



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0071921
(43) 공개일자 2008년08월05일

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-0009444

(22) 출원일자 2008년01월30일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

11/669,620 2007년01월31일 미국(US)

(71) 출원인

바이오센스 웹스터 인코포레이티드

미국 캘리포니아 91765 다이아몬드 바 다이아몬드
캐년 로드 3333

(72) 별명자

호치미츠, 모쉐

이스라엘, 키르야트 아타 28081, 하지오누트 17

(74) 대리인

장훈

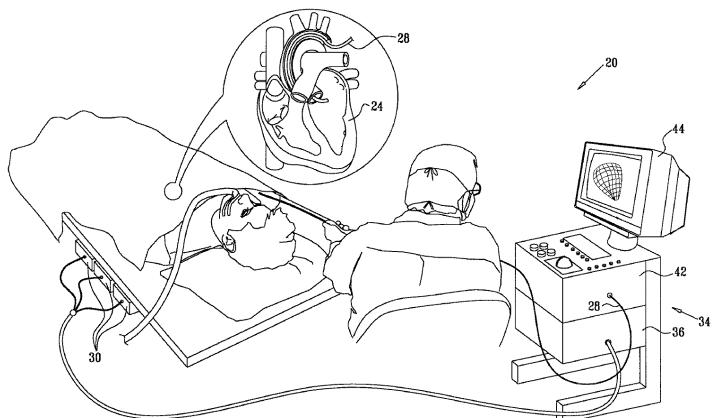
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 교정 장치 및 교정 방법

(57) 요 약

교정 장치는 공지된 좌표를 가지는 교정 지점을 통하여 이미지화 프로브를 이동시키도록 배열된 운동 조립체를 포함한다. 이미지화 프로브는 제 1 연속물의 초음파 이미지와 제 2 연속물의 위치 측정치를 동시에 획득하기 위하여 초음파 트랜스듀서와 위치 센서를 포함한다. 장치는 교정 지점에 이미지화 프로브가 있을 때 제 1 연속물에 있는 초음파 트랜스듀서에 의해 획득되는 초음파 이미지를 마킹하도록 배열되는 마킹 회로를 추가로 포함한다. 프로세서는 제 1 연속물에서의 마킹된 초음파 이미지를 그 좌표가 교정 지점의 좌표와 일치하는 제 2 연속물에서의 위치 측정치와 관련시키는 것에 의하여 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 교정하도록 배열된다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

공지된 좌표를 가지는 교정 지점을 통하여, 제 1 연속물의 초음파 이미지와 제 2 연속물의 위치 측정치를 동시에 획득하기 위하여 초음파 트랜스듀서와 위치 센서를 포함하는 이미지화 프로브를 이동시키도록 배열되는 운동 조립체;

이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 상기 제 1 연속물에서의 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 초음파 이미지를 마킹하도록 배열되는 마킹 회로; 및

제 2 연속물의 좌표가 상기 교정 지점의 좌표와 일치하는 제 2 연속물에서의 위치 측정치와 상기 제 1 연속물에서의 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 것에 의하여 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 교정하도록 배열되는 프로세서를 포함하는 교정 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 운동 조립체는 훨과 가동성 아암을 포함하며, 상기 아암의 제 1 단부는 상기 훨에 연결되고, 상기 아암의 제 2 단부는 상기 이미지화 프로브에 부착되며, 상기 훨은 상기 교정 지점을 통하여 상기 이미지화 프로브를 이동시키기 위하여 회전하도록 배열되는 교정 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 마킹 회로는 광을 발산하도록 배열되는 광학 에미터와, 상기 광을 감지하고, 상기 광학 에미터와 정렬될 때 감지된 광에 반응하여 전기 신호를 발생시키는 광센서를 포함하며, 상기 광학 에미터와 상기 광센서는 상기 전기 신호에 반응하여 초음파 이미지를 마킹하기 위하여 상기 이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 서로 정렬하여 전기 신호를 발생시키도록 상기 운동 조립체에 부착되는 교정 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서, 상기 마킹 회로는 변조 회로를 포함하며, 상기 변조 회로는 상기 전기 신호에 반응하여 상기 초음파 트랜스듀서에 의해 감지되는 주파수를 가지는 초음파 마킹 신호를 발생시키고 상기 초음파 마킹 신호를 사용하여 상기 초음파 이미지를 마킹하도록 배열되는 교정 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서, 상기 변조 회로는 상기 이미지화 프로브의 부근에 배치되고 상기 초음파 이미지를 마킹하기 위하여 상기 초음파 트랜스듀서에서의 무선주파수(RF) 신호를 유도하도록 배열되는 유도 코일을 포함하는 교정 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서, 상기 프로세서는 사전 결정된 문턱값에 상기 제 1 연속물에서의 이미지들의 세기값을 비교하는 것에 의하여 상기 마킹된 초음파 이미지를 확인하도록 배열되는 교정 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서, 상기 교정 지점은 공지된 좌표를 가지는 2개 이상의 상이한 교정 지점을 포함하며, 상기 운동 조립체는 상기 2개 이상의 교정 지점들을 통하여 상기 이미지화 프로브를 이동시키도록 배열되고, 상기 마킹 회로는 상기 이미지화 프로브가 상기 2개 이상의 교정 지점에 있을 때 상기 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 초음파 이미지를 마킹하도록 배열되며, 상기 프로세서는 그 좌표가 각각의 상기 교정 지점의 좌표와 일치하는 각각의 위치 측정치와 상기 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 것에 의하여 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 교정하도록 배열되는 교정 장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 운동 조립체는 적어도 2번의 절차로 교정 지점을 교차하여 상기 이미지화 프로브를 이

동시키도록 배열되고, 상기 프로세서는 상기 적어도 2번의 절차로 시간 오프셋의 각각의 값을 측정하고 측정된 값을 평균화하도록 배열되는 교정 장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 상기 이미지화 프로브는 상기 초음파 이미지 및 상기 위치 측정치를 게이팅하기 위한 게이팅 신호를 만드는 전극을 포함하며, 상기 마킹 회로는 상기 교정 지점에 상기 이미지화 프로브가 있을 때 상기 전극에 의하여 만들어지는 상기 게이팅 신호를 마킹하도록 배열되며, 상기 프로세서는 상기 마킹된 게이팅 신호를 사용하여 상기 게이팅 신호 사이 및 상기 제 1 및 제 2 연속물들 사이의 시간 지연을 교정하도록 배열되는 교정 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서, 상기 게이팅 신호는 심전도(ECG) 신호를 포함하고, 상기 전극은 심장내 ECG 감지 전극을 포함하는 교정 장치.

청구항 11

초음파 트랜스듀서를 사용하여 제 1 연속물의 초음파 이미지와 위치 센서를 사용하여 제 2 시퀀스의 위치 측정치를 동시에 획득하도록 상기 위치 센서와 상기 초음파 트랜스듀서를 포함하는 이미지화 프로브를 동작시키는 단계;

공지된 좌표를 가지는 교정 지점을 통하여 상기 이미지화 프로브를 이동시키는 단계;

상기 이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 상기 제 1 연속물에서의 상기 초음파 트랜스듀서에 의해 획득되는 초음파 이미지를 마킹하는 단계; 및

제 2 연속물의 좌표가 상기 교정 지점의 좌표와 일치하는 상기 제 2 연속물에서의 위치 측정치와 상기 제 1 연속물에서의 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 것에 의하여 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 교정하는 단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서, 상기 이미지화 프로브를 환자의 기관 내로 삽입하고 상기 제 1 연속물에서의 초음파 이미지의 적어도 일부를 상기 제 2 연속물에서의 각각의 위치 측정치와 관련시키는 것에 의하여 기관을 이미지화하는 단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 13

