 (19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 10-2014-0066125 (43) 공개일자 2014년05월30일
<p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.) <i>A61B 5/0452</i> (2006.01) <i>A61B 18/18</i> (2006.01) <i>A61B 18/02</i> (2006.01) <i>A61N 7/00</i> (2006.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2013-7031784</p> <p>(22) 출원일자(국제) 2012년03월21일 심사청구일자 없음</p> <p>(85) 번역문제출일자 2013년11월29일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/US2012/029935</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2012/151008 국제공개일자 2012년11월08일</p> <p>(30) 우선권주장 13/217,123 2011년08월24일 미국(US) 61/481,607 2011년05월02일 미국(US)</p>	<p>(71) 출원인 더 리젠츠 오브 더 유니버시티 오브 캘리포니아 미국 캘리포니아 94607-5200 오클랜드 12층 프랭클린 스트리트 1111 토페라, 아이엔씨. 미국, 에리조나 85259, 스코츠데일, 피.오. 박스 224, 슈트 2, 11445 이. 비아 린다</p> <p>(72) 발명자 브릭스, 캐리, 로버트 미국, 캘리포니아 92037, 라 줄라, 3335 캐미니토 배스토 나라얀, 산지브 미국, 캘리포니아 92037, 라 줄라, 5918 제르멘 레인</p> <p>(74) 대리인 허용록</p>

전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **심장 활성화 정보를 재구성하기 위한 시스템 및 방법**

(57) 요약

심장 활성화 정보를 재구성하는 일 예시적인 시스템 및 방법이 개시된다. 임계값보다 높은 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정하도록 컴퓨팅 디바이스를 통해 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호가 처리된다. 변화 포인트가 임계값보다 높다고 결정되는 경우, 제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화를 정의하도록 변화 포인트에서 제1 심장 신호에 활성화 온셋 시간이 할당된다.

특허청구의 범위

청구항 1

임계값보다 높은 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정하도록 컴퓨팅 디바이스를 통해 상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호를 처리하는 단계; 및

상기 변화 포인트가 상기 임계값보다 높다고 결정되는 경우, 상기 제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화화를 정의하도록 상기 변화 포인트에서 상기 제1 심장 신호에 활성화 온셋 시간을 할당하는 단계를 포함하는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 변화 포인트는 상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호에 대해 거의 동일한 시점에서 결정되는 것인, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 변화 포인트는 상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호에 대한 기울기, 진폭, 타이밍 및 형상 중 하나 이상으로부터 결정되는 것인, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 변화 포인트의 결정은,

상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호로부터 복합 심장 신호를 형성하는 단계;

상기 제1 심장 신호에서의 복수의 포인트들에서 비율 값들을 결정하되, 상기 각각의 비율 값은 상기 제1 심장 신호의 도함수와 상기 복합 심장 신호의 도함수 사이의 차이에 대한 상기 제2 심장 신호의 도함수와 상기 복합 심장 신호의 도함수 사이의 차이를 나타내는 것인, 비율 값들의 결정 단계; 및

상기 제1 심장 신호에서의 상기 변화 포인트로서, 결정된 상기 비율 값들로부터 최대 비율 값을 갖는 포인트를 선택하는 단계를 포함하는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 임계값은, 상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호와 연관된 잡음 레벨보다 더 높은 것인, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 잡음 레벨 이하의 변화 포인트는, 심장, 호흡 기관, 위장 관, 신경 기관 및 전자 간섭의 다른 영역들로부터의 하나 이상의 신호들과 연관되는 것인, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 임계값보다 높은 변화 포인트가 없다고 결정되는 경우, 상기 제1 심장 신호의 적어도 하나의 특성을, 심장 신호들의 카탈로그에서의 기준 심장 신호의 적어도 하나의 특성에 매칭시키는 단계; 및

상기 제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화화를 정의하도록 상기 기준 심장 신호의 활성화 온셋 시간으로서 활성화 온셋 시간을 상기 제1 심장 신호에 할당하는 단계를 더 포함하는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방

법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 제1 심장 신호의 박동들을 나타내는 다수의 심장 활성화들을 정의하기 위한 처리 및 할당을 수행하는 단계를 더 포함하는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

복수의 심장 신호들로부터 상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호를 반복적으로 선택하는 단계를 더 포함하는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

복수의 심장 신호들로부터 심장 신호들의 쌍들을 반복적으로 선택하되, 상기 각각의 쌍은 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호를 갖는 단계;

상기 쌍들 각각의 상기 제1 심장 신호에 대한 박동들을 나타내는 다수의 심장 활성화들을 정의하기 위한 상기 쌍들 각각에 대한 처리 및 할당을 수행하는 단계; 및

심장 리듬 장애의 소스를 나타내기 위해 상기 복수의 심장 신호들로부터의 심장 활성화들의 할당된 활성화 온셋 시간들에 기초하여 심장 활성화 패턴을 재구성하는 단계를 더 포함하는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법.

청구항 11

적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스를 포함하는 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템으로서,

상기 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스는,

임계값보다 높은 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정하도록 컴퓨팅 디바이스를 통해 상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호를 처리하고;

상기 변화 포인트가 상기 임계값보다 높다고 결정되는 경우, 상기 제1 심장 신호의 박동들을 나타내는 심장 활성화를 정의하도록 상기 변화 포인트에서 상기 제1 심장 신호에 활성화 온셋 시간을 할당하도록 구성되는 것인, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스에 의해 실행될 때, 상기 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스로 하여금, 처리 및 할당하게 하는 명령들을 포함하는 컴퓨터 판독가능 매체를 더 포함하는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 변화 포인트는 상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호 양쪽에 대해 거의 동일한 시점에서 결정되는 것인, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템.

청구항 14

제11항에 있어서,

상기 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스는,

상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호로부터 복합 심장 신호를 형성하고;

상기 제1 심장 신호에서의 복수의 포인트들에서 비율 값들을 결정하되, 상기 각각의 비율 값은 상기 제1 심장 신호의 도함수와 상기 복합 심장 신호의 도함수 사이의 차이에 대한 상기 제2 심장 신호의 도함수와 상기 복합 심장 신호의 도함수 사이의 차이를 나타내며;

상기 제1 심장 신호에서의 변화 포인트로서, 결정된 상기 비율 값들로부터 최대 비율 값을 갖는 포인트를 선택하도록

추가로 구성되는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템.

