다른 적절한 위치 센서 장치가 사용될 수 있다.
- [0030] 전형적으로, 초음파 영상 및 위치 측정물들은 인체 표면 심전도(ECG) 신호 또는 심장내(intra-cardiac) 심전도에 대해 신호 및 영상 캡처를 게이트 제어하는 것에 의하여 심장 주기와 동기화된다(일 실시예에서, ECG 신호는 전극(46)에 의하여 생성될 수 있다). 심장의 특징들이 심장의 주기적 수축 및 이완 동안 그 형상 및 위치를 변화시키기 때문에, 완전한 영상화 공정은 전형적으로 이 기간에 대해 특정 타이밍에서 실행된다. 일부 실시예에서, 다양한 조직 특징, 온도 및 혈류의 측정과 같은 카테터에 의해 취해진 부가의 측정물들은 또한 심전도(ECG) 신호에 동기화된다. 이러한 측정물들은 또한 위치 센서(32)에 의해 취해진 상응하는 위치 측정물들과 관련된다. 부가의 측정물들은 전형적으로 재구성된 3차원 모델 상에 오버레이된다.
- [0031] 일부 실시예에서, 위치 측정물 및 초음파 영상의 획득물은 시스템(20)에 의해 만들어진 내부 발생 신호에 동기화된다. 예를 들어, 동기화 메커니즘은 특정한 신호에 의해 야기되는 초음파 신호 영상들에서 간섭을 피하도록 사용될 수 있다. 이러한 예에서, 영상 획득 및 위치 측정물의 타이밍은 간섭 신호에 대해 특정 편차로 설정되어서, 영상들은 간섭없이 획득된다. 편차는 간섭 없는 영상 획득을 유지하도록 때때로 조정될 수 있다. 선택적으로, 측정 및 획득은 외부에서 공급된 동기화 신호에 동기화될 수 있다.
- [0032] 일 실시예에서, 시스템(20)은 초음파 트랜스듀서(40)를 구동하는 초음파 드라이버(25)(도시되지 않음)를 포함한다. 이러한 목적을 위하여 사용될 수 있는 적절한 초음파 드라이버의 한 예는 아날로그 코퍼레이션(Analogic Corp.)(미국 매사추세츠 퍼بود 소재)에 의해 제조된 등록상표 AN2300 초음파 시스템이다. 이 실시예에서, 초음파 드라이버는 초음파 센서
- [0033] 를 구동하여 2차원 초음파 영상을 만드는 영상 프로세서(42)의 기능들 중 일부를 실행한다. 초음파 드라이버는 당업계에 공지된 바와 같은 B-모드, M-모드, CW 도플러(Doppler) 및 컬러 플로우 도플러(color flow Doppler)와 같은 상이한 영상 모드를 지지할 수 있다.
- [0034] 전형적으로, 포지셔닝 프로세서(36) 및 영상 프로세서(42)는 범용 컴퓨터를 사용하여 이행되고, 이는 명세서에 설명된 기능들을 실행하도록 소프트웨어에서 프로그램된다. 소프트웨어는 예를 들어 네트워크 전체에 걸쳐서 전자적 형태로 컴퓨터에 다운로드될 수 있거나 또는 CD-ROM과 같은 명확한 매체 상에서 컴퓨터로 선택적으로 공급될 수도 있다. 포지셔닝 프로세서 및 영상 프로세서는 별도의 컴퓨터를 사용하여 또는 단일 컴퓨터를 사용하여 실시될 수 있거나 또는 시스템(20)의 다른 컴퓨팅 기능과 통합될 수도 있다. 부가적으로 또는 선택적으로, 포지셔닝 및 영상 처리 기능들은 전용 하드웨어를 사용하여 실시될 수도 있다.
- [0035] 2차원 해부학적 영상
- [0036] 도 1을 참조하여, 카테터(27)를 사용하여, 심자의 게이트 제어(gated) 영상, 예를 들어 초음파 영상이

생성되고, 카테터(28)의 국부 위치 데이터로 등록된다. 적절한 등록 기술은 미국특허 제6,650,927호에 개시되어 있다.