제 11 항에 있어서, 상기 이미지화 프로브를 이동시키는 단계는 제 2 단부가 훨에 연결되는 가동성 아암의 제 1 단부를 상기 이미지화 프로브에 부착하며, 상기 교정 지점을 통하여 상기 이미지화 프로브를 이동시키도록 상기 훨을 회전시키는 단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 14

제 11 항에 있어서, 상기 초음파 이미지를 마킹하는 단계는 광을 발산하는 광학 에미터와, 상기 광을 감지하고 상기 광학 에미터와 정렬될 때 감지된 광에 반응하여 전기 신호를 발생시키는 광센서를, 상기 이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 서로 정렬하여 전기 신호를 발생시키도록 위치설정하고, 상기 전기 신호에 반응하여 상기 초음파 이미지를 마킹하는 단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 15

제 14 항에 있어서, 상기 초음파 이미지를 마킹하는 단계는 상기 전기 신호에 반응하여, 상기 초음파 트랜스듀서에 의해 감지될 수 있는 주파수를 가지는 초음파 마킹 신호를 발생시키고, 상기 초음파 마킹 신호를 사용하여 상기 초음파 이미지를 마킹하는 단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 16

제 15 항에 있어서, 상기 초음파 마킹 신호를 사용하여 상기 초음파 이미지를 마킹하는 단계는 상기 이미지화 프로브의 부근에 위치된 유도 코일을 사용하여 상기 초음파 트랜스듀서에서의 무선주파수(RF) 신호를 유도하는

단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 17

제 11 항에 있어서, 상기 시간 오프셋을 교정하는 단계는 사전 결정된 문턱값에 상기 제 1 연속물에서의 이미지의 세기값을 비교하는 것에 의하여 상기 마킹된 초음파 이미지를 확인하는 단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 18

제 11 항에 있어서, 상기 이미지화 프로브를 이동시키는 단계는 공지된 좌표를 가지는 2개 이상의 상이한 교정 지점을 통하여 상기 프로브를 이동시키는 단계를 포함하며, 상기 초음파 이미지를 마킹하는 단계는 상기 이미지화 프로브가 상기 2개 이상의 교정 지점에 있을 때 상기 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 상기 초음파 이미지를 마킹하는 단계를 포함하며, 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 교정하는 단계는 그 좌표가 상기 각각의 교정 지점들의 좌표와 일치하는 각각의 위치 측정치와 상기 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 19

제 11 항에 있어서, 상기 이미지화 프로브를 이동시키는 단계는 적어도 2번의 절차로 상기 교정 지점을 교차시키는 단계를 포함하며, 상기 시간 오프셋을 교정하는 단계는 상기 적어도 2번의 절차에서 상기 시간 오프셋의 값을 측정하고 측정된 값을 평균화하는 단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 20

제 11 항에 있어서, 상기 이미지화 프로브는 상기 초음파 이미지와 상기 위치 측정치를 게이팅하기 위한 게이팅 신호를 만드는 전극을 포함하며, 상기 이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 상기 전극에 의해 만들어진 게이팅 신호를 마킹하고, 상기 마킹된 게이팅 신호를 사용하여 상기 게이팅 신호 사이 및 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 지연을 교정하는 단계를 포함하는 교정 방법.

청구항 21

제 20 항에 있어서, 상기 게이팅 신호는 심전도(ECG) 신호를 포함하고, 상기 전극은 심장내 ECG 감지 전극을 포함하는 교정 방법.

청구항 22

교정 장치는 초음파 트랜스듀서를 사용하여 제 1 연속물과 위치 센서를 사용하여 제 2 연속물을 동시에 획득하는 이미지화 프로브를 교정 지점을 통해 이동시키는 운동 조립체를 포함하며, 또한 상기 이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 상기 제 1 연속물에서의 초음파 이미지에 의해 획득되는 초음파 이미지를 마킹하는 마킹 회로를 추가로 포함하는 교정 장치에서 사용하기 위한 컴퓨터 소프트웨어 제품으로서,

컴퓨터에 의해 판독될 때, 제 2 연속물의 좌표가 상기 교정 지점의 좌표와 일치하는 상기 제 2 연속물에서의 위치 측정치와 상기 제 1 연속물에서의 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 것에 의하여 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 컴퓨터가 교정하도록 명령하는 프로그램 명령이 저장되는 컴퓨터 판독성 매체를 포함하는 컴퓨터 소프트웨어 제품.

청구항 23

제 22 항에 있어서, 상기 명령은 사전 결정된 문턱값과 상기 제 1 연속물에서의 상기 이미지의 세기값을 비교하는 것에 의하여 상기 마킹된 초음파 이미지를 상기 컴퓨터가 확인하도록 하는 컴퓨터 소프트웨어 제품.

청구항 24

제 22 항에 있어서, 상기 교정 지점은 공지된 좌표를 가지는 2개 이상의 교정 지점을 포함하며, 상기 운동 조립체는 상기 교정 지점을 통하여 상기 이미지화 프로브를 이동시키며, 상기 마킹 회로는 상기 이미지화 프로브가 상기 2개 이상의 교정 지점에 있을 때 상기 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 상기 초음파 이미지를 마킹하고, 상기 명령은 그 좌표가 상기 각각의 교정 지점의 좌표와 일치하는 각각의 위치 측정치와 상기 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 것에 의하여 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 상기 컴퓨터가 교정하도록 하

는 컴퓨터 소프트웨어 제품.

청구항 25

제 22 항에 있어서, 상기 운동 조립체는 적어도 2번의 절차로 상기 교정 지점을 교차하여 상기 이미지 프로브를 이동시키며, 상기 명령은 상기 컴퓨터가 상기 적어도 2번의 절차에서 상기 시간 오프셋의 각각의 값을 측정하고 측정된 값들을 평균화하도록 하는 컴퓨터 소프트웨어 제품.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

<1> 본 발명은 의료 이미지화 시스템에 관한 것이고, 특히 초음파 및 위치 추적 시스템을 사용하는 이미지화에 관한 것이다.

배경 기술

<2> 일부 의료 이미지화 시스템은 위치 센서와 초음파 트랜스듀서 카테터가 장비된 카테터와 같은 프로브의 위치를 추적한다. 초음파 트랜스듀서에 의해 만들어진 이미지와 결합되는 프로브의 위치 측정치는 목표 기관의 이미지화 및/또는 모델링을 위하여 사용된다. 이러한 종류의 예시적인 시스템은 그 내용이 참조에 의해 본 명세서에 통합되는 미국특허출원 공개 2006/0241445에 개시되어 있다.

<3> 몇 개의 방법 및 시스템들이 초음파 트랜스듀서와 위치 센서를 포함하는 프로브를 교정하기 위하여 종래에 공지되어 있다. 예를 들어, 그 내용이 참조에 의해 본 명세서에 통합되는 미국특허출원 공개 2004/0254458은 초음파 트랜스듀서 및 위치 측정 디바이스를 포함하는 프로브를 교정하기(calibrating) 위한 장치를 개시한다. 상기 장치는 공지된 위치에 배치되는 초음파 목표물을 구비하는 테스트 고정물(fixture)을 포함한다. 프로세서는 위치 센서로부터의 위치 신호를 수신하는 한편, 초음파 목표물과 정렬된 트랜스듀서는 테스트 고정물의 기준 프레임에서의 프로브의 배향(orientation)을 결정한다. 프로세서는 배향에 관련된 프로브의 교정된 데이터를 결정한다.

<4> 초음파 및 위치 추적 프로브를 교정하기 위한 부가의 방법 및 시스템은 그 내용이 참조에 의해 본 명세서에 통합되는 예를들어 미국특허 6,192,735, 6,517,484 및 6,585,651에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

<5> 그러므로, 본 발명의 목적은 초음파 및 위치 추적 시스템을 사용하는 의료 이미지화를 위한 이미지화 프로브의 교정 장치 및 교정 방법을 제공하는데 있다.

