



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl. A61B 5/02 (2006.01)	(45) 공고일자 (11) 등록번호 (24) 등록일자	2007년02월23일 10-0686477 2007년02월16일
--	-------------------------------------	--

(21) 출원번호 (22) 출원일자 심사청구일자	10-2000-0041545 2000년07월20일 2005년07월19일	(65) 공개번호 (43) 공개일자	10-2001-0066943 2001년07월11일
----------------------------------	---	------------------------	--------------------------------

(30) 우선권주장 09/357,559 1999년07월22일 미국(US)

(73) 특허권자 바이오센스, 인코포레이티드
미국 뉴저지 08933 뉴 브룬스윅 원 존슨 앤 존슨 플라자

(72) 발명자 레이스펠드다니엘
이스라엘하이파월렌버그스트리트33

(74) 대리인 장훈
이병호
이범래

(56) 선행기술조사문헌
US5803084 B
* 심사관에 의하여 인용된 문헌

심사관 : 유창용

전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 삼차원적으로 재구성되는 신체내 기관의 벡터 매핑 및 디스플레이 방법

(57) 요약

본 발명의 심장과 같은 생리적 구조체에서의 비정상적인 상태를 진단하는 방법은 생물학적 구조체 표면상의 적어도 3개의 표본 지점에서 생리적 반응을 측정하는 단계와, 상기 반응에 대한 벡터 함수를 계산하는 단계와, 상기 벡터 함수를 표시하는 디스플레이 단계와, 상기 표시로부터 비정상적인 상태를 평가하는 단계를 포함한다. 본 발명은 상기 생리적 반응이 전압인 경우에 국부 활성화 시간이 평가되는 심장 부정맥(cardiac arrhythmias)을 진단하는데 특히 유용하며, 상기 벡터 함수는 상기 국부 활성화 시간의 변화도 특히, 전도 속도이다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.

심장 표면의 맵을 형성하는 단계;

상기 심장 표면상의 3개 이상의 표본 지점에서 생리적 반응을 측정하는 단계;

상기 반응에 관련된 벡터 함수를 계산하는 단계; 및

상기 맵 상의 상기 벡터 함수의 표시를 디스플레이하는 단계를 포함하는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 2.

제 1 항에 있어서, 상기 벡터 함수는 상기 생리적 반응의 변화도(gradient)에 관련되는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 3.

제 2 항에 있어서, 상기 생리적 반응은 시간의 함수인 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 4.

제 1 항에 있어서, 상기 생리적 반응은 상기 심장 내에서 전파되는 생리적 신호의 국부 활성화 시간(LAT: local activation time)인 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 5.

제 4 항에 있어서, 상기 벡터 함수는 상기 전파의 속도인 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 6.

삭제

청구항 7.

삭제

청구항 8.

제 1 항에 있어서, 상기 벡터 함수의 상기 표시는 각각의 상기 표본 지점에 있는 화살표를 포함하는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 9.

제 1 항에 있어서, 다수의 그리드 지점을 포함하는 그리드로서 상기 심장의 상기 표면을 표현하는 단계를 포함하고, 상기 그리드 지점의 수는 상기 3개 이상의 표본 지점만큼 많은 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 10.

제 9 항에 있어서, 상기 각각의 그리드 지점은 상기 3개 이상의 표본 지점 중 대응하는 하나와 일치하는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 11.

제 9 항에 있어서, 상기 그리드는 복수의 꼭짓점에 의해 형성되는 복수의 다각형을 포함하고, 각각의 상기 다각형의 각 꼭짓점은 상기 그리드 지점 중 하나이고, 상기 벡터 함수를 계산하는 단계는,

각각의 그리드 지점에서 국부 활성화 시간(LAT) 값을 보간하는 단계;

각각의 상기 다각형을 위하여, 상기 각각의 다각형의 꼭짓점인 상기 그리드 지점에서 상기 보간된 LAT 값에 기초하여 상기 벡터 함수의 값을 상기 각각의 다각형에 할당하는 단계;

각각의 상기 그리드 지점을 위하여, 상기 각각의 그리드 지점이 꼭짓점인 상기 하나 이상의 다각형에 할당된 상기 벡터 함수의 상기 값에 기초하여, 상기 각각의 그리드 지점에 대한 상기 벡터 함수의 값을 결정하는 단계를 포함하는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 12.

제 11 항에 있어서, 상기 벡터 함수를 계산하는 단계는 상기 벡터 함수의 상기 값을 상기 그리드 지점에서 평활화하는 단계를 추가로 포함하는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 13.

제 12 항에 있어서, 상기 평활화 단계의 범위는 상기 심장 상태에 대한 이전의(*a priori*) 정보에 기초하는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 14.

제 11 항에 있어서, 상기 다각형은 삼각형인 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 15.

삭제

청구항 16.

제 8 항에 있어서, 상기 화살표는 각각의 표본 지점에서 상기 벡터 함수의 방향을 지시하는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 17.

제 16 항에 있어서, 상기 화살표는 각각의 표본 지점에서 상기 벡터 함수의 크기를 지시하는 길이를 가지는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 18.

제 16 항에 있어서, 상기 화살표는 각각의 표본 지점에서 상기 벡터 함수의 크기를 지시하는 그레이 스케일에 따라 표시되는 심장 상태 디스플레이 방법.

청구항 19.

제 16 항에 있어서, 상기 화살표는 각각의 표본 지점에서 상기 벡터 함수의 크기를 지시하는 색조 구성에 따라 표시되는 심장 상태 디스플레이 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 1998년 7월 24일자로 출원된 미국 특허출원 제09/122,137호의 일부 계속 출원이다.

본 발명은 일반적으로 매핑 시스템 및 매핑 방법에 관한 것이며 특히, 신체내 기관의 매핑 방법에 관한 것이다.

심장의 매핑은 심장 내부의 이상 전기 경로 및 전류와 기계적 및 다른 양태의 심장 활동의 위치를 파악하는데 사용된다. 심장을 매핑하기 위한 다양한 방법 및 장치가 개시되어 있다. 상기 방법 및 장치는 예를 들어, 미국특허 제5,471,982호, 제 5,391,199호 및 제5,718,241호와 PCT 특허 공보 WO94/06349호, WO96/05768호 및 WO97/24981호에 개시된다. 예를 들어, 미국특허 제5,391,199호에는 심장의 전기 활동을 감지하기 위한 전극과 외부에서 인가되는 자기장에 대한 카테터의 위치를 검출하기 위한 소형 코일을 포함하는 카테터가 개시되어 있다. 이러한 카테터를 사용하여, 심장학자는 복수의 위치에서의 전기 활동과 그 위치들의 공간 좌표를 검출함으로써 짧은 시간 내에 한 세트의 표본 지점을 수집할 수 있다.

외과의사가 검출된 데이터를 확인하도록 하기 위해, 표본 지점을 포함하는 맵, 바람직하게 삼차원(3D) 맵이 만들어진다. 미국특허 제5,391,199호에는 심장의 이미지에 상기 맵을 중첩하는 것이 제안되어 있다. 상기 위치들의 위치 선정은 기준 이미지의 프레임에 대하여 결정된다. 그러나, 이미지를 포착하는 것이 항상 필요한 것이 아니거나, 또는 일반적으로 상기 위치들의 위치 선정이 충분한 정확도로 알려질 수 있는 이미지를 포착하는 것이 가능하지 않다.

강(cavity) 또는 용적부 표면상의 복수의 위치의 공지된 위치 좌표를 사용하여 강 또는 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 다양한 방법이 본 기술분야에 공지되어 있다. 몇몇 방법은 맵이 표본 지점을 연결하는 복수의 삼각형으로 형성되는 삼각측량을 포함한다. 몇 가지 경우에 있어서, 상기 지점들의 불룩한 외피 또는 알파 외피는 메시(mesh)를 형성하도록 구성된 후, 상기 구성된 메시는 상기 외피 내의 표본 지점에 맞춰지도록 하향 수축된다. 삼각측량 방법은 평활한 표면을 제공하지 않으므로 부가의 평활화 단계를 필요로 한다.

제안된 다른 방법은 표본 지점들을 에워싸는 경계 타원체를 형성하는 것이다. 표본 지점들은 상기 타원체 상으로 투영되고, 투영된 부분은 삼각측량 방법에 의해 연결된다. 그 후, 상기 삼각형은 표본 지점과 함께 그 원래 위치로 복귀되어 표본 표면의 천연 조각별 선형 근사(crude piecewise linear approximation)를 형성한다. 그러나, 이러한 방법은 별 모양, 즉 표면을 교차하지 않는 표면상의 임의의 지점에 재구성된 메시의 중심을 연결하는 직선을 갖는 표면만을 재구성할 수 있다. 대부분의 경우에, 심장실은 별 모양을 갖지 않는다.

또한, 본 기술분야에 공지되어 있는 재구성 방법은 적절하게 재구성된 맵을 달성하기 위해 비교적 많은 수의 견본 위치를 필요로 한다. 이러한 방법은 예를 들어, 다수의 지점을 제공하는 CT 및 MRI 영상 시스템과 함께 작업하도록 개발되어서, 일반적으로 다수의 지점에서만 적절하게 작업한다. 대조적으로, 침투성 카테터를 사용하는 위치에서 데이터를 검출하는 것은 특히 인체의 심장을 다룰 때는 가능한 짧게 유지되어야만 하는 시간 소모적인 공정이다. 그러므로, 많은 수의 검출 위치를 필요로 하는 재구성 방법은 적절하지 않다.

심장 매핑의 중요한 하나의 예는 심장의 조직을 통해 전기 신호의 전파 방향 및 속도의 검출이다. 비정상적인 전파 속도, 즉 선형 신호 흐름은 예를 들어 절제에 의해 치료받아야만 하는 국부적으로 병에 걸린 심장 조직을 진단할 수 있다. 통상적으로, 심장 신호의 전파 속도는 심실의 내면과 접촉하는 복수의 전극에서의 파면(wavefront)을 감지하는 것에 의하여 측정된다. 본 기술분야에서의 표시에는 활성화 맵에 기초한 벡터가 이소크롬 접선에 수직하게 인출되는 내용이 기재된 "순환(Circulation)"지 제74권 3호의 603 내지 615쪽(1986년 9월)의 카디시 등(Kadish, et al.)에 의한 "심근 활성화의 벡터 매핑(Vector Mapping of Myocardial Activation)"이다. 카디시 등의 논문에는 전파 속도를 유도하기 위해 전극 어레이를 사용하는 국부적인 탈분극 현상 시점을 측정하는 것이 개시된다. 이러한 전파 속도 유도 기술은 "순환"지 제86권 2호의 375 내지 382쪽(1992년 8월)의 게르스텐펠트 등(Gerstenfeld et al.)에 의한 "인체 내의 심방 섬유성 연속 중에 심방 자극의 외부 작용 연결부의 흔적(Evidence for Transient Linking of Atrial Excitation During Atrial Fibrillation in Humans)"과, "심장학(Cardiol. 1991; 18:1034-42)"의 제이. 암. 콜(J. Am. Coll)에 의한 "직교 카테터를 사용하여 심방 내막의 활성화에서의 변화 검출(Detection of Changes in Atrial Endocardial Activation with Use of an Orthogonal Catheter)"과, 미국특허 제5,487,391호에 개시되어 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명의 목적은 용적부 또는 강 의 표면상의 지점의 위치에 기초한 3D 용적부 또는 강을 매핑하기 위한 향상된 방법을 제공하는 것이다.

본 발명의 몇가지 양태의 목적은 용적부의 형상에 관계없이 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 맵을 생성하기 위한 방법 및 장치를 제공하는 것이다.

본 발명의 몇가지 양태의 다른 목적은 바람직하게 본 기술분야에 공지된 방법을 사용하여 실행하는 것보다 작은 수의 표본 지점을 사용하는 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 간단하고 신속한 방법을 제공하는 것이다.

본 발명의 바람직한 실시예의 다른 목적은 상기 지점들 사이의 임의의 위상 관계를 취하지 않고 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 방법을 제공하는 것이다.

본 발명의 몇가지 양태의 다른 목적은 활동중인 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 간단한 방법을 제공하는 것이다.

본 발명의 몇가지 양태의 다른 목적은 표본화 순서에 관계없이 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 간단한 방법을 제공하는 것이다.

본 발명의 몇가지 양태의 다른 목적은 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 신속한 방법을 제공하는 것으로, 상기 방법은 서로 영향을 미치는 치료에 사용될 수 있다.

본 발명의 몇가지 양태의 다른 목적은 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 평활한 3D 맵을 재구성하기 위한 방법을 제공하는 것이다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 프로세서는 위치 좌표가 검출된 용적부상의 복수의 표본 지점으로부터 환자의 신체 내의 용적부 또는 강(하기에는 용적부라고 함)의 3D 맵을 재구성한다. 다수의 표본 지점이 사용되는 종래의 재구성 방법과는 달리, 본 발명의 바람직한 실시예는 제한된 수의 표본 지점에 기초한 표면의 재구성에 관한 것이다. 상기 표본 지점의 수는 일반적으로 200 지점 이하이며, 50 지점 이하일 수 있다. 바람직하게, 만족스러운 품질로 표면의 예비 재구성을 수행하기 위해서는 10 내지 20 표면 지점이면 충분하다.

초기의, 일반적으로 임의의 폐쇄형 3D 곡선 표면(간략화를 위해 하기에는 곡면이라고 함)은 표본 지점의 용적부에 있는 재구성 공간에 형성된다. 폐쇄형 곡면은 표본 지점의 재구성과 유사한 형상으로 개략적으로 조절된다. 그후, 폐쇄형 곡면을 재구성된 실제 용적부의 형상과 정확하게 유사하게 만들기 위해 가요성 조화 단계가 1회 이상 바람직하게 반복적으로 수행된다. 바람직하게, 상기 3D 표면은 내과 의사 또는 상기 맵의 다른 사용자에게 의한 관찰을 위해 비디오 디스플레이 또는 다른 스크린에 나타난다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 초기의 폐쇄형 곡면 표면은 실질적으로 모든 표본 지점을 실질적으로 에워싸거나 또는 실질적으로 모든 표본 지점에 대해 내부에 위치한다. 그러나, 표본 지점의 근처에 위치하는 어떠한 곡면도 적합하다는 점에 유의해야 한다. 바람직하게, 상기 폐쇄형 3D 곡선 표면은 타원체 또는 임의의 다른 단순한 폐쇄형 곡면을 포함한다. 대안적으로, 전체 용적부보다 단일 벽을 재구성하는 것이 필요할 때 비폐쇄형 곡면이 사용될 수 있다.

필요한 밀도의 그리드가 상기 곡면상에 한정되고, 상기 그리드 지점을 조정함으로써 상기 곡면의 조정이 수행된다. 상기 그리드는 상기 곡면상의 지점들을 균등하게 한정하도록 상기 곡선 표면을 4변형 또는 임의의 다른 다각형으로 분할한다. 바람직하게, 그리드 밀도는 일반적으로 어떤 임의의 가변 부근에서 표본 지점보다 많은 그리드 지점이 존재할 만큼 충분하다. 보다 바람직하게, 그리드 밀도는 재구성 정확도와 속도 사이의 필요한 절충안에 따라 조정 가능하다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 외부 정보는 예를 들어, 상술된 바와 같은 용적부의 이미지를 사용하여 재구성되는 용적부에 보다 밀접하게 관련된 초기 폐쇄형 곡면을 선택하도록 사용된다. 따라서, 재구성 절차는 보다 짧은 시간에 보다 정확한 재구성을 만들 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 신체의 다양한 용적부에 적합한 폐쇄형 곡면의 데이터베이스는 메모리에 저장되고, 사용될 곡면은 특정 절차에 따라 선택된다. 본 발명의 부가의 바람직한 실시예에 있어서, 환자의 재구성된 용적부의 맵은 동일한 용적부에서 추후에 수행되는 후속 매핑 절차를 위한 개시 곡면으로서 사용된다.

바람직하게, 폐쇄형 곡면의 대략적인 조정은 1회 반복 수행되며, 가장 바람직하게, 각각의 그리드 지점에 대해 조정 지점을 계산하여 그리드 지점을 조정 지점에 대한 거리의 몇 분의 1만큼 이동시키는 것에 의하여 수행된다. 바람직하게, 그리드 지점은 원래의 지점과 조정 지점 사이의 거리의 약 50 내지 80% 정도, 보다 바람직하게 약 75% 정도 이동된다.

상기 조정 지점은 실질적으로 모든 표본 지점에 걸쳐 웨이트 합(weighted sum)을 취하는 것에 의하여 바람직하게 결정된다. 바람직하게, 상기 웨이트는 본원에서 그리드 거리로서 인용되는 조정된 그리드 지점으로부터 표본 지점까지의 거리에 역으로 관련된다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 각각의 웨이트는 소정의 힘으로 상승된 작은 상수와 그리드 거리의 합의 역수로서 한정되어서, 그리드 지점에 인접한 표본 지점은 보다 큰 웨이트가 주어진다. 바람직하게, 힘은 대략 4 내지 9이고, 가장 바람직하게 8이다. 작은 상수는 바람직하게 가장 작은 그리드 거리의 크기보다 더 작고, 바람직하게 표본 지점의 좌표를 결정하는 정확도의 크기이다. 상기 작은 상수는 그리드 지점이 표본 지점상에 있을 때 0에 의한 분할을 방지하는데 사용된다.

본 발명의 일부 바람직한 실시예에 있어서, 상기 웨이트는 그 대응 지점의 부근에서의 지점의 밀도를 지시하는 인자를 또한 포함한다. 바람직하게 상기 웨이트는 밀도를 지시하는 0과 1 사이의 밀도 값으로 곱해지므로, 격리된 표본 지점은 밀집 영역에 있는 표본 지점 이상의 상기 웨이트 합에 영향을 준다. 바람직하게, 상기 지점의 영향은 실질적으로 그 부근에서의 지점의 밀도에 무관하다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 가요성 조화 단계는, 각각의 표본 지점을 그것에 가장 밀접한 그리드 지점에 관련되도록 각각의 표본 지점을 대응하는 그리드 지점과 관련시키는 것에 의하여 수행된다. 운동 벡터는 각각의 관련 그리드 지점 및 비관련 그리드 지점을 위하여 계산된다. 바람직하게, 운동 벡터는 관련 그리드 지점으로부터 그 각각의 표본 지점까지의 벡터에 기초하여 계산된다. 보다 바람직하게, 표본 지점은 특정 지점에 대한 그 근접부에 따라 특정 지점에 대한 운동 벡터의 값에 영향을 준다. 또한, 운동 벡터를 계산하기 위한 함수는 바람직하게 평활하며 복잡한 계산을 포함하지 않는다. 바람직하게, 상기 함수는 관련된 그리드 지점으로부터 그 각각의 표본 지점까지의 벡터의 웨이트 합이다. 그후, 상기 그리드 지점은 그 각각의 운동 벡터에 따라 이동된다.

부가적으로 또는 대안적으로, 관련 그리드 지점은 그들 사이의 거리의 백분율 만큼 대응 표본 지점을 향하여 이동된다. 표본 지점과 관련되지 않는 그리드 지점은 상기 그리드상의 주변 지점이 이동되는 거리 사이에서 보간법에 의해 결정되는 거리만큼 이동된다. 바람직하게, 결과적인 그리드는 적절한 평활한 변환을 사용하여 평활해진다. 바람직하게, 관련된 이동 공정은 폐쇄형 곡면의 보다 미세한 조정을 위해 2회 이상 반복된다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 사용자는 이미지 품질과 속도 사이의 필요한 절충안에 따라 가요성 조화 단계가 반복되는 회수를 조정할 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 신속한 재구성은 먼저 사용자에게 제공된 후, 보다 미세한 재구성을 수용하도록 계산이 반복된다. 바람직하게, 상기 가요성 조화 단계에 사용되는 웨이트 합의 웨이트는 조화가 수행되는 회수에 따라 조정된다. 대안적으로 또는 부가적으로, 상기 웨이트는 가요성 조화 단계의 후속 순서에서의 그 배치에 따라 각각의 가요성 조화 단계에 대해 결정된다.

바람직하게, 상기 웨이트 및/또는 보간법을 위해 사용되는 거리는 상기 지점들 사이의 유클리드 기하학적 거리(Euclidean geometrical distances)이다. 상기 유클리드 기하학적 거리는 용이하게 계산되고, 상기 용적부의 대향 벽상의 지점들을 서로 밀어내도록 하므로, 상기 벽들은 교차하지 않는다. 대안적으로, 원래의 그리드 또는 조정된 그리드를 따르는 거리와 같은 다른 거리가 사용될 수도 있다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 제 1 가요성 조화 단계 동안, 사용된 거리는 원래의 그리드를 따르는 거리인 반면에, 후속하는 가요성 조화 단계가 유클리드 기하학적 거리를 사용한다.