청구항 15

제11항에 있어서,

상기 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스는,

상기 임계값보다 높은 변화 포인트가 없다고 결정되는 경우, 상기 제1 심장 신호의 적어도 하나의 특성을, 심장 신호들의 카탈로그에서의 기준 심장 신호의 적어도 하나의 특성에 매칭시키고;

상기 제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화를 정의하도록 상기 기준 심장 신호의 온셋 시간으로서 활성화 온셋 시간을 상기 제1 심장 신호에 할당하도록

추가로 구성되는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템.

청구항 16

제11항에 있어서,

상기 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스는,

상기 제1 심장 신호의 박동들을 나타내는 다수의 심장 활성화들을 정의하기 위한 처리 및 할당을 수행하도록 추가로 구성되는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템.

청구항 17

제11항에 있어서,

상기 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스는,

복수의 심장 신호들로부터 상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호를 반복적으로 선택하도록 추가로 구성되는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템.

청구항 18

제11항에 있어서,

상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호를 각각 검출하기 위한 적어도 제1 센서 및 제2 센서를 갖는 카테터를 더 포함하는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템.

청구항 19

제11항에 있어서,

상기 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스는,

복수의 심장 신호들로부터 심장 신호들의 쌍들을 반복적으로 선택하되, 상기 각각의 쌍은 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호를 갖고;

상기 쌍들 각각에서 상기 제1 심장 신호에 대한 박동들을 나타내는 다수의 심장 활성화들을 정의하기 위해 상기 쌍들 각각에 대해 처리 및 할당하고;

심장 리듬 장애의 소스를 나타내기 위해 상기 복수의 심장 신호들로부터의 심장 활성화들의 할당된 활성화 온셋 시간들에 기초하여 심장 활성화 패턴을 재구성하며;

상기 심장 리듬 장애를 억제, 감소 또는 제거하기 위해 상기 소스에서 심장 조직의 치료를 용이하게 하도록 재

구성된 상기 심장 활성화 패턴을 디스플레이하도록

추가로 구성되는, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템.

청구항 20

심장 리듬 장애를 치료하는 방법으로서,

복수의 심장 신호들로부터 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호에 반복적으로 액세스하는 단계;

임계값보다 높은 상기 제2 심장 신호의 도함수에 대한 상기 제1 심장 신호의 도함수의 변화 포인트들이 존재하는지 여부를 결정하도록 컴퓨팅 디바이스를 통해 상기 제1 심장 신호 및 상기 제2 심장 신호를 처리하는 단계;

상기 변화 포인트들이 상기 임계값보다 높다고 결정되는 경우, 상기 제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화들을 정의하도록 상기 변화 포인트들에서 상기 제1 심장 신호에 활성화 온셋 시간들을 할당하는 단계;

상기 심장 리듬 장애의 소스를 나타내기 위해 할당된 상기 활성화 온셋 시간들에 기초하여 심장 활성화 패턴을 재구성하는 단계; 및

상기 심장 리듬 장애를 억제 또는 제거하기 위해 상기 소스에서 심장 조직을 치료하는 단계를 포함하는, 심장 리듬 장애를 치료하는 방법.

명세서

기술분야

- [0001] 정부 권리
- [0002] 본 출원에 설명된 일부 연구는 미국 국립 보건원으로부터의 승인번호 제 R01 HL83359, HL83359-S1 및 HL103800에 의해 재정 지원되었다. 미국 정부는 이에 따라 본 발명에 대해 일정 권리를 가질 수 있다.
- [0003] 관련 출원들의 교차 참조
- [0004] 본 출원은 2011년 5월 2일자로 출원된 미국 가특허출원 제61/481,607호 및 2011년 8월 24일자로 출원된 미국 특허출원 제13/217,123호에 대한 우선권 및 이들의 이익을 주장하고, 이들 모두는 본원에 참조로써 그 전체가 포함된다.
- [0005] 분야
- [0006] 본 출원은 일반적으로 심장 리듬 장애들에 관한 것이다. 더 구체적으로는, 본 출원은 심장 리듬 장애들과 연관된 심장 활성화 정보(활성화 온셋)를 재구성하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [0007] 심장(heart(cardiac)) 리듬 장애들은 전 세계에 걸쳐 보편적이며, 이환율(morbidity) 및 사망의 중요한 원인들을 나타낸다. 심장에서 전기 시스템의 고장은 심장 리듬 장애의 근인(proximate cause)을 나타낸다. 심장 리듬 장애들은 많은 형태들로 존재하는데, 이들 중 치료하기에 가장 복잡하고 어려운 것이 심방 세동(atrial fibrillation; AF), 심실성 빈맥(ventricular tachycardia; VT) 및 심실 세동(ventricular fibrillation; VF)이다. 심방 빈맥(atrial tachycardia; AT), 심실상성 빈맥(supraventricular tachycardia; SVT), 심방 조동(atrial flutter; AFL), 심방 조기 수축/박동(premature atrial complexes/beats; SVE) 및 조기 심실 수축/박동(premature ventricular complexes/beats; PVC)을 포함하는 다른 리듬 장애들은 치료하기가 더 단순하지만, 또한 임상적으로 중요할 수도 있다. 정상 조건 하에서 동방결절(sinus node)이 심장을 동박절(sinus rhythm)로 유지하지만, 특정 조건들 하에서는 정상 동방결절의 빠른 활성화가 부적절한 동빈맥(sinus tachycardia) 또는 동방결절 회귀(sinus node reentry)를 야기시킬 수 있고, 이들 모두 또한 심장 리듬 장애들을 나타낸다.
- [0008] 심장 리듬 장애들의 치료, 특히, AF, VF 및 다형성 VT의 복합 리듬 장애들의 치료는 매우 어려울 수 있다. 복합 리듬 장애에 대한 약물 치료는 열악한 효능과 상당한 부작용들로 인해 최적이지 않다. 절제술(ablation)은, 혈관들을 통해 또는 외과적으로 직접 심장에 대해 센서/프로브를 조작하고, 심장 리듬 장애의 원인을 제공하는 심장의 위치에 에너지를 전달하여 심장 리듬 장애를 완화시키고 일부 경우에는 심장 리듬 장애를 제거함으로써, 심장 리듬 장애들과 관련하여 점점 사용이 증가하고 있다. 그러나, 복합 리듬 장애들에서 절제술은 종종 어렵고

