



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2020-0054094  
(43) 공개일자 2020년05월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/0452 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0464 (2020.01)

(52) CPC특허분류  
A61B 5/0452 (2013.01)  
A61B 5/04012 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-0141452  
(22) 출원일자 2019년11월07일  
심사청구일자 없음

(30) 우선권주장  
16/184,653 2018년11월08일 미국(US)

(71) 출원인  
바이오센스 웹스터 (이스라엘) 리미티드  
이스라엘 요크네암 2066717 하트누파 스트리트 4

(72) 발명자  
바-탈 메어  
이스라엘 요크네암 2066717 하트누파 스트리트 4  
바이오센스 웹스터 (이스라엘) 리미티드  
바람 아론  
이스라엘 요크네암 2066717 하트누파 스트리트 4  
바이오센스 웹스터 (이스라엘) 리미티드  
몬태그 아브람 단  
이스라엘 요크네암 2066717 하트누파 스트리트 4  
바이오센스 웹스터 (이스라엘) 리미티드

(74) 대리인  
장훈

전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 **회귀 효과를 포함하는 심장 전기생리학적(EP) 활성화의 반복적 코히런트 매핑**

**(57) 요약**

방법은 심장 방실의 입력 메시 표현, 심장 방실의 벽 조직 상의 측정된 위치들의 세트, 및 위치들에서 측정된 국소 활성화 시간(LAT)들의 각자의 세트를 수신하는 단계를 포함한다. 입력 메시는 규칙화된 다각형들을 포함하는 규칙적인 메시로 리메싱된다. 측정된 위치들의 세트 및 각자의 LAT들은 규칙화된 다각형들에 데이터 피딩된다. EP 파동의 회귀를 고려하는 규칙적인 메시 위의 순환적 EP 활성화 파동 해를 획득하기 위해, 각자의 LAT 값들이 규칙화된 다각형들에 대해 반복적으로 계산된다. 규칙적인 메시 상에 오버레이된 순환적 EP 활성화 파동을 포함하는 전기해부학적 맵이 제시된다.

(52) CPC특허분류

- A61B 5/0422* (2013.01)
  - A61B 5/0464* (2019.05)
  - A61B 5/0538* (2013.01)
  - A61B 5/6852* (2013.01)
  - A61B 5/7203* (2013.01)
  - A61B 5/7235* (2013.01)
  - A61B 5/7278* (2013.01)
  - A61B 5/7285* (2013.01)
  - A61B 5/743* (2013.01)
-

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

방법으로서,

심장 방실(cardiac chamber)의 입력 메시 표현, 상기 심장 방실의 벽 조직 상의 측정된 위치들의 세트, 및 상기 위치들에서 측정된 국소 활성화 시간(local activation time, LAT)들의 각자의 세트를 수신하는 단계;

상기 입력 메시지를 규칙화된 다각형들을 포함하는 규칙적인 메시로 리메싱(re-meshing)하는 단계;

상기 측정된 위치들의 세트 및 각자의 LAT들을 상기 규칙화된 다각형들에 데이터 피팅(data fitting)하는 단계;

EP 파동의 회귀를 고려하는 상기 규칙적인 메시 위의 순환적 EP 활성화 파동 해를 획득하기 위해, 상기 규칙화된 다각형들에 대해 각자의 LAT 값들을 반복적으로 계산하는 단계; 및

상기 규칙적인 메시 상에 오버레이된 상기 순환적 EP 활성화 파동을 포함하는 전기해부학적 맵을 제시하는 단계를 포함하는, 방법.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 LAT 값들을 반복적으로 계산하는 단계는 회귀 순환 길이 값을 포함시킴으로써 EP 파동의 상기 회귀를 설명하도록 구성된 복소수 값의 방정식들의 세트를 반복적으로 푸는 단계를 포함하는, 방법.

#### 청구항 3

제1항에 있어서, 상기 LAT 값들을 반복적으로 계산하는 단계는 상기 LAT 값들, 느림 값(slowness value)들 및 상기 EP 파동의 전파에 대한 3개의 선형 방정식들의 세트를 반복적으로 푸는 단계를 포함하는, 방법.

#### 청구항 4

제1항에 있어서, 상기 LAT 값들을 반복적으로 계산하는 단계는 근접 가중치 승수(proximity weight multiplier)를 사용하여 재계산된 느림 벡터를 각각의 규칙화된 다각형에 재할당하는 단계를 포함하는, 방법.

#### 청구항 5

시스템으로서,

심장 방실의 입력 메시 표현, 상기 심장 방실의 벽 조직 상의 측정된 위치들의 세트, 및 상기 위치들에서 측정된 국소 활성화 시간(LAT)들의 각자의 세트를 수신하도록 구성된 인터페이스; 및

프로세서를 포함하며, 상기 프로세서는,

상기 입력 메시지를 규칙화된 다각형들을 포함하는 규칙적인 메시로 리메싱하고,

상기 측정된 위치들의 세트 및 각자의 LAT들을 상기 규칙화된 다각형들에 데이터 피팅하고,

EP 파동의 회귀를 고려하는 상기 규칙적인 메시 위의 순환적 EP 활성화 파동 해를 획득하기 위해, 상기 규칙화된 다각형들에 대해 각자의 LAT 값들을 반복적으로 계산하고,

상기 규칙적인 메시 상에 오버레이된 상기 순환적 EP 활성화 파동을 포함하는 전기해부학적 맵을 제시하도록 구성되는, 시스템.

#### 청구항 6

제5항에 있어서, 상기 프로세서는 회귀 순환 길이 값을 포함시킴으로써 EP 파동의 상기 회귀를 설명하도록 구성된 복소수 값의 방정식들의 세트를 반복적으로 푸는 것에 의해 상기 LAT 값들을 반복적으로 계산하도록 구성되는, 시스템.

#### 청구항 7

제5항에 있어서, 상기 프로세서는 상기 LAT 값들, 느림 값들 및 상기 EP 파동의 전파에 대한 3개의 선형 방정식들의 세트를 반복적으로 푸는 것에 의해 상기 LAT 값들을 반복적으로 계산하도록 구성되는, 시스템.

**청구항 8**

제7항에 있어서, 상기 프로세서는 근접 가중치 승수를 사용하여 재계산된 느림 벡터를 각각의 규칙화된 다각형에 재할당함으로써 상기 LAT 값들을 반복적으로 계산하도록 구성되는, 시스템.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 관련 출원의 상호 참조

[0002] 본 출원은 동일자로 출원된, 발명의 명칭이 "반흔 효과를 포함하는 심장 전기생리학적(EP) 활성화의 반복적 코히런트 매핑(ITERATIVE COHERENT MAPPING OF CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGICAL (EP) ACTIVATION INCLUDING SCAR EFFECTS)"인 미국 특허 출원(대리인 문서 번호 1002-1854)과 관련되며, 그의 개시 내용은 본 명세서에 참고로 포함된다.

[0003] 기술분야

[0004] 본 발명은 일반적으로 전기생리학적 매핑(electrophysiological mapping)에, 그리고 특히 심장 전기생리학적 매핑을 위한 방법 및 시스템에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0005] 전기생리학적 심장 매핑은 종종 심장 조직에서 심장 부정맥의 잠재적인 소스를 식별하는 데 사용된다. 예를 들어, 미국 특허 출원 공개 제2017/0281031호는 다중 전극 프로브를 생체의 심장에 삽입하고, 심장 내의 각자의 위치들에서 동시에 전극들로부터의 전기도들을 기록하고, 전기도들에서의 각자의 활성화 시간 간격들의 경계를 정하고, 활성화 시간 간격들로부터 전기 전파 파동들의 맵을 생성하고, 전기도들의 활성화 시간 간격들 내에서 국소 활성화 시간들을 조정하는 것에 의해 파동들의 코히런스를 최대화하고, 조정된 국소 활성화 시간들을 보고함으로써 수행되는 전기해부학적 매핑을 설명하고 있다.

[0006] 다른 예로서, 미국 특허 출원 공개 제2016/0106376호는 다중 전극 카테터를 사용하여 복수의 전기생리학(electrophysiology, "EP") 데이터 포인트를 수집함으로써 심장 활성화 파면의 국소 전도 속도를 계산하는 것을 설명하고 있으며, 이때 각각의 EP 데이터 포인트는 위치 데이터 및 국소 활성화 시간(local activation time, "LAT") 데이터 양자를 포함한다. 임의의 EP 데이터 포인트에 대해, 선택된 EP 데이터 포인트 및 적어도 2개의 추가적인 EP 데이터 포인트를 포함한, EP 데이터 포인트들의 이웃이 정의될 수 있다. 이어서 이웃 내의 EP 데이터 포인트들의 위치들 및 LAT들을 각각 사용하여 위치 및 LAT들의 평면들이 정의될 수 있다. 위치들 및 LAT들의 평면들의 교점으로부터 전도 속도가 계산될 수 있다. 결과적인 복수의 전도 속도는 예를 들어 3차원 심장 모델 위에 균일한 그리드로 배열된 벡터 아이콘들을 표시함으로써 그래픽 표현(예를 들어, 전기생리학 맵)으로서 출력될 수 있다.

[0007] 미국 특허 제6,301,496호는 심장과 같은 생물학적 구조물에서 비정상 상태를 진단하는 방법을 설명하고 있으며, 이 방법은 생물학적 구조물의 표면 상의 적어도 3개의 샘플링된 포인트에서 생리학적 응답을 측정하는 단계, 응답과 관련된 벡터 함수를 계산하는 단계, 벡터 함수의 표현을 표시하는 단계, 및 표현으로부터 비정상 상태를 추정하는 단계를 포함한다. 본 발명은 심장 부정맥의 진단에 특히 유용하며, 이 경우에 생리학적 응답은 전압이고, 이로부터 국소 활성화 시간이 추정되고, 벡터 함수는 국소 활성화 시간의 기울기, 구체적으로 전도 속도이다. 전도 속도의 크기는 반흔 조직(Scar tissue)에서 비정상적으로 낮을 것으로 예상된다.

**발명의 내용**

[0008] 본 발명의 실시예는 심장 방실(cardiac chamber)의 입력 메시 표현, 심장 방실의 벽 조직 상의 측정된 위치들의 세트, 및 위치들에서 측정된 국소 활성화 시간(LAT)들의 각자의 세트를 수신하는 단계를 포함하는 방법을 제공한다. 입력 메시는 규칙화된 다각형들을 포함하는 규칙적인 메시로 리메싱(re-meshing)된다. 측정된 위치들의 세트 및 각자의 LAT들은 규칙화된 다각형들에 데이터 피팅된다. 반흔 조직을 나타내는 규칙적인 메시 위의 전기생리학적(EP) 활성화 파동을 획득하기 위해, 각자의 LAT 값들, 및 벽 조직이 반흔 조직을 포함할 각자의 확률

들이 규칙화된 다각형들에 대해 반복적으로 계산된다. EP 활성화 파동 및 반흔 조직을 포함하는, 규칙적인 메시 상에 오버레이된 전기해부학적 맵이 제시된다.