과제 해결수단

<6> 본 발명에 따라서, 공지된 좌표를 가지는 교정 지점을 통하여, 제 1 연속물의 초음파 이미지와 제 2 연속물의 위치 측정치를 동시에 획득하기 위하여 초음파 트랜스듀서와 위치 센서를 포함하는 이미지화 프로브를 이동시키도록 배열되는 운동 조립체;

<7> 이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 상기 제 1 연속물에서의 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 초음파 이미지를 마킹하도록 배열되는 마킹 회로; 및

<8> 제 2 연속물의 좌표가 상기 교정 지점의 좌표와 일치하는 제 2 연속물에서의 위치 측정치와 상기 제 1 연속물에서의 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 것에 의하여 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 교정하도록 배열되는 프로세서를 포함하는 교정 장치가 제공된다.

<9> 일부 실시예에서, 이미지화 프로브는 초음파 이미지 및 상기 위치 측정치를 게이팅(gating)하기 위한 신호를 포착하는 전극을 포함하며, 상기 마킹 회로는 상기 이미지화 프로브가 상기 교정 위치에 있을 때 상기 전극에 의해 포착된 상기 신호를 마킹하도록 배열되며, 상기 프로세서는 상기 마킹된 신호를 사용하여 상기 신호 사이 및

상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 지연을 교정하도록 배열된다. 한 실시예에서, 상기 신호는 심전도 (electrocardiogram, ECG) 신호를 포함하고, 상기 전극은 심장내 ECG-감지 전극을 포함한다.

- <10> 또 다른 실시예에서, 상기 운동 조립체는 훨과 가동성 아암을 포함하여서, 상기 아암의 제 1 단부는 상기 훨에 연결되고, 상기 아암의 제 2 단부는 상기 이미지화 프로브에 부착되며, 상기 훨은 상기 교정 지점을 통하여 상기 이미지화 프로브를 이동시키기 위하여 회전하도록 배열된다.
- <11> 개시된 실시예에서, 상기 마킹 회로는 발광하도록 배열되는 광학 에미터와, 광센서를 포함하며, 광센서는 광을 감지하도록 배열되고, 상기 광학 에미터와 정렬되었을 때 감지된 광에 반응하여 전기 신호를 발생시키며, 상기 광학 에미터와 광센서는 상기 전기 신호에 반응하여 초음파 이미지를 마킹하기 위하여 상기 이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 서로 정렬되어 전기 신호를 발생시키도록 상기 운동 조립체에 부착된다.
- <12> 여전히 또 다른 실시예에서, 상기 마킹 회로는 변조 회로를 포함하며, 변조 회로는 전기 신호에 반응하여 초음파 트랜스듀서에 의해 감지될 수 있는 주파수를 가지는 초음파 마킹 신호를 발생시키고 초음파 마킹 신호를 사용하여 초음파 이미지를 마킹하도록 배열된다. 여전히 또 다른 실시예에서, 변조 회로는, 이미지화 프로브의 부근에 배치되어 초음파 이미지를 마킹하도록 초음파 트랜스듀서에서 무선 주파수(RF) 신호를 유도하도록 배열되는 유도 코일을 포함한다.
- <13> 개시된 실시예에서, 프로세서는 제 1 연속물에서의 이미지의 세기값(intensity values)을 사전 결정된 문턱값과 비교하는 것에 의하여 마킹된 초음파 이미지를 확인하도록 배열된다.
- <14> 일부 실시예에서, 상기 교정 지점은 공지된 좌표를 가지는 2개 이상의 교정 지점들을 포함하며, 상기 운동 조립체는 상기 2개 이상의 교정 지점들을 통하여 상기 이미지화 프로브를 이동시키도록 배열되며, 상기 마킹 회로는 상기 이미지화 프로브가 상기 2개 이상의 교정 지점들에 있을 때 상기 초음파 트랜스듀서에 의해 획득된 초음파 이미지를 마킹하도록 배열되며, 상기 프로세서는 그 좌표가 각각의 상기 교정 지점의 좌표에 일치하는 각각의 위치 측정치와 상기 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 것에 의하여 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 교정하도록 배열된다. 부가적으로 또는 대안적으로, 상기 운동 조립체는 적어도 2번의 절차(instance)로 상기 교정 지점을 교차하여 상기 이미지화 프로브를 이동시키도록 배열되고, 상기 프로세서는 상기 적어도 2번의 절차에서 시간 오프셋의 각각의 값을 측정하고 측정된 값을 평균화하도록 배열된다.
- <15> 부가적으로, 본 발명의 한 실시예에 따라서,
- <16> 초음파 트랜스듀서를 사용하여 제 1 연속물의 초음파 이미지와 위치 센서를 사용하여 제 2 연속물의 위치 측정치를 동시에 획득하도록 상기 위치 센서와 상기 초음파 트랜스듀서를 포함하는 이미지화 프로브를 동작시키는 단계;
- <17> 공지된 좌표를 가지는 교정 지점을 통하여 상기 이미지화 프로브를 이동시키는 단계;
- <18> 상기 이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 상기 제 1 연속물에서의 상기 초음파 트랜스듀서에 의해 획득되는 초음파 이미지를 마킹하는 단계; 및
- <19> 제 2 연속물의 좌표가 상기 교정 지점의 좌표와 일치하는 상기 제 2 연속물에서의 위치 측정치와 상기 제 1 연속물에서의 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 것에 의하여 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 교정하는 단계를 포함하는 교정 방법이 제공된다.
- <20> 또한, 본 발명의 한 실시예에 따라서, 교정 장치는 초음파 트랜스듀서를 사용하여 제 1 연속물과, 위치 센서를 사용하여 제 2 연속물을 동시에 획득하는 이미지화 프로브를 교정 지점을 통해 이동시키는 운동 조립체를 포함하며, 또한 상기 이미지화 프로브가 상기 교정 지점에 있을 때 상기 제 1 연속물에서의 초음파 이미지에 의해 획득되는 초음파 이미지를 마킹하는 마킹 회로를 추가로 포함하는 교정 장치에서 사용하기 위한 컴퓨터 소프트웨어 제품이 제공되며, 상기 컴퓨터 소프트웨어 제품은 컴퓨터에 의해 판독될 때, 제 2 연속물의 좌표가 상기 교정 지점의 좌표와 일치하는 상기 제 2 연속물에서의 위치 측정치와 상기 제 1 연속물에서의 마킹된 초음파 이미지를 관련시키는 것에 의하여 상기 제 1 및 제 2 연속물 사이의 시간 오프셋을 컴퓨터가 교정하도록 명령하는 프로그램 명령이 저장되는 컴퓨터 판독성 매체를 포함한다.
- <21> 본 발명은 도면들과 함께 취해진 다음의 실시예의 상세한 설명으로부터 보다 완전하게 이해될 것이다.

효과

- <22> 본 발명에 따라서, 초음파 및 위치 추적 시스템을 사용하는 의료 이미지화를 위한 이미지화 프로브의 교정

장치, 교정 방법, 및 컴퓨터 소프트웨어 제품이 제공된다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

<23>

개요

<24>

일부 의료 이미지화 처리는 결합된 이미지화 및 위치 추적을 사용한다. 이러한 처리에 있어서, 카테터와 같은 심장내 프로브는 초음파 트랜스듀서를 사용하여 목표 기관의 초음파 이미지화를 수행한다. 동시에, 목표 기관내 또는 부근에 있는 프로브의 위치는 위치 센서를 사용하여 측정된다.

<25>

프로브가 목표 기관 내에 또는 부근에 있는 다중 위치들을 통하여 이동될 때, 초음파 이미지화 서브시스템은 초음파 트랜스듀서에 의해 발생되는 연속적인 2차원 초음파 이미지를 출력한다. 동시에, 위치 추적 서브시스템은 위치 센서에 의해 발생되는 연속적인 위치 측정치를 출력한다. 위치 측정치는 그런 다음 목표 기관의 3차원 공간에서 각각의 2차원 이미지의 위치 및 배향을 결정하도록 사용된다.