비효율적인데, 이는, 심장 리듬 장애의 원인을 식별하고 위치결정하는 기구들이 열악하여, 에너지를 심장의 정확한 영역에 전달하여 장애를 제거하고자 하는 시도들을 저해하기 때문이다.

[0009] 단순한 심장 리듬 장애들을 치료하기 위해 특정 시스템들 및 방법들이 알려져 있다. 단순한 심장 리듬 장애(예를 들어, 심방 빈맥)에서, 박동 간의 일정한 활성화 온셋 패턴들은 일반적으로, 절제되어 장애를 완화시키고 일부 경우에는 제거할 수 있는 초기 위치로 다시 추적될 수 있다. 단순한 심장 리듬 장애들에서조차도, 이러한 심장 리듬 장애의 원인의 절제술은 도전과제이고, 경험이 있는 전문가들은 종종, 일정한 박동간 활성화 패턴을 가진 단순한 리듬 장애들, 예컨대, 심방 빈맥을 절제하는 데 시간을 필요로 한다.

[0010] AF, VF 또는 다형성 VT와 같은 복합 리듬 장애들에 대한 원인들을 식별하는 것에 대해 성공적인 시스템들 및 방법들이 알려져 있지 않다. 복합 리듬 장애에서, 활성화 온셋 패턴들이 박동 간에서 변화하고 "연속적"이어서 식별가능한 초기 포인트(또는 시작) 또는 최후 포인트(또는 끝)가 존재하지 않기 때문에, 활성화 온셋들의 초기 위치는 식별될 수 없다.

[0011] 심장 리듬 장애들을 진단하고 치료하는 것은 종종, 환자의 혈관들을 통한 심장 안으로의 복수의 센서들/프로브들을 갖는 카테터의 주입을 수반한다. 센서들은 심장에서의 센서 위치들에서 심장의 전기적 활동을 검출한다. 일반적으로, 전기적 활동은 센서 위치들에서의 심장의 활성화를 나타내는 전기곡선도 신호들로 처리된다.

[0012] 단순한 심장 리듬 장애에서, 각각의 센서 위치에서의 신호는 일반적으로, 박동 간에 있어서 타이밍 그리고 종종 그 편차들의 개수 및 형상이 일관되어, 각각의 센서 위치에서의 활성화 온셋들의 식별을 가능하게 한다. 그러나, 복합 리듬 장애에서, 박동 간에 있어서의 각각의 센서 위치에서의 신호는 다양한 형상들의 1개, 수개, 및 다수개의 편차들 간에서 전이할 수도 있다. 예를 들어, AF에서 센서 위치에 대한 신호가 5개, 7개, 11개 또는 그 이상의 편차들을 포함하는 경우, 신호에서의 어떤 편차들이, 심장에서의 센서에 의해 여전히 감지되는 멀리 떨어진 위치에 있는지(즉, 원거리장 활성화)와 대비하여, 심장에서의 센서 위치에 또는 그 가까이에 있는지(즉, 국부 활성화), 또는 단순히 환자의 심장의 또 다른 부분으로부터의 잡음, 다른 해부학적인 구조물들, 심장 또는 외부 전자 시스템들에 대한 센서의 이동 또는 모션을 식별하는 것이 불가능하지는 않지만 어렵다.

[0013] 심장 리듬 장애들의 원인의 식별 및 이들의 제거를 용이하게 하기 위해, 특히, 복합 리듬 장애들에서, 심장 리듬 장애들과 연관된 다양한 형상의 신호들에서 심장 활성화 정보(온셋들)를 재구성할 수 있는 시스템들 및 방법들이 알려져 있지 않다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0014] 본 발명은 심장 활성화 정보를 재구성하기 위한 시스템 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0015] 본 발명은 심장 리듬 장애들뿐만 아니라 신경 발작들, 식도 연축들, 방광 불안정, 과민성 대장 증후군과 같은 다른 생물학적 리듬 장애들, 및 생물학적 활성화 정보가 재구성되어 장애들의 원인 또는 소스의 결정, 진단, 및/또는 치료를 허용할 수 있는 다른 생물학적 장애들을 포함하는 다양한 리듬 장애들의 활성화 정보를 재구성하는 것에 적용가능하다. 그러나, 장애들의 원인(들) 또는 소스(들)를 찾아내서 편리하게 치료될 수 있도록, 복합 활성화 패턴들이 발생하는 복합 리듬 장애들에 특히 유용하고, 특히 심장의 복합 리듬 장애들에 특히 유용하다.

[0016] 통상적으로, 복합 심장 리듬 장애들은 판독하기가 극히 어려운 활성화 패턴들을 발생시켜서, 복합 장애들에서의 심장 박동들의 정확한 활성화 정보를 결정하는 능력이 이전에는 가능하지 않았다. 본 발명의 이점들 중에는 장애의 원인 및/또는 소스의 결정이 결정되어 치료될 수 있도록 심장 활성화 정보를 재구성하는 능력이 있다. 또 다른 이점은 본 발명이 센서들을 갖는 카테터와 같은 감지 디바이스가 환자에 또는 환자 가까이에 이용되는 동안 빨리 수행될 수 있고 심장 조직의 치료가 후속하여 장애를 개선하고 다수의 경우 장애를 치료할 수 있는 시스템 및 방법을 제공한다는 점이다. 따라서, 재구성된 심장 정보가 장애의 원인 또는 소스의 위치(들)를 제공하기 때문에, 그 재구성된 심장 정보의 연산시 치료가 즉시 일어날 수도 있다.