- [0009] 몇몇 실시예에서, 규칙화된 다각형들은 규칙화된 삼각형들을 포함한다.
- [0010] 몇몇 실시예에서, LAT 값들 및 확률들을 반복적으로 계산하는 단계는 LAT 값들, 느림 값(slowness value)들 및 EP 파동의 전파에 대한 방정식들의 세트를 반복적으로 푸는 단계를 포함한다.
- [0011] 실시예에서, 확률들을 반복적으로 계산하는 단계는 반흔 가중치 승수(Scar weight multiplier)를 사용하여 재계산된 느림 벡터를 각각의 규칙화된 다각형에 재할당하는 단계를 포함한다.
- [0012] 다른 실시예에서, 방법은 반흔의 존재 및 이중 EP 전위의 존재 중 적어도 하나를 나타내도록 측정된 위치들 중 적어도 일부를 이진 태깅(binary tagging)하는 단계를 추가로 포함한다.
- [0013] 몇몇 실시예에서, 전기해부학적 맵을 제시하는 단계는 반흔 조직을 나타내는 전도 화살표들을 전기해부학적 맵 상에 오버레이하는 단계를 포함한다.
- [0014] 본 발명의 실시예에 따르면, 인터페이스 및 프로세서를 포함하는 시스템이 추가로 제공된다. 인터페이스는 심장 방실의 입력 메시 표현, 심장 방실의 벽 조직 상의 측정된 위치들의 세트, 및 위치들에서 측정된 국소 활성화 시간(LAT)들의 각각의 세트를 수신하도록 구성된다. 프로세서는 입력 메시지를 규칙화된 다각형들을 포함하는 규칙적인 메시로 리메싱하고, 측정된 위치들의 세트 및 각각의 LAT들을 규칙화된 다각형들에 데이터 피팅하고, 반흔 조직을 나타내는 규칙적인 메시 위의 전기생리학적인(EP) 활성화 파동을 획득하기 위해, 규칙화된 다각형들에 대해 (i) 각각의 LAT 값들 및 (ii) 벽 조직이 반흔 조직을 포함할 각각의 확률들을 반복적으로 계산하도록 구성된다. 프로세서는 규칙적인 메시 상에 오버레이된, EP 활성화 파동 및 반흔 조직을 포함하는, 전기해부학적 맵을 제시하도록 추가로 구성된다.
- [0015] 본 발명의 다른 실시예는 심장 방실의 입력 메시 표현, 심장 방실의 벽 조직 상의 측정된 위치들의 세트, 및 위치들에서 측정된 국소 활성화 시간(LAT)들의 각각의 세트를 수신하는 단계를 포함하는 방법을 제공한다.
- [0016] 입력 메시는 규칙화된 다각형들을 포함하는 규칙적인 메시로 리메싱된다. 측정된 위치들의 세트 및 각각의 LAT들은 규칙화된 다각형들에 데이터 피팅된다. EP 파동의 회귀를 고려하는 규칙적인 메시 위의 순환적 EP 활성화 파동 해를 획득하기 위해, 각각의 LAT 값들이 규칙화된 다각형들에 대해 반복적으로 계산된다. 규칙적인 메시 상에 오버레이된 순환적 EP 활성화 파동을 포함하는 전기해부학적 맵이 제시된다.
- [0017] 몇몇 실시예에서, LAT 값들을 반복적으로 계산하는 단계는 회귀 순환 길이 값을 포함시킴으로써 EP 파동의 회귀를 설명하도록 구성된 복소수 값의 방정식들의 세트를 반복적으로 푸는 단계를 포함한다.
- [0018] 몇몇 실시예에서, LAT 값들을 반복적으로 계산하는 단계는 LAT 값들, 느림 값들 및 EP 파동의 전파에 대한 3개의 선형 방정식들의 세트를 반복적으로 푸는 단계를 포함한다.
- [0019] 실시예에서, LAT 값들을 반복적으로 계산하는 단계는 근접 가중치 승수(proximity weight multiplier)를 사용하여 재계산된 느림 벡터를 각각의 규칙화된 다각형에 재할당하는 단계를 포함한다.
- [0020] 본 발명의 실시예에 따르면, 인터페이스 및 프로세서를 포함하는 시스템이 추가로 제공된다. 인터페이스는 심장 방실의 입력 메시 표현, 심장 방실의 벽 조직 상의 측정된 위치들의 세트, 및 위치들에서 측정된 국소 활성화 시간(LAT)들의 각각의 세트를 수신하도록 구성된다. 프로세서는 입력 메시지를 규칙화된 다각형들을 포함하는 규칙적인 메시로 리메싱하고, 측정된 위치들의 세트 및 각각의 LAT들을 규칙화된 다각형들에 데이터 피팅하고, EP 파동의 회귀를 고려하는 규칙적인 메시 위의 순환적 EP 활성화 파동 해를 획득하기 위해, 규칙화된 다각형들에 대해 각각의 LAT 값들을 반복적으로 계산하도록 구성된다. 프로세서는 또한 규칙적인 메시 상에 오버레이된 순환적 EP 활성화 파동을 포함하는 전기해부학적 맵을 제시하도록 구성된다.
- [0021] 본 발명은 도면과 함께 취해진, 본 발명의 실시예의 하기 상세한 설명으로부터 더 완전히 이해될 것이다.

**도면의 간단한 설명**

- [0022] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른, 심장 3차원(3D) 내비게이션 및 전기생리학적인(EP) 신호 분석 시스템의 개략적인 그림 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 실시예에 따른, 코히런트 EP 활성화 파동을 계산하기 위한 방법 및 알고리즘을 개략적으로 예

시하는 흐름도이다.

도 3은 본 발명의 실시예에 따른, 도 2에 설명된 프로세스의 일부로서 반흔 확률을 계산하기 위한 방법 및 알고리즘을 개략적으로 예시하는 흐름도이다.

도 4는 본 발명의 실시예에 따른, 도 2에 설명된 프로세스로부터 EP 활성화 파동 맵을 생성하기 위한 방법 및 알고리즘을 개략적으로 예시하는 흐름도이다.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른, EP 파동들의 회귀 및 반흔 조직을 고려하는 좌심방의 코히런트 EP 활성화 맵의 개략적인 그림 볼륨 렌더링이다.

도 6은 본 발명의 실시예에 따른, EP 활성화 파동의 전파를 예시하는 전도 화살표들로 오버레이된 좌심방의 코히런트 EP 활성화 맵의 개략적인 그림 볼륨 렌더링이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0023] 개요
- [0024] 심방 부정맥은 심방 박동이 불규칙한 임상 상태의 부류이다. 이러한 상태 부류 내에서, 중요한 그룹은 심방 빈맥, 심방 세동, 심방 조동, 및 발작성 심실상성 빈맥을 포함하는 심실상성 빈맥(SVT)이다. SVT에서, 위의 명칭들이 시사하듯이, 부정맥은 심장의 심방에서 비롯된다.
- [0025] SVT 이벤트들 중 일부는 반흔 조직에 의해 유발되는 전기생리학적(EP) 혼란이다. 예를 들어, 이례적인 심방 빈맥 이벤트들은 종종 절제 관련 반흔이 있는 환자들에서 발생한다. 반흔 조직의 영역들에서, EP 활성화가 완전히 차단되거나 부분적으로 차단될 수 있다(느린 전도의 영역들). 이들 영역은 이하에서 "차단 라인" 또는 반흔 영역들로 지칭된다.
- [0026] 이하에서 설명되는 본 발명의 실시예들은 SVT 그룹에 속하는 기본 부정맥을 식별하기 위한 반복적 코히런트 전기해부학적(ICEA) 매핑 방법들 및 시스템들을 제공한다. 개시된 설명의 문맥에서, "코히런트"는 전도 속도가 순환적이고 연속적인, 최적 EP 활성화 파동 전파 설명을 도출하는 것을 의미한다.
- [0027] 따라서, 활성화가 소정의 해부학적 장벽 또는 반흔 조직에 의해 차단되는, 반흔과 같은, 비전도성 영역을 제외하고는, 활성화 파동의 방향에 있어서의 급격한 전환 또는 활성화 파동 속도에 있어서의 급격한 변화가 수학적으로 허용되지 않는다. 따라서, 심장 EP 활성화의 연속적이고 순환적인(즉, 아래에 설명되는 바와 같이, 활성화 파동 회귀) 특징들을 정확하게 캡처하는 것에 더하여, 개시된 코히런트 매핑 방법은 임의의 형태(예를 들어, 라인)의 반흔 영역들을 보여주는 EA 맵을 생성한다.
- [0028] 개시된 코히런트 매핑 방법은, 전술한 바와 같이, EP 활성화 파동이 심장의 하나의 단부로부터 다른 단부로 이동한 후에 생리학적 장벽(비전도성 해부학적 구조물) 위에서 종료되기보다는, 심장 내에서 순환적으로 이동하는(즉, 순환적인 EP 활성화 파동의 발생) 생리적 상태인, 회귀성 빈맥(RT)과 같은, 활성화 파동 회귀의 발생을 다룬다. EP 활성화 파동이 소정의 순환 길이(예를 들어, ECG에서 연이은 피크들 사이의 시간)로 연속적으로 전파됨에 따라, 심장 방실에서의 파동 전파는 전체 회귀 순환에 걸칠 수 있으며, 여기서 순환 내의 "늦은" 파면이 다음 순환의 "이른" 파면을 만난다. 결과적으로, 영역들에는 하나의 순환 길이만큼 떨어진 잘못된 국소 활성화 시간(LAT)들이 할당될 수 있는 반면, 이러한 파면들은 시간적으로 가까워야 한다.
- [0029] 파동 회귀를 고려함으로써, 개시된 ICEA 방법의 실시예들은 EA 맵에서의 결과적인 회귀 아티팩트를 극복하며 이에 따라 ICEA는 대부분의 부정맥 유형에서 작동하도록 설계되는 반면, 몇몇 실시예들에서, 개시된 방법은 심방 조동(AFL) 사례 및 다른 거시적 회귀 사례들에 최적화된다. 예를 들어 AFL의 존재로 인해 비정상적인 EP 활동을 전형적으로 보여주는 심장 방실의 결과적인 EA 맵은 달리, 즉 EP 파동 회귀를 고려하지 않는 모델에 의해 유발되는(후술되는) 회귀 관련 "무지개" 아티팩트가 없는 방식으로 그러한 비정상적인 EP 활동을 제시한다. 따라서 그러한 "무지개" 아티팩트는 개시된 ICEA 매핑 방법을 사용함으로써 제거된다.
- [0030] 몇몇 실시예들에서, 개시된 모델은 심장 방실의 입력 메시 표현, 심장 방실의 벽 조직 상의 측정된 위치들의 세트, 및 위치들에서 측정된 LAT들의 각자의 세트를 수신한다. 함께, 위치들 및 각자의 LAT 값들은 또한 이하에서 "데이터 포인트들"로 지칭된다. 프로세서는 입력 메시지를, 이하에서 "면(face)들"로 또한 지칭되는, 삼각형들과 같은, 규칙화된 다각형들을 포함하는 규칙적인 메시로 리메싱한다. 몇몇 실시예들에서, 프로세서는 규칙화된 다각형들에 대한 측정된 데이터 포인트들의 세트의 데이터 피팅을 수행한다.
- [0031] 초기의 반복적 코히런트 해(solution)가 획득된 후에, 달리 연속적인 ICEA 맵에서의 불연속을 나타내는 정보가

사용된다. 예를 들어, 프로세서는 데이터 포인트들의 사용자 제공 태깅(tagging)을 정상, 반흔 또는 이중 전위 조직 영역들을 나타내는 것으로서 이용한다. 개시된 설명의 문맥에서, 이중 EP 전위는 심방과 같은 심장 방실의 조직 벽 상에 기록된 분별 및 다중 컴포넌트 전기도들에서 식별될 수 있는 특정 이중 스파이크로 정의된다.

[0032] 본 발명의 몇몇 실시예들에서, 프로세서는 추가로 각각의 면(즉, 삼각형)에 전기 비전도성 영역, 즉 반흔 조직 일 확률을 할당한다. 확률은 정상, 반흔 또는 이중 전위 측정인 맵 상의 측정된 포인트들을 고려함으로써(자동으로 또는 사용자에게 의해 수동으로) 할당된다. 할당은 또한 LAT 패턴 및 느림 값의 고려를 포함할 수 있으며, 여기서 느림은, 후술하는 바와 같이, 그것의 크기가 2개의 이웃 면을 연결하는 측지선을 따른 EP 신호 속도 벡터의 크기의 역수이고 그것의 방향이 속도 벡터와 동일한 벡터이다.

[0033] 일단 면에 비전도성일 높은 확률이 주어지면, 완화된 느림 연속성 제약뿐만 아니라, 완화된 경계 속도 제약이 적용되어 반흔 조직의 가능한 존재를 고려하는 맵을 생성한다. (차단 라인들을 포함한) 느린 전도의 영역들은 반대의 전파 벡터들(즉, 그들 사이의 차단 라인을 나타내는 ICEA 맵 상의 역평행 전도 화살표들)을 갖는 활성화 파동들에 의해 추가로 식별되며, 여기서 전파 벡터는 반흔 주위를 돌아, 비전도성 조직을 나타낸다. 실시예에서, EP 신호의 낮은 진폭을 갖는 위치들은 전도 장벽의 일부일 더 높은 확률을 할당받는다.