<26>

그러나, 많은 실제의 경우에, 연속적인 초음파 이미지들과 연속적인 위치 측정치들은 상관되지 않는다. 대체로, 초음파 이미지가 획득되는 비율(rate)은 위치 측정치의 비율과 상이할 수 있으며, 2개의 연속물은 서로에 대하여 공지되지 않은 시간 오프셋을 가질 수 있다. 목표 기관의 이미지화를 수행하기 위하여, 초음파 이미지들 및 위치 측정치는 각 초음파 이미지가 획득되는 시점에 프로브의 위치(위치선정(location) 및 배향)을 정확하게 결정하도록 서로 상관되어야 한다.

<27>

본 발명의 실시예는 초음파 이미지 및 위치 측정치의 연속물을 상관시키기 위한 방법 및 시스템을 제공한다. 일부 실시예에서, 프로브는 그 좌표가 선형적으로(*a-priori*) 공지된 하나 이상의 교정 지점들을 통하여 프로브를 이동시키는 교정 서브시스템에 배치된다. 예를 들어, 교정 서브시스템은 가동성 아암에 연결된 회전 훨을 포함하며, 프로브는 아암에 부착된다. 프로브가 교정 지점들중 하나에 도달할 때, 교정 서브시스템은 이러한 위치에서 획득된 초음파 이미지를 마킹하기 위하여 사용되는 펄스를 만든다.

<28>

교정 서브시스템은 교정 프로세서를 추가로 포함하며, 프로세서는 마킹된 초음파 이미지를 확인하여, 이를 교정 지점에서 측정된 대응하는 위치 측정치와 관련시킨다. 교정 프로세서는 초음파 이미지들과 대응하는 위치 측정치 사이의 시간 오프셋을 계산한다. 계산된 시간 오프셋 값은 저장되어, 초음파 이미지와 위치 측정치 사이를 상관시키도록 사용된다.

<29>

시스템 설명

<30>

도 1은 본 발명의 실시예에 따라서, 환자의 심장(24)을 이미지화 및 맵핑(mapping)하기 위한 시스템(20)의 개략적으로 나타낸 도면이다. 시스템은 정맥 또는 동맥을 통하여 심장의 심실로 의사에 의해 삽입되는 카테터(28)를 포함한다. 의사은 카테터의 원위 단부를 원하는 대로 조향, 위치설정, 및 배향시킬 수 있다.

<31>

시스템(20)은 위치 추적 서브시스템과 초음파 이미지화 서브시스템을 포함한다. 위치 추적 서브시스템은 카테터(28)의 위치(즉, 위치선정 및 배향) 좌표를 측정한다. 일부 실시예에서, 예를 들어, 위치 추적 서브시스템은 자기 위치 추적 시스템을 포함한다. 자기 위치 추적 시스템은 환자의 외부에 고정된 공지의 위치에 위치되는 자기장 발생 코일(30)들과 같은 한 세트의 외부 방사체들을 포함한다. 코일(30)들은 심장(24)의 부근에서 자기장을 발생시킨다. 카테터(28)의 내측에 장비된 위치 센서는 발생한 자기장을 감지하고, 감지된 자기장에 반응하여 위치 신호를 만든다. 콘솔(34)은, 카테터(28)로부터의 위치 신호를 수령하고, 이러한 신호에 기초하여 카테터의 위치선정 및 배향을 계산하는 위치설정 프로세서(36)를 포함한다. 대안적인 실시예에서, 위치설정 서브시스템은 임피던스 기반 시스템과 같은 임의의 다른 적절한 형태의 위치 추적 시스템을 포함할 수 있다.

<32>

초음파 이미지화 서브시스템은 심장(24)의 다수의 초음파 이미지를 획득한다. 카테터(28)에 장비된 초음파 트랜스듀서는 전형적으로 2차원 분할 형상 이미지를 포함하는 초음파 이미지를 획득한다. 콘솔(34)은 2차원 초음파 이미지들을 수령하여 심장(24)을 이미지화하도록 사용하는 이미지 프로세서(42)를 포함한다. 프로세서(42)의 출력은 디스플레이(44) 상에 표시된다.

<33>

이미지 프로세서(42)는 다양한 방법으로 심장(24)을 이미지화할 수 있다. 예를 들어, 이미지 프로세서는 심장의 3차원 모델을 구성하도록 다중의 2차원 이미지를 사용할 수 있다. 이미지 프로세서는 또한 획득된 2차원 이미지를 3차원 공간에 투영하여 사용자에게 투영된 이미지를 제공할 수 있다. 부가적으로 또는 대안적으로, 이미지 프로세서는 2차원 초음파 이미지를 컴퓨터화된 X-선 단층 촬영(CT) 또는 자기공명 화상법(MRI) 이미지와 같은 상이한 양상의 3차원 이미지로 기록할 수 있으며, 사용자에게 중첩된 이미지를 제공할 수 있다. 2차원 초음

과 이미지에 기초한 일부 양태의 3차원 이미지화는 예를 들어 상기 미국특허출원 공개2006/0241445에 개시되어 있다. 또한 부가적으로 또는 대안적으로, 이미지 프로세서는 2차원 초음파 이미지에 기초한 심장(24)의 임의의 다른 적절한 이미지화 및/또는 맵핑 절차를 수행할 수 있다.

<34> 도 2는 본 발명의 한 실시예에 따른 카테터(28)의 원위 단부를 개략적으로 도시한 도면이다. 카테터(28)는 센서 소자(40)의 어레이를 포함하는 초음파 트랜스듀서(39)를 포함한다. 한 실시예에서, 센서 소자(40)는 압전 디바이스를 포함하다. 초음파 트랜스듀서(39)는 카테터의 본체 또는 벽 내에서 개구를 한정하는 윈도우(41) 내에 또는 인접하여 위치설정된다.

<35> 트랜스듀서(39)의 소자(40)는 위상 어레이(phased array)로서 동작하고, 윈도우(41)를 통하여 어레이 틈부로부터 초음파 빔을 연대하여 전송한다. 일부 실시예에서, 어레는 짧은 연속 발사의 초음파 에너지를 전송하고, 주위의 조직으로부터 반사된 초음파 신호, 또는 반향(echo)을 수신하기 위한 수신 모드으로 스위칭한다. 반사된 초음파 반향을 수신한 후에, 반사된 반향에 기초한 전기 신호가 케이블(33)을 따라 소자(40)에 의하여 카테터(28)를 통해 콘솔(34)에 있는 이미지 프로세서(42)로 보내지고, 콘솔은 2차원 초음파 이미지로 전기 신호를 변환한다.

<36> 심장의 일부 특징들이 심장의 주기적인 수축 및 이완 동안 그 형상 및 위치설정을 변화시키기 때문에, 이미지 프로세서(42)에 의해 수행되는 이미지화 방법은 종종 이 주기에 대하여 특정 타이밍에서 수행된다. 이러한 처리는 통상 게이팅(gating)으로서 지칭된다. 게이팅된 이미지화를 수행하기 위하여, 초음파 이미지와 위치 측정치는 전형적으로 심전도(ECG) 신호로 동기화된다. 또한 게이팅 신호로서 지칭되는 ECG 신호는 카테터(28)에 장비된 전극과 같은 인체 표면 또는 심장내 전극에 의하여 만들어질 수 있다. 일부 실시예에서, 전극(46)은 치료 목적을 위한 심장내 절제를 수행하기 위하여 사용될 수 있다.