[0017] 이전의 시스템들 및 방법들은 심장 리듬 장애들의 소스를 결정할 수 없는 것으로부터 곤란을 겪어서, 그 결과, 의미 있고 치유력 있는 치료를 위한 소스를 목표로 하는 어떤 수단도 존재하지 않았다. 부가적으로, 이전의 시스템들 및 방법들은 처리의 수많은 복잡한 단계들을 필요로 하였지만 여전히 심장 리듬 장애의 원인(들) 및

소스(들)를 식별하기에 충분한 심장 활성화 정보를 재구성하는 수단을 제공하는 것에 실패하였다.

- [0018] 이전의 시스템들 및 방법들과는 대조적으로, 본 발명은 사실상 식별 불가능한 활성화 패턴들 중에 심장 박동에 대한 다양한 센서 위치들에서 활성화 온셋 시간들을 결정하기 위해 활성화 정보를 재구성하기 위한 비교적 적은 개수의 단계들을 제공한다.
- [0019] 여기에 사용되는 바와 같이, 재구성은, 생물학적 또는 심장 리듬 장애의 하나 이상의 박동들에 대한 인근의 또는 인접한 센서 위치들과는 별개의 센서 위치에서 심장 또는 생물학적 신호에서 활성화 온셋 시간을 식별하는 처리이다.
- [0020] 여기에 사용되는 바와 같이, 활성화 온셋 시간은, 활성화 동안 다른 시점들과는 대조적으로, 셀 또는 조직에서 활성화가 개시되는 시점이다.
- [0021] 여기에 사용되는 바와 같이, 활성화는, 셀이 휴지(심장확장) 상태에서부터 액티브(전기적) 상태로 그의 동작을 개시하는 처리이다.
- [0022] 일 실시예 또는 양태에 따르면, 심장 활성화 정보를 재구성하는 시스템이 개시된다. 이 시스템은 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스를 포함한다. 컴퓨팅 디바이스는 임계값보다 높은 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정하도록 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호를 처리하도록 구성된다. 컴퓨팅 디바이스는 또한, 변화 포인트가 임계값보다 높다고 결정되는 경우, 제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화를 정의하도록 변화 포인트에서 제1 심장 신호에 활성화 온셋 시간을 할당하도록 구성된다. 변화 포인트는 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호 양쪽에 대해 거의 동일한 시점에서 결정될 수 있다.
- [0023] 컴퓨팅 디바이스는, 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호로부터 복합 심장 신호를 형성할 수 있고, 제1 심장 신호에서의 복수의 포인트들에서 비율 값들을 결정할 수 있다. 각각의 비율 값은 제1 심장 신호의 도함수와 복합 심장 신호의 도함수 사이의 차이에 대한 제2 심장 신호의 도함수와 복합 심장 신호의 도함수 사이의 차이를 나타낼 수 있다. 또한, 컴퓨팅 디바이스는, 제1 심장 신호에서의 변화 포인트로서, 결정된 비율 값들로부터 최대 비율 값을 갖는 포인트를 선택할 수 있다.
- [0024] 컴퓨팅 디바이스는, 임계값보다 높은 변화 포인트가 없다고 결정되는 경우, 제1 심장 신호의 적어도 하나의 특성을, 심장 신호들의 카탈로그에서의 기준 심장 신호의 적어도 하나의 특성에 매칭시킬 수 있다. 그 후에, 컴퓨팅 디바이스는 제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화를 정의하도록 기준 심장 신호의 온셋 시간으로서 활성화 온셋 시간을 제1 심장 신호에 할당할 수 있다.
- [0025] 컴퓨팅 디바이스는 복수의 심장 신호들로부터 심장 신호들의 쌍들을 반복적으로 선택할 수 있다. 각각의 쌍은 제1 심장 신호 및 상이한 제2 심장 신호를 포함할 수 있다. 컴퓨팅 디바이스는 쌍들 각각에서 제1 심장 신호에 대한 박동들을 나타내는 다수의 심장 활성화들을 정의하기 위한 쌍들 각각에 대한 처리 및 할당을 수행할 수 있다. 컴퓨팅 디바이스는 또한, 심장 리듬 장애의 소스를 나타내기 위해 복수의 심장 신호들로부터의 심장 활성화들의 할당된 활성화 온셋 시간들에 기초하여 심장 활성화 패턴을 재구성할 수 있다. 또한, 컴퓨팅 디바이스는 심장 리듬 장애를 억제, 감소 또는 제거하기 위해 소스에서 심장 조직의 치료를 용이하게 하도록 재구성된 심장 활성화 패턴을 디스플레이할 수 있다.
- [0026] 또 다른 실시예 또는 양태에 따르면, 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법이 개시된다. 이 방법은 임계값보다 높은 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정하도록 컴퓨팅 디바이스를 통해 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호를 처리하는 단계를 포함한다. 이 방법은 변화 포인트가 임계값보다 높다고 결정되는 경우, 제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화를 정의하도록 변화 포인트에서 제1 심장 신호에 활성화 온셋 시간을 할당하는 단계를 더 포함한다. 변화 포인트는 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호에 대해 거의 동일한 시점에서 결정될 수 있다.
- [0027] 이 방법에서의 변화 포인트의 결정은 다음의 동작들을 포함할 수 있다. 복합 심장 신호는 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호로부터 형성될 수 있다. 제1 심장 신호에서의 복수의 포인트들에서 비율 값들이 결정될 수 있다. 각각의 비율 값은 제1 심장 신호의 도함수와 복합 심장 신호의 도함수 사이의 차이에 대한 제2 심장 신호의 도함수와 복합 심장 신호의 도함수 사이의 차이를 나타낼 수 있다. 제1 심장 신호에서의 변화 포인트로서, 결정된 비율 값들로부터 최대 비율 값을 갖는 포인트가 선택될 수 있다.
- [0028] 임계값보다 높은 변화 포인트가 없다고 결정되는 경우, 이 방법은 제1 심장 신호의 적어도 하나의 특성을, 심장 신호들의 카탈로그에서의 기준 심장 신호의 적어도 하나의 특성에 매칭시키는 단계를 포함할 수 있다. 그 후에,

제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화를 정의하도록 기준 심장 신호의 활성화 온셋 시간이 그 후에 활성화 온셋 시간으로서 제1 심장 신호에 할당될 수 있다.