[0034] 프로세서는 LAT 값들 및 각각의 면이 전도성이거나 반흔 영역의 일부일 확률들(즉, 가중치들)을 반복적으로 계산함으로써 반흔 영역의 지시를 포함한, 규칙적인 메시에 걸친 EP 활성화 파동을 추정한다. 반복적으로 계산된 가중치들은 소정의 면이 반흔일 가능성을 증가시키거나 감소시키는 데이터를 추정하고, 각각의 면에 대한 계산된 반흔 확률을 출력한다. 이어서 반흔 가중치들(즉, 반흔 확률들)은 차단 라인 영역들에서 연속 방정식들의 강도를 감소시키는 곱셈 가중치들로서 선형 방정식들에 다시 통합된다. 느림에 대한 제약들이 또한 동일한 곱셈 가중치들에 의해 감소된다. 이것은 차단 라인 영역들에서 해가 더 자유롭게(예를 들어, 갑자기) 변경될 수 있게 한다. 프로세서는 EP 활성화 파동이 반흔 영역을 만나지 않는 한 연속적이라는 가정에 기초하여 반복 계산을 수행한다.

[0035] 이어서 프로세서는, 예를 들어 반흔의 존재로 인해, 전형적으로 적어도 부분적으로 비정상적인 EP 활성화 파동을 설명하는 코히런트 활성화 맵을 생성한다. 실시예에서, 프로세서는 아래에 설명되는 바와 같이 "무지개 아티팩트"를 유발하는 "이른 것이 늦은 것을 만남(Early Meets Late)"에 대한 제시 의존성을 억제하기 위해 순환적 컬러 스케일을 사용하여 결과적인 ICEA 맵을 제시한다. 다른 실시예에서, 코히런트 EP 활성화 맵은 EP 활성화 파동의 정상 또는 비정상 전파를 예시하는 전도 화살표들을 포함한다.

[0036] 전형적으로, 프로세서는 프로세서가 위에 개괄된 프로세서 관련 단계들 및 기능들 각각을 수행할 수 있게 하는 특정 알고리즘을 포함하는 소프트웨어로 프로그래밍된다.

[0037] 개시된 반복적 코히런트 EP 매핑 방법은 의사가 복잡 부정맥들을 쉽게 그리고 신뢰성 있게 매핑하고 해석할 수 있는 매핑 시스템을 생성한다. 따라서, 개시된 시스템들 및 방법들은 카테터 절제와 같은 후속 침습성 심장 치료의 성공률을 증가시킬 수 있는 도구를 제공한다.

[0038] 시스템 설명

[0039] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른, 3차원(3D) 내비게이션 및 전기생리학적(EP) 신호 분석 시스템(20)의 개략적인 그림 도면이다. 시스템(20)은 실질적으로 임의의 생리학적 파라미터 또는 그러한 파라미터들의 조합들을 분석하도록 구성될 수 있다. 본 명세서의 설명에서, 예로서, 분석되는 신호들은 심장내 및/또는 심장외(신체 표면) 심전도(ECG) 전위-시간 관계들인 것으로 가정된다. 그러한 관계들을 충분히 특성화하기 위해, LAT 맵 생성 동안 수행되는 바와 같이, 다양한 위치들에서의 신호들이 서로 시간 참조되어야 한다. 시간 참조는 ECG 참조 신호의 각각의 QRS 복합의 시작(즉, 모든 심장 박동의 시작)과 같은 참조-시간(예를 들어, 시간 인스턴스)에 대해 측정함으로써 달성된다. 실시예에서, 참조 신호는 관상 정맥동 내에 배치된 카테터로부터 수신된다. SVT의 경우 참조 신호는 심실 활동의 주파수의 2배 또는 3배일 수 있는 심방 활동을 나타낸다. LAT 맵을 생성하기 위한 방법이 위에서 인용된 미국 특허 제9,050,011호에 설명되어 있다.

[0040] 간략함 및 명료함을 위해, 이하의 설명은, 달리 언급되는 경우를 제외하고는, 시스템(20)이 프로브(24)를 사용하여 심장(34)의 실제 전기 활동을 측정하는 조사 절차를 가정한다. 프로브의 원위 단부(distal end)(32)는 전극들(22)을 갖는 것으로 가정된다. 측정된 신호들은, 다른 사용들 중에서도, 환자(26)의 심장(34)의 벽 조직의 적어도 일부의 LAT 맵을 생성하는 데 사용된다.

[0041] 전형적으로, 프로브(24)는 시스템(20)을 사용하여 의사(28)에 의해 수행되는 매핑 절차 동안 환자(26)의 신체에 삽입되는 카테터를 포함한다. 절차 동안 환자(26)는 접지 전극(23)에 부착되는 것으로 가정된다. 또한, 전극

들(29)이, 심장(34)의 영역에서, 환자(26)의 피부에 부착되는 것으로 가정된다.

- [0042] 실시예에서, 프로브(24)는 그것이 심장 방실의 일부 위에서 이동됨에 따라 국소 심장내 심전도(ECG)를 획득한다. 측정된 심장내 ECG 트레이스들 내의 특징들 중 일부는 비정상적인 EP 활성화 파동이 카테터 전극 아래를 통과하는 순간에 주석이 첨부된다. 이들 경우에 프로브(24) 위치가 또한 기록된다.
- [0043] 시스템(20)은 메모리(44)와 통신하는 처리 유닛(42)을 포함하는 시스템 프로세서(40)에 의해 제어될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 시스템 프로세서(40)에 포함된 메모리(44)는 환자(26)의 심장(34)의 벽 조직의 적어도 일부의 LAT 및/또는 전압 맵(62)을 저장한다. 프로세서(40)는 전형적으로 의사(28)가 프로세서와 상호작용하기 위해 사용하는, 마우스 또는 트랙볼과 같은, 포인팅 디바이스(39)를 전형적으로 포함하는, 동작 제어부들(38)을 포함하는 콘솔(46) 내에 장착된다.
- [0044] 시스템(20)을 동작시키기 위해 그리고/또는 EP 활성화 분석 모듈(35)이 부정맥을 모델링하기 위해 (예를 들어, 메모리(44)에 저장된 LAT 또는 조정된 LAT 맵들(62)을 사용하여) 개시된 분석의 적어도 일부를 수행하기 위해, 프로세서(40)(구체적으로 처리 유닛(42))는 프로브 추적기 모듈(30), ECG 모듈(36), 및 EP 활성화 분석 모듈(35)을 포함하는 소프트웨어를 실행한다.
- [0045] ECG 모듈(36)은 전극들(22) 및 전극들(29)로부터 실제 전기 신호들을 수신하도록 결합된다. 모듈은 실제 신호들을 분석하도록 구성되며, 분석 결과들을 표준 ECG 포맷, 전형적으로 시간에 따라 이동하는 그래픽 표현으로 디스플레이(48) 상에 제시할 수 있다.
- [0046] 프로브 추적기 모듈(30)은 전형적으로 환자(26)의 심장 내의, 프로브(24)의 원위 단부(32)의 위치를 추적한다. 추적기 모듈은 당업계에 공지된 위치 추적 프로브들을 위한 임의의 방법을 사용할 수 있다. 예를 들어, 모듈(30)은 자기장 기반 위치 추적 서브시스템을 동작시킬 수 있다. (간략함을 위해 그러한 서브시스템의 컴포넌트들은 도 1에 도시되지 않는다.)
- [0047] 대안적으로 또는 추가적으로, 추적기 모듈(30)은 전극(23), 전극들(29) 및 전극들(22) 사이의 임피던스들뿐만 아니라, 프로브 상에 위치될 수 있는 다른 전극들에 대한 임피던스들을 측정함으로써 프로브(24)를 추적할 수 있다. (이 경우 전극들(22) 및/또는 전극들(29)은 ECG 및 위치 추적 신호들 양자를 제공할 수 있다.) 바이오센스-웹스터(Biosense-Webster)(미국 캘리포니아주 어바인 소재)에 의해 제조된 카르토(Carto)3(등록상표) 시스템은 위치 추적을 위해 자기장 위치 추적 및 임피던스 측정 양자를 사용한다.
- [0048] 추적기 모듈(30)을 사용하여, 프로세서(40)는 원위 단부(32)의 위치들을 측정할 수 있다. 또한, 추적기 모듈(30) 및 ECG 모듈(36) 양자를 사용하여, 프로세서는 원위 단부의 위치들뿐만 아니라, 이러한 특정 위치들에서 검출된 실제 전기 신호들의 LAT들을 측정할 수 있다. 위에서 나타난 바와 같이, 개별 전극(22)으로부터의 전기 추적 신호들은 각각의 전극의 위치가 기록되도록 자기 추적 신호들과 통합될 수 있다. ACL(Advanced Current Location)로 명명되는 그러한 하이브리드(즉, 자기/전기) 추적 시스템 및 방법이 다양한 의료 응용에서, 예를 들어 바이오센스-웹스터 인크.(Biosense-Webster Inc.)에 의해 제조된 카르토(CARTO)<sup>TM</sup> 시스템에서 구현되며, 그의 개시 내용이 본 명세서에 참고로 포함되는 미국 특허 제8,456,182호에 상세히 설명되어 있다.
- [0049] 프로세서(40)에 의해 수행된 동작들의 결과들은, 전형적으로 의사에 대한 그래픽 사용자 인터페이스, 전극들(22)에 의해 감지된 ECG 신호들의 시각적 표현, 및/또는 조사되고 있는 동안의 심장(34)의 이미지 또는 맵을 제시하는, 디스플레이(48) 상에서 의사(28)에게 제시된다.
- [0050] 프로세서(40)에 의해 실행되는 소프트웨어는, 예를 들어 네트워크를 통해, 프로세서(40)에 전자 형태로 다운로드될 수 있거나, 그것은, 대안적으로 또는 추가적으로, 자기, 광학, 또는 전자 메모리와 같은 비일시적 유형 매체(non-transitory tangible media)에 제공되고/되거나 저장될 수 있다. 특히, 프로세서(40)는 프로세서(40)가 후술하는 바와 같이 개시된 단계들을 수행할 수 있게 하는 전용 알고리즘을 실행한다.
- [0051] 회귀 및 반흔 효과를 포함한 심장 EP 활성화의 반복적 코히런트 매핑
- [0052] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른, 코히런트 EP 활성화 파동을 계산하기 위한 방법 및 알고리즘을 개략적으로 예시하는 흐름도이다. 본 실시예에 따른 알고리즘은 프로세서(40)에 의해 실행된다.
- [0053] 이제 ICEA 방법의 단계 80 내지 84의 일반적인 설명이, 도 2의 흐름도를 사용하여 이 단계들을 상세히 설명하기 전에 이어진다. 몇몇 실시예들에서, 개시된 방법은 예를 들어 심장의 심방을 모델링할 수 있는 입력 3차원(3D) 메시(즉, 형상)를 수신하는 단계를 포함한다. 3D 입력 메시는 삼각형(즉, 삼각형 메시)과 같은 다각형들을 포

함한다. 본 발명의 몇몇 실시예들에서, 프로세서는 입력 메시지를 규칙적인 삼각형들(이하에서 "면들"로 또한 지칭됨)을 포함하는 규칙적인 메시로 리메싱한다. 규칙적인 메시는 후술하는 바와 같이 EP 파동의 연속성을 유지하는 선형 방정식들의 세트를 정의하고 반복적으로 푸는 것뿐만 아니라, 계산 노력을 줄이는 것을 가능하게 한다.