- [0037] 본 개시의 실시예에 따라서, 심장(24, 도 1)의 진단 영상(56)의 개략적인 전개도인 도 3을 참조하여 설명된다. 도면은 핵심 해석(bullseye rendition) 기술을 사용하여 발생된다. 영상(56)은 병렬 슬라이스(58)의 적층을 포함하고, 슬라이스는 축선(60)에 직각이다. 슬라이스는 전형적으로 축선(60)을 따르는 고정된 슬라이스 증분(increment)에서 취해진다.
- [0038] 각 슬라이스는 영역(62)을 도시한다.
- [0039] 3차원 해부학적 영상
- [0040] 도 1을 참조하여, 3차원 영상은 "초음파 외형 재구성을 사용한 3차원 심장 영상화"라는 명칭으로 2005년 4월 26일 출원되어 공통으로 양도된 미국특허출원 제11/115,002호에 개시되어 있다.
- [0041] 본질적으로, 3차원 영상은 타겟 구조의 단일 3차원 모델로 카테터(27)의 상이한 위치에서 획득된 다중의 2차원 초음파 영상을 조합하는 것에 의하여 구성된다. 카테터(27)는 스캐닝 모드로 작동할 수 있으며, 심장(24)의 심실 내측에서 상이한 위치들 사이에서 이동한다. 각 카테터 위치에서, 영상 프로세서(42)는 2차원 초음파 영상을 획득하고 생성한다. 일 실시예에서, 카테터(27)는 사이드 룽킹(side-looking)이고, 심장의 부분적인 3차원 재구성은 진자 운동으로 이것의 롤링각을 변화시키도록 조작기(31)를 사용하여 카테터를 동요시킴으로써 획득된다. 선택적으로, 카테터(27)는 그 피치 또는 편요각(yaw angle)을 변화시키도록 동요될 수 있다. 어느 경우에도, 그 결과는 카테터(28) 및 그 현재의 타겟 구조를 포함하는 심
- [0042] 실의 3차원 단편으로서 디스플레이된다.
- [0043] 선택적으로, 카테터(28)는 진자 방식으로 빔을 휘돌아쳐(sweep), 한 평면에서 타겟 구조의 상이한 2차원 영상들을 얻기 위하여 변조될 수 있는 트랜스듀스(40, 도 2)의 2차원 어레이가 제공되는 한편, 카테터(28)는 고정된 위치에 유지된다.
- [0044] 추적 및 디스플레이
- [0045] 도 1을 참조하여, 의료 절차 동안, 시스템(20)은 카테터(28)의 영상 및 그 타겟 영역을 거의 실시간으로 만들도록 카테터(27)를 사용하여 카테터(28)의 3차원 위치를 연속적으로 추적하여 디스플레이할 수 있다. 시스템(20)의 포지셔닝 서브시스템은 카테터(28)의 현재 위치를 반복적으로 측정하여 계산한다. 계산된 위치는 대응하는 슬라이스 또는 슬라이스들(58, 도 3)과 함께 저장된다. 전형적으로, 카테터(28)의 각 위치는 6차원 좌표(X, Y, Z 축선 위치 및 방위의 피치, 편요각 및 롤링 각)와 같은 좌표 형태로 표현된다.
- [0046] 영상 프로세서(42)는 이어서 영상들 세트에서 확인된 특징과 같은 중요한 등고선(contours of interest)에 3차원 좌표를 할당한다. 3차원 공간에서의 이러한 영상들의 평면의 국부 위치 및 방위는 영상들과 함께 저장된 위치 정보에 의해 알려진다. 그러므로, 영상 프로세서는 2차원 영상에서의 임의의 픽셀(pixel)의 3차원 좌표를 결정할 수 있다. 좌표를 할당할 때, 영상 프로세서는 전형적으로 상술된 바와 같은 위치 센서와 초음파 센서 사이의 위치 및 방위 편차를 포함하는 저장된 교정 데이터를 사용한다.
- [0047] 선택적으로, 시스템(20)은 3차원 모델을 재구성함이 없이 2차원 초음파 영상들의 3차원 디스플레이 및 투영을 위하여 사용될 수 있다. 예를 들어, 의사는 단일의 2차원 초음파 영상을 획득할 수 있다. 이러한 영상의 중요한 등고선은 하기에 설명되는 절차를 사용하여 태그될 수 있다. 시스템(20)은 그런 다음 3차원 공간에서 초음파 영상을 방위에 맞추고 투영할 수 있다.
- [0048] 본 개시의 실시예에 따라서 의료 절차 동안 영상화 카테터의 실시간 제어를 실행하도록 시스템(20, 도 1)에 의해 사용되는 메커니즘을 개략적으로 예시하는 도 4를 참조하여 설명된다. 포지셔닝 프로세서(36)는 카테터(28)의 국부 위치를 결정하도록 위치 센서(32, 도 2)에 의하여 전개된 신호를 사용하고, 조작기(31)로 전송되는 신호를 변화시킨다. 카테터
- [0049] (27)는 그런 다음 조작기(31)에 의해 자동적으로 조종되어서, 카테터(28)의 현재 위치는 카테터(27)의 시야(35)에 항상 포함된다. 포지셔닝 프로세서(36)는 또한 카테터(27)에 있는 위치 센서(도시되지 않음)로부터 신호를 수신하여, 카테터(27, 28)들의 상대적 국부 위치를 결정할 수 있다.
- [0050] 카테터(27, 28)로부터 얻어진 정보를 사용하여, 위치 감지 시스템은 카테터(27)의 현재의 적절한 국부 위치 및 방위를 결정하고, 임의의 편차를 측정한다. 그런 다음 카테터(27)의 보상 조종을 실행하도록 조작기(31)에 자동