[0029] 심장 활성화 정보를 재구성하는 방법은 복수의 심장 신호들로부터 심장 신호들의 쌍들을 반복적으로 선택하는 단계를 더 포함할 수 있다. 각각의 쌍은 제1 심장 신호 및 상이한 제2 심장 신호를 포함한다. 쌍들 각각에 대한 처리 및 할당의 동작들이 쌍들 각각에서 제1 심장 신호에 대한 박동들을 나타내는 다수의 심장 활성화들을 정의하도록 수행될 수 있다. 그 후에, 심장 리듬 장애의 소스를 나타내기 위해 복수의 심장 신호들로부터의 심장 활성화들의 할당된 활성화 온셋 시간들에 기초하여 심장 활성화 패턴이 재구성될 수 있다.

[0030] 추가의 실시예 양태에 따르면, 심장 리듬 장애를 치료하는 방법이 개시된다. 이 방법은 복수의 심장 신호들로부터 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호에 반복적으로 액세스하는 단계를 포함한다. 임계값보다 높은 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수의 변화 포인트들이 존재하는지 여부를 결정하도록 컴퓨팅 디바이스를 통해 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호가 처리된다. 변화 포인트들이 임계값보다 높다고 결정되는 경우, 제1 심장 신호의 박동을 나타내는 심장 활성화들을 정의하도록 변화 포인트들에서 제1 심장 신호에 활성화 온셋 시간들이 할당된다. 이 방법은, 심장 리듬 장애의 소스를 나타내기 위해 할당된 활성화 온셋 시간들에 기초하여 심장 활성화 패턴을 재구성하는 단계를 더 포함한다. 더 더욱, 이 방법은 심장 리듬 장애를 억제 또는 제거하기 위해 소스에서 심장 조직을 치료하는 단계를 포함한다.

[0031] 본 출원의 이러한 그리고 다른 목적들, 목표들 및 이점들은, 첨부 도면과 관련하여 읽혀지는 다음의 상세한 설명으로부터 명백해질 것이다.

도면의 간단한 설명

[0032] 일부 실시예 또는 양태는 첨부 도면의 도면들에 제한이 아닌 예로서 예시되어 있다.

도 1은 일 예시적인 심장 활성화 재구성 시스템을 예시한 것이다.

도 2는 도 1에 예시된 심장에서 센서 위치에 배치된 센서로부터 심장 리듬 장애의 일 예시적인 단순 전기곡선도 신호를 예시한 것이다.

도 3은 도 1에 예시된 심장에서 센서 위치에 배치된 센서로부터의 심장 리듬 장애의 일 예시적인 복합 전기곡선도 신호를 예시한 것이다.

도 4는 심장 활성화 정보를 재구성하기 위한 센서들로부터의 신호들의 일 예시적인 선택 및 도 1에 예시된 카테터의 센서들의 일 예시적인 어레이를 예시한 것이다.

도 5는 도 4에 예시된 어레이의 센서들로부터의 신호들의 예시적인 비교 쌍들을 예시한 것이다.

도 6은 분석 신호(SIG1)와 기준 신호(SIG2)의 일 예시적인 신호 쌍 비교의 일 예시이다.

도 7은 분석 신호(SIG1)와 기준 신호(SIG2)의 또 다른 예시적인 신호 쌍 비교의 일 예시이다.

도 8은 복합 신호를 이용한 분석 신호(SIG1)와 기준 신호(SIG2)의 추가의 예시적인 신호 쌍 비교의 일 예시이다.

도 9는 심장 리듬 장애와 연관된 심장 활성화 정보를 재구성하는 일 예시적인 방법을 예시한 순서도다.

도 10은 심장 활성화 정보를 재구성하기 위한 도 9의 방법에 따라 처리될 수 있는 분석 신호(SIG1)와 기준 신호(SIG2)의 일 예시적인 신호 쌍 비교의 일 예시이다.

도 11은 도 1 내지 도 10에 따라 처리된 신호들의 일 예시적인 매핑의 일 예시이다.

도 12는 일반 컴퓨터 시스템의 일 예시적인 실시예의 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0033] 심장 리듬 장애들과 연관된 심장 활성화 정보를 재구성하기 위한 시스템 및 방법이 여기에 개시된다. 다음의 설명에서, 설명의 목적을 위해, 예시적인 실시예들 또는 양태들의 완전한 이해를 제공하기 위해 다수의 특정 상세들이 제시된다. 그러나, 당업자에게는, 일 예시적인 실시예가 개시된 모든 특정 상세들 없이도 실시될 수도 있다는 것이 명백할 것이다.

[0034] 도 1은 일 예시적인 심장 활성화 재구성 시스템(100)을 예시한 것이다. 예시적인 시스템(100)은 심장 리듬 장애

와 관련하여 환자의 심장으로부터 수집/검출된 심장 활성화 정보를 검출하여 재구성하도록 구성된다. 심장은 우심방(122), 좌심방(124), 우심실(126) 및 좌심실(128)을 포함한다.

[0035] 예시적인 시스템(100)은 카테터(102), 신호 처리 디바이스(114), 컴퓨팅 디바이스(116) 및 분석 데이터베이스(118)를 포함한다.

[0036] 카테터(102)는 심장에서 심장 활성화 정보를 검출하고, 그 검출된 심장 활성화 정보를 신호 처리 디바이스(114)에 무선 또는 유선 접속 중 어느 하나를 통해 송신하도록 구성된다. 카테터는, 환자의 혈관들을 통해 심장 내에 삽입될 수 있는 복수의 프로브들/센서들(104 내지 112)을 포함한다.