- [0054] 개시된 방법은 심방의 벽 조직 위의 측정된 위치들 및 위치들에서 측정된 국소 활성화 시간들(LAT)의 각자의 세트를 포함하는 데이터 포인트들의 세트를 수신하는 단계를 추가로 포함한다. 몇몇 실시예들에서, 데이터 포인트들의 세트는 펜타레이(PENTARAY)(등록상표) 또는 라쏘(LASSO)(등록상표)와 같은 매핑 카테터를 사용하는, 카르토™와 같은, 카테터 기반 전기해부학적 매핑 시스템을 사용하여 측정된다(시스템 및 카테터는 둘 모두 미국 캘리포니아주 어바인 소재의 바이오센스-웹스터에 의해 제조됨).
- [0055] 몇몇 실시예들에서, 개시된 방법은 FAM(Fast Anatomical Mapping) 기술을 사용하여 획득된 해부학적 맵을 입력으로서 사용한다. 개시된 방법은 프로세서(40)가 해부학적 구조 자체와 별개인 맵 내의 임의의 정보를 폐기함으로써 더 유익한 전기해부학적 맵을 입력 해부학적 맵으로서 사용할 수 있다(예를 들어, 심장 방실의 입력 전기해부학적 맵으로부터 사용되는 것은 방실 기하학적 구조에 대한 오리지널 메시입).
- [0056] 본 발명의 몇몇 실시예들에서, 프로세서는 수신된 데이터 포인트들(즉, 측정된 위치들 및 각자의 LAT) 중 일부를 폐기하고/하거나, 데이터 포인트들이 개시된 규칙적인 메시에 부합하도록 데이터 포인트들 중 일부에 대한 데이터 피팅을 수행한다.
- [0057] 실시예에서, 프로세서(40)는 TPI(Tissue Proximity Index)로 지칭되는 기술을 사용하여 매핑 전극이 조직과 물리적으로 접촉하지 않는 동안 획득된 것으로 결정된 데이터 포인트들을 폐기한다.
- [0058] 다른 실시예에서, 프로세서는 그렇지 않으면 규칙적인 메시에 의해 제공되는 바와 같은 해부학적 구조의 현실적인 설명과 맞지 않는 측정된 위치들을 조정한다. 이러한 방식으로, 개시된 코히런트 매핑 방법은 카테터 측정 위치들에서의 에러들, 예를 들어 카테터가 방실 벽에 힘(EP 신호 획득 전극이 조직과 양호하게 전기적으로 접촉하는 것을 보장하기 위해 인가되는 힘)을 인가하고 형상을 변형시키는 것으로부터, 또는 방실 벽 상의 카테터 위치의 변화와 관련되지 않은 호흡 운동으로부터 발생하는 에러들을 극복한다.
- [0059] 다음에, 프로세서는 입력들, 즉 측정된 위치들 및 각자의 LAT, 및 삼각형 면들로 리메싱된 입력 메시지를 사용한다. 실시예에서, 개시된 모델은 2개의 인접한 면 사이의 EP 활성화 파동의 전파가 그의 느림 벡터들의 방향으로, 면 중심들을 연결하는 형상에 대한 측지선을 따른다고 가정한다. 따라서 면 중심들 간의 시간차는 이들 사이의 측지선 거리에 느림 벡터를 곱한 값이다.
- [0060] 모델은 초기에 EP 활성화 파동이 연속적이라고 더 가정하는데, 이는 이웃하는 면들이 유사한 느림 벡터들을 가져야 한다는 것을 의미한다. 더욱이, 모델은 또한 초기에 EP 활성화 파동들의 전도 속도가 최소 가능 속도와 최대 가능 속도 사이에(즉, 정상 심근에 대해 알려진 속도 범위 내에) 있는 것으로 가정한다.
- [0061] 개시된 모델은 위의 가정들을 경계 조건들 하에서 선형 방정식들의 세트로 공식화한다. 프로세서는 먼저 방정식들을 비반복적으로 풀어서 형상 상에 오버레이된 코히런트 EP 활성화 파동의 초기 추측을 획득한다. ICEA 모델은 데이터가 수집됨에 따라 EP 활성화 맵이 계속 변하는 것을 보장하기 위해, 국소 속도 벡터들과 같은, 지원 데이터의 추적에 기초하여 재계산될 수 있다. 실시예에서, 개시된 ICEA 계산은, 통상적으로 모든 EP 데이터가 획득된 후에, 사용자에게 의해 개시된다. 새로운 EP 데이터가 추가되어야 하는 경우, 사용자는 초기 비반복 해를 포함해 맨 처음부터 다시 계산을 시작한다.
- [0062] 초기 해를 사용하여, 프로세서는 그 다음에 각각의 면에 대한 측정된 LAT 값들이 그들의 이웃 면들의 LAT 값들에 측정 포인트로부터 이웃 면 중심까지의 거리의 함수로서 영향을 준다는 추가적인 가정에 기초하여, "최적의" EP 활성화를 찾는 것을 목표로 하는 최소 제곱 방식으로 선형 방정식들의 세트를 반복적으로 푼다. 반복 계산은 형상 상에 오버레이된 도출된 EP 활성화 파동으로 이루어진 전역적 최적 해를 산출한다. 전형적으로 최대 수 회인 반복 횟수는 사전 설정된 반복 횟수를 넘어서는 해에 있어서 보다 분명한 변화들이 존재하지 않는다는 것을 확인하기 위해, 개발 단계 동안의 많은 EA 맵의 시각적 검사에 기초한, 사전 설정된 파라미터이다. 사용자는 계산을 시작하고 전형적으로 수 초 내에 완전한 ICEA 맵을 수신한다.
- [0063] 프로세서는 업로딩 단계 80에서 시작되며, 여기서 프로세서(40)는 방법에 대한 입력을 업로드하며, 입력은 (i) 심장 방실 벽을 나타내는 3D 메시(삼각형), (ii) 측정된 데이터 포인트들의 세트(예를 들어, 위치 및 LAT), (iii) 삽화(280)에 도시된 심방 조동의 순환 길이  $t_{ca}$  과 같은, ECG 트레이스들 내의 주석 첨부된 순환 길이들,

및 (iv) 반흔 및 이중 전위와 같은 태깅된 위치들을 포함한다. 몇몇 실시예들에서, 단계 (iii) 또는 (iv)는 예를 들어 다음의 계산이 회귀를 고려하지 않거나 반흔 관련 계산을 포함하지 않는 경우에는 필요하지 않다.

[0064] 다음에, 방정식 구성 단계 81에서, 프로세서(40)는 메시 내의 각각의 면(즉, 삼각형)에 대한 2개의 변수, 즉 LAT 값 및 느낌 벡터를 할당한다. 2개의 변수에 대한 방정식들의 세트를 구성하기 위해, 방법은 2개의 변수에 영향을 주는 다음의 세 가지 가정을 한다:

- [0065] 1. EP 활성화 파동은 연속적이며, 이는 이웃하는 면들이 유사한 느낌 벡터를 가져야 한다는 것을 의미한다.
- [0066] 2. 주어진 면에서의 측정된 LAT 값은 계산된 이웃하는 면들 LAT에, 측정 위치로부터 이웃하는 면의 중심까지의 거리의 함수로서 영향을 준다.
- [0067] 3. 활성화 파동은 개시된 전파 방정식들을 유지하며, 이는 파동이 그의 느낌 벡터들의 방향으로 면들 사이에서 전파되고, 면 중심들 사이의 시간차는 그들 사이의 측지선 거리에 느낌 벡터를 곱한 값이라는 것을 의미한다.

[0068] 위의 가정들로부터, 선형 방정식들의 세트가 도출되며:

[0069] [방정식 1]

$$\begin{cases} w_{i,j}^{dist}(\varphi_i^{meas} - \varphi_j) = 0 & (I) \\ \vec{s}_i = R(j, i)\vec{s}_j & (II) \\ \vec{s}_j \cdot \vec{d}_j - \vec{s}_i \cdot \vec{d}_i = \varphi_j - \varphi_i & (III) \end{cases}$$

[0070]

[0071] 여기서 방정식 1(I)에서, 이하에서 "근접 가중치"로 또한 지칭되는 가중치  $w_{i,j}^{dist}$ 는 측정된 LAT값  $i$ 가 면  $j$ 에 대해 계산된 LAT 값에 대해 갖는 상대적 효과를 나타내고,  $\varphi$ 는 바라던 LAT 값을 변수로서 갖는 (회귀를 고려하기 위한) 순환적 EP 활성화 파동을 나타내는 주기적 복소 함수이다.

[0072] 방정식 1에서, 방정식 (I)는 규칙적인 형상으로부터의 거리가 증가함에 따라 감소하는 영향을 갖도록 사용되는 측정 위치들 중 임의의 것과 면 위치 사이의 거리에 의해 지수적으로 감쇠하는  $w_{i,j}^{dist}$ 를 사용하여 면  $i$ 에서의 LAT 측정을 면  $j$ 의 LAT 값과 관련시킨다.  $w_{i,j}^{dist}$ 가 전형적으로 수 밀리미터 정도의 주어진 거리를 넘어 0으로 설정됨에 따라, 이들 방정식 중 일부는 공백 수식들이다. 각각의 EP 측정은, 이러한 방식으로, 규칙적인 형상으로부터의 그의 거리에 비례하는 상대적 효과를 가지며, 각각의 측정은 이웃하는 면들에 영향을 미친다. 규칙적인 형상에 가장 가까운 측정 포인트들이 정확할 가능성이 더 많다.

[0073] 방정식 (II)는 후술하는 바와 같이 회전 행렬  $R(j, i)$ 에 의해 회귀를 처리하기 위해 복소수로 주어지는 느낌 벡터  $\vec{s}_i$  및  $\vec{s}_j$ 를 연결한다.

[0074] 방정식 (III)은 2개의 인접한 면 사이에서 전파되는 파동이 관련된 면들 사이의 거리들에 의해 관련되는 느낌 및 LAT들을 가져야 한다는 것을 서술하는 전파 방정식이다. 방정식이 임의의 2개의 인접 면에 대해 작성될 것이기 때문에, 방정식은 형상 내의 모든 면들과 관련된 모든 LAT들과 느낌 벡터들 간의 관계를 반영한다.

[0075] 방정식 1(I) 내지 (III)은 다음의 관계들을 적용한다:

[0076] [방정식 2]

$$\begin{cases} \vec{s}_i = \frac{2\pi i}{T_{cl}} \varphi_i \vec{s}_i \\ \varphi_i = \exp\left(2\pi i \frac{t_i}{T_{cl}}\right) \end{cases}$$

[0077]

[0078] 방정식 2의 관계들은 모든 시간 스케일들이 짧고  $\left(\frac{t_0-t_i}{T_{cl}}, \frac{t_j-t_0}{T_{cl}} \ll 1\right)$ , 가정  $\sin(x) \approx x$  및  $\cos(x) \approx 1$

이 유지된다고 가정한다. 방정식 2의  $T_{cl}$ 은 회귀 순환 길이이다.

[0079] 시간의 함수로서의 위의 순환적 파동 복소수 포맷은 활성화 파동이 어떤 순환 길이에서 연속적으로 전파되는, 전술한 회귀 사례의 발생을 고려한다.

[0080] 방정식 1(II)는 2개의 인접 면이 유사한 느림 벡터들  $\vec{s}_i$ 을 갖도록 요구되는 연속 전파 방정식(유사성)이다. 느림 벡터들  $\vec{s}_i$ 은  $\mathbb{C}^3$ 에 있다.  $R(j, i)$ 는 2개의 이웃하는 면  $I$ 와  $J$  사이의 회전 행렬이다.

[0081] 방정식 1(III)은 면들 사이의 순환적 EP 활성화 파동의 전파 방정식이다. 파면이 이동한 거리는 2개의 면 중심 사이의 거리  $|\vec{d}_i| + |\vec{d}_j|$ 인 측지선 거리의 투영이다.

[0082] 초기 방정식 풀기 단계 82에서, 프로세서(40)는 방정식 1을 비반복적으로 풀어 EP 활성화 파동의 초기 추측을 획득한다. 실시예에서, 방정식 1은 최소 제곱 방식으로 풀린다. 풀기는 서적["Numerical Linear Algebra," by Trefethen, L. N., and Bau, D. (1997), pages 172-178, published by SIAM publishing house]에 설명된 바와 같은, 콜레스키 분해(Cholesky decomposition)에 이어지는 전진 및 후퇴 대입을 포함하는 수치 선형 대수로부터의 수학적 방법들을 사용하여 수행된다.

[0083] 실시예에서, 방정식 1의 항 (I) (II) (III)은 단일 최소 행렬 방정식으로 통합된다. 각각의 하위 방정식(즉, 항)은 다양한 영향 인자들의 균형을 맞추기 위해 상이한 최적화 가중치를 할당받을 수 있다. 이러한 최적화 가중치들은 반복들 사이에서 달라질 수 있다. 이러한 최적화 가중치들은 또한 반복 횟수와 같은 사전 설정된 파라미터들이다.