본 발명의 몇몇 바람직한 실시예에 있어서, 평활화 공정은 바람직하게 가우스형 커널(Gaussian-like kernel)을 구비한 표면 주름(convolution)을 적용하는 것에 의하여 재구성되는 표면에 적용된다. 상기 평활화 공정은 상기 표면의 보다 바람직한 근사를 제공하고, 재구성되는 표면에 기초하여 보다 용이한 계산을 수행할 수 있도록 한다. 그러나, 상기 표면 주름을 적용하는 것은 표면의 일부에서 수축을 초래하므로, 아핀 변환은 바람직하게 상기 평활화 표면상에서 수행된다. 상기 아핀 변환은 바람직하게 재구성되는 표면 외부의 표본 지점에 따라 선택된다. 선택된 아핀 변환은 바람직하게 상기 표면에 대한 외부 지점의 평균 사변 거리를 최소화한다.

바람직하게, 재구성이 종료될 때, 각각의 표본 지점은 실질적으로 그리드 지점에 일치한다. 본 발명의 몇몇 바람직한 실시예에 있어서, 최종의 정확한 조화 단계가 수행된다. 각각의 표본 지점은 가장 인접한 그리드 지점에 관련되고, 상기 관련된 그리드 지점은 표본 지점상으로 이동된다. 상기 그리드 지점의 나머지는 이동되지 않는다. 일반적으로, 상기 단계에 의해 대부분의 표본 지점은 재구성된 표면에 매우 가까워지므로, 표면의 평활도는 실질적으로 영향을 받지 않는다. 그러나, 일부 분리된 표본 지점, 즉 상기 표면에 속하지 않는 표본 지점은 상기 표면에 대해 상당한 변화를 야기할 수 있다. 바람직하게, 사용자는 소정의 최대 거리 이상 표면으로부터 떨어진 지점상으로 상기 표면을 이동시킬 것인지를 결정할 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 전체적인 정확한 조화 단계는 선택적인 것이며 사용자의 요구에 따라서만 적용된다.

더욱이, 대안적으로 또는 부가적으로, 그리드 지점은 표본 지점으로부터 일정 거리 옮겨진다. 예를 들어, 표본 좌표가 그 말단 팁보다는 표본화 카테터의 말단 팁에 가까운 위치에 위치될 때, 상기 일정 거리를 벗어나는 것이 필요할 수도 있다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 표본 지점에 관한 데이터는 재구성될 용적부 내부에 예를 들어, 심실 내부에 카테터를 위치시킴으로써 획득된다. 카테터는 그 말단부가 각각의 표본 지점과 차례로 접촉하는 상태로 위치되고, 그 지점의 좌표와 대안적으로 하나 이상의 생리적 파라미터의 값은 상기 카테터의 말단부에서 감지된다. 바람직하게, 상기 카테터는 그 말단부에 인접하는 좌표 센서를 포함하고, 좌표센서는 카테터의 팁의 좌표를 지시하는 신호를 출력한다. 바람직하게, 좌표 센서는 예를 들어, 본원에 참조용으로 함체되는 PCT 공보 GB93/01736호, WO94/04938호, WO97/24983호 및 WO96/05768호, 또는 미국특허 제5,391,199호에 개시된 바와 같이 전자기파를 전송 및 수신함으로써 위치를 결정한다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 상기 재구성된 용적부는 예를 들어, 심장의 박동에 따라 이동한다. 상기 실시예에서, 표본 지점은 바람직하게 심장에 고정되는 기준 프레임으로 기록된다. 바람직하게, 기준 카테터는 심장에 고정되고, 표본 지점은 예를 들어, 상술된 미국특허 제5,391,199호 및 PCT 공보 WO96/05768호에 개시된 바와 같이 지점을 기록하는데 사용되는 기준 카테터의 위치와 함께 결정된다.

대안적으로 또는 부가적으로, 적어도 이동하는 부분이 심장상에서와 같이 주기적인 운동일 때, 표본 지점의 획득은 상기 주기의 특정 시점에 동기된다. 바람직하게, 표본 용적부가 심장 내부에 있을 때, ECG 신호가 수신되어 표본 지점의 획득을 동기화하는데 사용된다. 예를 들어, 표본 지점은 확장기말에서 획득될 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 각각의 표본 지점의 좌표는 그 좌표가 획득된 주기적인 이동에 대한 시점의 지시와 함께 결정된다. 바람직하게, 상기 지시는 주기의 개시로부터의 상대 시간과 주기적인 운동의 빈도를 포함한다. 상기 빈도 및 상대 시간에 따라, 결정된 좌표가 확장기말이나 주기적인 이동의 임의의 다른 시점으로 수정된다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 각각의 표본 지점에 대한 복수의 좌표는 상기 주기적인 이동의 다른 시점에서 결정된다. 이들 바람직한 실시예중 하나의 실시예에 있어서, 각각의 표본 지점은 지점의 이동 범위를 한정하는 두개의 좌표를 갖는다. 바람직하게, 다른 지점들의 복수의 좌표가 상이한 주기 빈도에 관련되면, 상기 좌표는 단일 빈도의 주기적인 이동에서의 일련의 좌표에 대응하도록 변환된다. 보다 바람직하게, 상기 좌표는 호흡으로 인한 가슴의 운동과 같은 특정한(심장) 주기적인 운동과는 다른 운동으로 인한 임의의 기여를 감소시키거나 실질적으로 제거하도록 처리된다. 재구성은 주기적인 운동의 다른 시점에서 용적부의 복수의 구성을 위해 수행된다. 바람직하게 제 1 재구성은 고정 재구성 표면을 형성하도록 상술된 바와 같이 수행되고, 상기 주기의 다른 시점에 대한 표면의 재구성은 상기 고정 재구성 표면에 관계하여 수행된다.

바람직하게, 상기 주기적인 운동의 각각의 추가 시점에 대해, 고정 표면은 그 고정 표면의 표본 지점의 좌표에 대한 추가 시점에서 표본 지점의 좌표에 따라 조정된다. 바람직하게, 고정 표면은 평균 사변 에러를 최소화하는 2차 변환에 의해 조정되고, 상기 에러는 추가 시점의 표본 지점과 조정된 표면 사이의 거리를 나타낸다. 대안적으로 또는 부가적으로, 아핀 변환은 2차 변환 대신에 사용된다. 대안적으로 또는 부가적으로, 간단한 변환은 상대적으로 적은 표본 지점을 갖는 표면에 대해 사용되는 반면에, 비교적 다수의 표본 지점을 갖는 표면에 대해서는 2차 변환이 사용된다. 간단한 변환은 아핀 변환, 스케일링 및 회전 변환, 회전 변환, 또는 임의의 다른 적절한 변환일 수 있다.

바람직하게, 추가 시점에 대한 표면의 조정은 상기 변환 후에, 1회 이상의, 바람직하게 2회의 가요성 조화 단계 및/또는 정확한 조화 단계를 포함한다.

대안적으로 또는 부가적으로, 재구성은 각각의 추가 시점에 대해 개별적으로 수행된다. 대안적으로 또는 부가적으로, 추가 시점에 대한 표면의 제 1 재구성은 고정 표면에 대해 수행되고, 그 후에 보다 정확한 재구성이 각각의 시점에 대해 독립적으로 수행된다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 다각형을 조종하도록 설계된 섬세한 그래픽 하드웨어는 상술된 재구성 단계를 수행하도록 사용된다.

본 발명의 몇몇 바람직한 실시예에 있어서, 하나 이상의 생리적 파라미터는 각각의 표본 지점에서 획득된다. 심장에 대한 생리적 파라미터는 심장의 전기적인 활동의 측정을 포함할 수 있으며, 예를 들어, 본원에 참조용으로 합체되는 상술된 PCT 특허 공보 WO97/24981호에 개시된 바와 같이 심장에 관한 임의의 다른 형태의 국부적인 정보를 포함할 수 있다. 상기 하나 이상의 생리적 파라미터는 스칼라 또는 벡터일 수 있으며, 예를 들어, 전압, 온도, 압력, 임피던스, 전도 속도, 또는 임의의 다른 필요한 값을 포함할 수 있다.

생리적 반응이 생리적 구조체에서 전파하는 생리적 신호의 도달 시간이고, 벡터 함수가 임의적인 다수의 벡터 함수(상기에 주지된 바와 같음)일 수 있다는 점에 유의해야 한다. 예를 들어, 벡터 함수는 전기 활동의 전도 속도일 수 있다.

바람직하게, 상기 용적부가 상기 좌표에 기초하여 재구성된 후, 생리적 파라미터의 값은 주변의 표본 지점에서의 파라미터 값의 보간법에 기초한 각각의 그리드 지점을 위하여 결정된다. 바람직하게, 생리적 파라미터의 보간법은 상기 좌표의 전체적인 보간법에 대해 비례하는 방식으로 수행된다. 대안적으로, 생리적 파라미터는 상기 그리드상의 지점들 사이의 기하학적 거리에 따라 보간된다. 대안적으로 또는 부가적으로, 생리적 파라미터는 상술된 가요성 조화 단계와 유사한 방식으로 보간된다.

상기 재구성된 표면은 운동으로 디스플레이될 수 있으며, 및/또는 내과의사는 상기 주기의 특정 시점의 디스플레이를 요청할 수 있다. 바람직하게, 생리적 파라미터는 미리 정의된 색조 스케일에 기초하여 재구성된 표면상에 디스플레이된다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 재구성되는 표면 영역의 재구성 신뢰도는 디스플레이되는 표면상에서 지시된다. 바람직하게 사용자에게 의해 정의된 임계치 아래의 영역은 알파블렌딩(alpha-blending)을 사용하여 반투명으로서 디스플레이된다. 바람직하게, 임의의 그리드 지점에서의 신뢰도는 표본 지점에 대한 근접도에 따라 결정된다. 가장 가까운 표본 지점으로부터 소정 거리 너머에 있는 이들 그리드상의 지점은 신뢰성이 떨어진다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, LV-그램(LV-grams) 및 형광투시 이미지와 같은 획득된 이미지는 재구성의 속도 및/또는 정확도를 향상시키기 위해 표본 지점과 함께 사용된다. 바람직하게, 프로세서는 상기 재구성의 초기 그리드를 구성하는데 사용하도록 폐쇄된 3D 곡선 표면의 형상을 결정하도록 이미지상의 물체 확인 절차를 수행한다. 대안적으로 또는 부가적으로, 상기 이미지는 표본 지점을 수용하는데 가장 필요한 영역을 선택하도록 내과의사에 의해 사용된다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 내과의사는 고정된 채로 있고 조정되지 않아야만 하는 그리드상의 지점, 선, 또는 영역을 한정할 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 몇몇 지점은 용적부의 표면상에 있지 않기 때문에 맵 상에 있지 않은 내부 지점으로서 획득될 수 있다. 그에 따라 재구성 절차가 수행되어, 폐쇄형 곡면은 내부 지점에 너무 가까이 이동되지 않는다.

본 발명의 몇몇 바람직한 실시예에 있어서, 재구성 표면은 강의 용적부의 정확한 평가를 결정하도록 사용된다. 상기 표면은 그리드 지점에 의해 사변형으로 분할되고, 각각의 사변형은 두개의 삼각형으로 추가로 분할된다. 이러한 삼각형을 기초로 상기 표면에 의해 한정되는 용적부가 평가된다. 대안적으로, 상기 용적부는 용적 측정 표시를 사용하여 계산된다. 상기 표면상의 최단 표면 측정과 같은 다른 측정도 재구성된 표면을 사용하여 수행될 수 있다.

상술된 단계중 몇몇 단계는 처리 시간을 절약하고 재구성 절차를 빠르게 수행하기 위해 본 발명의 몇몇 바람직한 실시예에서는 무시될 수 있다.

본 발명이 특히 적용가능한 생리적 파라미터의 일례는 심장 조직의 국부 활성화 시간(LAT)이다. 본 발명은, 카테터의 팁에 있는, 심실의 내부 표면과 카테터 팁의 단일 접촉 지점에서만 전기적인 활동을 감지하는 장치를 사용하여, 심실의 내부 표면상의 복수의 표본 지점에서 심장 주기에 대한 LAT의 측정을 허용한다. 이러한 LAT의 측정은 심장 주기에서 특정 시간에 대응하는 그리드상의 대응 지점, 바람직하게 확장기말에서 표시되고, 다른 그리드 지점으로 보간된다. 그리드 지점은 다각형 예를 들어, 삼각형을 형성하고, 벡터 전파 속도는 상기 다각형의 꼭짓점인 그리드 지점에서의 LAT 값으로부터 각각의 그리드 다각형을 위하여 결정된다. 그 후, 각각의 그리드에는 다각형의 꼭짓점의 전파 속도의 평균값이 할당되고, 상기 그리드에서의 전파 속도는 바람직하게 그리드 지점에서 표시되는 화살표로서 평활해져서 디스플레이되고, 상기 화살표의 방향은 전파 방향을 나타내고, 화살표의 길이는 전파 속도를 나타낸다. 이러한 화살표는 전파 속도 및 전파 속력의 가시적인 디스플레이를 제공하고, 치료되어야 하는 병에 걸린 심장 조직의 위치를 전자생리학자가 확인하도록 할 수 있다. 이러한 측정과 전파 속도의 디스플레이는 적어도 두개의 명백하게 분리된 지점에서의 동시 측정을 필요로 하는 종래의 방법과는 달리 심실의 내부 표면상의 개개의 지점에서 연속 측정에 기초한다는 점에 유의해야 한다.

보다 일반적으로, 상기 디스플레이는 생리적 구조체의 표면상의 이산된 지점에서 측정되는 생리적 반응에 관련되는 어떠한 벡터 함수에 대해서도 구현될 수 있다. 상기 벡터 함수는 다수의 벡터 함수들 중 임의의 하나일 수 있다. 예를 들어, 상기 벡터 함수는 생리적 반응의 전도 속도일 수 있다.

LAT는 예를 들어, 신체 표면 ECG 또는 심장내 전기극선도로부터 결정되는 기준 시간과 국부적인 탈분극 현상의 시간 사이의 시간 간격이다. 생리적 파라미터의 다른 유용한 스칼라 함수는 LAT(의사색조로 표시)와 전파 속도(화살표로 표시)의 조합된 디스플레이 상에 제산되어 디스플레이되고, 중첩될 수 있다. 하나의 이러한 유용한 스칼라 함수는 각각의 표본 지점에서 측정되는 전압의 범위이고(의사색조로서 표시됨): 비정상적으로 낮은 범위는 전도 속도가 화살표로 표시될 수 있는 흉터 조직의 진단이다.

그러므로, 본 발명의 바람직한 실시예에 따라 용적부의 맵 재구성 방법이 제공되고, 이 방법은, 구성을 갖는 용적부의 표면상의 복수의 위치 좌표를 결정하는 단계와, 그리드상의 각각의 지점에 대해 결정된 위치에 근접하여 3D 공간에서 재구성 표면을 한정하는 지점들의 상기 그리드를 발생시키는 단계와, 상기 그리드 상의 하나 이상의 지점과 하나 이상의 위치 사이의 변위에 따라 각각의 벡터를 한정하는 단계와, 재구성 표면이 표면의 구성과 유사하게 변형되도록 각각의 벡터에 반응하는 그리드상의 각각의 지점을 이동시키는 것에 의하여 재구성 표면을 조정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 방법은 재구성 표면을 디스플레이하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 그리드를 발생시키는 단계는 재구성 표면이 실질적으로 모든 결정 위치를 둘러싸도록 또는 실질적으로 모든 결정 위치가 내부에 위치되도록 그리드를 발생시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 그리드를 발생시키는 단계는 타원형을 형성하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 재구성 표면은 상기 용적부의 위상 기하학에 관한 어떠한 가정에도 실질적으로 관계없이 한정 및 조정된다.

보다 바람직하게, 상기 재구성 표면은 실질적으로 용적부 내의 임의의 지점에 대한 참고없이 한정 및 조정된다.

대안적으로 또는 부가적으로, 상기 그리드를 발생시키는 단계는 용적부의 이미지를 획득하는 단계와 용적부의 이미지와 유사하도록 재구성 표면을 한정하는 단계를 포함한다.

대안적으로 또는 부가적으로, 상기 그리드를 발생시키는 단계는 상기 용적부의 하나 이상의 특징에 따라 메모리 라이브러리로부터 그리드를 선택하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 표면을 조정하는 단계는 대략적인 조정 단계와 가요성 조화 단계를 포함한다.

바람직하게, 대략적인 조정 단계는 결정된 위치의 각각의 가중된 무게 중심을 향하여 상기 그리드 상의 각각의 지점을 이동시키는 단계를 포함하고, 상기 그리드상의 지점에 보다 인접한 위치에는 보다 큰 웨이트가 주어진다.

바람직하게, 대략적인 조정 단계에서 각각의 지점을 이동시키는 단계는 상기 그리드상의 각각의 지점에 대해, 상기 지점으로부터 각각의 상기 결정된 위치까지 벡터의 웨이트 합을 포함하는 각각의 대략적인 조정 벡터를 한정하는 단계와, 상기 각각의 벡터에 비례하는 거리만큼 상기 지점을 이동시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 대략적인 조정 벡터를 한정하는 단계는 일반적으로 소정의 힘으로 상승된 합산된 벡터의 크기에 반비례하는 각각의 합산된 벡터에 대한 웨이트를 계산하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 웨이트는 4와 10 사이의 힘으로 상승된 벡터의 상수와 크기의 합의 역수를 포함한다.

바람직하게, 상기 상수는 위치 결정의 정밀도보다 작다.

바람직하게, 각각의 지점을 이동시키는 단계는 상기 지점과 목표 지점 사이의 거리의 50 내지 90%인 거리만큼 각각의 지점을 각각의 목표 지점을 향하여 이동시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 가요성 조화 단계는 각각의 결정된 위치와 개별적으로 관련되는 그리드 지점을 선택하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 그리드 지점을 선택하는 단계는 각각의 결정 위치에 대해 실질적으로 상기 거령 위치에 가장 인접한 상기 그리드상의 지점을 찾는 단계를 포함한다.

보다 바람직하게, 상기 가요성 조화 단계는 선택된 그리드 지점을 그 각각의 결정 위치를 향하여 이동시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 선택된 그리드 지점을 이동시키는 단계는 상기 그리드 지점을 실질적으로 그 각각의 결정 위치상으로 이동시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 가요성 조화 단계는 주변 그리드 지점의 이동에 의존하는 양만큼 선택되지 않은 그리드 지점을 이동시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 선택되지 않은 그리드 지점을 이동시키는 단계는 실질적으로 주변의 선택된 그리드 지점의 이동에만 의존하는 양만큼 상기 그리드 지점을 이동시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 그리드 지점을 이동시키는 단계는 주변의 선택된 그리드 지점의 이동 및 그 주변 그리드 지점으로부터의 거리에 기초하여 선택되지 않은 그리드 지점의 이동을 계산하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 그리드 지점의 이동을 계산하는 단계는 주변 그리드 지점의 이동 사이에서 보간법으로 계산하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 거리는 기하학적인 거리를 포함한다.

대안적으로 또는 부가적으로, 상기 거리는 상기 그리드 지점들 사이의 재구성 표면의 길이를 포함한다.

바람직하게, 상기 가요성 조화 단계는 각각의 벡터가 위치와 그 관련 지점을 연결하는 벡터들의 웨이트합을 포함하는 변위 함수를 한정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 가요성 조화 단계는 표면을 평활하게 하도록 변위 함수에 따라 상기 그리드 지점을 이동시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 좌표를 결정하는 단계는 복수의 위치에서 카테터 팁을 위치시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 카테터 팁을 위치시키는 단계는 심실 내의 복수의 위치에 카테터를 위치시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 좌표를 결정하는 단계는 복수의 위치에 카테터 팁을 위치시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 좌표를 결정하는 단계는 비이온화 파형을 전송 및 수신하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 좌표를 결정하는 단계는 상기 장치의 위치를 지시하는 신호를 발생하는 장치를 복수의 위치에 위치시키는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 장치는 장치의 6도의 위치 및 배향을 지시하는 신호를 발생시킨다.