[0037] 일부 실시예 또는 양태에서는, 센서들(104 내지 112) 중 하나 이상이 환자의 심장 내에 삽입되지 않는다. 예를 들어, 일부 센서는 환자의 표면을 통해(예를 들어, 심전도) 또는 환자와의 접촉 없이 원격으로(예를 들어, 자기 심전도) 심장 활성화를 검출할 수도 있다. 또 다른 예로서, 일부 센서는 또한, 비전기적 감지 디바이스의 심장 모션(예를 들어, 심장 초음파)으로부터 심장 활성화 정보를 유도할 수도 있다. 다양한 실시예들 또는 양태들에서, 이러한 센서들은 개별적으로 또는 상이한 조합들로 이용될 수 있고, 추가로 이러한 개별적 또는 상이한 조합들은 또한 환자의 심장 내에 삽입된 센서들과 함께 이용될 수 있다.

[0038] 고려 중인 심장에서 센서 위치들에 배치되는 센서들(104 내지 112)은, 센서 위치들에서 심장 활성화 정보를 검출할 수 있고, 그 센서 위치들에서 심장을 절제하기 위한 에너지를 추가로 전달할 수 있다. 또한, 센서들(104 내지 112)이 심장의 중첩 영역들(예를 들어, 우심방(122) 및 좌심방(124))로부터 심장 활성화 정보를 검출할 수 있다는 것에 주목한다.

[0039] 신호 처리 디바이스(114)는 센서 위치들에서 센서들(104 내지 112)에 의해 검출된 심장 활성화 정보를 전기곡선도 신호들로 처리(예를 들어, 명확화 및 증폭)하고, 여기에 개시된 방법들에 따르는 분석 또는 처리를 위해 그 처리된 심장 신호들을 컴퓨팅 디바이스(116)에 제공하도록 구성된다. 센서들(104 내지 112)로부터의 심장 활성화 정보를 처리함에 있어서, 신호 처리 디바이스(114)는 심장(120)의 중첩 영역들로부터 심장 활성화 정보를 감산하여, 분석을 위해 그 처리된 심장 신호들을 컴퓨팅 디바이스(116)에 제공할 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 신호 처리 디바이스(114)가 단극 신호들을 제공하도록 구성되지만, 다른 실시예들 또는 양태들에서는, 신호 처리 디바이스(114)가 양극 신호들을 제공할 수 있다.

[0040] 컴퓨팅 디바이스(116)는 신호 처리 디바이스(114)로부터 심장 신호들을 수신(또는 액세스)하도록 구성되고, 심장 리듬 장애의 원인을 위치결정하고 그 원인을 제거하는 것이 가능하도록 심장 신호들에서 심장 활성화 정보를 재구성하기 위해 여기에 개시된 방법들, 기능들, 또는 논리에 따라 심장 신호들을 분석 또는 처리하도록 또한 구성된다.

[0041] 예를 들어, 컴퓨팅 디바이스(116)는 수신된 심장 신호들로부터 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호를 처리하여, 임계값보다 높은 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정할 수 있다. 그 후에, 컴퓨팅 디바이스(116)는 변화 포인트가 임계값보다 높다고 결정되는 경우, 변화 포인트에서 제1 신호에 활성화 온셋 시간을 할당하여, 제1 신호에서 박동을 나타내는 심장 활성화를 정의할 수 있다.

[0042] 또 다른 예로서, 컴퓨팅 디바이스(116)는 수신된 심장 신호들로부터 심장 신호들의 쌍들을 반복적으로 선택할 수 있고, 각각의 쌍은 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호를 갖는다. 컴퓨팅 디바이스(116)는 쌍들의 각각에서 제1 심장 신호에 대한 박동들을 나타내는 다수의 심장 활성화들을 정의하기 위해 쌍들의 각각에 대해 처리하고 할당할 수 있다. 예를 들어, 컴퓨팅 디바이스(116)는 제1 심장 신호에서 박동들을 나타내는 다수의 심장 활성화들을 정의하기 위해 처리 및 할당을 수행하도록 구성된다. 그 후에, 컴퓨팅 디바이스(116)는 수신된 심장 신호들로부터의 심장 활성화들의 할당된 활성화 온셋 시간들에 기초하여 심장 활성화 패턴을 재구성하여 리듬 장애의 소스를 나타낼 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 컴퓨팅 디바이스(116)는 또한 소스에서 심장 조직의 치료를 용이하게 하도록 재구성된 심장 활성화 패턴을 디스플레이하여 심장 리듬 장애를 억제, 감소 또는 제거하도록 할 수 있다.

[0043] 분석 데이터베이스(118)는 컴퓨팅 디바이스(116)에 의한 신호들의 분석을 지원하거나 돕도록 구성된다. 일부 실시예 또는 양태에서, 분석 데이터베이스(118)는, 여기에 더 상세히 설명되는 바와 같이, 기준 신호들 및 관련 활성화들의 카탈로그를 저장하여, 컴퓨팅 디바이스(116)로 하여금, (예를 들어, 타임 윈도우 동안 변화 포인트가 임계값보다 낮을 때) 고려되는 신호와 연관된 활성화 온셋을 결정할 수 있게 할 수 있다.

[0044] 도 2는 심장(120)에서 센서 위치에 배치된 센서로부터 심장 리듬 장애의 일 예시적인 단순 전기곡선도 신호(200)를 예시한 것이다. 예를 들어, 카테터(102)의 센서(104)는, 도 1에 도시된 바와 같이, 우심방(122) 내의

센서 위치에 배치될 수 있다. 일 예로서, 심장 리듬 장애는 복합 리듬 장애 AF, VF 및 다형성 VT, 또는 또 다른 심장 리듬 장애일 수 있다.