<37> 상기된 바와 같이, 이미지 프로세서(42)는 2차원 초음파 이미지를 사용하여 심장의 3차원 이미지화를 수행할 수 있다. 이러한 업무를 수행하는 과정에서, 프로세서(42)는 3차원 공간에서의 적절한 위치선정 및 배향으로 2차원 초음파 이미지를 위치시킨다. 초음파 이미지를 적절하게 위치시키기 위하여, 각각의 2차원 초음파 이미지는 이미지가 획득되는 정확한 시간에 카테터에 의하여 만들어진 위치 측정치와 관련되어야만 한다. 2차원 이미지의 부정확한 위치설정은 3차원 이미지화 처리 내에 에러 및 왜곡을 일으키게 된다.

<38> 그러나, 많은 실제 경우에 있어서, 초음파 이미지화 서브시스템에 의해 발생한 초음파 이미지의 연속물 및 위치 설정 서브시스템에 의해 발생한 위치 측정치의 연속물은 동기하지 않으며 상관되지 않는다. 예를 들어, 일부 경우에 있어서, 초음파 이미지화 서브시스템은 위치 추적 서브시스템과 별개인 상업적인 이미저(imager)와 같은 독립적인 유닛을 포함한다. 위치 측정치의 비율은 초음파 이미지 획득의 비율과 다를 수 있다. 또한, 초음파 이미지화 서브시스템과 위치설정 서브시스템은 대체로 상이한 처리 지연을 가진다. 결과적으로, 초음파 이미지의 연속물과 위치 측정치의 연속물은 통상 선형적으로 공지되지 않은 상태 시간 오프셋을 가진다.

<39> 본 명세서에 개시된 방법과 시스템은 대응하는 위치 측정치와 초음파 이미지를 상관시켜서, 각각의 초음파 이미지는 이미지가 획득된 시간에 취해진 위치 측정치와 관련된다. 일부 실시예에서, 이미지 연속물과 위치 측정치 연속물이 일정한 상태 시간 오프셋을 가지는 때와 같이, 이러한 시간 오프셋은 계산되어, 이미지와 위치 측정치를 상관시키기 위하여 사용된다.

<40> 일부 실시예에서, 카테터(28)는 전극(46)과 같은 ECG-감지 전극을 포함한다. 심장 조직에 의해 만들어지고 전극(46)에 의해 감지되는 심장내 ECG 신호는 또한 초음파 이미지 및/또는 위치 측정치에 대해 특정의 시간 오프셋을 가질 수 있다. 이러한 실시예에서, 마킹 신호는 또한 ECG-감지 전극에 의해 만들어진 게이팅 신호로 삽입된다. 본 명세서에 기술된 방법과 시스템은 또한 ECG 신호 사이 및 초음파 이미지와 위치 측정치 사이의 시간 오프셋을 측정하고 교정하여서, ECG 게이팅은 정확하게, 즉 심장내 사이클의 필요한 위상에서 수행될 수 있다.

<41> 도 3은 본 발명의 한 실시예에 따른 시스템(20)의 소자를 개략적으로 예시한 블록도이다. 시스템(20)은 전자-기계식 교정 조립체(59, 또한 운동 조립체로서 지칭됨)와 교정 프로세서(57)를 포함하는 교정 서브시스템(50)을 포함한다. 교정을 수행할 때, 카테터(28)는 전자-기계식 조립체에 배치된다. 조립체(59)는 공지된 선형적인 위치 설정 좌표를 가지는 하나 이상의 교정 지점들을 통하여 카테터를 이동시킨다. 카테터가 교정 지점들 중 하나를 통과한 것을 교정 서브시스템이 감지할 때, 이것은 카테터에 의해 현재 획득된 초음파 이미지 내로 특유의 마크를 삽입한다. 카테터(28)가 ECG-감지 전극을 포함할 때, 마크는 또한 이 전극에 의해 만들어진 ECG 신호로 삽입될 수 있다.

<42> 교정 프로세서(57)는 위치설정 프로세서(36)로부터 위치 측정치의 연속물을, 이미지 프로세서(42)로부터 2차원

초음파 이미지들의 연속물을 수령한다. 프로세서(57)는 전극(46)에 의해 만들어진 ECG 신호를 또한 수령한다. 교정 프로세서는 이미지가 획득되는 교정 지점의 위치 좌표를 가지는 위치 측정치와 마킹된 초음파 이미지를 관련시킨다. 그러므로, 교정 프로세서는 2개의 연속물을 상관시키도록 초음파 이미지의 연속물과 위치 측정치의 연속물 사이의 시간 오프셋을 계산할 수 있다. ECG 신호가 또한 제공될 때, 교정 프로세서는 이 신호와 위치 측정치 또는 초음파 이미지 사이의 시간 오프셋을 계산할 수 있다. 대체로, 시간 오프셋 계산의 정확성은 위치 측정치의 비율 및 초음파 이미지의 비율로 개선된다.

<43> 전형적으로, 교정 프로세서(57)는 상기된 기능들을 수행하도록 소프트웨어에서 프로그래밍되는 범용 컴퓨터를 사용하여 실시된다. 소프트웨어는 예를 들어 네트워크를 통하여 전자 형태로 컴퓨터로 다운로드되거나, 또는 대안적으로 CD-ROM과 같은 유형의 매체 상에서 컴퓨터로 공급될 수 있다. 일부 실시예에서, 교정 프로세서(57)의 기능성은 이미지 프로세서(42)에 의하여, 초음파 이미지화 서브시스템에 있는 또 다른 프로세서에 의하여, 위치설정 서브시스템(36)에 의하여, 또는 위치설정 서브시스템에 있는 또 다른 프로세서에 의하여 실시될 수 있다.

<44> 교정 서브시스템(50)은 시스템(20)의 부분으로서 통합될 수 있으며, 시스템이 초기화될 때 교정 절차를 수행한다. 대안적으로, 교정 서브시스템은 교정이 필요할 때만 시스템(20)에 연결되는 별도의 서브시스템일 수 있다. 서브시스템(50)의 출력, 즉 계산된 상태 시간 오프셋 값은 임의의 적절한 인터페이스를 사용하여 메모리에 저장 및/또는 이미지 프로세서(42)에 또는 위치설정 프로세서(36)에 제공될 수 있다. 전형적으로, 서브시스템(50), 또는 적어도 조립체(59)는 교정 동안 카테터(28)의 위치 좌표를 측정하기 위하여 위치 추적 서브시스템의 작업 공간(volume)에 위치된다.

<45> 도 4는 본 발명의 한 실시예에 따른 전자-기계식 조립체(59)를 개략적으로 도시한 도면이다. 도 4의 예시적인 실시예에서, 조립체(59)는 회전 훨(51)에 연결되는 가동성 아암(아래에 기술되는 바와 같이 2개의 상이한 위치에 위치 설정되었을 때 도면 부호 55A 및 55B로 인용됨)을 포함한다. 카테터(28)는 교정 절차 동안 아암의 원위단부에 부착된다.

<46> 적절한 모터를 사용하는 것과 같이, 훨(51)이 회전할 때, 아암은 다중 위치를 통하여 카테터(28)를 이동시킨다. 특히, 카테터는 도면에서 "위치 A" 및 "위치 B"로 인용된 2개의 교정 지점들 또는 교정 위치를 통과한다. 교정 지점들의 위치 좌표는 미리 측정되어 미리 공지된다. 가동성 아암은 카테터가 교정 지점(A)에 있을 때 55A로 인용되고, 카테터가 교정 지점(B)에 있을 때 55B로 인용된다(점선).

<47> 발광 다이오드(LED)와 같은 광학 에미터가 훨(51)의 주변에 장착된다. 광학 에미터는 도면에서 2개의 위치에 도시되고; 카테터가 교정 지점(A)에 있을 때, 에미터가 도면부호 52A로 인용되고, 카테터가 교정 지점(B)에 있을 때, 에미터는 52B로 인용된다(점선). 광학 에미터는 전형적으로 훨로부터 바깥쪽으로 좁은 폭의 광 빔을 발산한다.