바람직하게, 상기 좌표를 결정하는 단계는 외부 소스로부터 좌표를 수신하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 방법은 실질적으로 각각의 복수의 위치에서 생리적 활동의 값을 지시하는 신호를 획득하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 신호를 획득하는 단계는 상기 위치에서 전기 활동의 값을 지시하는 신호를 획득하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 방법은 조정된 그리드 지점에서 생리적 활동의 값을 평가하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 생리적 활동의 값을 평가하는 단계는 상기 조정된 그리드 지점 근처의 위치에서 생리적 활동의 획득된 값에 기초하여 평가하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 획득된 값에 기초하여 평가하는 단계는 상기 재구성된 표면의 변형에 반응하는 값을 보간법으로 계산하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 복수의 위치 좌표를 결정하는 단계는 200 이하의 위치, 보다 바람직하게 50 이하의 위치, 가장 바람직하게 20 이하의 위치 좌표를 결정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 용적부가 운동중이고, 상기 좌표를 결정하는 단계는 상기 운동에 반응하는 수정 인자(correction factor)를 결정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 운동이 주기적인 운동을 포함하고, 상기 수정 인자를 결정하는 단계는 상기 운동의 주기적인 빈도에 반응하는 인자를 결정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 인자를 결정하는 단계는 실질적으로 주기 빈도와 다른 빈도에서 운동을 연관하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 운동이 주기적인 운동을 포함하고, 상기 좌표를 결정하는 단계는 상기 주기적인 운동의 소정 위상에서 좌표를 결정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 소정 위상에서 좌표를 결정하는 단계는 복수의 시점에서 좌표를 결정하는 단계와 상기 주기적인 운동에 대한 좌표를 조정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 좌표를 조정하는 단계는 실질적으로 각각의 좌표 결정을 위한 좌표와 함께 주기적인 운동 속도를 결정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 그리드를 발생시키는 단계와 재구성 표면을 조정하는 단계는 상기 주기적인 운동의 각각의 위상에서 결정되는 좌표에 대해 개별적으로 수행된다.

대안적으로 또는 부가적으로, 발생 및 조정 단계는 상기 용적부의 운동 맵을 형성하도록 상기 주기적인 운동의 복수의 위상의 좌표를 위하여 수행된다.

바람직하게, 상기 그리드를 발생시키는 단계와 재구성 표면을 조정하는 단계는 주기적인 운동의 제 1 위상에서 결정되는 제 1 그룹의 좌표를 위하여 수행되고, 상기 제 1 그룹의 재구성 표면은 하나 이상의 추가 위상에서 재구성된 표면을 형성하도록 조정된다.

바람직하게, 상기 방법은 재구성된 표면을 평활화하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 방법은 아핀 변환을 상기 재구성된 표면에 적용하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 방법은 각각의 결정 위치가 각각의 그리드 지점에 관련되는 최종 단계를 포함하고, 상기 관련된 그리드 지점은 결정 위치로 이동되는 한편, 비관련 그리드 지점은 실질적으로 이동되지 않는다.

바람직하게, 상기 방법은 상기 재구성된 표면에 대한 용적부의 측정을 평가하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 용적부의 측정을 평가하는 단계는 그리드 내측의 임의의 지점을 선택하는 단계와, 상기 임의의 지점과 전체 그리드 표면을 덮는 그리드상의 세계의 지점의 그룹에 의해 형성되는 4면체의 용적을 계산하는 단계를 포함한다.

본 발명의 바람직한 실시예에 따라 일정 구성을 가지는 용적부의 표면상의 복수의 결정 위치의 좌표로부터 용적부의 맵을 재구성하기 위한 장치가 추가로 제공되고, 상기 장치는 프로세서를 포함하며, 상기 프로세서는 상기 좌표를 수신하고 결정 위치에 근접하여 3D 공간으로 재구성 표면을 한정하는 그리드 지점을 발생시키며, 상기 그리드상의 하나 이상의 지점과 하나 이상의 위치 사이의 변위에 따라서 그리드상의 각각의 지점을 위한 각각의 벡터를 한정하고, 상기 재구성 표면이 상기 용적부의 표면의 구성과 유사하게 변형되도록 각각의 벡터에 반응하는 그리드상의 각각의 지점을 이동시키는 것에 의하여 상기 재구성 표면을 조정한다.

바람직하게, 상기 장치는 조정된 표면을 디스플레이하기 위한 디스플레이 스크린을 포함한다.

바람직하게, 상기 프로세서는 상기 용적부의 특징을 결정하기 위해 상기 조정된 표면을 분석한다.

바람직하게, 상기 장치는 상기 조정된 표면을 저장하기 위한 메모리를 포함한다.

바람직하게, 상기 그리드는 초기에 실질적으로 모든 결정 위치를 둘러싼다.

바람직하게, 상기 장치는 상기 용적부의 이미지를 획득하기 위한 화상 장치를 포함하고, 상기 프로세서는 상기 용적부의 이미지와 유사하도록 그리드를 초기에 한정한다.

바람직하게, 상기 장치는 복수의 폐쇄형 곡면을 포함하는 메모리 라이브러리를 포함하고, 상기 프로세서는 상기 용적부의 적어도 하나의 특징에 따른 상기 메모리 라이브러리로부터 폐쇄형 곡면을 선택하는 것에 의하여 그리드를 초기에 한정한다.

바람직하게, 상기 프로세서는 상기 용적부의 형태에 관한 임의의 평가에 실질적으로 관계없이 재구성 표면을 발생시켜 한정한다.

바람직하게, 상기 프로세서는 상기 용적부 내에서의 임의의 지점을 실질적으로 참조하지 않고 재구성 표면을 발생시켜 한정한다.

바람직하게, 상기 프로세서는 두 단계, 즉 대략적인 조정 단계와 가요성 조화 단계에서 조정된 그리드를 형성한다.

바람직하게, 상기 대략적인 조정 단계에서, 상기 프로세서는 상기 결정 위치의 각각의 웨이트의 무게 중심을 향하여 상기 그리드상의 각 지점을 이동시키고, 상기 그리드상의 지점에 보다 인접한 위치는 보다 큰 웨이트가 주어진다.

바람직하게, 상기 프로세서는 4와 10 사이의 힘으로 상승된 위치와 상기 지점 사이의 거리와, 작은 상수의 합의 역수에 대해 각각의 위치에 실질적으로 비례하는 웨이트를 사용하여 무게 중심을 계산한다.

바람직하게, 상기 상수는 위치 결정의 정밀도보다 작다.

바람직하게, 상기 가요성 조화 단계에 있어서, 상기 프로세서는 각각의 결정 위치와 관련된 각각의 그리드 지점을 선택한다.

바람직하게, 상기 각각의 결정 위치를 위하여 선택된 그리드 지점은 상기 위치에 가장 가까운 그리드상의 지점을 포함한다.

바람직하게, 상기 개요성 조화 단계에 있어서, 상기 프로세서는 그 각각의 관련 위치를 향하여 선택된 그리드 지점을 이동시킨다.

바람직하게, 상기 프로세서는 상기 선택된 그리드 지점을 상기 관련 위치상으로 이동시킨다.

바람직하게, 상기 프로세서는 주변 그리드 지점의 이동에 의존하는 양만큼 선택되지 않은 그리드 지점을 이동시킨다.

바람직하게, 상기 선택되지 않은 그리드 지점의 이동량은 주변의 선택된 그리드 지점의 이동에 의존한다.

바람직하게, 상기 선택되지 않은 각각의 그리드 지점의 이동량은 상기 주변의 선택된 그리드 지점으로부터 선택되지 않은 그리드 지점까지의 거리에 기초하여 상기 프로세서에 의해 계산된다.

바람직하게, 상기 선택되지 않은 그리드 지점의 이동량은 주변의 선택된 그리드 지점의 이동의 보간법에 기초하여 상기 프로세서에 의해 계산된다.

바람직하게, 상기 거리는 기하학적인 거리를 포함한다.

바람직하게, 상기 장치는 그 위치를 결정하기 위해 표면과 결합하는 프로브를 포함한다.

보다 바람직하게, 상기 프로브는 그 팁의 위치를 지시하는 위치 센서를 포함한다.

바람직하게, 상기 센서는 적어도 하나의 코일을 포함한다.

바람직하게, 상기 센서는 센서의 위치 및 배향을 지시하는 신호를 발생시킨다.

대안적으로 또는 부가적으로, 상기 프로브는 복수의 위치에서 생리적 활동의 값을 획득하기 위한 기능부를 포함한다.

바람직하게, 상기 기능부는 전극을 포함한다.

바람직하게, 상기 프로세서는 조정된 그리드 지점에서의 생리적 활동의 값을 평가한다.

바람직하게, 상기 프로세서는 상기 조정된 그리드 지점을 둘러싸는 지점에서의 생리적 활동의 획득된 값에 기초하여 생리적 활동의 값을 평가한다.

바람직하게, 상기 프로세서는 상기 재구성 표면의 변형에 반응하는 획득된 값으로부터 보간법에 의해 값을 평가한다.

바람직하게, 상기 장치는 상기 용적부와 관련된 기준 프레임에 관한 결정 위치를 기록하기 위한 기준 카테터를 포함한다.

바람직하게, 상기 장치는 상기 용적부의 주기적인 이동의 고정 위상에서 상기 지점을 결정하도록 상기 프로브의 작동을 게이트로 제어하기 위한 ECG 모니터를 포함한다.

본 발명의 바람직한 실시예에 따라서 표면에 걸쳐 변하는 파라미터의 값을 디스플레이하는 방법이 추가로 제공되고, 상기 방법은 표면상의 각각의 복수의 지점에서 파라미터의 값을 결정하는 단계와, 영역 내의 하나 이상의 지점에서 파라미터의 값에 대해 각각의 영역에서 반응하는, 상기 표면의 상이한 영역에서의 상이한 투명도로 디스플레이에 상기 표면의 이미지를 표시하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 값을 결정하는 단계는 복수의 지점을 표본화하는 단계와, 이에 반응하는 표면의 맵을 형성하는 단계와, 상기 맵의 그래픽 표현을 나타내는 이미지를 표시하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 맵을 형성하는 단계는 3차원 맵을 형성하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 값을 결정하는 단계는 각각의 영역에서 맵의 측정 신뢰도를 결정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 이미지를 표시하는 단계는 비교적 큰 투명도를 갖는 하나 이상의 다른 영역에 대해 낮은 측정 신뢰도를 갖는 하나 이상의 영역을 표시하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 측정 신뢰도를 결정하는 단계를 상기 표본 지점의 밀도를 결정하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 이미지를 표시하는 단계는 색조 스케일을 한정하는 단계와, 복수의 각 지점에서 상기 값에 관련된 색조를 디스플레이하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 복수의 지점은 표본 지점과 보간된 지점을 포함하고, 상기 측정 신뢰도를 결정하는 단계는 상기 표본 지점에 높은 신뢰도를 할당하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 측정 신뢰도를 결정하는 단계는 가장 가까운 표본 지점으로부터 그 각각의 거리에 따라 보간된 지점에 대한 신뢰도를 지정하는 단계를 포함한다.

본 발명의 바람직한 실시예에 따라 생리적 구조체에서의 상태를 진단하는 방법이 추가로 제공되고, 그 방법은 상기 생리적 구조체의 표면상의 적어도 세계의 표본 지점에서 생리적 반응을 측정하는 단계와, 상기 반응에 관한 벡터 함수를 계산하는 단계와, 상기 벡터 함수의 표현을 디스플레이하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 벡터 함수는 상기 생리적 반응의 변화도(gradient)에 관련된다.

바람직하게, 상기 생리적 반응은 시간의 함수이다.

보다 바람직하게, 상기 생리적 반응은 생리적 구조체 내에서 전파하는 생리적 신호의 도달 시간이고, 상기 벡터 함수는 다수의 벡터 함수중 임의의 하나일 수 있으며, 가장 바람직하게 전도 속도이다.

바람직하게, 상기 표현은 각각의 표본 지점에 있는 화살표를 포함하고, 상기 화살표의 길이는 각각의 표본 지점에서 벡터 함수의 크기에 관계되고, 상기 화살표의 방향은 각각의 표본 지점에서 벡터 함수의 방향에 관계된다.

바람직하게, 상기 방법은 상기 표본 지점에 표면을 맞추는 단계와, 상기 표면을 디스플레이하는 단계를 추가로 포함하고, 상기 표시의 디스플레이는 상기 표면의 디스플레이 상에 중첩된다. 여기서, 또한 상기 표시는 각각의 표본 지점에 있는 화살표를 포함하고, 그 화살표의 길이는 각각의 표본 지점에서 벡터 함수의 크기에 관계되고, 상기 화살표의 방향은 각각의 표본 지점에서 벡터 함수의 방향에 관계된다.

바람직하게, 상기 표본 지점에 표면을 맞추는 단계는 적어도 표본 지점만큼 많은 그리드 지점을 포함하는 그리드로서 표면을 나타내는 단계를 포함한다. 보다 바람직하게, 적어도 하나의 그리드 지점은 상기 표본 지점중 하나와 일치한다.

바람직하게, 상기 그리드는 복수의 다각형을 포함하고, 그리드 지점은 다각형의 꼭짓점이며, 각각의 그리드 지점은 적어도 하나의 다각형의 꼭짓점이고, 상기 벡터 함수를 계산하는 계산 단계는 상기 그리드 지점에서의 응답을 보간하는 단계와, 각각의 다각형에 할당되는 벡터 함수의 값이 다각형의 꼭짓점인 그리드 지점에서 보간된 응답에 기초한 상기 벡터 함수의 값을 각각의 다각형에 할당하는 단계와, 각각의 그리드 지점에서의 벡터 함수의 값이 그리드 지점이 꼭짓점인 다각형에 할당된 벡터 함수의 값에 기초한 벡터 함수의 값을 각각의 그리드 지점에서 결정하는 단계를 포함한다. 가장 바람직하게, 상기 다각형은 삼각형이다.

보다 바람직하게, 상기 벡터 함수를 계산하는 단계는 상기 그리드 지점에서 벡터 함수의 값을 평활화하는 단계를 추가로 포함한다. 가장 바람직하게, 상기 평활화의 파라미터는 특정 심장에 대해 이전의 지식(*a priori* knowledge)에 기초하여 결정될 수 있다.

바람직하게, 상기 방법은 생리적 반응에 관한 스칼라 함수를 계산하는 단계와, 벡터 함수의 표현과 함께 표면의 디스플레이 상에 중첩되는 스칼라 함수의 표현을 디스플레이하는 단계를 추가로 포함한다. 상기 스칼라 함수의 중요한 예는 표본 지점에서의 생리적 반응 측정의 범위이다. 심장 질병의 진단에 유용한 다른 중요한 예에서, 상기 측정은 전압 측정이고, 상기 스칼라 함수는 각각의 표본 지점에서의 전압 측정의 범위이고, 상기 벡터 함수는 국부적인 활성 시간으로부터 추론되는 전도 속도이다.

바람직하게, 상기 생리적 반응은 임피던스이고, 스칼라 함수는 상기 임피던스의 범위이며, 벡터 함수는 전도 속도이다.

바람직하게, 상기 방법은 벡터 함수의 표시로부터 상기 상태를 추론하는 단계를 포함한다. 바람직하게, 상기 상태를 추론하는 단계는 상기 상태에 의해 고통받는 표면상의 적어도 하나의 위치를 확인하는 단계를 포함하고, 상기 방법은 이러한 위치를 치료하는 단계를 추가로 포함한다.

바람직하게, 상기 치료는 이들 위치에서 생리적 구조체의 절제를 포함한다.

바람직하게, 상기 생리적 반응은 표본 지점에서 연속적으로 측정된다.

본 발명의 바람직한 실시예에 따라 생리적 구조체의 상태를 진단하는 방법이 추가로 제공되고, 상기 방법은 생리적 구조체의 표면상의 적어도 세개의 표본 지점에서 생리적 반응을 측정하는 단계와, 상기 반응에 관한 벡터 함수를 계산하는 단계와, 상기 벡터 함수로부터 상기 상태를 추론하는 단계를 포함한다.

바람직하게, 상기 벡터 함수는 상기 생리적 반응의 변화도에 관련된다.

바람직하게, 상기 생리적 반응은 시간의 함수이다.

보다 바람직하게, 상기 생리적 반응은 생리적 구조체 내에서 전파하는 생리적 신호의 도달 시간이고, 상기 벡터 함수는 상기 전파 속도이다.

바람직하게, 상기 상태를 추론하는 단계는 상기 상태에 의해 고통받는 표면상의 적어도 하나의 위치를 확인하는 단계를 포함하고, 상기 방법은 이러한 위치를 치료하는 단계를 추가로 포함한다.

바람직하게, 상기 치료는 이들 위치에서의 생리적 구조체의 절제를 포함한다.

바람직하게, 상기 생리적 반응은 상기 표본 지점에서 연속적으로 측정된다.

발명의 구성

도 1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 환자의 신체 내의 용적부의 매핑을 위한 매핑 시스템(18)을 도시한다. 시스템(18)은 인체 내로 삽입하기 위한 세장형 프로브, 바람직하게 카테터(20)를 포함한다. 카테터(20)의 말단부(22)는 말단 팁(26)에 인접한 진단 및/또는 치료 기능을 수행하는 기능부(24)를 포함한다. 기능부(24)는 예를 들어, 본원에 참조용으로 합체되는 미국특허 제5,391,199호 또는 PCT 공보 WO97/24983호에 개시된 바와 같은 전자생리학적 측정을 수행하는 전극(도면에는 도시되지 않음)을 바람직하게 포함한다. 대안적으로 또는 부가적으로, 기능부(24)는 신체 내의 지점에서의 파라미터 값을 기록하기 위한 다른 진단 장치를 포함할 수 있다. 상기 장치는 화학 센서, 온도 센서, 압력 센서 및/또는 임의의 다른 필요한 센서를 포함할 수 있다. 기능부(24)는 각각의 지점을 위한 상기 파라미터의 단일 값 또는 대안적으로 그 획득 시간에 기초한 복수의 값을 결정할 수 있다. 기능부(24)는 또한 종래에 공지된 바와 같은 치료 장치를 포함할 수도 있다.

카테터(20)의 말단부(22)는 신체 내에서의 카테터의 위치, 및 바람직하게 배향을 결정하는데 사용되는 신호를 발생시키는 장치(28)를 추가로 포함한다. 장치(28)는 바람직하게 팁(26)과 고정 관계로 기능부(24)에 인접한다. 장치(28)는 바람직하게 본원에 참조용으로 합체되는 PCT 특허 공보 WO96/05768호에 개시된 바와 같은 3개의 비동심 코일을 포함한다. 이러한 장치는 외부에서 인가되는 자기장에 대해 위치 및 배향 정보의 6개의 범위의 연속적인 발생을 가능하게 한다. 대안적으로, 장치(28)는 본원에 참조용으로 합체되는 미국특허 제5,391,199호, 미국특허 제5,443,489호 및 PCT 공보 WO94/04938호에 개시된 다른 위치 및/또는 좌표 센서를 포함한다. 대안적으로 또는 부가적으로, 팁(26)은 신체의 외부로부터 위치가 결정될 수 있는 마커, 예를 들어 형광투시경과 함께 사용하기 위한 무선의 불투명한 마커가 제공된다.

카테터(20)는 바람직하게 원하는 바와 같이 카테터의 말단부를 위치 및/또는 배향시키도록 원하는 방향으로 상기 카테터의 말단부(22)를 조향하도록 외과의사에 의해 사용되는 제어부(32)를 갖는 핸들(30)을 포함한다. 카테터(20)는 바람직하게 본 기술분야에 공지된 조향 기구를 말단부(22)에 포함하여, 팁(26)의 위치설정이 용이해진다.

카테터(20)는, 사용자가 카테터(20)의 기능을 관찰 및 조절할 수 있게 하는 제어장치(34)에 연장 케이블(21)을 통해 결합된다. 제어장치(34)는 바람직하게 컴퓨터(36)와, 키보드(38)와, 통상적으로 컴퓨터 내부에 위치되는 신호 처리 회로(40)

와, 디스플레이(42)를 포함한다. 신호 처리 장치(40)는 통상적으로 위치 신호 발생 장치(28)에 의해 발생하는 신호를 포함하는 카테터(20)로부터의 신호를 수신, 증폭, 여과 및 디지털화하고, 그 결과, 상기 디지털화된 신호는 카테터의 위치 및 방향을 산출하기 위해 컴퓨터(36)에 의해 수신되어 사용된다. 대안적으로, 적절한 회로가 상기 카테터 자체에 결합될 수 있으므로, 회로(40)는 이미 증폭, 여과 및/또는 디지털화된 신호를 수신한다. 바람직하게, 컴퓨터(36)는 상기 지점들의 위치와 결정된 파라미터를 저장하기 위한 메모리를 포함한다. 컴퓨터(36)는 또한 바람직하게 다각형 조종을 위한 전용 그래픽 하드웨어를 포함하여, 신속한 컴퓨터 그래픽 기술을 사용하여 후술되는 재구성 단계를 수행할 수 있게 한다.