적으로 신호를 보낸다. 선택적으로, 표시기(39, annunciator)는 조작자가 조작기(31)를 변경하도록 가청 가능하게 또는 시각적으로 지시를 보내, 카테터(27)의 위치를 수동으로 조정한다.

[0051] 일부 실시예에서, 타겟이 카테터(28)와 함께 부근에 있으면, 향상된 모드의 작업이 가능하게 된다. 영상 프로세서(42, 도 1)에 의해 전개된 영상을 사용하여, 타겟(38)는 대체로 조작자에 의해 확인되지만, 선택적으로 하기와 같은 지식 베이스 또는 미리 획득된 맵으로부터 얻어진 정보를 사용하여 확인될 수 있다. 포지셔닝 프로세서(36)는 그런 다음 시야(35)에 있는 카테터(28)를 포함할 뿐만 아니라 타겟(38)를 포함하도록 조작기(31)에 지시한다. 시스템(20, 도 1)은 그런 다음 조작자에게 가장 도움이 되는 사시도로 디스플레이(44) 상에 카테터(28)와 타겟(38)를 디스플레이한다. 예를 들어, 내시경 적용에 있어서, 디스플레이(44)는 조작자에게 요청된 바와 같은 보상 각 관측(angular view)을 제공할 수 있다.

[0052] 선택적인 실시예

[0053] 본 개시의 기술은 또한 위치 센서가 장비되지 않은 타겟을 향하여 조준된 초음파 카테터를 유지하도록 사용될 수도 있다. 도 1을 다시 참조하여, 카테터(27)는 심장에 있는 표식을 향하여 연속적으로 초음파 빔을 조준하도록 제어될 수도 있다. 표식을 포함하도록 초음파 빔의 국부 위치 및 방위를 고정하는 선택적인 방법이 있다.

[0054] 조작자(43)는 미리 획득된 맵 상의 고정된 기준 좌표를 지시한다. 적절한 맵은 미국특허 제6,226,542호에 설명된 방법을 사용하여 준비될 수 있다. 본질적으로, 프로세서는 그 위치 좌표가 결정되어 있는 용접부 상의 표본화된 다수의 지점들로부터 환자의 인체에서의 용적 및 강(cavity)의 3차원 맵을 재구성한다. 심장과 같은 움직이는 구조의 경우에, 표본화된 지점은 심장 주기에 있는 지점에서 영상화 데이터를 게이트 제어하는(gating) 것에 의하여 얻어진 기준 프레임에 관계된다. 맵들 획득할 때, 기준 카테터는 심장에서 고정적으로 위치되고, 표본화된 지점들은 그 지점을 등록하도록 사용되는 기준 카테터의 위치와 함께 결정된다.

[0055] 본 개시의 선택적인 실시예에 따라서 의료 절차 동안 영상화 카테터의 실시간 추적 및 제어를 실행하도록 시스템(20, 도 1)에 의하여 사용된 제어 메커니즘을 개략적으로 예시한 도 5를 참조하여 설명된다. 도 5는 지금 포지셔닝 프로세서(36)가 카테터(27)의 위치 센서부터의 신호를 수신하지 않는 것 외에 도 4와 유사하다. 대신에, 카테터(27)의 위치는 재구성된 심장 용적으로서 도 5에 도시된 맵(70)의 적절하게 변형된 좌표를 참조하여 포지셔닝 프로세서(36)에 의하여 자동적으로 결정된다. 맵(70)은 표면(74)을 재구성하도록 사용되는 다수의 표본화된 지점(72)들을 갖는다. 그리드(grid)(도시되지 않음)는 표면(74)을 형성하도록 조정되고, 표면에서 그리드 상의 각 지점은 결정의 정확성을 지시하는 신뢰성 값을 수신한다. 맵(70)이 조작자(43)를 위해 디스플레이될 때, 비교적 덜 확실한 그리드 지점들로 덮여진 표면(74)의 영역들은 반투명하게 디스플레이될 수 있다. 선택적으로 또는 부가적으로, 상이한 레벨의 반투명성이 다중 레벨의 신뢰성 척도와 함께 사용된다.