<48> 광센서(53 및 54)가 회전 훨의 외부 원주에 인접하여 장착되어서, 카테터가 교정 지점(A)에 도달할 때, 에미터는 위치(52A)에 있으며 광센서(53)와 정렬된다. 유사하게, 카테터가 교정 지점(B)에 도달할 때, 에미터는 위치(52B)에 있으며, 광센서(54)와 정렬된다. 각각의 광센서들은 광학 에미터에 의해 조명될 때 짧은 전기 펄스를 발생시킨다. 그러므로, 센서(53)는 카테터(28)가 교정 지점(A)에 있을 때 펄스를 발생시키고, 센서(54)는 카테터가 교정 지점(B)에 있을 때 펄스를 발생시킨다. 일부 실시예에서, 센서(53)는 양(+)의 펄스를 발산하고, 센서(54)는 음(-)의 펄스를 발산한다.

<49> 광센서(53 및 54)에 의해 발생한 펄스는 무선주파수(RF) 변조기(58)에 제공된다. 변조기(58)는 RF 캐리어 상으로 에미터에 의해 발생한 펄스를 변조하고, 캐리어의 주파수는 초음파 이미지화 서브시스템에 의해 사용되는 범위에 있다. 변조기(58)에 의해 발생한 RF 펄스는 카테터(28)의 부근에 위치 설정된 유도 코일(56)을 구동하도록 사용된다. 트리거링될(triggered) 때, 코일(56)은 카테터(28)의 초음파 트랜스듀서(39)에 의해 감지되는 RF 펄스를 유도한다. 그 결과, 카테터(28)에 의해 현재 획득된 초음파 이미지의 영상 신호는 별개의 교정 마크가 마킹된다. 유도된 RF 펄스의 크기는 전형적으로 마크의 세기가 트랜스듀서(39)에 의해 감지될 수 있는 임의의 초음파 반향보다 충분히 강하도록 선택된다.

<50> 일부 실시예에서, 게이팅된 이미지화를 사용할 때, 변조기는 광센서(53 및 54)에 의해 발생한 펄스에 반응하여 전극(46)에 의해 만들어진 게이팅 신호를 마킹하기 위하여 사용되는 부가 신호를 출력한다. 이어서, 마킹된 게이팅 신호는 ECG 신호와 초음파 이미지 및/또는 위치 측정치 사이의 시간 오프셋을 교정하도록 교정 프로세서에 의해 사용된다.

- <51> 변조기와 유도 코일은 광센서들의 출력에 기초하여 초음파 마킹 신호(예를 들어 RF 펄스)를 발생시키고 이러한 마킹 신호를 사용하여 초음파 이미지를 마킹하는 변조 회로로서 총체적으로 개발될 수 있다. 유도 코일을 사용하는 것에 대한 대안으로, 변조 회로는 초음파 트랜스듀서(39)에 의해 감지될 수 있는 초음파 마킹 신호를 만드는 임의의 다른 적절한 메커니즘을 포함할 수 있다. 또한, 대안적으로, 현재 획득된 이미지는 트랜스듀서(39)에 의해 만들어진 신호에 전압 펄스를 전기적으로 부가하는 것에 의하여 마킹될 수 있다. 대안적인 실시예에서, 광학 에미터는 RF 신호로 구동될 수 있어서, 광센서(53 및 54)에 의해 발생한 펄스는 이미 변조되었으며, 그러므로, 변조기(58)의 필요성을 제거한다.
- <52> 전형적으로, 광학 에미터에 의해 발생한 펄스의 펄스 폭은 충분히 짧게 되도록 선택되어서, 단지 단일의 초음파 이미지만이 마킹된다. 전형적으로, 펄스 폭은 단일의 초음파 이미지의 획득 시간보다 충분히 짧은 수밀리초 길이이다.
- <53> 상기된 바와 같이, 교정 프로세서(57)는 일반적으로 상관되지 않는 초음파 이미지의 연속물과 위치 측정치의 연속물을 수령한다. 교정 프로세서는 사전 결정된 문턱값에 이미지에서의 세기값을 비교하는 것에 의하여 교정 마크가 새겨진 초음파 이미지를 확인한다.
- <54> 교정 프로세서는 또한 위치설정 서브시스템에 의하여, 그 좌표가 대응하는 교정 지점의 좌표와 일치하는(예를 들어 일치하거나 또는 근사한) 위치 측정치의 연속물 내에 위치한다. 마킹된 초음파 이미지 사이 및 대응하는 교정 지점에서의 측정된 위치 측정치 사이의 시간차는 초음파 이미지의 연속물과 위치 측정치의 연속물 사이의 시간 오프셋을 나타낸다.
- <55> 일부 실시예에서, 교정 프로세서는 각각의 교정 지점(A 및 B)에 대한 시간 오프셋을 계산하고 그 결과를 평균화 한다. 대안적으로, 단지 단일의 교정 지점이 사용될 수도 있다. 사용된 교정 지점의 수에 관계없이, 교정 프로세서는 몇 개의 완전한 회전으로 훨(51)을 회전시키고 다중의 시간 오프셋 계산을 평균화하기 위하여 발생한 펄스를 사용하여 평가 정확성을 개선할 수 있다. 계산 프로세서는 전형적으로 시스템(20)의 동작 중에 사용하기 위하여 평가된 시간 오프셋을 저장한다.
- <56> 비록 도 4의 예시적인 실시예가 아암과 회전 훨을 사용하는 기계적인 조립체를 도시하였을지라도, 본 명세서에 기술된 방법 및 시스템은 교정 지점들을 경유하여 카테터(28)를 이동시키는 임의의 다른 적절한 운동 조립체와 함께 사용될 수 있다.
- <57> 광학 에미터, 광센서, 변조기 및 유도 코일은 교정 지점들중 하나에 카테터가 있을 때 현재 획득된 초음파 이미지를 마킹하는 마킹 회로로서 총체적으로 개발될 수 있다. 대안적으로, 카테터가 교정 지점에 도달하였을 때 트리거 신호를 만들고 이러한 트리거에 기초하여 현재 획득된 초음파 이미지를 마킹하기 위한 임의의 다른 적절한 방법, 조립체 또는 회로가 또한 사용될 수 있다. 예를 들어, 트리거는 자기 센서, 레이저 소스 및 광센서, 공간 센서, 또는 임의의 다른 적절한 메커니즘을 사용하여 만들어질 수 있다.
- <58> 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 이미지와 위치 측정치를 상관시키는 예시적인 처리를 도시하는 신호 타이밍도이다. 전기 펄스(70 및 71)는 카테터(28)가 교정 지점(A 및 B)에 도달하였을 때 광센서(53 및 54)에 의해 각각 발생한다. 펄스(72 및 73)는 각각 펄스(70 및 71)에 반응하여 변조기(58)에 의해 만들어지는 변조된 RF 펄스를 인용한다. 플롯(75, plot)은 카테터(28)의 트랜스듀서(39)에 획득된 초음파 이미지의 영상 신호를 나타낸다. 연속적인 초음파 이미지는 N-1, N, N+1,...를 인용한다. 이미지(N)의 영상 신호는 펄스(72)에 반응하여 교정 마크(76)가 마킹된다. 펄스(73)에 대응하는 마크는 명료성을 위하여 도시되지 않았다.
- <59> 측정치 연속물(77)은 위치설정 프로세서(36)에 의해 만들어진 위치 측정치의 연속물을 인용한다. 위치 측정치(78)는 그 좌표가 교정 지점(A)의 좌표와 일치하는 위치 측정치를 인용한다. 측정치 연속물(79)은 이미지 프로세서(42)에 의해 만들어진 초음파 이미지의 연속물을 인용한다. 예측될 수 있는 바와 같이, 카테터(28, 파일럿(75))에 의한 이미지 획득 사이 및 이미지 프로세서(연속물 79))의 출력 사이의 지연은 몇 개의 이미지 사이클을 길게 할 수 있다.
- <60> 상기된 바와 같이, 교정 프로세서(57)는 연속물(79)에서의 마킹된 이미지(이미지(N)) 사이 및 교정 지점(A, 측정치(78))에서 측정된 위치 측정치 사이의 시간 오프셋을 평가한다. 이러한 시간 오프셋은 도면에서 ΔT 로 인용된다. 비록, 본 예에서, 오프셋이 마킹된 이미지의 시작에 대해 측정되었을지라도, 오프셋은 대안적으로 마킹된 이미지의 종료 또는 이미지에서의 임의의 다른 적절한 기준 지점에 대해 측정될 수 있다.
- <61> 교정 방법 설명