바람직하게, 시스템(18)은 또한 하나 이상의 신체 표면 전극(52)으로부터의 신호를 수신하여 그 신호를 컴퓨터(36)에 전송하기 위해 결합되는 ECG 모니터(73)를 포함한다. 대안적으로, ECG 모니터링 기능은 회로(40)에 의해 수행될 수 있다.

도 2는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 환자의 심장(70) 내부에서의 매핑 카테터(20)의 말단부를 도시한다. 카테터(20)는 심장(70) 내로 삽입되고, 팁(26)은 심장(70)의 내부 표면(72)상의 복수의 위치(75, 77)와 접촉된다. 표면(72)은 재구성될 용적부와 경계를 이루고, 이는 표본화되는 표면상의 위치이다. 각각의 복수의 위치에서, 팁(26)의 좌표는 바람직하게 기능부(24)에 의해 결정되는 생리적 정보와 함께 장치(28)에 의해 결정된다. 상기 결정된 좌표와, 선택적으로 생리적 정보는 국부 데이터 지점을 형성한다. 복수의 위치로부터의 상기 국부 데이터 지점은 심장(70)의 또는 심장 중 일부의 맵을 형성하는데 사용된다.

적어도 하나의 기준 카테터(78)는 심장(70) 내로 바람직하게 삽입되고, 심장에 대한 고정 위치에 위치된다. 카테터들(20, 78)의 위치를 비교하는 것에 의하여, 팁(26)의 위치는 심장 운동에 관계없이 심장에 관계하여 정확하게 결정된다. 대안적으로, 임의의 다른 적절한 방법이 심장(70)의 운동을 보상하는데 사용될 수 있다.

바람직하게, 복수의 위치에서의 팁(26)의 좌표는 심장 주기에서의, 바람직하게 심장 확장기말에서의 공통 시점에서 결정된다. 대안적으로 또는 부가적으로, 결정된 각각의 위치는 바람직하게 심장 주기에서의 소정 시점에 대한 시점과 함께, 그리고 현재의 심박수의 지시와 함께 기록된다. 상기 주기의 심박수와 상대 시점은 심장의 운동을 보정하는데 사용된다. 따라서, 다수의 지점의 위치를 제한된 시간주기 내에 간단하게 결정하는 것이 가능하다.

더욱이, 대안적으로 또는 부가적으로, 팁(26)의 위치는 심장 주기에 있어서 둘 이상의 시점에서 각각의 위치가 결정되어서, 각각의 위치에 대한 위치 범위가 결정된다. 따라서, 복수의 위치의 기하학적 맵은 심장(70)의 복수의 "스냅 사진"을 포함할 수 있고, 각각의 스냅 사진은 심장 주기의 다른 위상과 관련된다. 심장 주기는 기능부(24)로부터의 생리학적 판독치에 따라 또는 기준 카테터(78)의 이동에 따라 ECG 모니터(73)를 사용하여 바람직하게 결정된다. 바람직하게, 각각의 위치는 결정 순간에 심박수와 함께 결정된다. 주파수 및 위상 이동 변환은 바람직하게 위치들이 공통의 소정 심박수에 대해 공통의 시점에서 결정된 것처럼 일정 상태로 되도록 각 위치에 있는 다수의 위치에 적용된다.

바람직하게, 상기 위치에 적용되는 변환은 심장 주기에 기인하지 않는 심장의 임의의 운동의 영향, 특히 환자의 호흡 또는 다른 운동에 의한 가슴 운동의 영향을 감소 또는 제거하도록 작용한다. 이러한 효과는 각각의 위치에 관련된 지점의 주기적인 궤도를 한정 한 후, 심박수와 관련된 주파수와 다른 운동 궤도 주파수를 여과하는 것에 의하여 제거된다. 바람직하게, 대응하는 파장이 ECG로부터 결정된 바와 같은 심장 주기 길이를 균등하게 분할하지 않는 임의의 주파수가 여과된다. 각각의 위치에 대한 결과는 수정된 확장기말 지점을 포함하는 변형된 궤도이고, 그것은 후술되는 바와 같이 심장의 맵을 재구성하는데 사용된다.

바람직하게, 팁(26)이 위치되는 각각의 위치에서, 카테터(20)가 임의의 적절한 방법 예를 들어, 본원에 참조용으로 함체되는 PCT 공보 WO97/24981호에 개시된 바와 같은 방법을 사용하여 표면과 접촉하는 것이 확인된다.

도 3은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 맵의 재구성 및 지점 표본화 공정을 도시하는 순서도이다. 상술된 바와 같이 카테터(20)는 심장(70)의 표면(72)과 접촉되고, 신호는 팁(26)의 위치의 국부 데이터 지점 특성을 형성하도록 카테터로부터 수신된다. 국부 데이터 지점은 바람직하게 복수의 시점에서 상기 지점의 좌표와, 지점에 관련된 적어도 하나의 생리적 파라미터의 하나 이상의 값을 포함한다. 바람직하게, 상술된 바와 같이, 국부 데이터 지점은 심박수의 지시와, 각각의 결정된 좌표에 대한 심장 주기에서의 시점을 포함한다. 상기 파라미터 값은 특정 시점에 관련되거나 일반적으로 상기 지점에 관련될 수 있다.

바람직하게, 팁(26)과 표면(72) 사이의 접촉이 확인되고, 상기 지점은 상기 팁과 표면 사이에 충분한 접촉이 존재할 경우에만 맵에 추가된다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 적절한 접촉이 존재하지 않는 지점은 내부 지점의 데이터베이스에 추가된다. 이들 지점은 재구성된 표면의 내부에 위치되고, 재구성된 표면 부분이 아닌 맵상의 영역을 지시한다. 대안적으로 또는 부가적으로, 사용자는 재구성되는 표면의 부분으로서 사용되지 않는 표본 지점을 지시할 수 있고, 이는 예를 들

어, 상기 표본 지점이 현저하게 다른 표본 지점의 영역의 외부에 위치되기 때문이다. 그후, 틱(26)은 표면(72)상의 다른 위치로 이동되고, 데이터는 다른 지점에 관해 유사하게 결정된다. 이러한 절차는 데이터가 맵을 형성하기에 충분한 수의 지점에 대해 또는 소정량의 시간에 대해 결정될 때까지 복수의 표본 지점에 대해 반복된다. 바람직하게, 컴퓨터(36)는 표본 지점의 수를 계수하고, 소정의 필요한 최소 개수의 지점에 지점의 수를 비교한다. 바람직하게, 소정 개수의 지점은 신속한 절차에 대해 약 10 내지 20 지점 사이이고, 보다 긴 절차에 대해서는 100 지점까지이다. 대안적으로 또는 부가적으로, 내과의사는 충분한 수의 지점이 표본화되었을 때 컴퓨터(36)에 입력한다.

심장(70) 또는 심장 내의 용적부의 맵은 후술되는 바와 같이 재구성되고, 내과의사는 상기 맵이 충분히 상세한지 그리고 정확하게 표시되었는지를 결정한다. 맵이 충분하지 않으면, 보다 많은 지점이 획득되고, 상기 맵은 그에 따라 갱신되거나 다시 재구성된다. 그후, 상기 재구성된 맵은 심장(70)의 기능 분석에 사용되고, 내과의사는 필요한 처리를 결정할 수 있다.

도 4는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 재구성 절차를 도시하는 순서도이다. 재구성은 확장기말과 같은 심장 주기의 고정 시점(t_0)에서 결정되는 위치를 위하여 초기에 수행된다. 최초 재구성의 제 1 단계에 있어서, 표본 지점을 에워싸는 그리드가 구성된다. 그 후, 모델 왜곡 단계가 상기 그리드에 적용되고, 상기 그리드는 표본 지점에 의해 형성되는 형상으로 대략적으로 조정된다. 계속해서, 바람직하게 상호 작용하는 가요성 조화 단계가 표본 지점의 좌표에 따라 그리드 지점을 미세하게 조정하여 수행된다. 평활화, 아편 변환 및/또는 정확한 조화 단계를 포함하는 최종 조정이 바람직하게 그리드에 적용되고, 이는 실질적으로 모든 표본 지점을 그리드에 포함시킨다. 표본 지점에 관련된 파라미터 값은 바람직하게 모든 그리드 지점으로 보간되고, 이어서 그리드가 디스플레이된다. 이러한 절차는 후속하는 도면을 참조로 하기에서 보다 상세하게 설명된다.

도 5a 내지 도 5e는 본 발명의 실시예에 따른 단일 시점에 대한 재구성 절차를 도시하는 간략화된 2차원 그래프이다. 도시의 명료화를 위해, 도면과 하기의 상세한 설명은 간략화된 2차원 예를 참조한다. 본원에서 3D 재구성으로 도시되는 원리의 확장은 본 기술분야의 당업자에게는 자명할 것이다. 지점(S_i)은 재구성될 용적부의 표면상의 표본 지점이고, 그 좌표는 상술된 표본화 공정 동안 수신된다.

도 5a에 도시된 바와 같이, 제 1 단계에서, 초기 그리드(90)는 바람직하게 상기 표본 지점을 에워싸는 표본 지점의 근접부에 한정된다. 대안적으로, 그리드(90)는 상기 표본 지점 내부에 위치되거나 상기 지점들 사이를 통과한다. 바람직하게, 그리드(90)는 표본 지점의 수보다 상당히 많은 수의 지점을 포함한다. 상기 지점의 밀도는 바람직하게 임의의 필요한 의료 절차를 위하여 충분한 정확도의 맵을 만드는데 충분하다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 내과의사는 재구성 속도 및 정확도 사이의 바람직한 절충안에 따라 그리드상의 지점의 밀도를 조정할 수 있다. 바람직하게, 그리드(90)는 타원형 또는 다른 단순한 폐쇄 형상을 갖는다.

대안적으로 또는 부가적으로, 그리드(90)는 그 표면 상에 표본 지점이 위치되는 용적부의 공지된 특성에 기초한 형상, 예를 들어, 심장 이미지의 LV-그램, 다른 형광 투시법, 또는 초음파 처리하는 것에 의해 결정되는 형상을 갖는다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 컴퓨터(36)는 일반적으로 표본화된 용적부에 따라 초기 그리드의 데이터베이스를 내포한다. 내과의사는 바람직하게 용적부가 표본화되고 그에 따라 초기 그리드(90)가 선택되는 것을 키보드(38)를 통해 지시한다. 선택된 그리드는 본 기술분야에 공지된 임의의 방법을 사용하여 초기에 표본 지점과 정렬될 수 있고, 상기 공지의 방법은 예를 들어, 본원에 참조용으로 합체되는 1992년 2월자 패턴 분석 및 기계 정보의 IEEE 회보 14(2): 239쪽 내지 258쪽의 폴 제이. 베슬 및 네일 디. 맥케이(Paul J. Besl and Neil D. McKay)에 의한 "3-D 형상의 정합 방법(A method for registration of 3-D shapes)"에 개시된다. 상기 초기 그리드는 예를 들어, 본원에 참조용으로 합체되는 1990년 베르린 스프링거에서의 오. 파우거라스 에드(O. Faugeras, ed.)의 Computer Vision-ECCV90(컴퓨터 비전에 대한 1차 유럽 협의 회의에서의 526쪽 내지 536쪽, 1990년 4월 23일-27일, 프랑스, 안티베)에서의 하임 제이. 볼프슨(Heim J. Wolfson)에 의한 "기하학적 데이터에 의한 기본 모델품 확인(Model-based object recognition by geometric hashing)" 또는 1990년 컴퓨터 비전의 국제 간행물(International Journal of Computer Vision) 5권 195쪽 내지 212쪽의 피. 허튼로셔와 에스. 울만(P. Huttenlocher and S. Ullman)에 의한 "이미지와 정렬되는 고체 물질의 확인(Recognizing solid objects by alignment with an image)"에 개시된 기하학적 데이터 또는 정렬을 사용하는 그리드 자료로부터 선택될 수 있다. 최초 정렬 후에, 본 발명의 방법은 도 4에 도시된 바와 같이 바람직하게 진행하며 하기에 추가로 설명된다.

도 5b에 도시된 바와 같이, 그리드(90)는 표본 용적부의 구조체를 향하여 대략적으로 조정된 지점(G')의 그리드(92)로 변환된다. 그리드(90) 상의 각각의 지점(G_j)에 대해서, 조정 벡터($\vec{V_j}$)가 구성되고, 지점(G_j)은 그리드(90) 상의 지점(G_j)으로부터 $\vec{V_j}$ 만큼 변위되는 그리드(92) 상의 대응 지점(G'_j)으로 대체된다. 조정 벡터($\vec{V_j}$)는 바람직하게 도 5a에 도시된

바와 같이 G_j 로부터 표본 지점(S_i)까지의 벡터($\vec{V}_{ji}$)의 웨이트 합이다. 바람직하게, 합에서의 벡터($\vec{V}_{ji}$)의 웨이트는 상기 벡터의 크기에 의존하여 역비례한다. 바람직하게, 상기 웨이트는 힘(k)으로 증가된 크기에 의존하여 역비례하고, 여기서, k 는 바람직하게 4 내지 10의 범위이고, 가장 바람직하게 6 내지 8의 범위이다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 조정 벡터($\vec{V}_j$)는 수학식 1에 따라 계산된다.

$$\vec{V}_j = C_f \sum_i \frac{\vec{V}_{ji}}{r_{ji}^k + \varepsilon} \div \sum_i \frac{1}{r_{ji}^k + \varepsilon}, \quad r_j = |\vec{V}_j| \quad (1)$$

수학식 1

수학식 1에 있어서, ε 은 바람직하게 0이 아닌 최소 벡터의 크기보다 작은 스칼라(scalar)이고, 예를 들어, 약 10^{-6} 인 표본 지점의 결정의 정확도 측정 크기이다. ε 은 그리드 지점이 표본 지점 상에 있을 때 0으로 나누어지는 것을 방지하는데 사용되므로, 상기 벡터의 크기는 0이다. C_f 는 0.1과 1 사이의 상수이고, 바람직하게 0.5와 0.9 사이이며, 가장 바람직하게 약 0.75이고, 대략적인 조정에서 지점(G_j)이 지점(S_i)에 얼마나 밀접하게 접근하는가를 결정하도록 조정된다.

바람직한 실시예에 있어서, 그리드 지점(G_j)상의 표본 지점(S_i)의 영향은 상기 수학식 1에서와 같은 표본 지점(S_i , G_j) 사이의 거리뿐만 아니라 S_i 근처에서의 표본 지점(S)의 밀도를 설명한다. 그러므로, 각각의 표본 지점에 적용되는 웨이트 인자 $\frac{1}{r_j^k + \varepsilon}$ 는 바람직하게 0과 1 사이의 값을 취하는 밀도 값(δ_i)으로 곱해진다. 바람직하게 δ_i 는 수학식 2에 의해 정의된다.

$$\delta_i = \frac{1}{\sum_j \frac{1}{(S_j - S_i)^2 + 1}} \quad (2)$$

수학식 2

보다 많은 지점이 S 근처에 존재할수록, 보다 작은 값(δ)을 취하고 각 지점에 보다 작게 영향을 준다. 바람직하게, 가까운 근접부에 있는 복수의 지점의 영향의 합은 바람직하게 약 1의 밀도 값(δ)을 갖는 단일의 격리된 지점과 동일하다.

도 5c는, 각각의 표본 지점(S_i)이 개략적으로 조정된 그리드(92)로부터의 그리드 지점(G_j)에 관련되는 가요성 조화 단계의 제 1 부분을 도시한다. 관련 그리드 지점은 그 각각의 표본 지점쪽으로 이동되고, 대략적으로 조정된 그리드상의 G' 지점의 나머지는 후술되는 바와 같이 그리드(92)상에서 이웃하는 지점의 이동의 보간법에 따라 이동된다. 바람직하게, 각각의 표본 지점(S_i)은 가장 가까운 그리드 지점에 관련된다. 예를 들어, S_1 에 가장 가까운 그리드 지점은 G_1 이고, 그러므로 $\circ$ 이 지점들은 관련된다. 바람직하게, 컴퓨터(36)는 이들 쌍으로 된 지점이 기입되는 메모리 리스트를 생성한다. 이 설명의 명료화를 위해, 관련 지점은 도 5c에서 점선 타원형으로 표시된다.

바람직하게, 그 각각의 표본 지점을 향하여 관련 그리드 지점을 이동시키는 변환 함수(f)가 생성된다. 비관련 그리드 지점 또한 함수(f)에 따라 이동된다. 함수(f)는 바람직하게 용이하게 계산되어, 상기 그리드를 평활한 형태로 변환시킨다. 바람직하게, 함수(f)가 관련된 쌍의 표본 지점 및 그리드 지점 사이의 거리의 웨이트 합이므로, 그리드 지점에 가까운 관련 지점의 쌍은 그리드 지점으로부터 먼 관련 지점의 쌍보다 그 변위에 많은 영향을 준다. 함수(f)는 하기에 수학식 3으로서 바람직하게 주어지고, 수학식 4에서 바람직하게 정의되는 바와 같이 $w_i(G_j)$ 는 그리드 지점(G_j)과 관련 그리드 지점(G_i) 사이의 거리에 의존한다. 대안적으로, $w_i(G_j)$ 는 수학식 1에서처럼 그리드 지점(G_j)과 표본 지점(S_i) 사이의 거리에 의존한다. 가요성 조화 단계에서, k 는 바람직하게 보다 평활한 그리드 표면을 형성하기 위해 대략적인 조정 단계에서의 힘의 범칙보다 작다. 바람직하게, 가요성 조화 단계에서의 k 는 2와 6 사이이고, 가장 바람직하게 4이다. 바람직하게, k 는 상기 계산을 간략화하기 위해 짝수이다. 하기의 방정식이 편의상 스칼라 법으로 기술되었지만, S_i , G_i 및 $f(G_j)$ 는 상기 수학식 1에서처럼 벡터량인 것을 알 수 있을 것이다.

$$\vec{f}(G_j) = \frac{\sum_i w_i(G_j) \cdot (S_i - G_i)}{\sum_i w_i(G_j)} \quad (3)$$

수학식 3

$$w_i(G_j) = \frac{1}{\|G_j - S_i\|^{k+C}} \quad C > 0 \quad (4)$$

수학식 4

상수(C)는 관련 그리드 지점이 그 관련 표본 지점 쪽으로 얼마나 가까이 이동되는지를 결정한다. 매우 작은 C 값에 대해서, 관련 그리드 지점(G_i)은 실질적으로 표본 지점(S_i)상으로 이동된다. 바람직하게, C는 0.3과 0.7 사이이고, 보다 바람직하게 약 0.5이다. 대안적으로 또는 부가적으로, C는 가요성 조화가 수행되는 회수에 따라 변화된다. 대안적으로 또는 부가적으로, 제 1 가요성 조화 단계에 있어서, C는 상대적으로 크고, 후속하는 가요성 조화 단계에서 C는 점차로 감소된다.

수학식 2, 3 및 4에 사용되는 거리 한정은 계산에 있어서의 단순화로 인해 재구성되는 용적부의 대향 벽상의 지점들을 서로 반발시킨다는 사실로 인하여 R^3 의 유클리드 거리이다.

본 발명의 선택적인 바람직한 실시예에 있어서, 관련 표본 지점을 갖는 그리드 지점은 그 사이의 거리의 일부만큼 관련 표본 지점을 향하여 이동된다. 바람직하게, 상기 지점은 관련 쌍 사이의 거리의 비율로 이동된다. 예를 들어, 도 5c에서, 상기 지점은 상기 거리의 약 2/3까지 이동된다. 대안적으로, 그리드 지점은 관련 쌍 사이의 거리에 따라 임의의 다른 양만큼 이동된다.