[0084] 초기 추측에서, 느림 벡터의 물리적 의미는 거리에 따른 시간의 복소 위상의 변화를 설명한다. 이것은 거리에 따른 시간의 변화를 설명하는 규칙적인 느림 벡터와는 대조적이다. 느림이 복소수이기 때문에, 물리적 정의는 상이하고 다소 인위적이다.

[0085] 복소 도메인에서 방정식 1을 푸는 것은 순환 활성화를 자연스러운 방식으로 처리하며, 이른 것이 늦은 것을 만나는 효과에 의해 부과된 복잡성을 제거한다. 느림에 대한 물리적으로 의미 있는 수식을 획득하기 위해, 반복적인 방정식 세트가 구성되고 풀리는 추가적인 단계들이 요구된다.

[0086] 복소 함수들을 푸는 것은 순환 활성화의 간단한 계산을 가능하게 하지만, 느림 벡터의 물리적 의미를 유지하기 위해 복소 느림을 다시 실수 값들로 변환하는 것을 요구한다는 점에 유의한다. 따라서, 최종적으로,  $\vec{s}_i$ 는 다시  $\vec{s}_i \in \mathbb{R}^3$ 로 변환된다. 이것은 실수 변수  $\vec{s}_i, \text{Re}(\varphi_i), \text{Im}(\varphi_i)$ 에 관하여 방정식 1을 사용함으로써 수행된다.

[0087] 반복 방정식 구성 단계 83에서, 단계 82에서 획득된 초기 추측을 사용하여 방정식 1을 반복적으로 풀기 위해, 개시된 방법은  $\vec{s}_i, \varphi_i$ 을 사용하여 방정식 1을 선형화한다:

[0088] [방정식 3]

$$\begin{cases} \varphi_i = \varphi_i^{n-1} + \Delta\varphi_i \\ \vec{s}_i = \vec{s}_i^{n-1} + \Delta\vec{s}_i \end{cases}$$

[0089] 선형화된 방정식 1을 받아들이기 위해:

[0091] [방정식 4.(I)]

$$\begin{cases} w_{i,j}^{dist} (\text{Re}(\varphi_i^{meas}) - \text{Re}(\varphi_j) - \text{Re}(\Delta\varphi_j)) = 0 \\ w_{i,j}^{dist} (\text{Re}(\varphi_i^{meas}) - \text{Im}(\varphi_j) - \text{Im}(\Delta\varphi_j)) = 0 \end{cases}$$

[0092]

[0093] [방정식 4.(II)]

[0094] 
$$\vec{s}_i^{n-1} + \Delta\vec{s}_i = R(j, i)(\vec{s}_j^{n-1} + \Delta\vec{s}_j)$$

[0095] [방정식 4.(III)]

[0096] 
$$(\vec{s}_j^{n-1} + \Delta\vec{s}_j) \cdot \vec{d}_j \text{Im}(\varphi_j^{n-1}) - (\vec{s}_i^{n-1} + \Delta\vec{s}_i) \cdot$$

[0097] 
$$\vec{d}_i \text{Im}(\varphi_i^{n-1}) + \vec{s}_j^{n-1} \cdot \vec{d}_j \text{Im}(\Delta\varphi_j) - \vec{s}_i^{n-1} \cdot \vec{d}_i \text{Im}(\Delta\varphi_i) =$$
  

$$-\frac{Tcl}{2\pi} \text{Re}(\varphi_j^{n-1} + \Delta\varphi_j - (\varphi_i^{n-1} + \Delta\varphi_i))$$

[0098] 실시예에서, 실수 선형화된 방정식 1, 즉 방정식 4는 선형 변수  $\Delta\varphi_i, \Delta\vec{s}_i$ 에 대해 풀린다. 상수  $\varphi_i^{n-1}, \vec{s}_i^{n-1}$ 은 이전 반복에서 얻어진 해들이다. 제1 반복에서,  $\varphi_i^0, \vec{s}_i^0$ 은 단계 82에서 얻어진 초기 추측의 복소 LAT 및 실수 느낌에 대한 해들에 의해 초기화된다.

[0099] 각각의 면에 대한 진도 속도들은 측정된 활성화 시간, 계산된 전파 벡터, 및 각각의 면의 중심들 사이의 알려진 거리에 기초하여 계산된다. 여러 조건 하에서, 선형 해는 거의 0인 느낌 벡터의 영역("소스" 또는 "싱크"로 또한 지칭됨)을 생성할 수 있다. 그러한 영역은 그것이 무한 속도를 갖는 위치를 의미하므로 현실적이지 않다. EP 진도 속도를 소정의 양의 생리학적 상수  $a$ 에 가깝게 유지하기 위해, 제약이 추가된다:

[0100] [방정식 5]

[0101] 
$$\frac{1}{\|\vec{s}_i\|} = \frac{1}{a}$$

[0102] 방정식 5는  $a$ 로부터의 큰 속도(작은 느낌)의 편차에 "제재를 가한다". 테일러 전개(Taylor expansion) 후에  $\Delta\vec{s}_i, \Delta\varphi_i$ 에 대한 다음의 제약 세트가 획득된다:

[0103] [방정식 6]

[0104] 
$$\begin{cases} \|\vec{s}_i^{n-1}\| + \frac{\vec{s}_i^{n-1} \cdot \Delta\vec{s}_i}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|} = a \\ \frac{1}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|} - \frac{\vec{s}_i^{n-1} \cdot \Delta\vec{s}_i}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|^3} = \frac{1}{a} \end{cases}$$

[0105] 방정식 6에 의한 제약은 선형 초기 해를 찾은 후에만 추가되는데, 왜냐하면 그것이  $\|\vec{s}_i\|, \frac{1}{\|\vec{s}_i\|}$ 와 같은 제곱근을 갖는 수식을 포함하므로 제약을  $\vec{s}_i$ 에서 선형 형태로 작성하는 것이 불가능하기 때문이다. 델타 형태로 방정식을 작성할 때,  $\Delta\vec{s}_i$ 에서 테일러 전개하고 제약을 선형 형태로 작성하는 것이 가능하다.

[0106] 다음에, 반복적 풀기 단계 84에서, 프로세서(40)는 먼저 느낌을 재구성의 표면 상에 투영하고 단계 82에서 설명된 방법들을 사용하여 방정식들을 행렬 형태로 작성함으로써(즉, 선형 기초를 방정식 4가 더 쉽게 풀리는 기초로 변경함으로써) 변수  $\text{Re}(\Delta\varphi_i), \text{Im}(\Delta\varphi_i), \Delta\vec{s}_i$ 를 이용하여 방정식 4를 푼다.

[0107] 단계 81 내지 84에서, 방정식 4는 활성화 파동의 연속적인 전파를 가정하여 풀린다. 반흔 정보를 해에 통합하기 위해, 프레임워크는 반흔을 검출하고 EP 활성화 파동(즉, 해)이 차단 라인들 및 비전도성 영역들에서 불연속을 생성할 수 있게 하도록 요구된다.

[0108] 개시된 코히런트 매핑 방법은 해를 인코히런트하게(즉, 일관되지 않게 또는 연속적이지 않게) 만드는 제약에 대해 더 작은 가중치를 할당한다. 따라서, 유효하지 않은, 프로세서가 결정한 측정된 LAT 값들(즉, 이상치 LAT

값들)은 반복 동안 프로세서에 의해 제거된다. 방법은 반복의 해 벡터를 수신한 후에 새로운 가중치를 할당한다. LAT 제약에 대해 이 프로세스는 일관성 없는 포인트들을 필터링한다. 이웃의 제약에 대해 이것은 일관성 없는 에지들을 제거한다.

[0109] 이제 ICEA 방법의 단계 85 내지 90의 일반적인 설명이, 도 2의 흐름도를 사용하여 이 단계들을 상세히 설명하기 전에 이어진다. 프레임워크가 또한 반복적인 방법을 기반으로 하지만, 이번에는 반흔(면) 가중치  $w_i^{sf}$  가 반흔 가중치 도입 단계 85에서 도입되고, 단계 87 내지 100에서 반복적으로 계산된다. 가중치들은 범위  $[0.05, 1]$  내에 있으며, 여기서 0.05는 반흔을 나타낸다.

[0110] 반복적으로 계산된 가중치들은 소정의 면이 반흔일 가능성을 증가시키거나 감소시키는 데이터를 추정하고, 각각의 면에 대한 계산된 반흔 확률을 출력한다. 이어서 반흔 가중치들(즉, 반흔 확률들)  $w_i^{sf}$  는 차단 라인 영역들에서 연속 방정식들의 강도를 감소시키는 곱셈 가중치로서 단계 87에서 다시 통합된다. 방정식 6에 의해 설정된 것들과 같은, 느림 기준들에 대한 제약들이 또한 곱셈 가중치들에 의해 감소된다. 이것은 차단 라인 영역들에서 해가 더 자유롭게 변경될 수 있게 한다.

[0111] 첫째, 전과 방정식 방정식 4(II)에, 에지  $(i, j)$ 에 이웃하는 2개의 면에 대한 2개의 각자의 가중치  $w_{ij}^{sf} = \min\{w_i^{sf}, w_j^{sf}\}$  의 최소가 곱해진다:

[0112] [방정식 7]

[0113] 
$$\vec{s}_i^{n-1} + \Delta\vec{s}_i = w_{ij}^{sf} \cdot R(j, i)(\vec{s}_j^{n-1} + \Delta\vec{s}_j)$$

[0114] 이것은 임의의 면들이 있는 경우에 면들 사이의 느린 전도가 이미 반흔(즉, 작은  $w_i^{sf}$  를 가짐)으로서 지지된다는 가정을 반영한다.

[0115] 따라서, 반흔이 검출되는 영역에 대해, 연속 전과 방정식 40 (II)의 가중치가 감소된다. 이것은 이웃하는 면들 사이의 느림 유사성에 대한 요구를 감소시켜, 반흔이 있는 영역에서의 파동 전과의 불연속을 허용한다.

[0116] 둘째, 정규화된 느림 및 속도 방정식(방정식 6)에, 계산된 가중치가 곱해진다. 따라서, 반흔 면에 대한 소정 목표 속도 크기에 대한 요구를 감소시킨다:

[0117] [방정식 8]

[0118] 
$$\begin{cases} \|\vec{s}_i^{n-1}\| + \frac{\vec{s}_i^{n-1} \cdot \Delta\vec{s}_i}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|} = a \cdot w_i^{sf} \\ \frac{1}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|} - \frac{\vec{s}_i^{n-1} \cdot \Delta\vec{s}_i}{\|\vec{s}_i^{n-1}\|^3} = \frac{1}{a \cdot w_i^{sf}} \end{cases}$$

[0119] 반흔 확률이 반흔 가중치 통합 단계 87에서 방정식에 다시 통합된 후에, 프로세서(40)는 수정된 방정식 4를 다시 풀고 LAT 및 느림 출력 단계 89에서 새로운 해가 제안된다. 다음에, 단계 100에서, 도 6에 설명된 코히런트 EP 활성화 맵과 같은, 충분히 정확한 맵을 산출하는 것으로 검증된 사전 설정된 반복 횟수까지 새로운 정밀한 반흔 확률이 계산된다.

[0120] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른, 도 2에 설명된 프로세스의 일부로서 반흔 확률을 계산하기 위한 방법 및 알고리즘을 개략적으로 예시하는 흐름도이다. 도 3은 단계 100에 포함된 상이한 모듈들(즉, 계산 하위 단계들)을 설명하며, 이들은 EP 활성화 파동 해가 차단 라인들 및 비전도성 영역들에서 불연속을 생성할 수 있게 한다. 본 실시예에 따른 알고리즘은 프로세서(40)에 의해 실행된다.

[0121] 단계 100은 메시의 소정 삼각형 면이 반흔을 나타낼 가능성을 증가시키거나 감소시키는 각각의 면에 대하여 데이터를 추정하는 계산 모듈(즉, 단계) 91 내지 98을 포함한다. 단계 91 내지 98 각각의 출력은 0 내지 1의 범위의 가중치이다. 가중치들은 범위  $[0, 1]$  내에 있으며, 여기서 1은 정상적인 면을 나타내고, 0은 반흔 또는 "느린 전도" 면을 나타낸다(현재 버전에서 둘 사이에 차이가 없다).