[0045] 예시적인 신호(200)는 약 300 ms와 약 900 ms 사이의 기간 동안에 있다. 이 기간 동안, 신호(200)는 4개의 국부 활성화 온셋들(204 내지 208), 예를 들어, 센서(104)의 심장(120) 내의 센서 위치에서 또는 그 가까이에서 (국부적으로) 유래하는 활성화 온셋들을 가질 것으로 예상된다. 구체적으로는, 심장 리듬 장애들에서 확립된 관측들에 기초하여, 약 100 ms 내지 약 300 ms의 활성화 온셋들 간의 사이클 길이가 AF에 대해 예상될 수 있고, 약 180 ms 내지 약 240 ms의 활성화 온셋들 간의 사이클 길이가 복합 심실 부정맥에 대해 예상될 수 있다. 일 예로서, 약 100 ms 내지 약 300 ms의 사이클 길이(210)가 활성화 온셋(202)과 활성화 온셋(204) 사이로 예상된다. 예시적인 신호(200)에서, 일반적으로, 활성화 온셋들(204 내지 208)은, 국부 활동으로 착각될 수 있는 소수의 원거리 잡음(far-field artifact)들이 국부 신호에 겹쳐진 작은 정도의 기저선 변동을 갖는 것으로 식별가능하다. 이 예에서 국부 활동은 날카로운 변곡점 및 높은 기울기를 가진 활성화 온셋, 그에 후속하여 완만한 주기, 통상적으로 약 100 ms와 250 ms 사이에서 지속되는 재분극을 나타내는 낮은 편차의 기울기를 특징으로 할 수 있다.

[0046] 예시적인 신호(200)에서, 예시적인 원거리장 편차(212)가 위치 활성화 온셋(206)과 국부 활성화 온셋(208), 예를 들어, 센서(104)와 연관된 센서 위치와는 상이한 심장(120)에서의 위치에서 유래하는 활성화 온셋 사이에 예시되어 있다. 구체적으로는, 국부 로직이 재분극을 겪어야 하기 때문에, 센서(104)와 연관된 센서 위치에서의 심장(120)은 활성화 온셋(206) 이후에 약 100 ms 내지 약 300 ms보다 짧은 사이클에서 생리학적으로 다시 활성화할 수 없다. 또한, 센서(104)에 대한 다수의 방향의 이웃 센서들에 의해 수집된 신호들에 편차(212)가 또한 상당히 존재할 때, 편차(212)는 센서(104)와 연관된 센서 위치에 대해 국부적일 수 없다. 예를 들어, 센서(104)에 의해 검출된 원거리장 편차(212)는, 센서(106)와 연관된 센서 위치에서의 활성화 온셋과 연관될 수 있다.

[0047] 도 3은 심장(120)에서 센서 위치에 배치된 센서로부터의 심장 리듬 장애의 일 예시적인 복합 전기곡선도 신호(300)를 예시한 것이다. 예를 들어, 카테터(102)의 센서(106)는, 도 1에 도시된 바와 같이, 우심방(122)에서의 센서 위치에 배치될 수 있다. 일 예로서, 심장 리듬 장애는 복합 리듬 장애 AF, VF 및 다형성 VT, 또는 또 다른 심장 리듬 장애일 수 있다.

[0048] 예시적인 신호(200)와 유사하게, 예시적인 신호(300)는 약 300 ms와 약 900 ms 사이의 기간 동안에 있다. 이 기간 동안, 신호(300)는 4개의 국부 활성화 온셋들, 예를 들어, 센서(106)의 심장(120) 내의 센서 위치에 대해 국부적으로 유래하는 활성화 온셋들을 가질 것으로 예상된다. 그러나, 이 예시적인 신호(300)에서, 11개의 가능한 활성화 온셋들(302 내지 322)이 존재한다. 심장 리듬 장애에 의해 야기된 (약 100 ms의 최단 사이클 길이보다 더 짧은) 짧은 지속기간의 다수의 편차들은, 원거리장 활성화들 또는 단순히 잡음과 대조적으로 센서(104)의 센서 위치에서의 국부 활성화 온셋들의 인식을 매우 어렵게 한다.

[0049] 도 4는 심장 활성화 정보(예를 들어, 활성화 온셋들)를 재구성하기 위한 센서들로부터의 신호들의 일 예시적인 선택 및 카테터(102)의 센서들(400)의 일 예시적인 어레이를 예시한 것이다. 어레이(400)는 설명의 단순성 및 명료성을 위해 15개의 예시적인 센서들을 포함한다. 어레이(400)는 심장(120)의 상이한 위치들을 커버하도록 결정될 수도 있는 것보다 더 적거나 더 많은 센서들을 포함할 수 있다는 것을 이해해야 한다. 일부 실시예 또는 양태에서, 어레이(400)는 160개 이상의 센서들을 포함할 수 있다.

[0050] 어레이(400)의 센서들은 심장(120)의 우심방(122)에 대해 예시적인 공간적 배열로 도시되어 있다. 이와 유사하게, 어레이(400)는 심장의 다른 챔버들에, 예를 들어, 좌심방, 우심실, 좌심실에, 또는 심내막 또는 심외막 표면들을 포함한 챔버들의 조합들에 대해 공간적으로 배열될 수 있다. 도 4에서, 어레이(400)에서의 전극들의 공간적 배열은 설명의 단순성 및 명료성을 위해 균일하고 평면적인 것으로 도시되어 있다. 그러나, 심장(120)은 균일하거나 또는 평면적인 구조가 아니다. 이에 따라, 어레이(400)에서의 전극들의 공간적 배열은 심장(120)의 형상에 대해 변하여 심장(120)의 전기적 활동의 검출을 개선시킬 수 있다.

[0051] 하나의 예시적인 실시예 또는 양태에서, 도 1의 카테터(102)는 바스켓 카테터일 수 있고, 이 바스켓 카테터는 바스켓 카테터(102)의 스플라인들(406 내지 408)을 따라 공간적 배열들로 배치된 어레이(400)의 예시적인 센서들을 갖는다. 센서 어레이(400) 내의 센서들의 다양한 공간적 배열들, 예컨대, 나선형, 방사형 스포우크들 또는 다른 공간적 배열들을 가진 상이한 카테터들이 이용될 수 있다.