도 5d에 도시된 바와 같이, 표본 지점(S_i)과 무관한 그리드 지점(G'_k)은 그 지점을 둘러싸는 그리드 지점(G'_l)의 이동에 의존하는 이동 벡터($\vec{V}'_k$)에 따라 이동된다. 바람직하게, 비관련 지점(G'_k)은 일정 거리 이동되고, 이는 상기 둘러싸는 지점(G'_l)의 이동의 선형 보간이다. 바람직하게, 그리드 지점들 사이의 거리는, 지점들이 현재의 조정된 그리드상에 있음으로써, 지점들 사이의 기하학적 거리로서 결정된다. 예를 들어, G'_{15} 와 G'_{16} 사이의 기하학적 거리는 X_2 로 표시되고, 두 지점의 좌표에 따라 계산될 수도 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 사용된 거리는 현재의 조정된 그리드를 따르는 그리드-거리($\tilde{X}_2$), 원래의 그리드를 따르는 그리드-거리($\tilde{L}_2$), 또는 원래의 그리드상의 기하학적 거리(L_2)이다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 제 1 가요성 조화 단계에서, 사용된 거리는 그리드-거리($\tilde{L}_2$ 또는 $\tilde{X}_2$)인 한편, 후속하는 가요성 조화 단계에서 사용된 거리는 기하학적 거리(X_2)이다.

예를 들어, 도 5d에 도시된 바와 같이, 지점(G'_{15})은 각각의 그리드 지점(G'_{14} , G'_{16})의 벡터($\vec{V}_{14}$, $\vec{V}_{16}$)의 웨이트 합인 벡터에 의해 한정되는 거리만큼 이동된다. 바람직하게, $\vec{V}_{15}$ 는 하기의 수학식 5에서 설명되는 바와 같고, 여기서, d_1 은 G_{15} 와 G_{14} 사이의 거리의 선택된 형태이고, X_1 , $\tilde{X}_1$, l_1 또는 임의의 다른 적절한 거리 한정을 포함할 수 있다. 유사하게, d_2 는 G_{15} 와 G_{16} 사이의 거리의 선택된 형태이고, X_2 , $\tilde{X}_2$, l_2 또는 임의의 다른 적절한 거리 한정을 포함할 수 있다. 바람직하게, 도 5d에 도시된 제 1 가요성 조화 단계에서, d_1 과 d_2 는 각각 X_1 과 X_2 로서 취해진다.

$$\vec{V}'_{15} = \frac{d_2}{d_1+d_2} \vec{V}'_{14} + \frac{d_1}{d_1+d_2} \vec{V}'_{16} \quad (5)$$

수학식 5

수학적 8이 일차 선형 보간법을 예시할지라도, 보다 고차원이고 비선형 보간법도 사용될 수 있다는 것이 이해될 것이다.

바람직하게, 가요성 조화 단계 동안, 가요성 조화 단계는 여러회(도 4에 도시된 바와 같이 N_0 회) 반복된다. 각 회에서, 그리드 지점은 표본 지점에 관련되고, 그에 따라 관련 및 비관련 그리드 지점이 이동된다.

대략적인 조정과 가요성 조화는 그리드를 불균일하게 만드는 경향이 있다. 그러므로, 최종 조정 단계 동안, 그리드는 가우스형 커널(Gaussian-like kernel)을 갖는 표면 주름을 적용하는 것에 의하여 바람직하게 평활해진다. 바람직하게, 상기 커널은 3×3 가우스 커널이고, 복수회, 바람직하게 5회 내지 10회에 걸쳐 그리드에 적용된다. 대안적으로, 보다 큰 커널이 사용될 수 있고, 그 경우에 보다 적은 회수로, 가장 바람직하게 단지 1회 그리드에 적용될 수 있다. 그러나, 상기 표면 주름은 일반적으로 표면의 수축을 야기하므로, 단순한 변환, 바람직하게 아핀 변환이 상기 그리드에 적용되어, 수축을 없애고 표본 지점에 대한 그리드의 조화를 향상시킨다. 상기 아핀 변환은 바람직하게 그리드 외부의 표본 지점과 그리드에 의해 한정되는 표면 사이의 평균 사변 거리를 최소화하는 변환으로서 선택된다. 이러한 변환의 선택은 실질적으로 모든 표본 지점을 그리드에 의해 한정되는 표면에 또는 표면 내측에 위치시킨다. 이러한 선택은 심장의 해부학적 구조에 따르고, 그 분리물, 즉 표본 표면에 있지 않은 지점은 일반적으로, 표본 표면의 내측, 즉 심근 벽 이외의 심실 내부이다. 따라서, 재구성되는 그리드는 부정확하게 그리드를 변형시킬 수 있는 분리물을 무시함으로써 적절하게 재구성된다.

최종 조정 단계를 완료하기 위해, 사용자는 그리드 표면이 실질적으로 모든 표본 지점을 포함하도록 변형되는 정확한 조화 단계를 선택적으로 요청할 수도 있다. 바람직하게, 이전 단계의 결과로서 그리드 표면에 있지 않은 각각의 표본 지점에 대해, 가장 가까운 그리드 지점이 선택되어 표본 지점의 위치로 이동된다. 나머지 그리드 지점은 바람직하게 이동되지 않는다. 바람직하게, 그리드 표면으로부터 일정 거리 너머에 있는 내부 지점은 이 단계에서는 이동되지 않으며, 분리물로서 고려된다. 일반적으로 외부 지점이 상술된 아핀 변환으로 인해 그리드 표면으로부터 떨어져 있지 않는다는 점에 유의해야 한다.

대안적으로 또는 부가적으로, 관련 그리드 지점이 도 5e에 도시된 표본 지점상으로 이동되는 최종 가요성 조화 단계가 수행된다. 도 5e에서 곡선(100)은 최종 그리드 구성을 나타내고 표본 용적부의 정확한 근사를 포함한다.

대안적으로, 가요성 조화는 하나의 단계로 수행되고, 대략적인 조정 그리드로부터의 관련 지점은 표본 지점상으로 즉시 이동된다. 본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 컴퓨터(36)는 먼저, 가요성 조화가 하나의 단계로 수행되는 근사 맵을 형성한다. 상기 근사 맵은 보다 많은 표본 지점이 필요한지를 결정하기 위해 내과의사에 의해 사용된다. 내과의사가 표본 지점이 더 이상 필요 없다고 결정하면, 컴퓨터(36)는 가요성 조화가 다수 회 수행되는 보다 정확한 맵을 재구성한다. 한편, 내과의사는 시간을 절약하기 위해 근사 맵을 사용할 수 있다. 보다 바람직한 실시예에 있어서, 먼저 재구성되는 맵은 그리드상에서의 비교적 낮은 밀도의 지점으로 만들어지고, 추후의 재구성은 보다 조밀한 그리드를 사용한다.

도 4를 다시 참조하면, 표본 지점이 하나 이상의 시점으로부터의 데이터를 포함할 때, 고정 시점의 재구성된 그리드(이하, 고정 그리드라고 함)는 바람직하게 다른 시점(t_i)을 위한 그리드를 신속하게 재구성하는데 사용된다. 각각의 다른 시점을 위하여, 단순한 변환은 그리드를 시점(t_i)의 표본 지점의 형태에 가깝게 하도록 고정 그리드상에서 수행된다. 단순한 변환은 바람직하게 2차 변환 또는 아핀 변환이다. 대안적으로, 상기 변환은 회전 및/또는 비례축소 변환을 포함한다. 본 발명의 몇몇 바람직한 실시예에 있어서, 상기 변환은 표본 지점의 수에 따라 선택된다. 바람직하게, 비교적 많은 수의 표본 지점이 존재할 때는 2차 변환이 적용되는 한편, 보다 적은 수의 표본 지점에 대해서는 보다 단순한 변환이 사용된다.

그후, 가요성 조화는 1회 이상의 회수(N_T)로, 바람직하게 고정 시점 그리드의 재구성에 필요한 것보다 적은 회수($N_T < N_0$)로, 가장 바람직하게 2회에 걸쳐 변환되는 그리드상에서 바람직하게 수행된다. 그후, 최종 조정이 상기 그리드에 바람직하게 적용되고, 시간(t_1)에서의 결과적인 그리드가 디스플레이될 수 있다. 또한, 파라미터 값은 실질적으로, 상기 고정 그리드에 대해 상술된 바와 같이, 시간(t_1)동안 개별적으로 보간될 수도 있다. 모든 시점에 대한 재구성이 완료될 때, 재구성된 그리드는 시간의 함수로서 순차적으로 또는 다른 방식으로 디스플레이될 수 있다. 바람직하게, 재현 공정은 고정 그리드가 디스플레이되는 동안 계속되므로, 내과의사는 지체 없이 재구성 데이터를 사용할 수 있다.

바람직하게, 상술된 바와 같이, 각각의 데이터 지점은 심장 내의 전기 활동 지시부와 같이 카테터(20)의 기능부(24)를 사용하여 측정되는 적어도 하나의 생리적 파라미터를 포함한다. 상술된 바와 같이 맵이 구현된 후에, 표본 지점(S_1, S_2, S_6 , 등)에 관련된 그리드상의 지점(G'_1, G'_4, G'_7 , 등) 상의 지점은 그 각각의 표본 지점의 생리적 파라미터 값이 지정된다. 비관련

그리드 지점은 상술된 방식과 유사한 방식으로 이웃하는 관련 그리드 지점의 파라미터 값들 사이에서 보간하는 것에 의하여 파라미터 값을 수용한다. 대안적으로 또는 부가적으로, 비관련 그리드 지점은 가요성 조화 단계에서 좌표를 수용하였던 방식과 유사한 방식으로 파라미터 값을 수용한다.

보다 대안적으로 또는 부가적으로, 비관련 그리드 지점은 0차-고정열 방법(zero-order-hold filing in method)을 사용하여 파라미터 값이 주어진다. 표본 지점으로부터 시작하여, 모든 주변 그리드 지점은 다른 파라미터 값을 갖는 다른 그리드 지점이 만나게 될 때까지 표본 지점이 외향하여 전파함으로써 동일한 파라미터 값이 주어진다. 그후, 가우스 평활화 공정이 상기 파라미터 값에 바람직하게 적용된다. 따라서, 파라미터 값은 실질적으로 가시적인 명료성을 상실함이 없이 매우 간단한 방법으로 모든 그리드 지점에 주어진다.

따라서, 3D 맵은 심실의 기하학적 형상과 심장에서의 위치의 함수로서 국부적인 전기 파라미터 또는 다른 생리적 파라미터를 도시하도록 재구성된다. 국부적인 파라미터는 전기 기록도 크기, 활성화 시간, 전기 전도 벡터의 방향 또는 크기, 또는 다른 파라미터를 포함할 수 있고, 본 기술분야에 공지된 바와 같은 의사색조 또는 다른 그래픽 실현 수단을 사용하여 디스플레이될 수 있다. 바람직하게, 미리정의된 색조 스케일은 높은 값의 파라미터에 대한 제 1 색조 예를 들어, 청색과 낮은 값의 파라미터에 대한 제 2 색조 예를 들어, 적색을 설정하는 파라미터에 관련된다.

도 6은 본 발명의 바람직한 실시예에 따라 디스플레이된 재구성된 심장 용적부(130)를 개략적으로 도시한 도면이다. 복수의 표본 지점(134)은 용적부(130)의 표면(132)을 재구성하는데 사용된다. 그리드(도시되지 않음)는 표면(132)을 형성하도록 상술된 바와 같이 조정된다. 바람직하게, 그리드상의 각각의 지점은 결정의 정확도를 지시하는 신뢰도 값을 수용한다. 보다 바람직하게, 상기 신뢰도 값은 그리드 지점으로부터 표면(132) 상의 가장 인접한 표본 지점까지의 거리 및/또는 상기 그리드 지점 근처의 표본 지점(134)의 밀도의 함수이다. 바람직하게, 영역(140)과 같이 신뢰도가 낮은 그리드 지점에 의해 커버되는 표면(132)의 영역은 반투명하게 디스플레이되고, 바람직하게 알파 블렌딩(alpha-blending)을 사용하여 디스플레이된다. 투명도로 인해, 용적부(130)의 내부표면상의 지점(136)은 용적부(130)를 통해 보이도록 디스플레이된다. 바람직하게, 사용자는 신뢰도가 낮은 지점을 한정하는 소정의 거리 및/또는 표본 지점을 정의할 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 다른 레벨의 반투명도는 다중-레벨의 신뢰도 스케일과 함께 사용된다.

도 7은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 용적 평가 방법을 개략적으로 도시하는 도면이다. 몇가지 경우에 있어서, 심장 주기의 다른 시점에서의 심실의 용적부를 비교하도록 하나 이상의 재구성된 표면에 의해 둘러싸이는 용적을 계산하는 것이 필요하다. 도 7에서 재구성되는 그리드 표면은 명료성을 위해 볼(150)로 표현된다. 볼(150)의 표면은 그리드 지점에 의해 4변형으로 분할되고, 이들 4변형은 용적 평가에 사용된다. 바람직하게 용적부 내에서 표면에 근접하며, 가장 바람직하게 볼(150)의 무게 중심에 근접하는 임의의 지점(O)이 선택되고, 그에 따라서 볼(150)의 표면상의 각각의 4변형에 대한 피라미드(152)를 형성한다. 피라미드(152)의 용적의 합의 평가는 정확하게 볼(150)의 용적을 나타낸다.

바람직하게, 각각의 4변형은 두개의 삼각형으로 분할되고, 그 용적은 기부로서의 삼각형과 삼각뿔의 꼭짓점(O)에 의해 한정되는 4면체의 용적을 합산함으로써 평가된다. 시계방향으로 배열되는 m-차 삼각형의 꼭짓점에 A_m , B_m , C_m 를 부여하여서, 삼각형 지점의 법선은 볼(150)의 표면으로부터 외향한다. 볼(150)의 용적(V)은 수학식 6에 의해 평가된다.

수학식 6

$$V = \frac{1}{6} \sum_m (B_m - A_m) \times (C_m - A_m) \cdot (O - A_m) \quad (6)$$

도 8은 본 발명의 다른 바람직한 실시예에 따른 재구성 절차를 도시한 도면이다. 본 바람직한 실시예에 있어서, 표본 지점은 3D 용적을 둘러싸기보다는 단일의 개방 표면 상에 있는 것으로 공지되어 있으므로, 개시 그리드는 폐쇄 곡면보다는 개방 평면을 포함한다. 카테터(20)는 심장(70)의 내벽(76)상의 복수의 위치에서 접촉하고, 이들 위치의 좌표는 표본 지점(120)을 부여하도록 결정된다. 바람직하게, 내과의사는 표면(76)과 접촉하는 카테터(20)로부터의 방향을 제어장치(34)에 지시한다. 결과적으로, 컴퓨터(36)는 모든 그리드 지점이 표본 지점의 일측부상에 바람직하게 위치되도록 복수의 그리드 지점(124)을 포함하는 초기 그리드(122)를 발생시킨다. 조정 절차는 실질적으로 상술된 바와 같이 수행되어, 그리드 지점(124)을 가장 유사한 표면(76)으로 옮긴다.

본 발명의 바람직한 실시예에 있어서, 상기 조정 절차는 디스플레이(42)상에서 단계적으로 수행될 수 있어, 내과의사가 필요에 따라 상기 절차를 중지하거나 진행할 수 있도록 한다.

비록 상기 설명이 표본 지점에 관련된 데이터가 재구성을 수행하는 시스템에 의해 획득되는 것으로 가정하고 있을지라도, 재구성 절차는 다른 컴퓨터, 라이브러리 데이터베이스 또는 화상 시스템과 같은 임의의 소스로부터 수신되는 지점상에서 수행될 수도 있다는 점에 유의해야 한다. 또한, 바람직한 실시예가 심장의 매핑을 참조로 본원에서 설명되었지만, 본 발명의 원리 및 방법은 다른 생리적 구조체 및 강의 3D 재구성 뿐만 아니라 비의료 영역의 3D 이미지 재구성에 유사하게 적용될 수 있다는 것은 자명할 것이다.

상술된 바와 같이, 카테터(20)의 기능부(24)를 사용하여 측정되고 표본 지점과 관련된 그리드 지점에 지정되는 심장의 생리적 파라미터의 중요한 예는 심장 조직의 국부 활성화 시간(LAT: local activation time)이다. 이 시간은 각각의 표본 지점에서 기능부(24)에 의해 측정되는 신호(특히, 전압)의 특징적인 시간, 예를 들어 심장 주기에서의 시간을 참조하는 것에 의하여 결정된다. 심장 주기에서의 시간에서, 신호는 먼저 ECG 모니터(73)를 사용하여 측정되는 것과 같은 ECG 신호의 기준 특징의 심장 주기 내의 시간까지 임의의 임계치를 초과한다. 바람직하게, LAT가 표시되는 그리드는 확장기말에 대응하는 그리드이고, 이는 심장이 심장 주기 내의 그 시점에서 대부분 완전히 팽창되기 때문이며, 그 결과 심실의 내부 표면은 심장 주기 내의 상기 시점에서 가장 평활해진다.

표본 지점과 관련된 그리드 지점에서 표시되는 LAT의 값은 상술된 바와 같이 다른 그리드 지점으로 보간된다. 바람직하게, 이러한 보간법은 각각의 그리드 지점(V)으로부터 상기 그리드를 따라 측정되는 것과 같은 가장 근접한 표본 지점까지의 거리(d(V))에 기초하는 다양한 0-차 고정열 방법을 사용하여 행해진다.

초기에, 표본 지점과 일치하는 그리드 지점은 0의 d(V)값으로 지정되고, 모든 다른 그리드 지점은 무한대의 d(V)값으로 지정된다. 그 후, 각각의 반복 순서에서, 각각의 그리드 지점(V)이 차례로 조사되고, 그리드 지점(V)과 이웃하는 그리드 지점($N_i \in \{N_1, \dots, N_m\}$) 사이의 거리(d(V, N_i))에 기초한 새로운 d(V)값으로 할당된다. 특히, d(V)는 $\min[d(V), \min(d(N_i) + d(V, N_i))]$ 으로 대체된다. 각각의 그리드 지점(V)이 새로운 d(V)값으로 할당됨으로써, 그 그리드 지점(V)은 새로운 d(V)값이 기준이 되는 이웃하는 그리드 지점(N_i)에 관련된 LAT에 할당된다. 이들 반복은 적어도 하나의 d(V)가 반복 과정에서 변화되는 한 계속된다. 마지막으로, 표시되는 LAT 값은 그리드 기하학의 최종 조정의 정황에 있어서 상술된 바와 같이 주름에 의해 평활해진다.

바람직한 3D 그리드는 다각형, 예를 들어 삼각형의 꼭짓점을 구성하는 그리드 지점과 삼각형의 가장자리를 구성하는 그리드 지점에 연속되는 라인으로 구성되는 삼각형의 수집으로서 그리드를 한정하는 방식으로 그리드 지점이 연결되는 그리드이다. 상기 그리드에서, 활성화 신호의 진행 속도, 즉 심장 조직의 전도 속도의 예비 버전은 삼각형의 꼭짓점에서의 LAT 값에 기초한 각각의 삼각형에 속도 벡터를 할당하는 것에 의하여 획득된다. 그리드는 충분히 미세하여 각각의 삼각형에서

활성화 신호는 평면파로서 진행한다는 것이 평가된다. 도 9는 꼭짓점($\vec{a}$, $\vec{b}$, 및 $\vec{c}$)을 갖는 삼각형(200)과, 속도($\vec{v}$)로 상부 우측을 향하여 삼각형(200)을 가로질러 진행하는 평면파면(202)을 도시한다. 상기 파면(202)은 진행 방향에 대해 직각이라는 점에 유의해야 한다. 파면(202)은 파면(202)이 꼭짓점($\vec{b}$)에 이르는 시점(t_b)에서 도시된다. 이러한 시점은 적어도 파면(202)이 꼭짓점($\vec{a}$)에 도달되는 시점(t_a) 만큼 크며, 파면(202)이 꼭짓점($\vec{c}$)에 이르게 될 시점(t_c)보다는 작다: 즉, $t_a \leq t_b \leq t_c$ 이다. 파면(202)은 꼭짓점($\vec{b}$)에 대향하는 삼각형(200)의 변(ac)과 지점($\vec{d}$)에서 교차한다. 지점($\vec{d}$)은 선형 보간법에 의해 알려진다.

수학식 7

$$\vec{d} = \frac{t_b - t_a}{t_c - t_a} \vec{c} + \frac{t_c - t_b}{t_c - t_a} \vec{a} \quad (7)$$

$\vec{v}$ 방향에서의 단위 벡터는 삼각형(200)에 법선인 단위 벡터($\vec{N}$)와 함께 $\vec{d} - \vec{b}$ 의 크로스 적을 취함으로써 알려지고, 다음 식으로 표준화된다.

$$\text{수학식 8}$$

$$\frac{\vec{v}}{\|\vec{v}\|} = \frac{\vec{d} - \vec{b}}{\|\vec{d} - \vec{b}\|} \times \vec{N} \quad (8)$$

마지막으로, $\vec{v}$ 의 크기는 상기 단위 벡터상으로 $\vec{a}$ 로부터 $\vec{c}$ 까지의 명백한 속도를 투영하는 것에 의하여 알려진다.

$$\text{수학식 9}$$

$$\|\vec{v}\| = \frac{\vec{c} - \vec{a}}{t_c - t_a} \cdot \frac{\vec{v}}{\|\vec{v}\|} \quad (9)$$

그러므로, 그리드의 각각의 삼각형에 속도 벡터가 할당되었으면, 각각의 지점은 그리드 지점이 꼭짓점인 모든 삼각형의 속도를 평균하는 것에 의하여, 원래의 속도 벡터로 할당된다. 마지막으로, 원래의 속도는 다음과 같이 반복적으로 평활해진다.