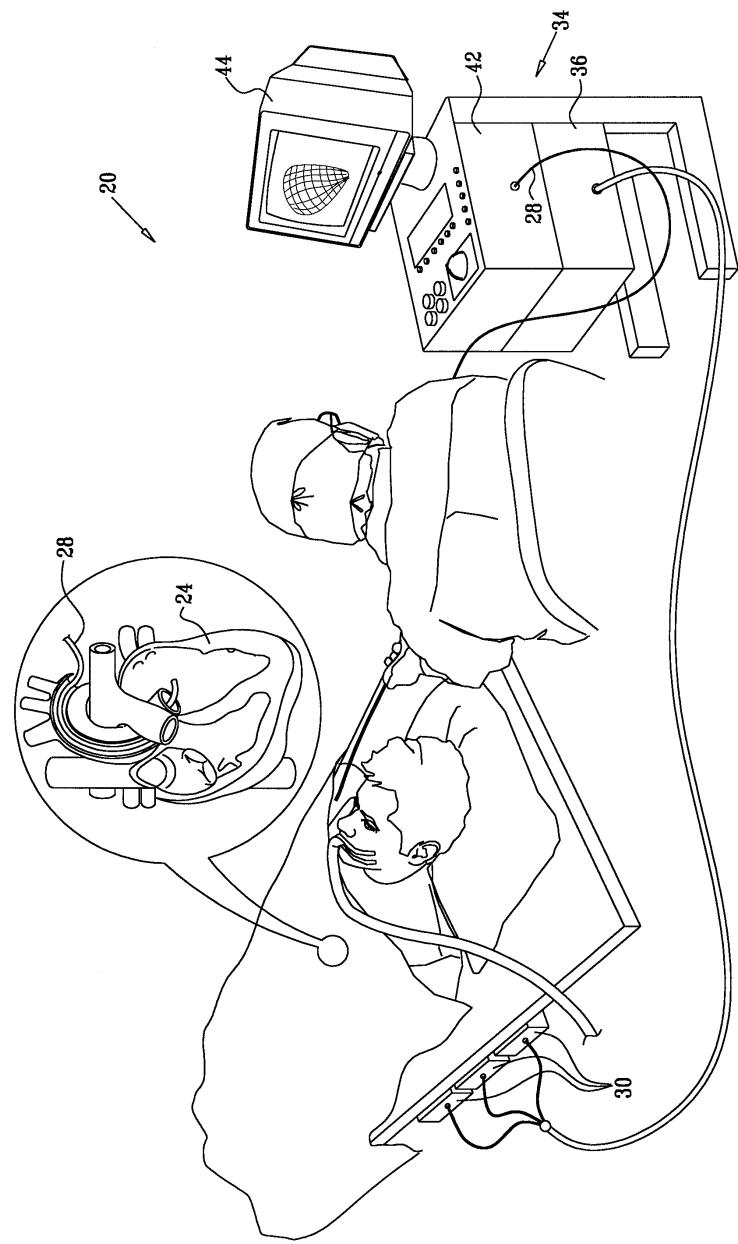
- <62> 도 6은 본 발명의 한 실시예에 따른 초음파 이미지와 위치 측정치를 상관시키기 위한 방법을 개략적으로 도시한 흐름도이다. 방법은 조립체(59)가 카테터 스캐닝 단계(80)에서 상이한 교정 지점을 통하여 카테터(28)를 이동시키는 것으로 시작한다.
- <63> 카테터가 교정 지점들중 하나에 도달할 때, 광학 에미터는 광센서(53 및 54)들중 하나와 정렬한다. 그 결과, 에미터와 정렬된 광센서는 펄스 발생 단계(82)에서 펄스를 만든다. 변조기(58)는 변조 단계(84)에서 광센서에 의해 발생한 펄스를 변조한다. 유도 코일(56)은 이미지 마킹 단계(85)에서 현재 획득된 초음파 이미지의 영상 신호를 마킹한다. 단계(80-85)들의 처리는 하나 이상의 교정 지점들에 대하여 및/또는 각각의 교정 지점의 다중 측정치에 대하여 반복될 수 있다.
- <64> 교정 프로세서(57)는 이미지 확인 단계(86)에서 이미지 프로세서(42)에 의해 만들어진 초음파 이미지의 연속물에서 마킹된 이미지를 확인한다. 각각의 확인된 마킹된 이미지에 대하여, 교정 프로세서는 위치 측정치 확인 단계(87)에서 그 좌표가 당해 교정 지점의 좌표와 일치하는 위치 측정치를 위치시킨다. 교정 프로세서는 시간 오프셋 계산 단계(88)에서 각 마킹된 이미지와 대응하는 위치 측정치 사이의 시간 오프셋을 계산한다. 계산 프로세서는 전형적으로 평가 정확성을 개선하기 위하여 상이한 측정된 시간 오프셋을 평균화한다. 계산되고 평균화된 시간 오프셋은 저장되고, 그 후에 시스템(20)의 동작 동안 초음파 이미지와 위치 측정치 사이를 좌표화하기 위하여 사용된다.
- <65> 본 명세서에 기술된 실시예들이 주로 카테터 기반 이미지화 시스템의 교정을 기술하였을지라도, 본 발명의 원리는 내시경과 같은 위치 센서 및 초음파 트랜스듀서가 장비되는 다른 형태의 프로브들을 교정하기 위하여 또한 사용될 수 있다. 본 명세서에 개시된 실시예들이 심장의 이미지화에 대해 주로 인용할지라도, 본 발명의 원리는 또한 다른 기관의 이미지화 및 모델링을 위하여 사용될 수 있다.
- <66> 그러므로, 상기된 실시예들이 예의 방식으로 이용되고, 본 발명이 특별하게 도시되고 상기된 것에 제한되지 않는다는 것을 예측할 것이다. 오히려, 본 발명의 범위는 상기된 다양한 특징들의 결합 및 하위 결합 모두뿐만 아니라, 이전의 설명을 읽는 것으로 당업자에게 발생하고 종래 기술에 개시되지 않은 그 변형 및 변경을 포함한다.

도면의 간단한 설명

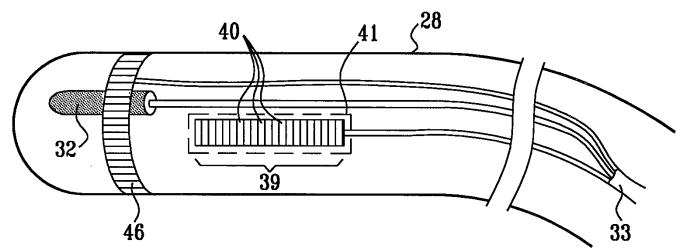
- <67> 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 심장내 맵핑 및 이미지화를 위한 시스템의 개략적인 도면.
- <68> 도 2은 본 발명의 한 실시예에 따른 카테터의 개략적인 도면.
- <69> 도 3은 본 발명의 한 실시예에 따른 심장내 맵핑 및 이미지화를 위한 시스템의 소자들을 개략적으로 도시하는 블록도.
- <70> 도 4는 본 발명의 한 실시예에 따른 전자-기계식 교정 조립체의 개략적인 도면.
- <71> 도 5는 본 발명의 한 실시예에 따른 초음파 이미지와 위치 측정치의 상관관계를 도시하는 단일 타이밍도.
- <72> 도 6은 본 발명의 한 실시예에 따른 초음파 이미지와 위치 측정치를 상관시키기 위한 방법을 개략적으로 도시한 흐름도.
- <73> (도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명)
- | | |
|---------------------|----------------|
| <74> 20 : 시스템 | 24 : 심장 |
| <75> 28 : 카테터 | 30 : 자기장 발생 코일 |
| <76> 34 : 콘솔 | 36 : 위치설정 프로세서 |
| <77> 39 : 초음파 트랜스듀서 | 42 : 이미지 프로세서 |
| <78> 44 : 디스플레이 | 46 : 전극 |
| <79> 50 : 교정 서브시스템 | 57 : 교정 프로세서 |
| <80> 59 : 운동 조립체 | |