- [0122] 단계 92 내지 96에서 계산된 가중치들은 후술하는 바와 같이 비용 함수의 행렬 형태로 배열되며, 단계 99는 비용 함수를 최소화함으로써 반환 가중치  $w_i^{sf}$  를 계산한다. 단계 99에서 프로세서(40)는 단계 91 내지 98에서 수집된 정보를 각각의 면에 대한 결합된 확률로 통합함으로써 반환 가중치  $w_i^{sf}$  를 계산한다.
- [0123] 경계 영역 가중 단계 92에서, 프로세서(40)는 인근 측정치들로부터의 LAT들의 분산의 기울기를 나타내는 경계 영역 면 가중치  $w_i^{frf}$  를 계산한다. 가파른 분산은 반환과 접하는 영역들을 나타낼 수 있다.
- [0124] 큰 느낌 가중 단계 93에서, 프로세서(40)는 면이 큰 느낌 벡터를 갖는지를 나타내는 느낌 가중치  $w_i^{sl}$  을 계산한다. 이것은 면이 반환일 확률을 증가시킨다.
- [0125] LAT 관련 가중 단계 94에서, 프로세서(40)는 측정된 LAT와 계산된 면 LAT 사이의 차이를 가중한다. 이것은 측정 면 가중치로 지칭되며  $w_{ij}^{mf}$  로 표시된다. 가중치  $w_{ij}^{mf}$  는 측정 포인트  $i$ 와 면  $j$  사이의 "링크 강도"를 반영한다.
- [0126] 반환 관련 가중 단계 95에서, 프로세서(40)는 반환 측정 포인트  $i$ 와 면  $j$  사이의 "링크 강도"를 반영하는 가중치  $w_{ij}^{smf}$  를 계산한다. 가중치는 면  $i$ 와 면  $j$  사이의 공간 거리가 증가함에 따라 감소한다.
- [0127] 싱글톤(singleton) 반환 밀도 가중 단계 96에서, 프로세서(40)는 단일 반환 측정치가 규칙적인 (비반환) 측정치들에 의해 둘러싸이는 영역을 나타내는 싱글톤 반환 밀도 가중치  $w_i^{ssd}$  를 계산한다. 가중치는 반환 지시가 현실적으로 유효한 측정치이기에는 너무 희소한 임의의 면에 대한 반환 확률을 줄이도록 정의된다. 이것은 인근 반환 측정치들과 인근 비반환 측정치들 사이의 비율을 관찰함으로써 수행된다. 많은 비반환 측정치 및 격리된 반환 측정치가 존재하는 경우, 이 모듈로부터 생성된 가중치는 이 면이 반환일 확률을 감소시킨다.
- [0128] 단계 92 내지 96에서 계산된 상이한 가중치들은 각각의 면에 대한 반환 확률을 계산하는 추정 통합 반환 정보 모듈(99)에 의해 처리된다. 도 2가 보여주는 바와 같이, 반환 확률들은 이어서 차단 라인 영역들에서 연속 방정식들의 강도를 감소시키기 위해 반복 계산의 단계 87에 다시 통합된다. 또한, 진술한 바와 같이, 느낌 기준 및 속도 기준 방정식들의 상대 강도가 또한 감소된다. 이것은 차단 라인 영역들에서 해가 더 자유롭게 변경될 수 있게 한다.
- [0129] 단계 99는 다음의 규칙들을 비용 함수로 공식화함으로써 각각의 면에 대한 반환 확률 가중치를 계산한다:
- [0130] 1. 반환/느린 전도성 영역들은 연속적이다.
- [0131] 2. 반환 태깅된 측정치는 인근에 반환이 있음을 의미한다.
- [0132] 3. 많은 인근 측정 포인트를 갖는 영역들은 전도성이다.
- [0133] 4. 큰 경계 영역 가중치 또는 이중 전위 태깅된 측정치는 반환의 경계를 나타낸다.
- [0134] 5. 낮은 주변 정보를 갖는, 즉 인근에 측정 포인트들이 없는 영역들은 반환일 확률이 더 크다.
- [0135] 6. 반환 태깅된 측정치에 매우 근접할 뿐만 아니라 큰 느낌을 갖는 영역들은 반환일 확률이 더 크다.
- [0136] 결과적인 비용은 2차 항과 선형 항의 합으로 정의되며:
- [0137] [방정식 9]
- $$C(w_i^{sf}) = \frac{(w_i^{sf})^t H w_j^{sf}}{2} + (w_i^{sf})^t L$$
- [0138]
- [0139] 여기서  $w_i^{sf}$  는 모든 면들에 대한 가중치들의 벡터이고,  $H(i, j)$   $H$ 는 면 가중치들의 쌍들을 포함하는 비용 항들의 대칭 행렬이다:

[0140] [방정식 10]

$$H_{nm}(i, j) = \begin{cases} 1 & n = m = i \text{ 또는 } n = m = j \\ -1 & n = i; m = j \text{ 또는 } n = j; m = i \\ 0 & \text{그 외} \end{cases}$$

[0141]

[0142] 방정식 9의 2차 비용 항은 다음과 같이 정의된다:

[0143] [방정식 11]

$$C_{quadratic} = (w_i^{sf})^t H(i, j) (w_j^{sf}) = (w_i^{sf} - w_j^{sf})^2$$

[0144]

[0145]  $H$ 는 반흔 확률들의 연속성을 반영하며, 이는 이웃하는 면들이 유사한 반흔 확률을 가질 것임을 의미한다. 이것은 과편화된 반흔 영역들을 연결하는 것을 목표로 한다.

[0146]  $L$ 은 각각의 면에 관련되는 선형 비용 항의 벡터이다. 그것은 2개의 모순되는 항으로 구성되는데, 이들 중 하나의 항은 반흔을 지원하든 모든 정보를 포함하는 반면, 다른 항은 정상적인 면을 나타내는 모든 정보를 포함한다:

[0147] 이어서 선형 비용 벡터가 다음과 같이 정의된다.

[0148] [방정식 12]

$$L_i = f \cdot S_i^{scar} - (1 - f) \cdot S_i^{normal}$$

[0149]

[0150] 각각의 면에 대한 선형 항들  $S_i^{scar}$ ,  $S_i^{normal}$ 은 반흔 면 또는 정상 면의 존재를 지원하며 단계 92 내지 96에서 계산된 가중치들의 함수들이다.  $f$ 는 [0-1] 사이의 값들을 갖는 정규화 인자이다. 비용 함수가 면  $i$ 에 대해 양(positive)인 경우, 이것은 점수가 반흔을 나타낸다는 것을 의미하며, 프로세서(40)는 그 면에 낮은 가중치를 할당함으로써 점수를 최소화하도록 작용한다. 비용 함수가 음(negative)인 경우, 이것은 정상적인 면을 나타내고 프로세서(40)는 그 면에 높은 가중치를 할당함으로써 가중치를 최대화하도록 작용한다. 이것은 선형 비용 항을 다음과 같이 작성함으로써 수행된다:

[0151] [방정식 13]

$$C_{linear} = (w^{sf})^t L$$

[0152]

[0153] 이 항은 2차 항(방정식 11)에 더해져 최종 비용 함수가 획득될 것이다. 최적화기가 각각의 면에 대해 정의된 가중치  $w^{sf}$ 에 대해 푼다. 여기서 1의  $w^{sf}$  가중치는 전도성 면을 나타내는 반면 0의 가중치는 차단을 나타낸다.

[0154] 예를 들어,  $f$ 가 0.5라고 가정하면,  $S_i^{scar}$ 가 1이고  $S_i^{normal}$ 이 0.2이며, 이들이 면에 대한 반흔 및 정상 점수 들인 경우,  $L_i$ 는 0보다 큰 0.4일 것이다. 이것은 총 비용 함수를 최소화하기 위해 이 면에 대해 0에 가까운  $w^{sf}$  가중치를 제공하도록 최적화기를 격려한다. 0에 가까운  $w^{sf}$  가중치는 반흔을 나타낸다.  $S_i^{scar}$ 가 0이고  $S_i^{normal}$ 이 1인 반대 경우에,  $L_i = -1$ 이며, 이는 정상 면을 나타내는, 1에 가까운  $w^{sf}$ 를 할당하도록 최적화기를 강제하는 음의 비용 함수를 제공한다. 음의 값 및 양의 값의 사용은 최적화기가 반흔 면에 대해 0에 가까운 값들을 할당하면서 정상인 면에 대해 1에 가까운 값들을 할당할 수 있게 한다.

[0155] 프로세서(40)는 2차 프로그래밍을 사용하여 수행되는, 총 비용 함수  $C(w_i^{sf})$ 의 최소화에 의해 벡터  $w_i^{sf}$ 의 가중치들을 도출한다. 다음과 같이 문제를 공식화한다:

[0156] [방정식 14]

$$\underset{\mathbf{w}_i^{sf}}{\operatorname{argmin}} C(\mathbf{w}_i^{sf}), \text{ st. } 0.05 \leq \mathbf{w}_i^{sf} \leq 1$$

[0157]

[0158] 이 문제는 포트라 플로리안 에이.(Florian A. Potra) 및 라이트 스티븐 제이.(Stephen J. Wright)에 의해 문헌["Interior-point methods," Journal of Computational and Applied Mathematics, Volume 124, issues (1-2), pages 281-302, (2000)]에 기술된 바와 같은, 내부 포인트 블록 최적화를 사용하여 해결된다. 이 모듈의 출력은 단계 87에 통합된 면  $i$ 가 정상일 확률인 반환 면 가중치  $\mathbf{w}_i^{sf}$ 이다.

[0159] 도 3에 나타내어진 예시적인 흐름도는 전적으로 개념적 명료함을 위해 선택된다. 예를 들어, 제시의 간략함을 위해 추가의 구현 상세가 생략된다.

[0160] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른, 도 2에 설명된 프로세스로부터 EP 활성화 파동 맵을 생성하기 위한 방법 및 알고리즘을 개략적으로 예시하는 흐름도이다. 본 실시예에 따른 알고리즘은, 수신 입력 메시 단계 299에서, 프로세서(40)가 심장 방실의 3차원 메시 표현(299a)을 수신하는 것으로 시작되는 프로세스를 수행한다. 보이는 바와 같이, 메시(299a)는 불규칙적인 삼각형 면들을 포함한다. 전형적으로 전술한 FAM 기술에 의해 생성되는, 큰 변 및 작은 변을 갖는 삼각형들을 가진, 메시(299a)와 같은 메시는 개시된 방법에 의해 이루어지는 기하학적 근사화에서 에러를 유발한다. 그 다음에, 입력 메시 규칙화 단계 300에서, 프로세서(40)는 입력 메시(299)를 리메싱하여 더 규칙적인 메시(300a)를 생성한다. 리메싱은 또한 개시된 방법에 의해 EP 파동 추정 요구에 적용되는 계산 단계들을 최적화하기 위해 수행된다. 실시예에서, 메시 해상도(삼각형들의 수)는 (예를 들어, 주어진 크기의 행렬들에서 구현되는 바와 같은) 생성되는 방정식들의 수를 결정한다. 단계 300은 방정식들의 그 수를 줄임으로써 도 2 및 도 3에 설명된 계산 노력을 감소시킨다.

[0161] 그 다음에, 메시 데이터 피팅 단계 302에서, 프로세서(40)는 재구성을 온전히 유지하면서 인근의 측정된 위치들에 더 잘 맞도록 삼각형 중심들의 일부를 가상으로 병진시킨다. 메시가 생성되는 때의 데이터 획득 동안, 매핑 카테터가 심방 벽을 밀어 "팽창된" 재구성 기하학적 구조를 생성하는 경향이 있기 때문에, 단계 302가 필요하다. 측정치들 중 많은 것이 재구성으로부터 멀며, 이는 측정 위치를 방실 기하학적 구조에 관련시킴에 있어서 불확실성을 증가시킨다.

[0162] 그 다음에, 프로세서(40)는 상호작용 계산 단계 90에서 전용 알고리즘을 사용하여 도 2 및 도 3에 설명된 계산을 수행하여, 최적화된 삼각형 메시의 각각의 면에 대해 LAT, 느림 및 반환 확률의 값들을 도출한다. 전형적으로, 반환 가중치는 LAT 및 느림 값이 업데이트될 때마다 업데이트되지는 않는다.