1. 각각의 삼각형은 삼각형의 꼭짓점인 그리드 지점에 할당되는 평균 속도가 새로운 속도로서 할당된다.
2. 각각의 그리드 지점은 그리드 지점이 꼭짓점인 삼각형에 할당되는 평균 속도가 새로운 속도로서 할당된다.

바람직하게, 획득된 전도 속도 벡터 함수는 상술된 바와 같은 의사색조 맵으로서 또는 그리드 지점으로부터 나오는 화살표로서 그리드에 의해 표현되는 표면의 디스플레이상에 중첩되어 디스플레이된다. 이러한 디스플레이의 한 변형에 있어서,

각각의 그리드 지점에서의 화살표의 방향은 그리드 지점에서 표시 및 평활화되는 $\vec{v}$ 의 방향에 대응하고, 상기 화살표의 길이는 그 그리드 지점에서 표시 및 평활화되는 $\vec{v}$ 의 크기에 대응한다. 대안적으로, 모든 화살표는 동일한 길이를 가지며, 그 화살표는 $\vec{v}$ 의 크기를 기호화하는 그레이 스케일(gray scale)을 사용하여 흑백 또는 무채색 방식으로 디스플레이된다. 대안적으로, 화살표는 특정 색상 계획에 따라 디스플레이될 수 있다. 반복 평활화 파라미터는 특정 심장의 이전의 정보에 의해 결정될 수 있다.

생리적 구조체의 표면상에서의 일련의 스칼라 측정으로부터 유도되는 어떠한 벡터 함수도 상기 방식으로 디스플레이될 수 있다는 것이 자명하게 된다. 또한, 벡터 함수는 이것이 유도되는 스칼라 측정값과 함께 또는 벡터 함수가 유도되는 스칼라 측정값의 스칼라 함수와 함께 디스플레이될 수 있다. 예를 들어, LAT는 의사색조 맵으로서 디스플레이될 수 있고, 대응 전도 속도 벡터 함수는 상술된 바와 같은 의사색조 맵상에 중첩되는 화살표로서 디스플레이될 수 있다.

도 10은 정상인 인체의 심방의 상기 디스플레이를 도시한다. LAT는 의사색조에서의 스케일로서 정상적으로 디스플레이되지만, 본원에서는 수치적인 스케일로 묘사된다. LAT에 대한 수치적인 스케일은 최초 활성화 시간인 최소치(1)로부터 최종 활성화 시간인 최대치(10)까지의 범위이다. 대응하는 전도 속도 벡터 필드의 방향은 화살표로 표시된다. 화살표는 흑백으로 디스플레이되고, 그 각각의 화살표의 그레이 스케일 레벨은 관련 전도 속도 벡터의 크기에 대응한다. 도면의 좌하측에 도시된 바와 같이, 속도 크기 스케일은 최소치(흑색 화살표)로부터 최대치(백색 화살표)까지의 범위이다. 여백은 점이 찍힌 화살표로 도시된다. 신호 흐름은 주로 활성화가 개시되는 1로 표시된 영역으로부터 방사상으로 멀어진다.

도 11은 심방 조동중인 인체의 심방에서의 LAT 및 전도 속도의 유사한 디스플레이이다. 신호 흐름은 방사상 외향으로 흐르기 보다는 와류로 되는 경향이 있다. 이러한 와류는 도시된 전도 속도 벡터 화살표의 별개의 개별 패턴에 의해 표시된다.

도 12는 화살표의 원형 패턴에 의해 표현되는 와류형 전도 속도 필드에 관련된 흉터 조직 부위에서의 심실 심계항진을 진단하는 상기 디스플레이에서의 패턴을 도시한다. LAT는 1 내지 10의 수치적인 스케일로 도시된다. 내과외사는 도 12에 도시된 패턴의 부위에서 심장 조직을 제거하는 것에 의하여 진단되는 심실 심계항진을 취급한다. 또한, 상기 디스플레이는 전도 속도의 크기가 흉터 조직 내에서 비정상적으로 낮아질 것으로 예상되는 한 정도 관리 진단(quality control diagnostics)을 제공한다.

도 13은 개의 좌심실에서의 전도 속도 벡터만을 도시한다(LAT 영역의 디스플레이는 하지 않음). 심장은 우심실 꼭짓점으로부터 동율동(sinus rhythm)이 동반된다. 속도 벡터 화살표는 예고된 그리드의 밀도에 따라 분포된다. 각각의 화살표는 국부 전도 속도를 나타낸다. 화살표 방향은 계산된 전도 방향이고, 그 그레이 스케일 색조는 전도 속도 크기(흑색 화살표는 느린 전도 속도를 지시하고, 회색 화살표는 중간범위의 전도 속도를 지시하고, 백색 화살표는 빠른 전도 속도를 지시함)를 나타낸다.

도 14는 심방조동중인 인간의 심장의 우심방이다. 예를 들어, LAT 영역이나 다른 파라미터를 디스플레이함이 없이, 전도 속도 벡터만이 도시된다. 도 10에서 도시된 심장 예에서 알 수 있는 바와 같은 심장 내에서 활성화를 개시하는 뚜렷한 초점을 갖기보다는, 전도 속도 벡터에 의해 도시된 바와 같은 심장의 파동은 뚜렷한 원형 패턴으로 이동한다. 이러한 원형 패턴은 심방의 하부 중심부를 따라 도시된 바와 같은 심장 파동의 수렴을 초래한다. 하나의 형태의 치료는 비정상적인 회로를 폐기하기 위해 심방의 부위를 따르는 절제를 포함한다. 절제 후에, 심실은 상기 절차가 성공적으로 수행되는 것을 보장하기 위해 다시 매핑될 수 있다.

LAT를 유도하는데 사용되는 ECG 측정의 다른 스칼라 함수도 유용하다. 하나의 상기 스칼라 함수는 심장 주기의 과정 전체에 걸쳐 각각의 표본 지점에서 측정되는 전압의 크기(최대값-최소값)이다. 낮은 크기는 흉터 조직의 진단이다. 가장 바람직하게, 전압 크기, LAT 및 전도 속도는 함께 디스플레이된다. 전압 크기는 종래의 의사색조 맵에서 기호화된다. LAT는 표본 지점상에 표시되는 채색된 점들로 기호화된다. 전도 속도는 상술된 바와 같은 화살표로서 디스플레이된다.

상술된 바와 같이, 전도 속도 벡터(화살표로 지시됨)가 심장의 표면의 3D 맵상에서 중첩되어 디스플레이되면, 디스플레이된 속도 벡터에 기초하여 문제가 있는 것으로서 도시되는 심장의 부위에 대한 치료가 행해진다. 예를 들어, 절제 치료는 도 11 및 도 14에 도시된 바와 같은 수렴 화살표와 같은 속도 벡터 방향을 나타내는 영역에서 행해진다. 예를 들어, 레이저, 치료용 초음파, 무선 주파수 등의 에너지의 적용과 같은 임의의 형태의 치료와 약물 치료 또는 생리적 치료 등의 양상이 본 발명의 범위 내에 포함된다. 또한, 치료는 속도 벡터의 크기에 기초하여 행해진다. 예를 들어, 그레이 스케일 실시예에 있어서, 속도 벡터 화살표는 낮은 전도 속도를 지시하는 흑색에 의해 확인된다. 진행 파동이 상기 심장 부분을 통해 느리게 이동하는 것으로 확인되기 때문에, 이것은 병에 걸린 조직 또는 흉터 조직을 지시할 수 있다.

다른 유용한 정도 관리 진단은 제 3 스칼라 필드를 디스플레이함으로써 획득된다. 이러한 스칼라 범위는 상술된 바와 같은 전도 속도의 계산을 수행하는 것에 의하여 획득되지만, 각각의 계산으로부터 제외된 다른 표본 지점중의 하나는 각각의 계산으로부터 제외한다. 이는 각각의 표본 지점에 대해서 행해져서, 표본 지점이 존재하는 만큼 많은 전도 속도 필드의 계산을 만든다. 각각의 그리드 지점에서의 관련 스칼라 필드는 그 그리드 지점에서 획득되는 전도 속도 크기의 범위(최대값-최소값)이다. 의사색조로 디스플레이되는 스칼라 필드는 각각의 그리드 지점에서 계산되는 전도 속도 필드의 신뢰도의 측정을 제공한다.

다른 생리적 맵, 예를 들어 기관의 동일한 기록을 위하여 발생하는 전압 맵 또는 임피던스 맵으로 상기 전도 속도를 디스플레이하는 것이 또한 가능하다.

상기 디스플레이는 적어도 두 가지 방법, 즉 의사색조 스케일을 나타내는 값이 결정된 신뢰도 레벨이고 의사색조 맵상에 직접적으로 위치될 수 있을 때의 의사색조 스케일로부터의 색조와, 상기 값이 낮은 신뢰도의 값이고 상기 맵상에 디스플레이될 때의 다른 색조 또는 투명도에 의해 디스플레이될 수 있다는 점에 유의해야 한다. 후자의 경우에, 의사는 보다 많은 표본을 필요로 할 것이다.

따라서, 상술된 본 발명의 바람직한 실시예에는 예로서 인용된 것임이 자명하고, 본 발명의 범위는 하기의 청구범위에 의해서만 제한된다.

발명의 효과

본 발명 용적부는 또는 강의 표면상의 지점의 위치에 기초한 3D 용적부 또는 강을 매핑하기 위한 향상된 방법을 제공하고, 용적부의 형상에 무관하게 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 맵을 발생시키기 위한 방법 및 장치를 제공하며, 소수의 표본 지점을 사용하는 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 간단하고 신속한 방법을 제공하고, 상기 지점들 사이의 임의의 위상 관계를 취하지 않고 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 방법을 제공하며, 활동중인 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 간단한 방법을 제공하고, 표본화 순

서에 무관하게 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 간단한 방법을 제공하며, 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 3D 맵을 재구성하기 위한 신속한 방법을 제공하고, 복수의 표본 지점으로부터 인체 내의 용적부의 평활한 3D 맵을 재구성하기 위한 방법을 제공한다.

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 심장 매핑 시스템의 개략 사시도.

도 2는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 환자의 심장 내부의 매핑 카테터를 도시하는 도면.

도 3은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 지점 표본추출 및 맵 재구성 방법을 도시하는 순서도.

도 4는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 재구성 절차를 도시하는 순서도.

도 5a 내지 도 5e는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 표본 지점으로부터 맵의 재구성을 도시하는 간략화된 2차원 그래프.

도 6은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 디스플레이된 재구성된 심장 용적부의 개략도.

도 7은 본 발명의 다른 바람직한 실시예에 따른 용적 평가 방법을 도시하는 도면.

도 8은 본 발명의 다른 바람직한 실시예에 따른 재구성 절차를 도시하는 도면.

도 9는 격자 삼각형을 가로지르는 이차원 파면을 도시하는 도면.

도 10은 정상인 인체의 심방에 대한 혼합된 LAT-전도 속도 디스플레이를 도시하는 도면.

도 11은 심방 조동(atrial flutter)중인 인체의 심방에 대한 혼합된 LAT-전도 속도 디스플레이를 도시하는 도면.

도 12는 인체의 심실에 대한 심실 심계항진(ventricular tachycardia)을 진단하는 혼합된 전압 영역-전도 속도 구획을 도시하는 도면.

도 13은 심장이 우심실 꼭짓점으로부터 누 리듬(sinus rhythm)으로 생리학적 주기가 바뀌는 개의 좌심실에서의 전도 속도 디스플레이를 도시하는 도면.

도 14는 심방 조동중인 인체의 심장의 우심방의 전도 속도 디스플레이를 도시하는 도면.