도면

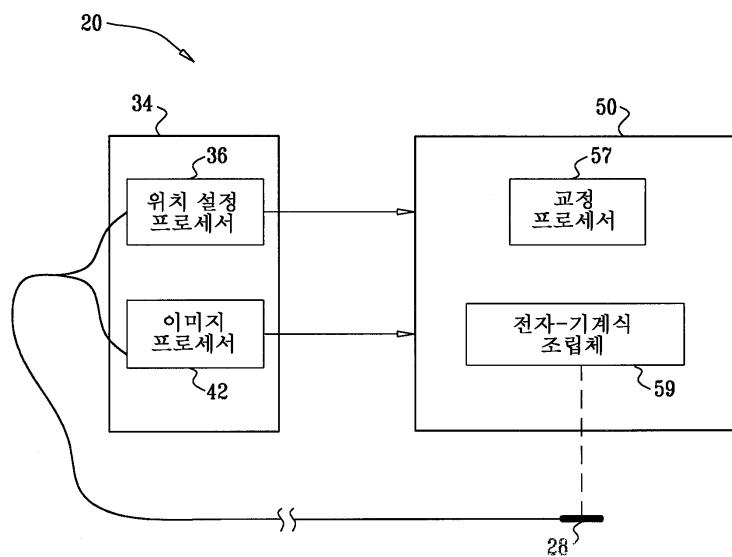
도면1



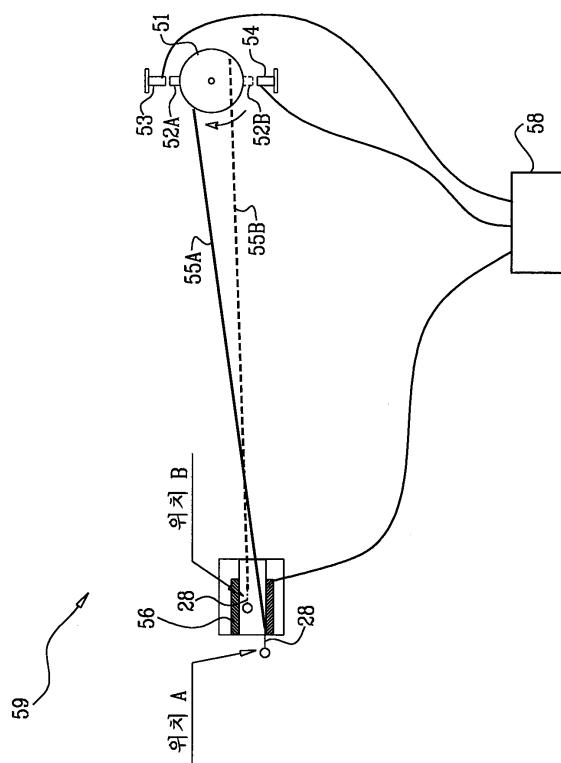
도면2



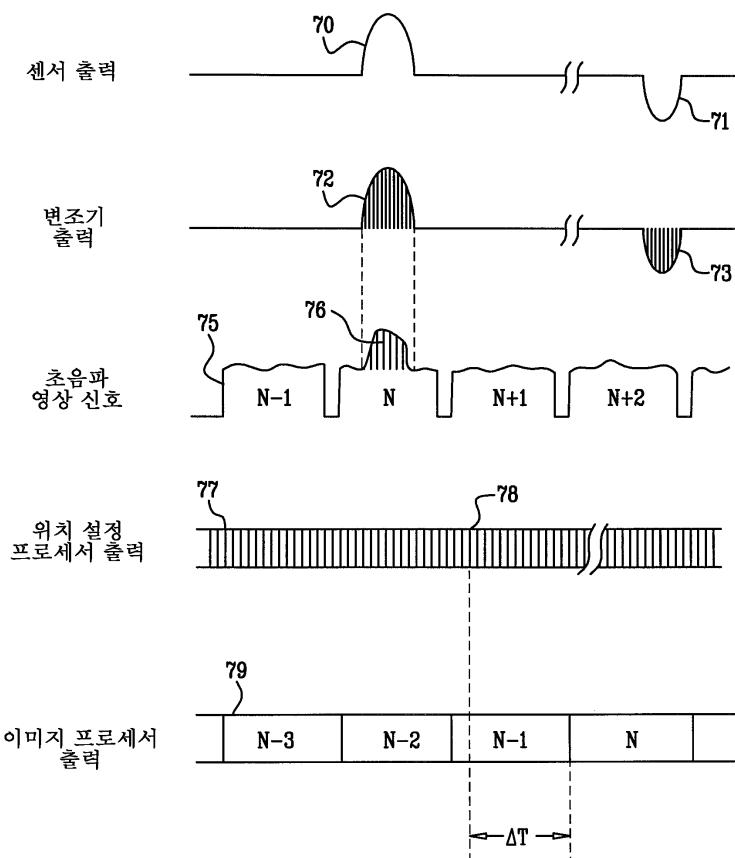
도면3



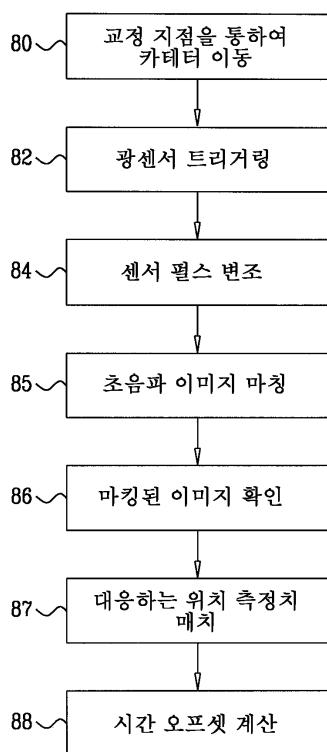
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	校准装置和校准方法		
公开(公告)号	KR1020080071921A	公开(公告)日	2008-08-05
申请号	KR1020080009444	申请日	2008-01-30
[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	HOCHMITZ MOSHE		
发明人	HOCHMITZ MOSHE		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B2019/5295 A61B2019/505 A61B8/543 G01S15/899 A61B2019/528 A61B5/061 A61B19/5244 A61B2019/5255 A61B8/4254 G01S7/5205 A61B8/58 A61B2019/5251 A61B2019/5276 A61B8/12 G01S7/52087 A61B34/20 A61B2034/105 A61B2034/2051 A61B2034/2055 A61B2090/367 A61B2090 /378 A61B2090/3784		
代理人(译)	李昌勋		
优先权	11/669620 2007-01-31 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

校准装置包括锻炼组件，该锻炼组件布置成使成像探针移动通过具有已知坐标的校准点。成像探头包括超声换能器和位置传感器，以同时获取第一系列的超声图像和第二系列的位置测量。该装置还包括标记电路，该标记电路被布置成当成像探针存在于校准点时以第一序列标记由超声换能器获取的超声图像。处理器被布置成通过将第一系列中标记的超声图像与第二系列中的位置测量相关联来校准第一和第二系列之间的时间偏移，第二系列的坐标对应于校准点的坐标。