[0056] 선택적으로, 맵(70)은 기준 지점으로 사용되는 타겟의 좌표를 지시할 수도 있다.

[0057] 도 5에 의하여 예시된 실시예는 좌심방 부속기관 또는 승모판(mitral) 밸브와 같은 중요한 표식을 향하여 초음파 카테터를 조준하도록 사용될 수도 있다. 이러한 목적은 예를 들어 영역이 의료 절차에 의하여 손상되지 않았고, 색전(emboli)이 전개되지 않았음을 확인하는 것일 수 있다. 부가적인 예로서, 실시예는 절제 부상의 깊이를 확인하기 위해 사용될 수 있다.

[0058] 도 6은 본 개시에 따른 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치를 설명하는 도면이다. 본 개시에 따르면 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치에 있어서, 표식 장치 원점; 표식 장치 원점 주위에 위치하는 CT 조영제; 표식 장치 원점 주위에 위치하는 MRI 조영제; 그리고, 표식 장치 원점, CT 조영제 및 MRT 조영제를 구비하는 벌크(bulk);를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치가 제공된다.

**도면의 간단한 설명**

[0059] 도 1은 본 발명에 개시된 실시예에 따라서 환자의 심장을 영상화하여 맵핑하기 위한 시스템을 도시한 도면.

[0060] 2는 본 발명에 개시된 실시예에 따라서, 도 1에 도시된 시스템에서 사용된 에스(s) 카테터의 말단 단부의 실시예를 개략적으로 도시한 도면.

[0061] 도 3은 본 발명에 개시된 실시예에 따라서, 심장의 진단 영상의 개략 분해도.

[0062] 도 4는 본 발명에 개시된 실시예에 따라서 의료 절차 동안 영상화 카테터를 조준하도록 도 1에 도시된 시스템에

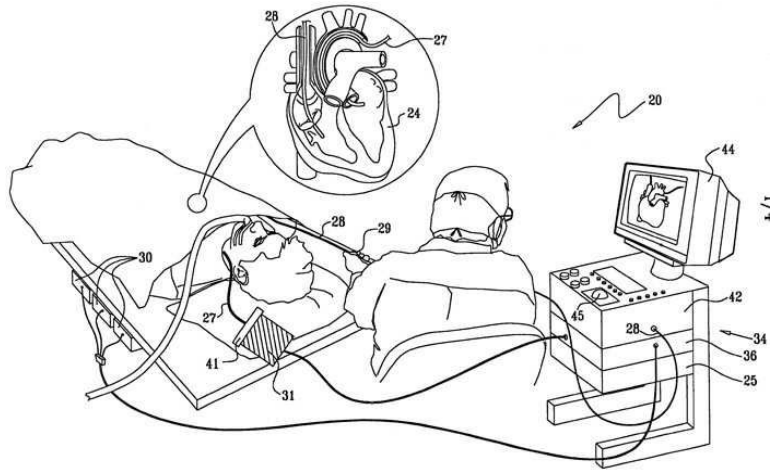
의해 사용된 제어 메커니즘을 개략적으로 도시한 도면.

[0063] 도 5는 본 발명의 선택적인 실시예에 따라서 의료 절차 동안 영상화 카테터를 조종하도록 도 1에 도시된 시스템에 의해 사용된 제어 메커니즘을 개략적으로 도시한 도면.

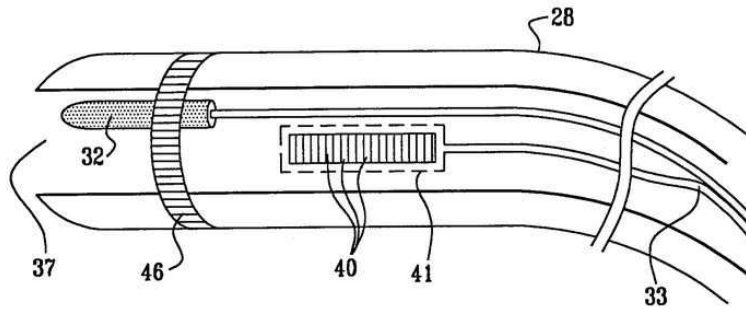
[0064] 도 6은 본 개시에 따른 다중 의료용 영상 시스템에 적용 가능한 기준 표식 장치를 설명하는 도면.