도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

18 : 매핑 시스템 20 : 카테터

21 : 연장 케이블 22 : 말단부

24 : 기능부 26 : 팁

28 : 신호 발생 장치 30 : 핸들

32 : 제어부 34 : 제어장치

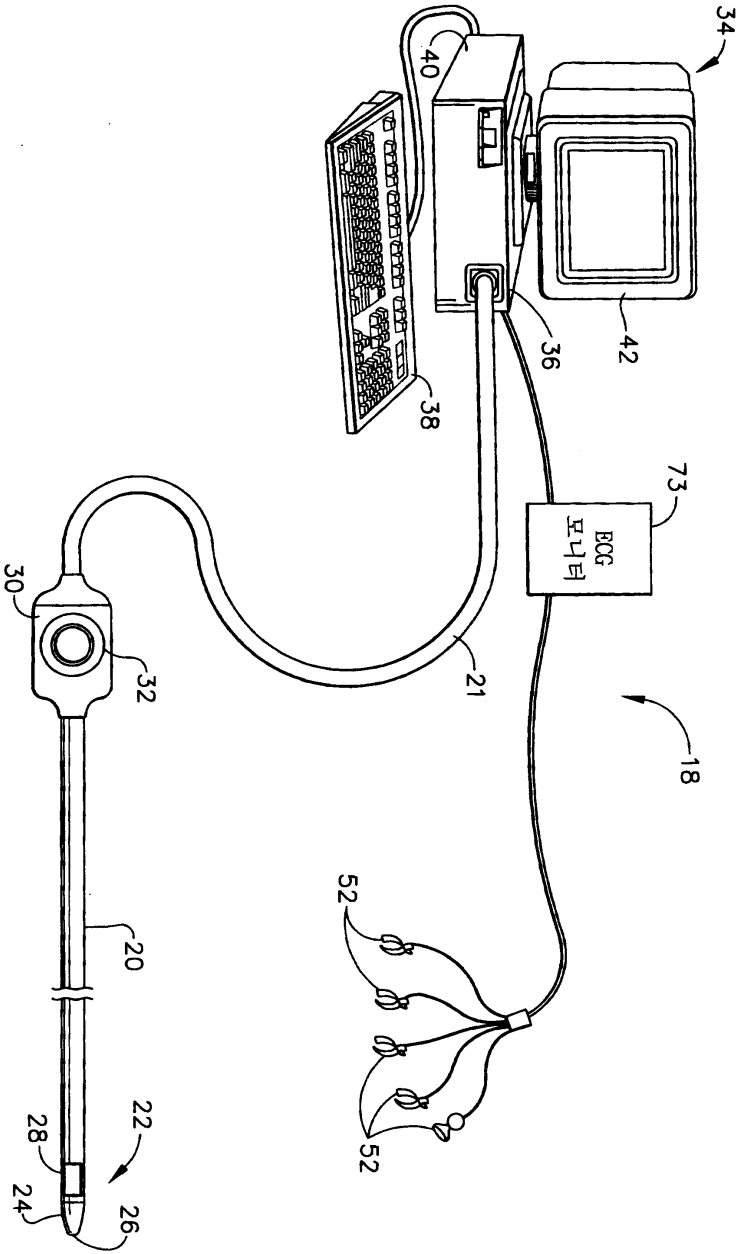
36 : 컴퓨터 38 : 키보드

40 : 신호 처리 회로 42 : 디스플레이

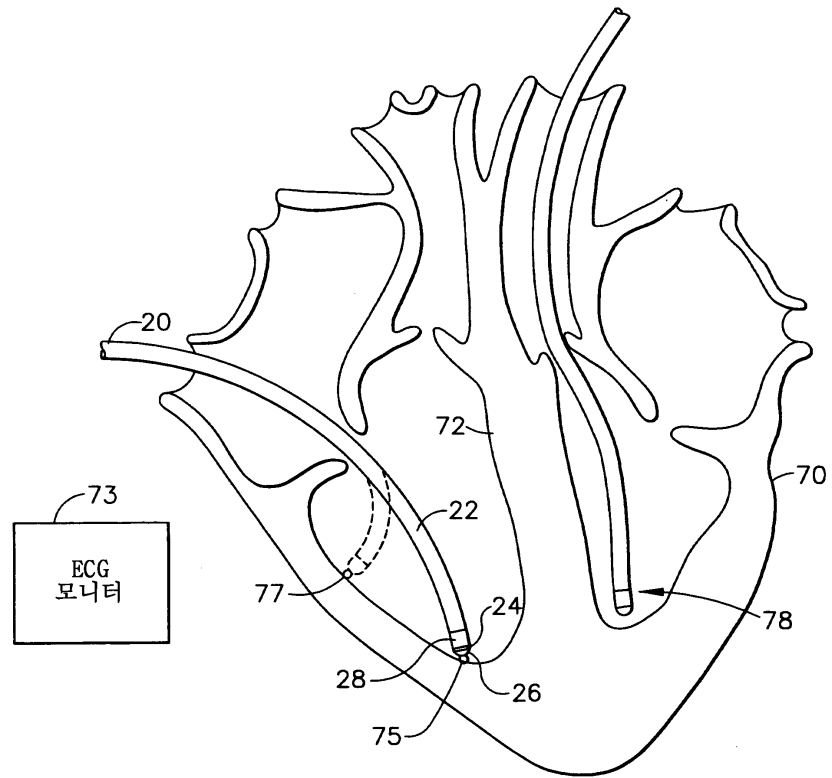
52 : 전극 73 :ECG 모니터

도면

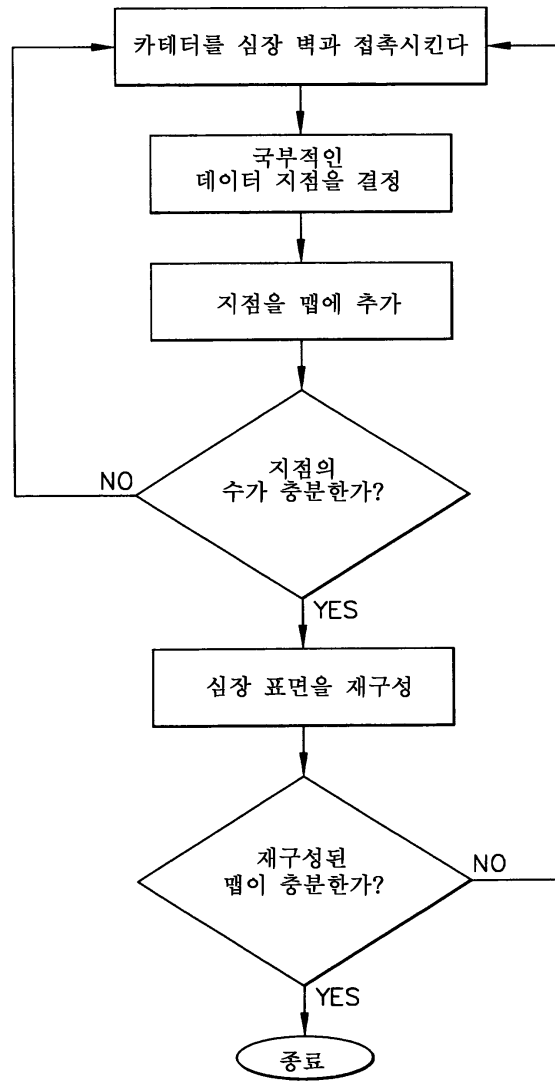
도면1



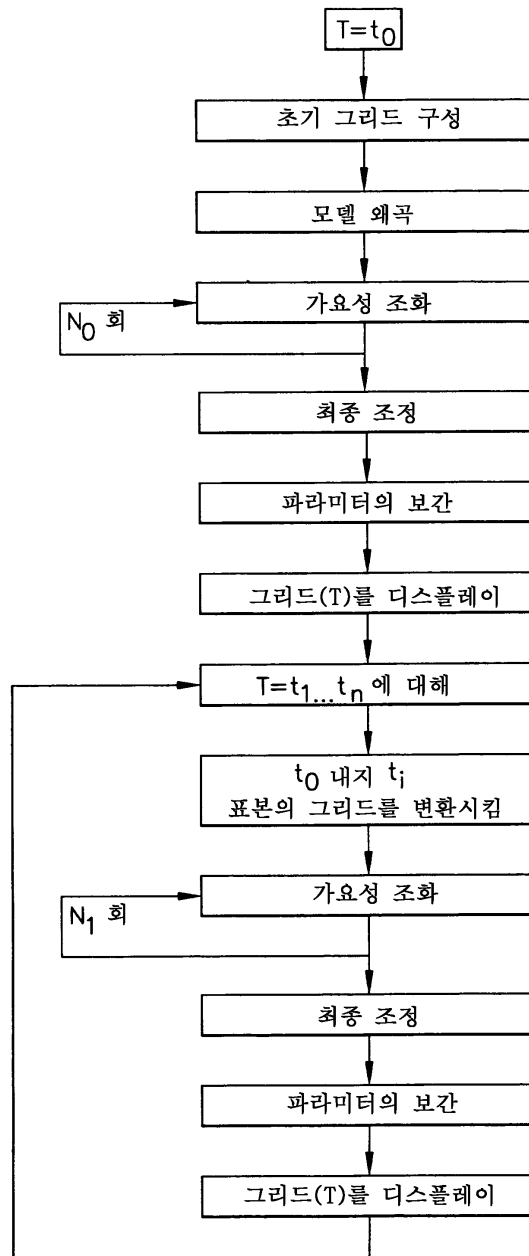
도면2



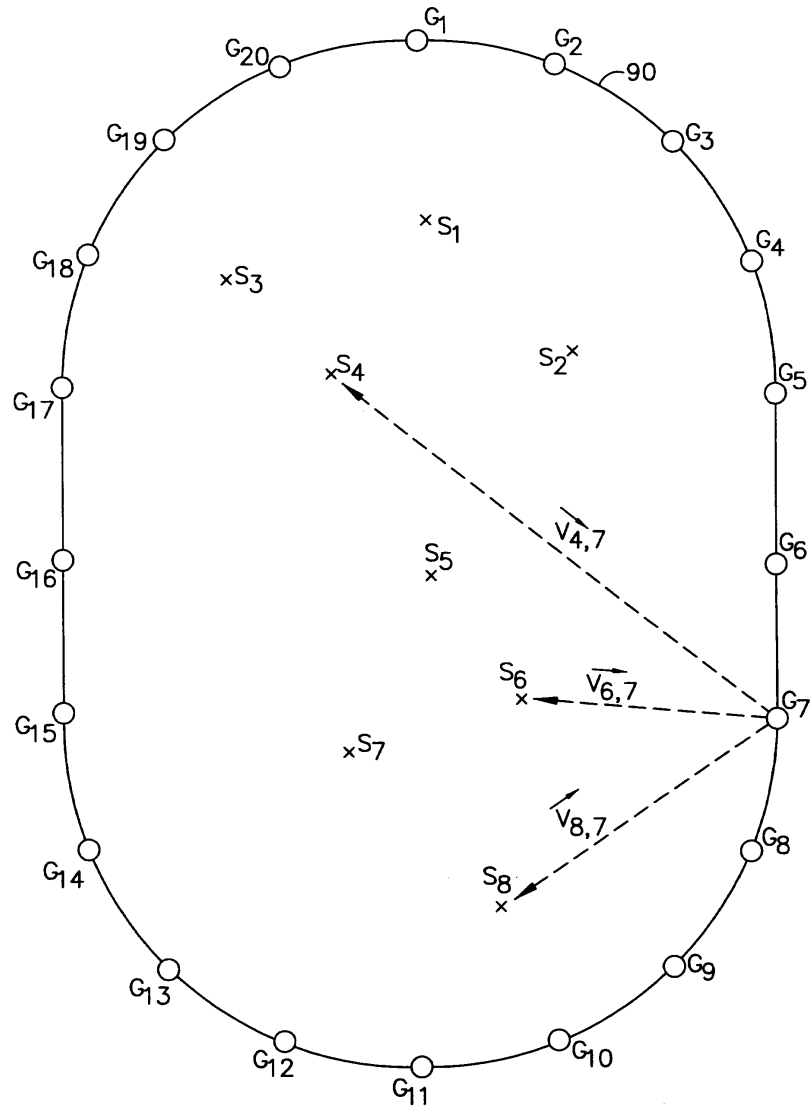
도면3



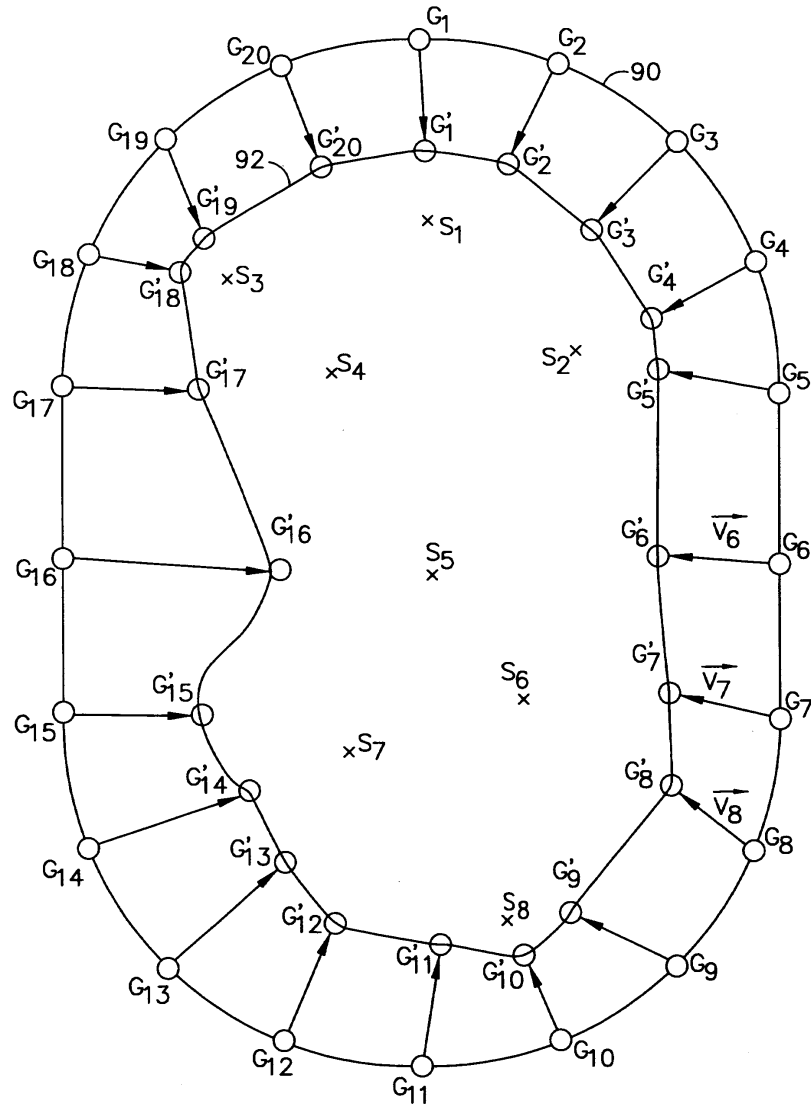
도면4



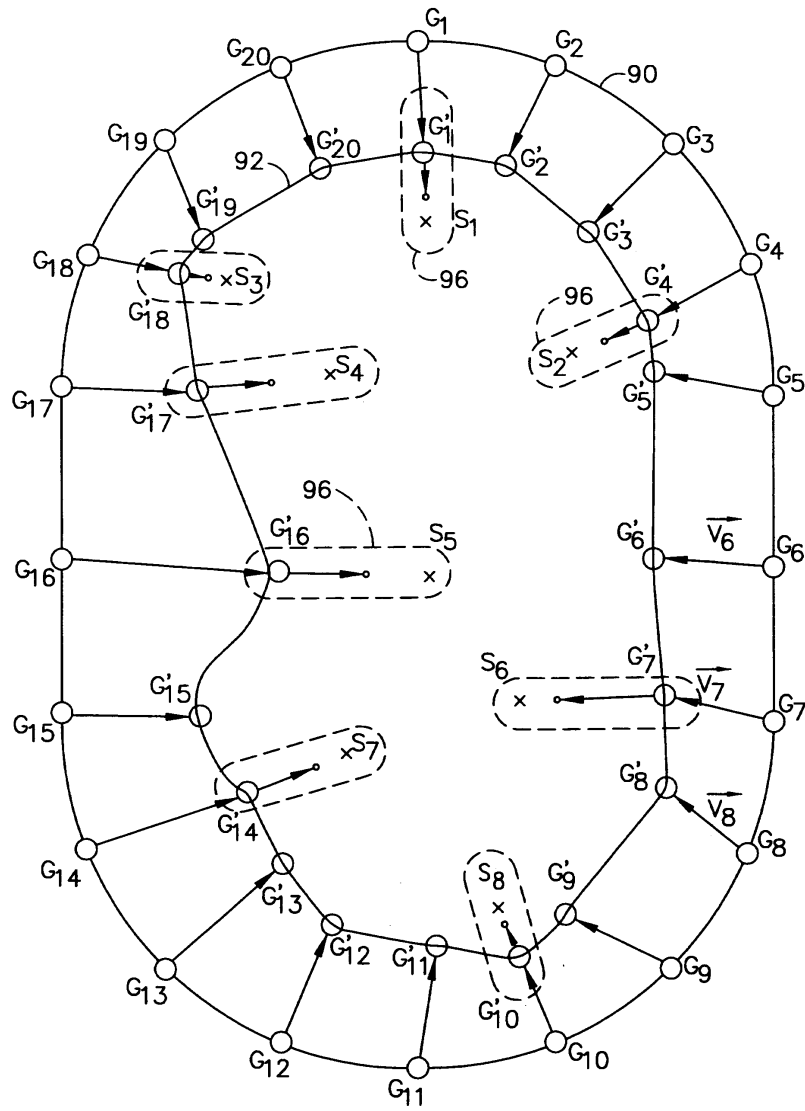
도면5a



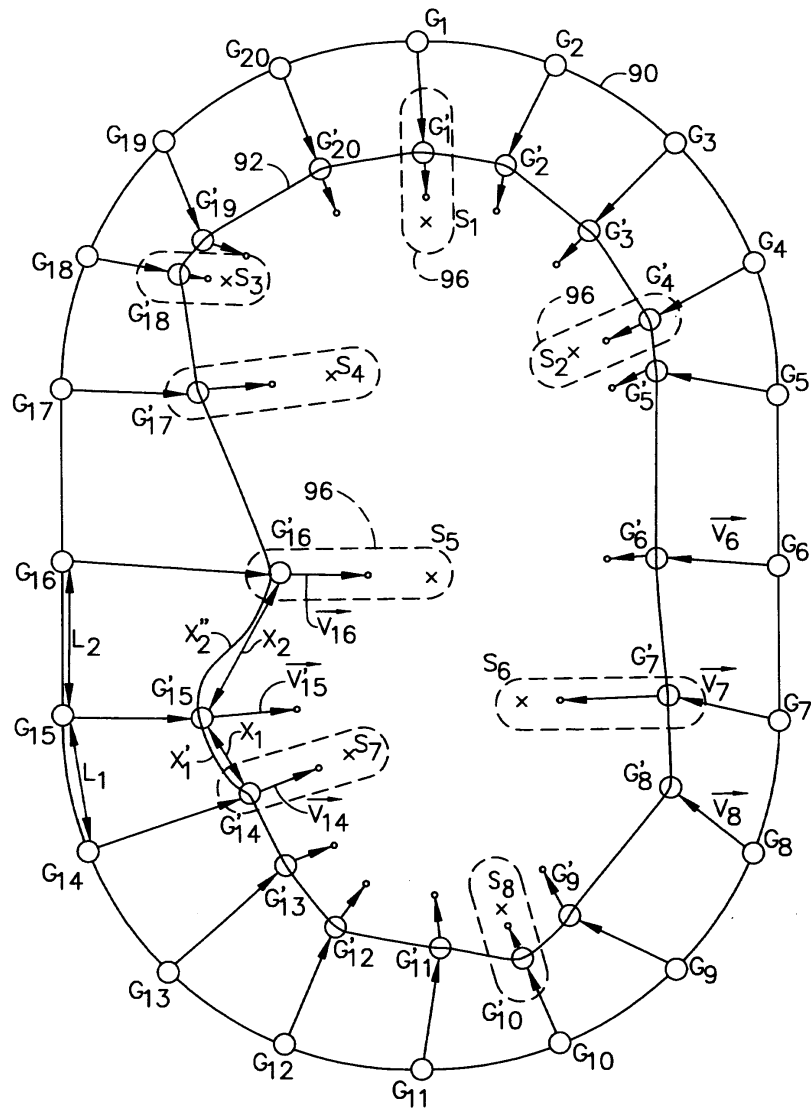
도면5b



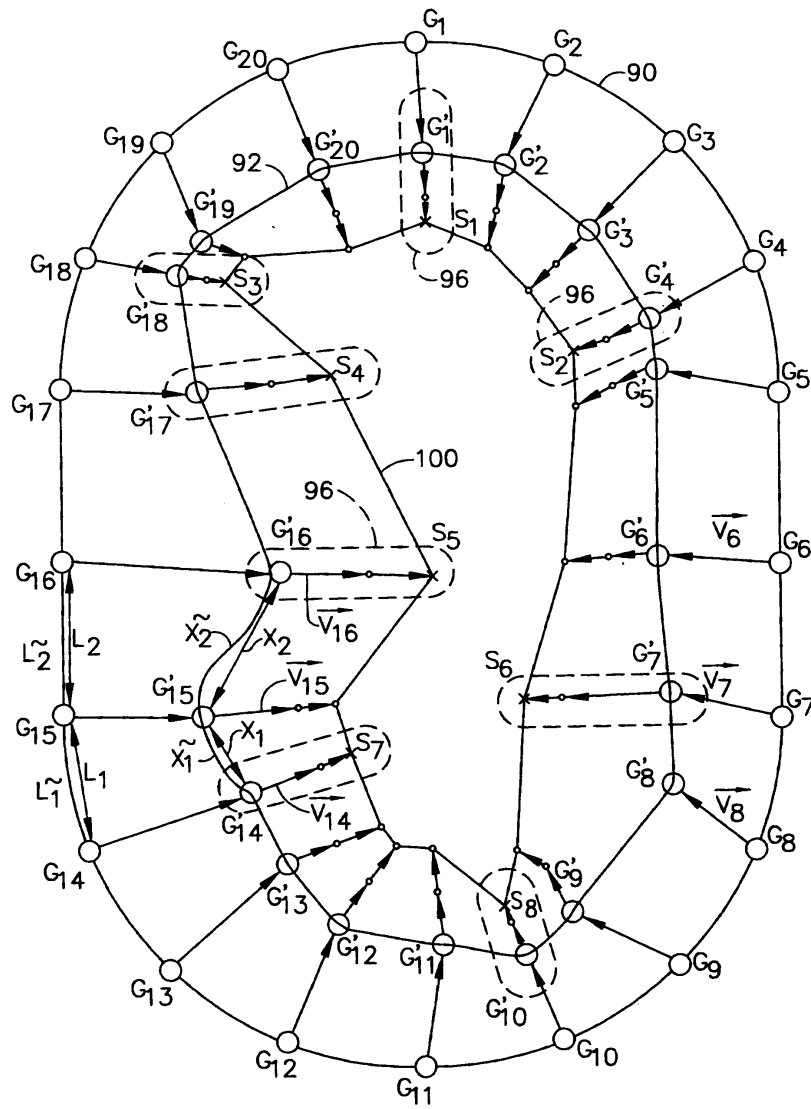
도면5c



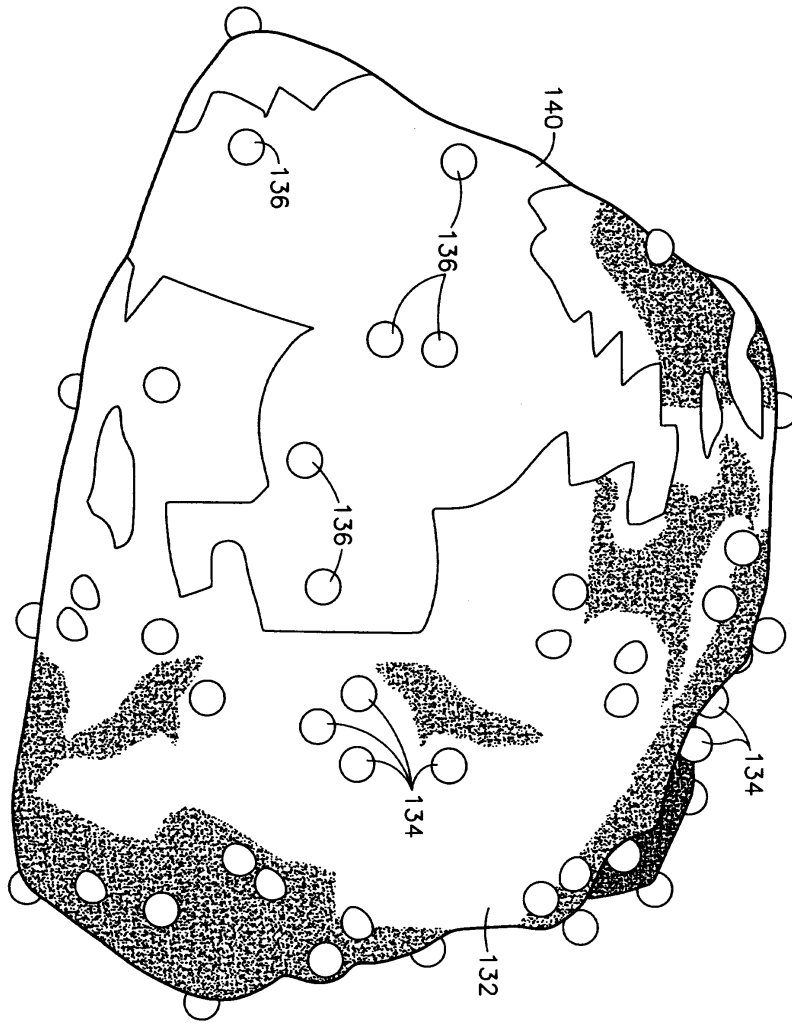
도면5d



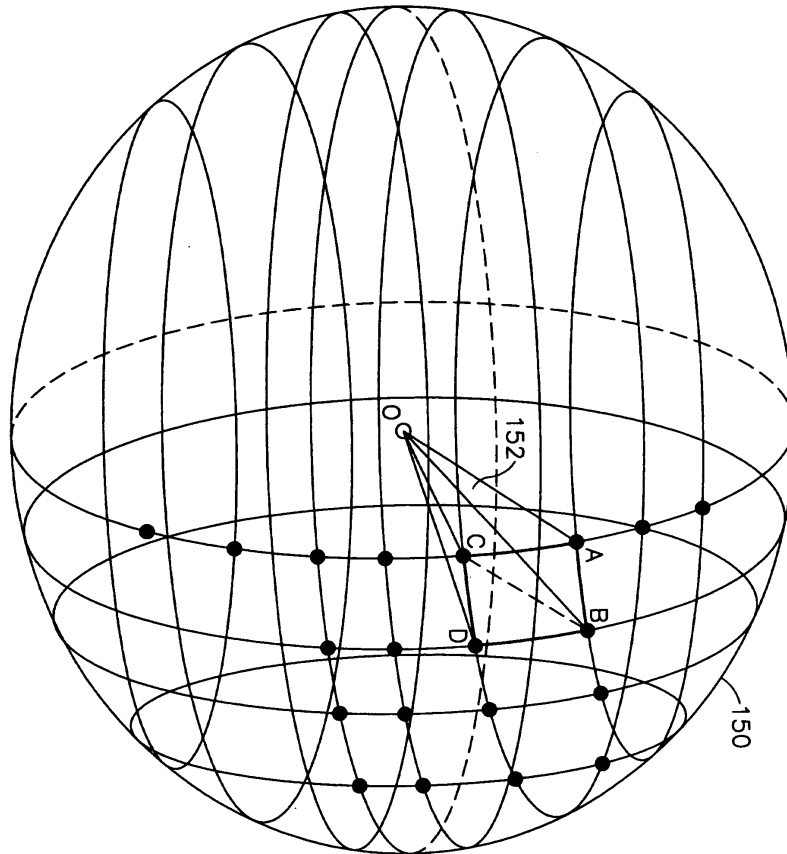
도면5e



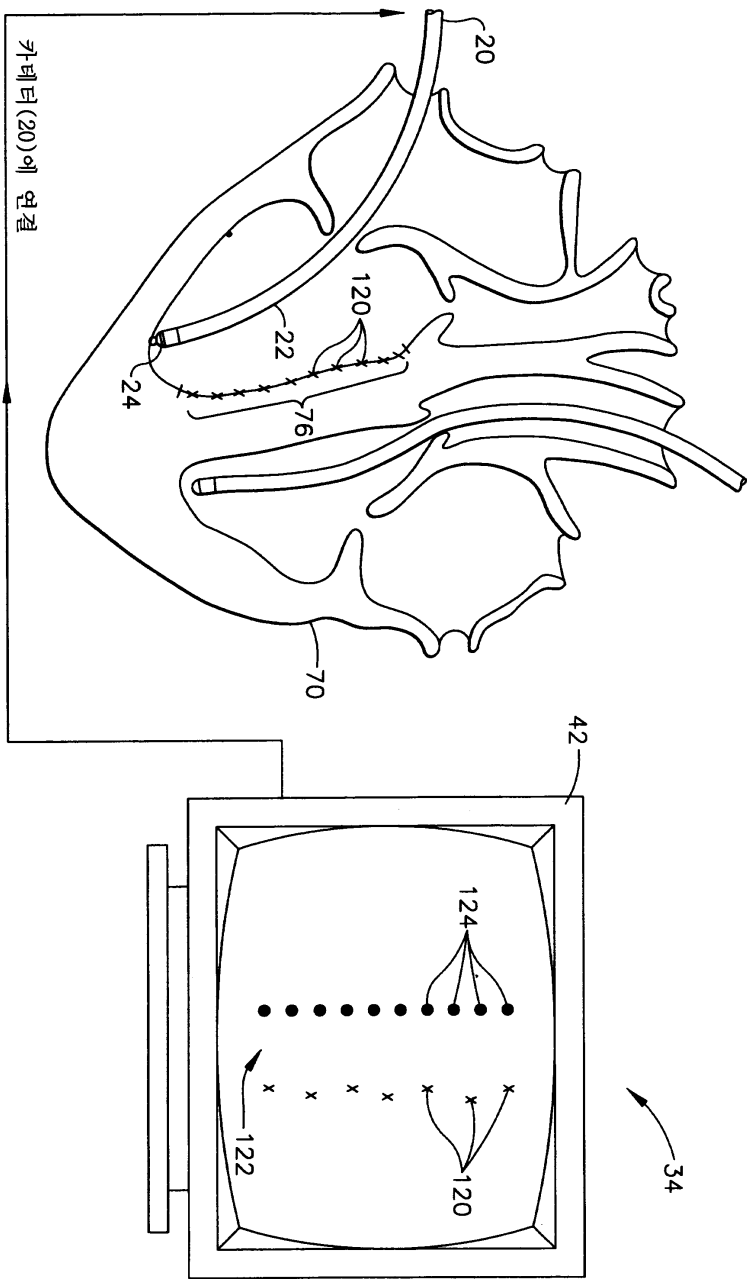
도면6



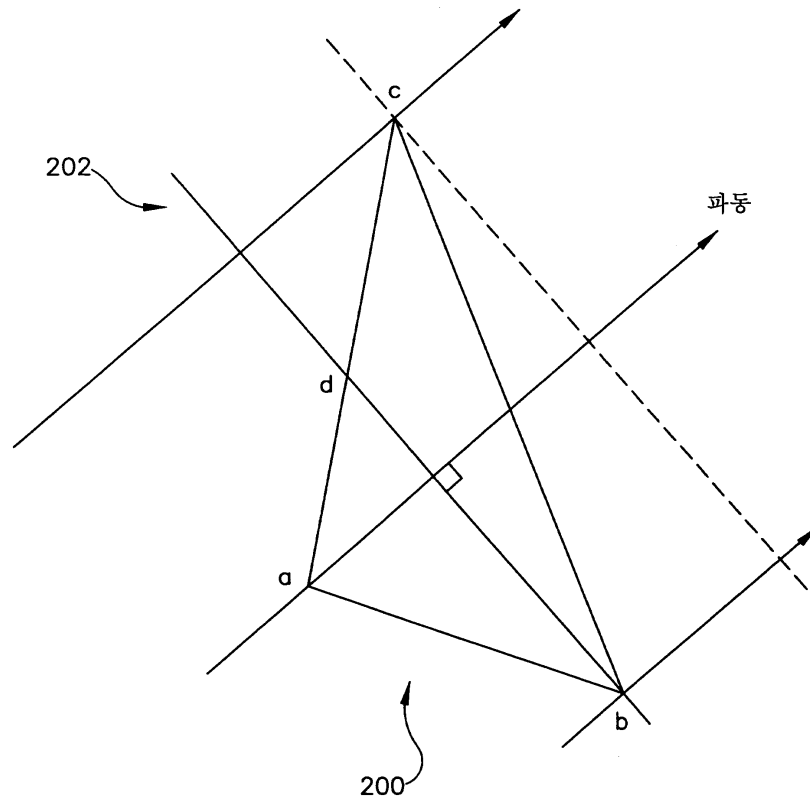
도면7



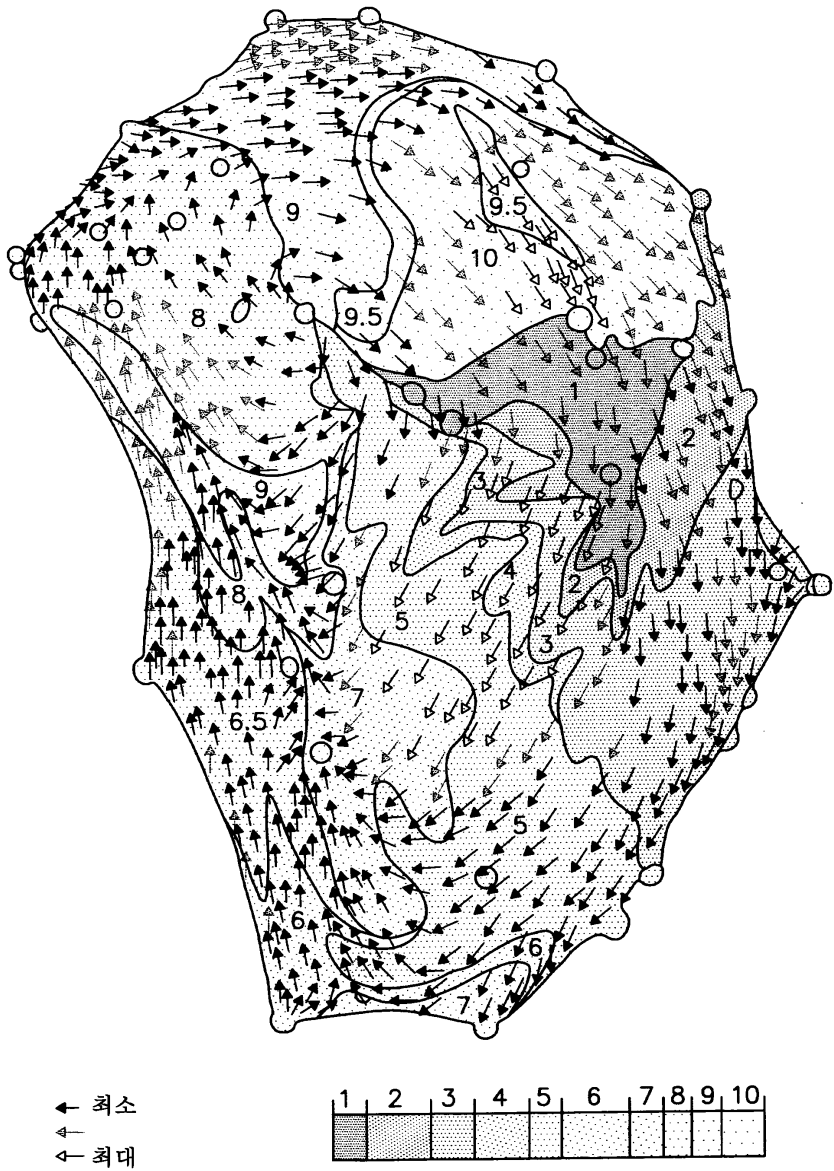
도면8



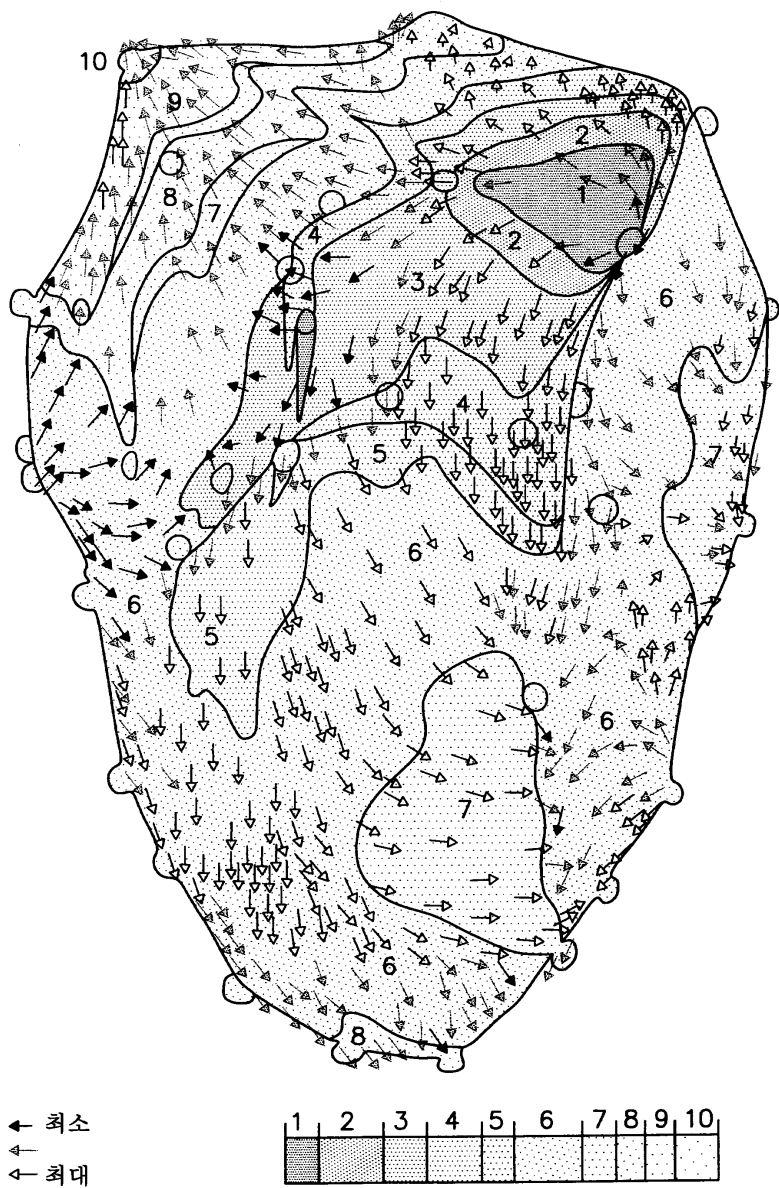