[0163] 이어서, 투영 단계 304에서, 프로세서(40)는 단계 302의 결과적인 값들을 오리지널 메시(299a) 상에 투영한다. 전술한 바와 같이, EP 활성화 파동은 간소화된 메시 위에 계산된다. 그런데도, 개시된 방법은 오리지널 메시에 대한 결과적인 코히런트 맵을 제공한다. 맵은 저해상도 메시에 대한 면의 각각의 중심에 정의된다. 프로세서(40)는 고해상도 메시로부터 면에 대한 법선 방향으로 안팎으로 광선을 발사함으로써 고해상도 맵 면들(즉, 입력 맵(299a)의)을 저해상도 메시 상의 포인트에 매핑한다.

[0164] 하나의 광선만이 저해상도 메시에 부딪치는 경우, 프로세서(40)는 그 포인트를 저해상도 메시 상의 관련 포인트로서 선택한다. 양방향의 광선들이 메시에 부딪치는 경우, 프로세서(40)는 가장 가까운 포인트를 선택한다.

[0165] 이어서, 프로세서(40)는 광선에 부딪힌 포인트에서 저해상도 메시의 면 내부의 LAT 값을 보간하고, 이 값을 고해상도 메시의 면에 할당한다. 실시예에서, 프로세서(40)는 획득된 데이터 포인트들의 수가 주어진 요구되는 값보다 작은 조직 영역들에서 LAT 정보를 생략한다. 따라서 EP 매핑이 너무 희소한 매핑을 산출하는 그러한 조직 영역은 임의의 결과적인 시각화에서 "회색으로 된다".

[0166] 단계 304는 프로세서(40)가 도 6에 설명된 코히런트 EP 활성화 파동 맵(400)을 생성하게 한다.

[0167] 부정맥 조동을 이해하기 위한 주요 단계는 전체 메시에 걸쳐 파동 순환을 보는 능력이다. 2D 스크린에 3D 메시지를 시각화하는 것은 메시의 뒷면 보기, 메시의 정면 부분 대 원위 부분의 결정, 및 다른 것들을 포함한 몇 가지 어려움을 포함한다. 등시성 뷰 생성 단계 410에서, 프로세서(40)는 맵(400)을 등시성 뷰(500)로 이미지 처리한다.

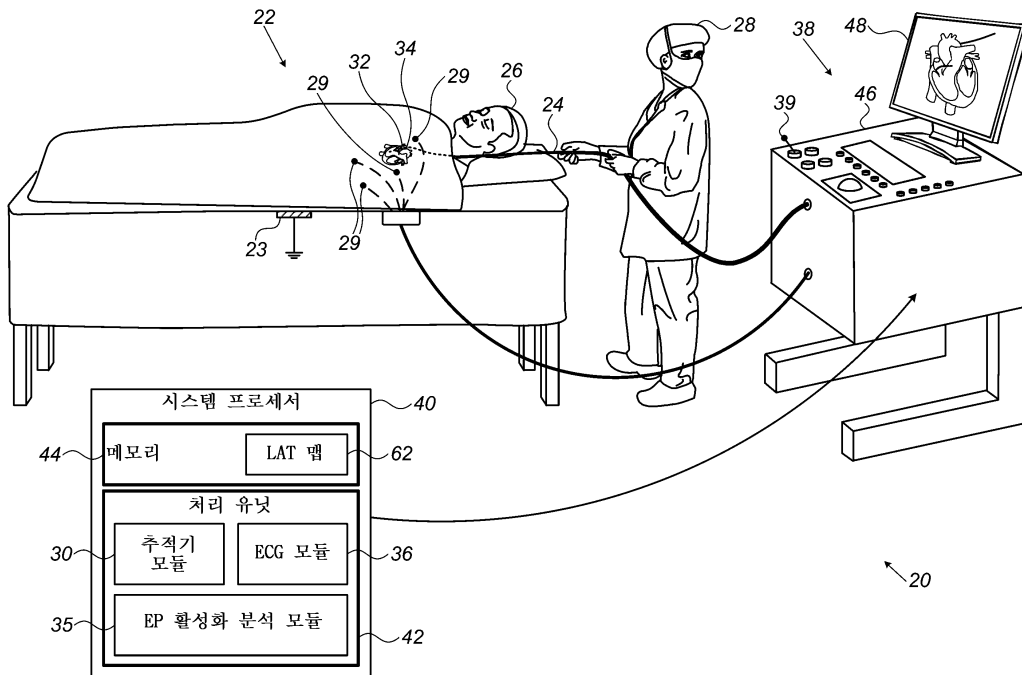
[0168] 등시성 뷰(500)는 각각의 등고선이 LAT가 그것을 따라 일정한 곡선인 등고선 맵(500a)이다. 등시성 뷰(500a)는

전후방(AP) 뷰에서 좌심방의 예로서 제공된다. 실제로 맵은 컬러 코딩된다.

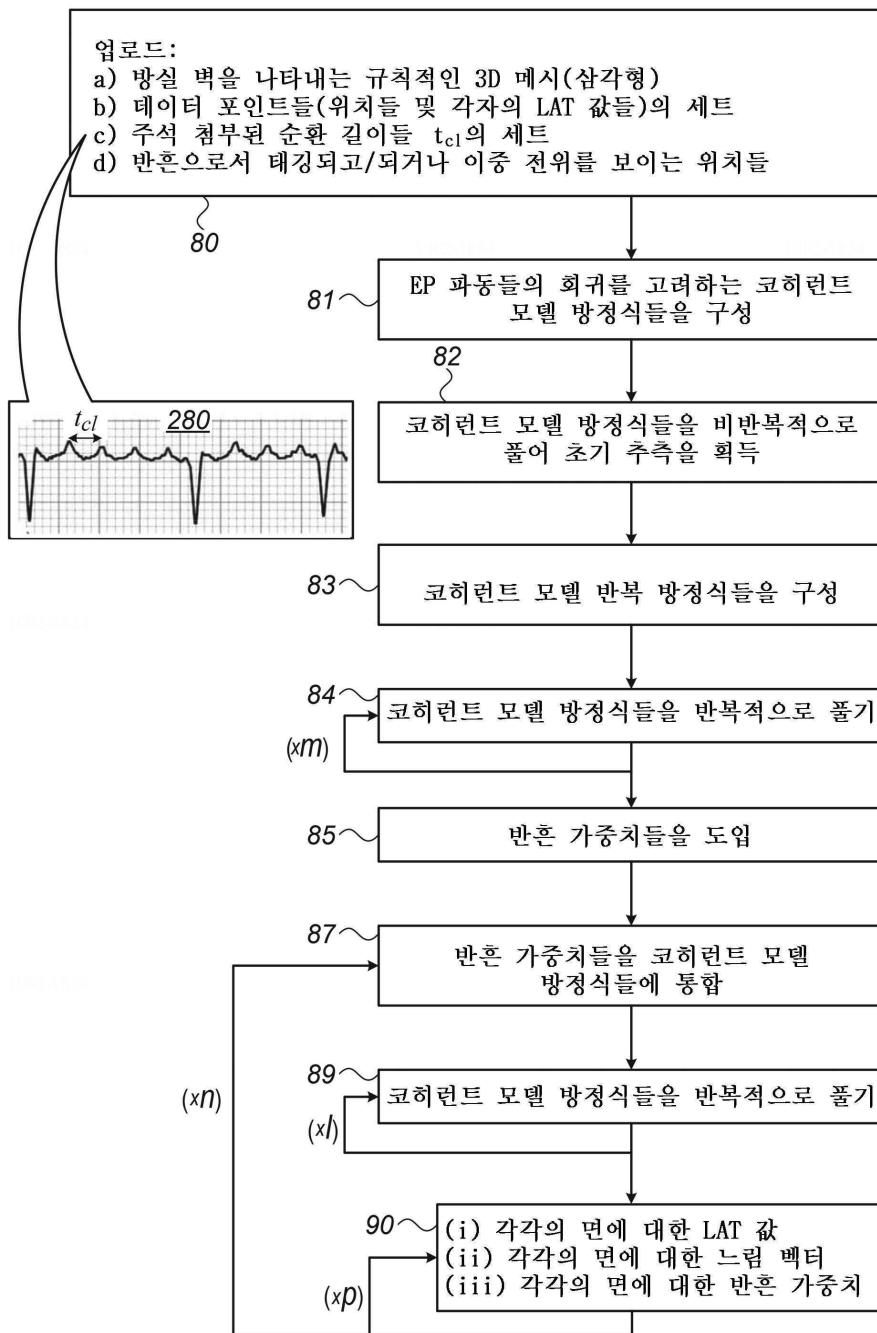
- [0169] 맵(500a)은 투명하며, 이는 앞쪽 컴포넌트와 멀리 있는 컴포넌트가 쉽게 구별되면서 사용자가 하나의 뷰에서 파동의 순환의 전체 범위를 볼 수 있게 한다. 또한, 뷰는 전체 구조 주위에서 순환을 따르는 것을 쉽게 만들며, 이는 부정맥에 대한 더 양호한 이해로 이어진다. 파동의 전파 속도는 곡선들의 밀도에 의해 명백한데, 왜냐하면 등고선 간격이 시간적으로 균일한 간격으로 되어 있기 때문이다. 높은 밀도의 등고선들을 갖는 영역은 느린 전파를 나타내고, 낮은 밀도는 빠른 전파를 나타낸다. 반흔 영역들은 등고선들이 없는 균일한 영역들로서 보인다.
- [0170] 도 4에 나타내어진 예시적인 흐름도는 전적으로 개념적 명료함을 위해 선택된다. 예를 들어, 단계 302와 같은 몇몇 단계들의 예시적인 그래픽 출력은 제시의 간략함을 위해 생략된다.
- [0171] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른, EP 파동들의 회귀 및 반흔 조직을 고려하는 좌심방의 코히런트 EP 활성화 맵(400)의 개략적인 그림 볼륨 렌더링이다. 나타내어진 바와 같이, 맵(400)은 전술한 무지개 아티팩트가 개시된 방법에 의해 억제됨에 따라 영역들(210)에서 현실적이고 연속적인 EP 활성화 패턴을 보여준다. 예상된 바와 같이, 명백한 불연속이 EP 전도성 영역(210)과 비전도성 반흔 영역(220) 사이에 있다.
- [0172] 도 5의 삽화(150)는, 참조 목적으로, 개시된 기술 없이 계산된, 좌심방 위의 EP 활성화의 컬러 표현의 보간의 볼륨 렌더링이다. 삽화(150)에 나타내어진 예는 파동 회귀를 고려하지 않는다. 결과적으로, 그리고 삽화에 나타내어진 바와 같이, "무지개" 아티팩트(155)가 나타난다. 삽화에 나타내어진 예에서, 방실 위의 EP 파동 전파는 전체 회귀 순환에 걸치며, 여기서 순환에서 "늦은" 파면은 다음 순환의 "이른" 파면을 만난다. 이 예에서, 조직 영역들에는 1 순환 길이 떨어진 LAT들이 할당된다. 컬러 코딩될 때 이웃하는 영역들 사이의 1 최대 순환 길이의 전이를 나타내는, 무지개와 같은, 좁은 다중 음영 경로는 이에 따라 맵 내에 불연속을 유발하는데, 이는 전술한 바와 같이 본 발명의 실시예들이 제거한다. 즉, 전술한 무지개 아티팩트는 개시된 ICEA 방법을 사용하여 완전히 제거된다.
- [0173] 몇몇 실시예들에서, 관심 있는 윈도우(window of interest, WOI)에서 "이른 것이 늦은 것을 만남"에 대한 의존성을 제거하기 위해 순환 컬러 스케일이 사용된다. 컬러들은 참조 전기도와 관련한 상대적인 시간 차이들을 나타내며, 이는 "이른 것이 늦은 것을 만남"의 개념을 제거한다. 컬러 원은 활성화 패턴을 나타낸다. 따라서, 예를 들어, 표준 맵에서 그러하듯이, 적색은 이른 것을 나타내지 않고 자색은 늦은 것을 나타내지 않으며; 컬러 원은 무지개와 같은 전이를 생성하지 않는 자연스러운 순환 방식으로 활성화 시간에 있어서의 비례 관계를 설명한다.
- [0174] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른, EP 활성화 파동의 전파를 예시하는 전도 화살표들(330)로 오버레이된 좌심방의 코히런트 EP 활성화 맵(440)의 개략적인 그림 볼륨 렌더링이다. 전도 화살표들(330)은 벡터들이며, 이들 모두는 고정된 길이를 갖고, 이들 각각은 EP 활동의 추가적인 시각화를 제공하는 형상 위의 위치에서의 각자의 느낌 벡터의 방향을 갖는다. 예를 들어, 전도 화살표들(330)은 전형적으로 반흔 영역을 둘러싸는 것으로 보인다. 다른 실시예(도 6에 도시되지 않음)에서, 전도 화살표들은 그의 방향에 더하여 느낌의 크기를 나타내는 상이한 길이들을 갖는다.
- [0175] 전술된 실시예는 예로서 언급된다는 것, 그리고 본 발명은 위에서 상세히 도시되고 기술된 것으로 제한되지 않는다는 것이 이해될 것이다. 오히려, 본 발명의 범위는 전술된 다양한 특징들의 조합 및 하위-조합 둘 모두뿐만 아니라, 전술한 설명을 읽을 때 당업자에게 떠오를 그리고 종래 기술에서 개시되지 않은 그것의 변형 및 수정을 포함한다. 본 특허 출원에 참고로 포함되는 문헌은, 임의의 용어가 이러한 포함되는 문헌에서 본 명세서에 명시적으로 또는 암시적으로 이루어진 정의와 상충되는 방식으로 정의되는 경우에, 본 명세서 내의 정의만이 고려되어야 한다는 점을 제외하고는, 본 출원의 필요불가결한 부분으로 고려되어야 한다.