**도면**

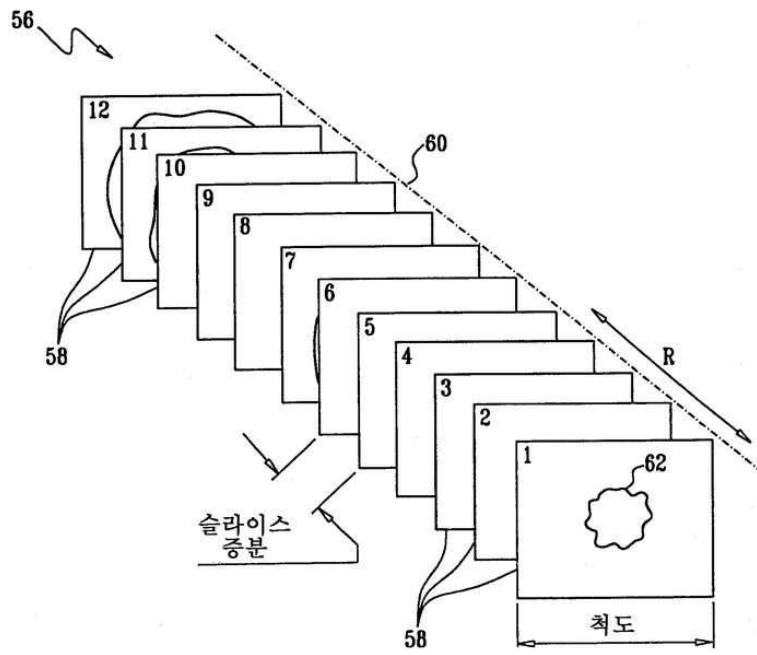
**도면1**



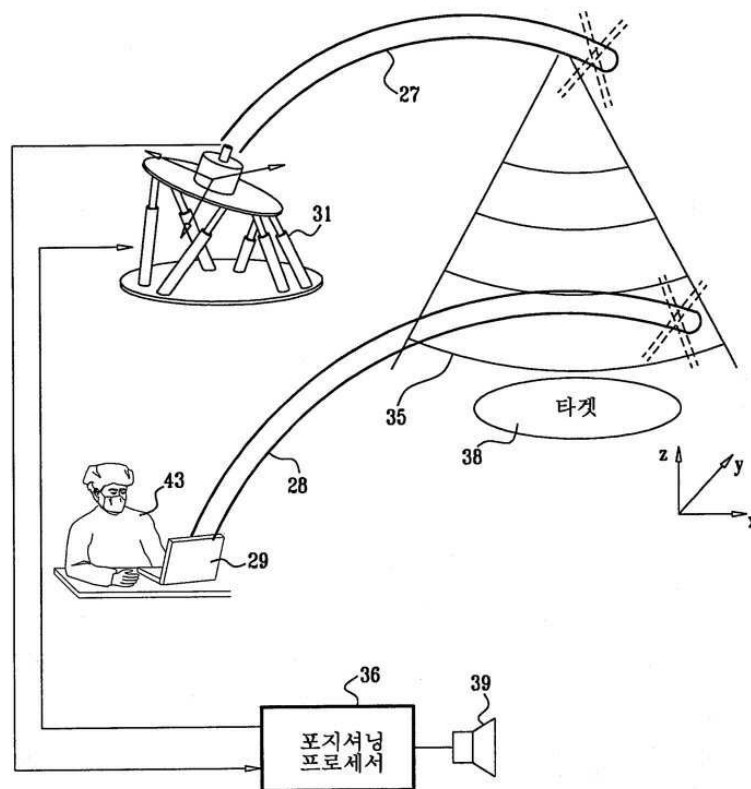
**도면2**



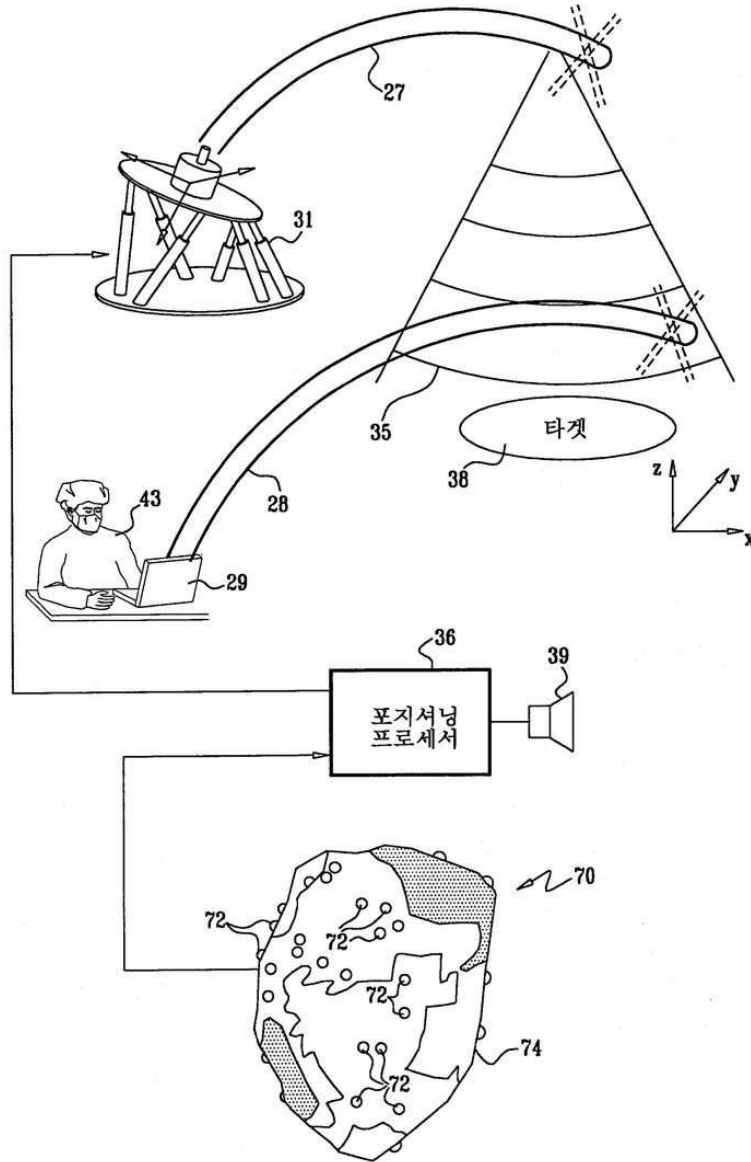
도면3



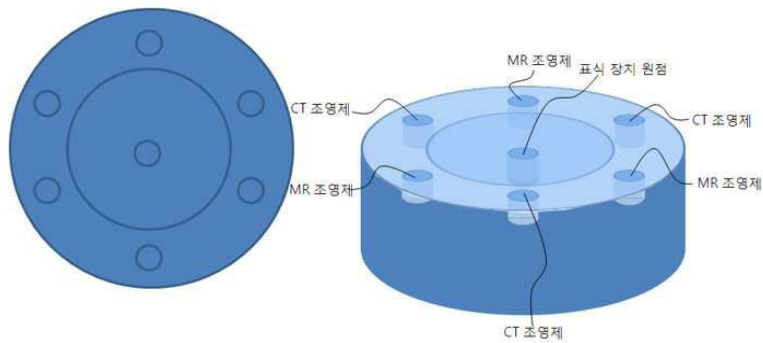
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	适用于多种医学成像系统的参考标记装置		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020110078279A</a>	公开(公告)日	2011-07-07
申请号	KR1020090135045	申请日	2009-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	CYBERMED		
申请(专利权)人(译)	虚拟制造有限公司.		
当前申请(专利权)人(译)	虚拟制造有限公司.		
[标]发明人	KIM CHEOL YOUNG 김철영 KWAK HYO SEUNG 곽효승		
发明人	김철영 곽효승		
IPC分类号	A61M25/095 A61B8/12 A61B1/01		
代理人(译)	Ansanjeong		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

目的：提供一种用于多医学成像系统的基准标记，用于瞄准超声波导管。组成：多医学成像系统的基准标记包括：信号设备的起点；CT造影剂，位于信号装置的起始点附近；MRI造影剂，位于信号装置的起始点周围；以及配备信号装置，CT造影剂和MRT造影剂起点的散装物。

COPYRIGHT KIPO 2011