도면9



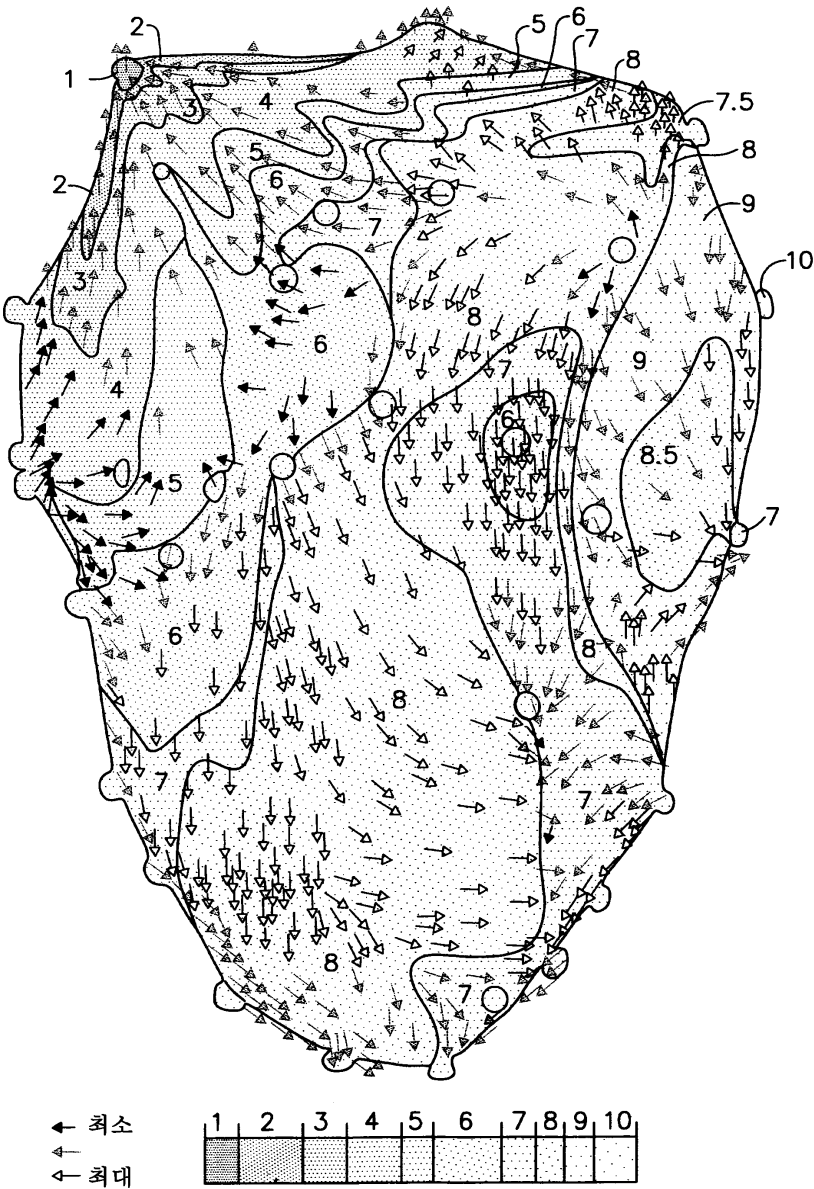
도면10



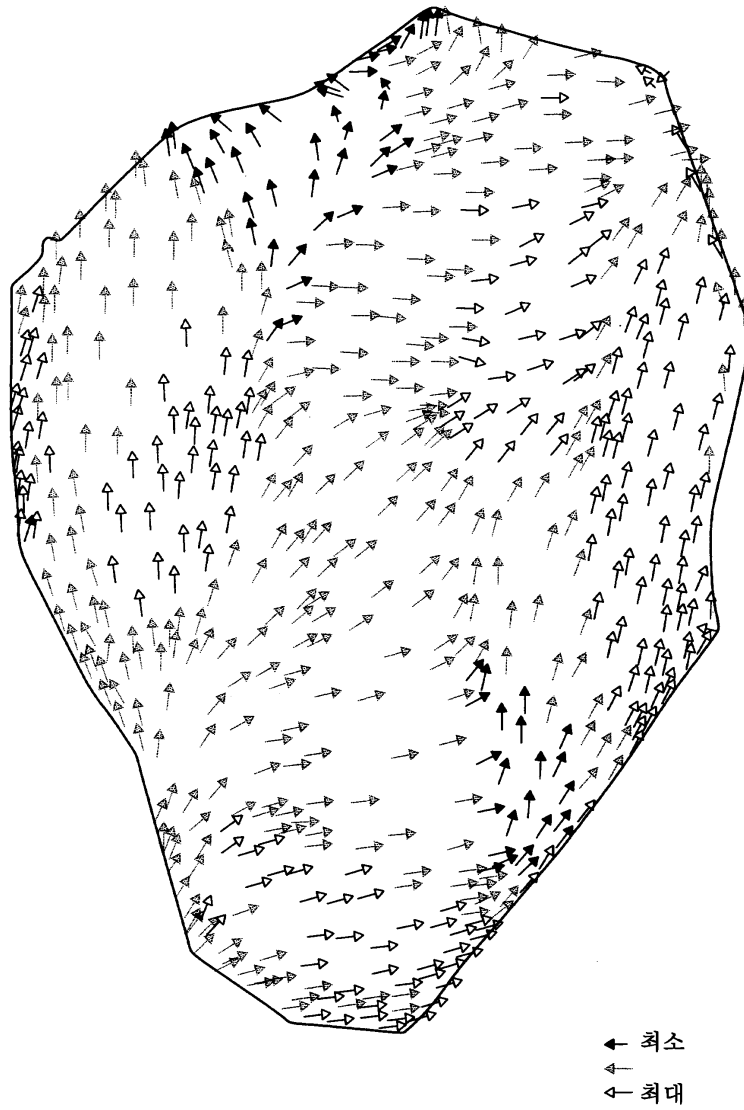
도면11



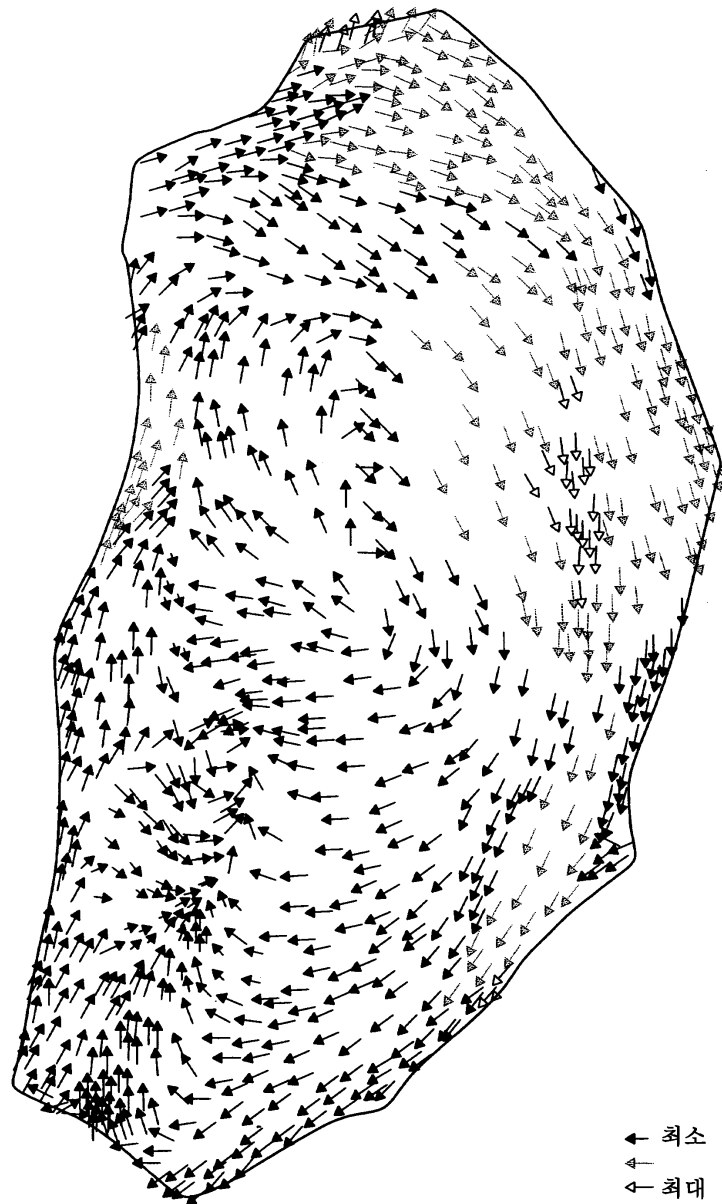
도면12



도면13



도면14



专利名称(译)	三维重建内脏器官的矢量映射和显示方法		
公开(公告)号	KR100686477B1	公开(公告)日	2007-02-23
申请号	KR1020000041545	申请日	2000-07-20
[标]申请(专利权)人(译)	生物感觉有限公司		
申请(专利权)人(译)	生物感觉，鼻子的激光炮		
当前申请(专利权)人(译)	生物感觉，鼻子的激光炮		
[标]发明人	REISFELD DANIEL		
发明人	REISFELD,DANIEL		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B5/01 A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/042 A61B5/044 A61B5/05 A61B5/06 A61B5/107 G06T1/00 G06T17/20		
CPC分类号	A61B5/04011 A61B5/04085 G06T17/20 A61B5/0422 A61B5/743		
代理人(译)	李昌勋 李，何炳 李贝尔		
优先权	09/357559 1999-07-22 US		
其他公开文献	KR1020010066943A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种诊断生物结构（例如心脏）中的异常状况的方法，包括测量生物结构表面上的至少三个采样点处的生理反应的步骤，计算与响应相关的矢量函数，显示矢量函数的表示，并从表示中推断出异常情况。本发明特别适用于诊断心律失常，在这种情况下，生理反应是电压，从中推断出局部激活时间，矢量函数是局部激活时间的梯度，具体地，是传导速度。