도면

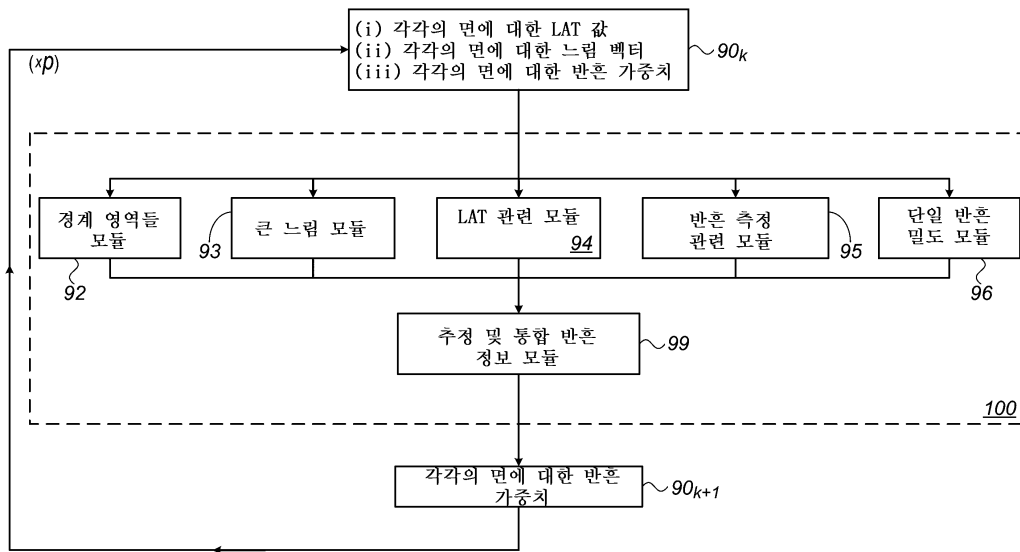
도면1



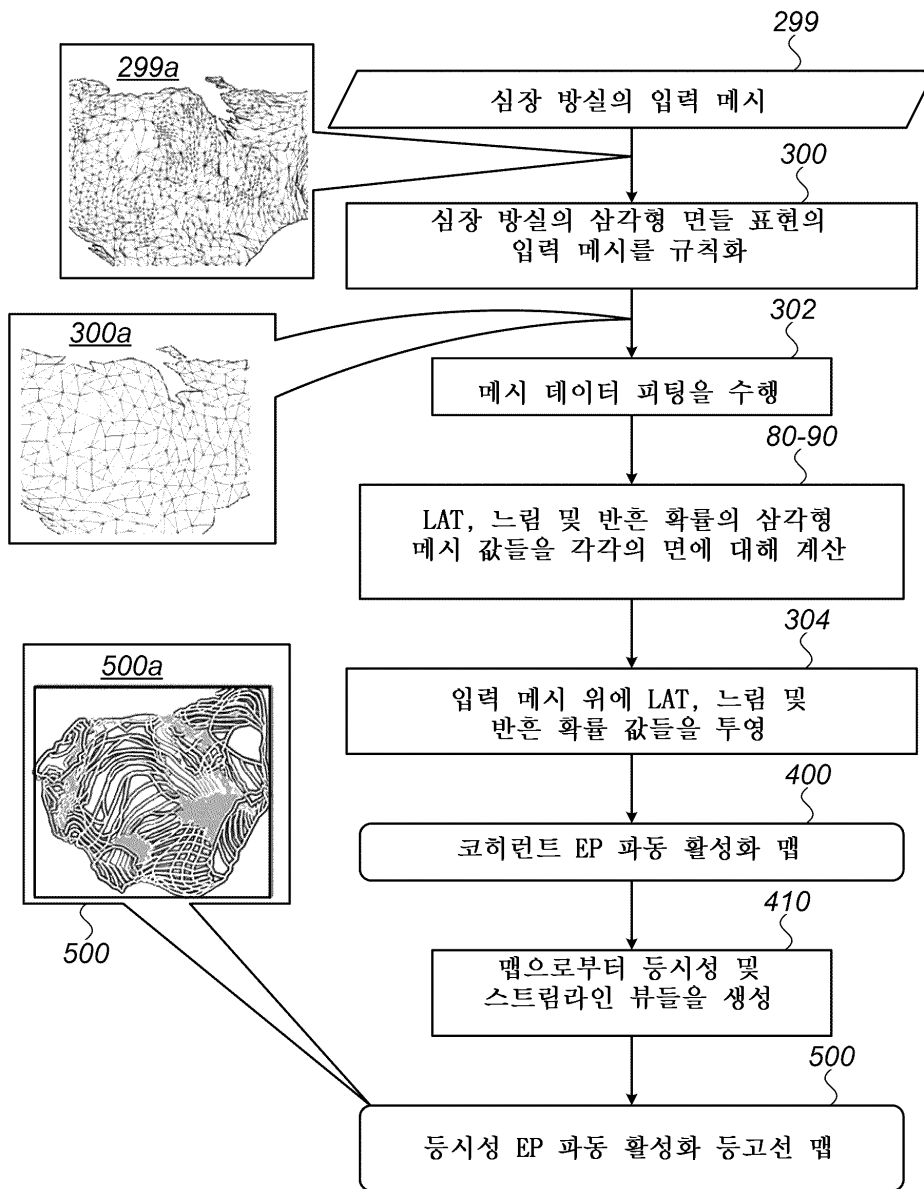
도면2



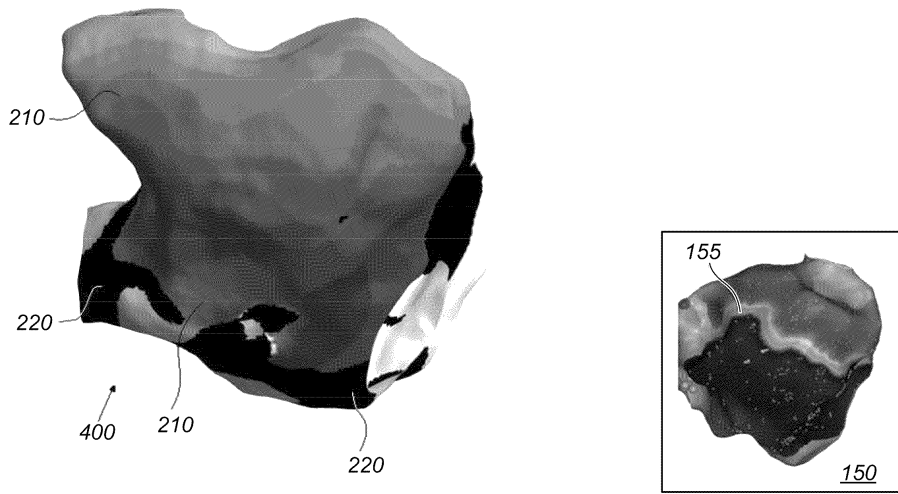
도면3



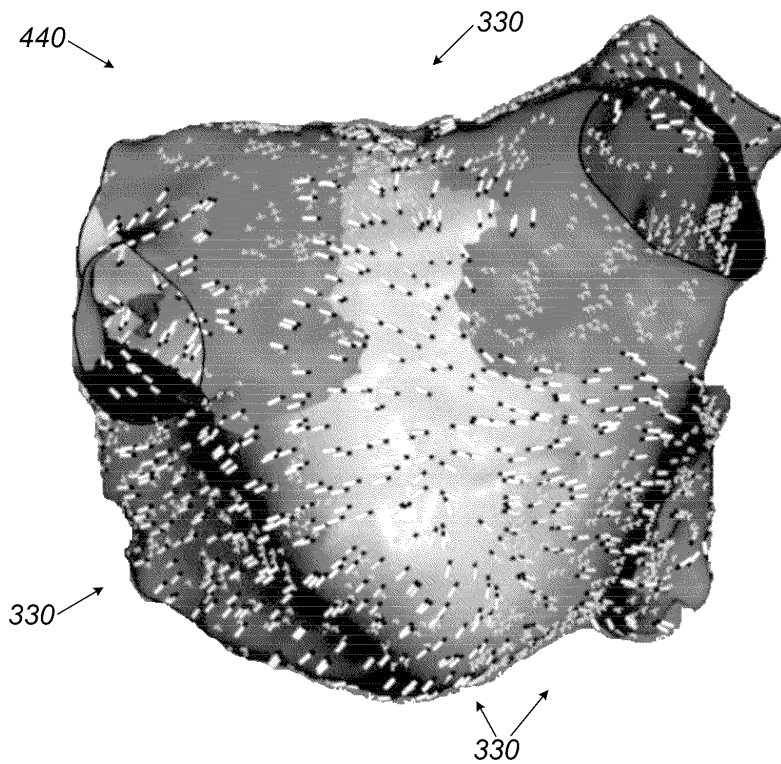
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	心脏电生理 ( EP ) 激活 ( 包括折返效应 ) 的迭代相干映射		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020200054094A</a>	公开(公告)日	2020-05-19
申请号	KR1020190141452	申请日	2019-11-07
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	生物感觉韦伯斯特 ( 以色列 ) 品牌		
发明人	바-탈 메어 바람 아른 몬태그 아브람 단		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0464		
CPC分类号	A61B5/0452 A61B5/04012 A61B5/0422 A61B5/0464 A61B5/0538 A61B5/6852 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/7278 A61B5/7285 A61B5/743 A61B5/04011 A61B5/04085 A61B5/044 G16H20/40 G16H30/40		
代理人(译)	张本勋		
优先权	16/184653 2018-11-08 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种方法包括接收心腔的输入网格表示，在心腔的壁组织上的一组测量位置以及在该位置测量的相应的局部激活时间 ( LAT ) 的集合。将输入网格重新划分为包括规则多边形的规则网格。一组测量位置和相应的 LAT 是拟合到正则多边形的数据。对于正则化多边形迭代地计算各自的 LAT 值，以便在考虑 EP 波再入的规则网格上获得循环 EP 激活波解。提出了一个电解剖图，包括叠加在规则网格上的循环 EP 激活波。

$$\begin{cases} W_{i,j}^{dist} (\varphi_i^{meas} - \varphi_j) = 0 & (I) \\ \vec{\tilde{s}}_i = R(j,i) \vec{\tilde{s}}_j & (II) \\ \vec{\tilde{s}}_j \cdot \vec{d}_j - \vec{\tilde{s}}_i \cdot \vec{d}_i = \varphi_j - \varphi_i & (III) \end{cases}$$