[0052] 어레이(400) 내의 센서들(센서들의 신호들)의 쌍들은, 우심방(122)에서의, 또는 어레이(400)가 배치될 수 있는 또 다른 챔버에서의 심장(120)의 심장 활성화 정보(활성화 온셋들)를 재구성하기 위해 여기에 더 상세히 설명되

는 처리를 위해 반복적으로 선택된다.

- [0053] 402에서 예시된 바와 같이, 분석 신호(1)가 처리를 위해 선택된다. 기준 신호(2)(분석 신호(1)에 대한 이웃)가 그 후에 선택되어, 분석 신호(1)에서 활성화 온셋들을 결정하도록 처리되는 제1 쌍을 형성한다. 이와 유사하게, 404에서 예시된 바와 같이, 분석 신호(1)가 처리를 위해 선택된다. 기준 신호(2)(분석 신호(1)에 대한 또 다른 이웃)가 그 후에 선택되어, 분석 신호(1)에서 활성화 온셋들을 결정하도록 처리되는 제2 쌍을 형성한다. 신호들의 제1 쌍 및 제2 쌍으로부터의 활성화 온셋들이 도 1의 데이터베이스(118) 또는 컴퓨팅 디바이스(116)의 메모리에 저장될 수 있다. 아래에 더 상세히 설명되는 바와 같이, 이웃하는 센서들(신호들)이 인접할 수 있지만 인접해야 하는 것은 아니다.
- [0054] 분석 신호(1)에 이웃하는 어레이(400)(신호들)의 센서들에 대해 선택들 및 처리가 반복된다. 신호들의 모든 쌍들에 대한 분석 신호(1)에서의 활성화 온셋들이 또한 데이터베이스(118) 또는 컴퓨팅 디바이스(116)의 메모리에 저장될 수 있다. 그 후에, 또 다른 분석 신호가 선택되고 선택들 및 처리가 그 분석 신호에 대해 반복된다. 이러한 방식으로, 어레이(400)에서의 복수의 분석 신호들 각각이 그의 이웃하는 신호들에 대해 처리된다. 주어진 분석 신호에 대한 이웃하는 신호들의 개수는, 어레이(400) 내의 센서들의 공간적 배열, 분석된 심장의 챔버 및 치료된 심장 리듬 장애에 따라 더 적을 수 있거나 또는 더 많을 수 있다.
- [0055] 도 5는 도 4에 예시된 어레이(400)의 센서들로부터의 신호들의 예시적인 비교 쌍들을 예시한 것이다. 이웃 신호들은 분석 신호에 바로 인접한 신호들뿐만 아니라 분석 신호에 인접하지 않은 신호들을 포함할 수 있다. 공간적으로 분리되는 쌍으로 된 센서들은, 편차들이 국부 활동인 것으로 고려되는 영역을 공간적으로 연장하려는 영향을 가질 수 있다. 국부 활동은 그에 따라 쌍으로 된 센서들의 분리에 의해 대략 정의된다. 도 5의 예 1에 예시된 바와 같이, 선택된 분석 신호(1)는 인접한 신호들(2) 내지 (5) 및 또한 비인접한 신호(6)에 대해 처리된다. 도 5의 예 2에 추가로 예시된 바와 같이, 선택된 분석 신호(1)는 인접한 신호들(2) 내지 (5) 및 또한 비인접한 신호(6) 및 (7)에 대해 처리된다. 가장 가까운 이웃 신호들이 선호되지만, 분석 신호에 대한 다양한 공간 배향의 이웃 신호들이 이용될 수 있다.
- [0056] 각각의 분석 신호에 대해, 복수의 기준 신호들(예를 들어, 4개 이상의 기준 신호들)이 존재할 수 있다. 기준 신호들의 가능한 활성화 온셋들의 조합에 대해 또는 그 조합에 기초하여 분석 신호에서의 마지막 활성화 온셋이 결정된다. 구체적으로는, 각각의 쌍으로부터 결정된 활성화 온셋들은 서로에 대해 참조되어 분석 신호에서의 활성화들의 대응 또는 연관을 위해 검사할 수 있다. 참조된 신호들의 쌍들의 가능한 활성화 온셋들에 기초하여 분석 신호에 대한 활성화 온셋이 종료된다.
- [0057] 분석 신호에 대한 마지막 활성화 온셋이 다양한 방법으로 결정될 수 있다. 하나의 실시예 또는 양태에서, 참조된 신호들의 다양한 쌍들로부터의 가능한 활성화 온셋들의 평균에 기초하여 분석 신호에 대한 마지막 활성화 온셋이 결정될 수 있다. 또 다른 실시예 또는 양태에서, 다수의 가능한 활성화 온셋들이 서로 미리 결정된 시간 간격(예를 들어, ± 5 ms) 내에 있는 신호들의 쌍들로부터의 가능한 활성화 온셋들의 평균에 기초하여 분석 신호에 대한 마지막 활성화 온셋이 결정될 수 있다. 이용되는 시간 간격이 더 낮거나 또는 더 높은 것으로 선택될 수 있다. 대안적으로, 다수의 가능한 활성화 온셋들 각각의 유의도 값(significance value)으로 가중된 "질량 중심" 계산을 수행함으로써, 또는 센서 위치들에 대한 활성화 온셋들의 우세한 방향의 분석에 의해, 마지막 활성화가 또한 결정될 수 있다.
- [0058] 도 5의 예 1에 대해, 분석 신호가 5개의 기준 신호 쌍들 각각과 관련하여 170 ms, 190 ms, 193 ms, 165 ms 및 172 ms의 가능한 활성화 온셋들을 갖는 것으로 결정되었다면, 분석 신호에 대한 마지막 활성화 온셋은 $(170+165+172)/3 = 169$ ms인 것으로 결정될 수 있다. 시간 간격 외측에 있는 190 ms 및 193 ms의 활성화 온셋들은, 분석 신호에 대한 마지막 활성화 온셋의 결정으로부터 도외시될 수 있다. 각각의 신호에 대해 결정된 마지막 활성화 온셋은 도 1의 데이터베이스(118)에 저장될 수 있다.
- [0059] 간결성 및 명료성을 위해 전술한 예들에서는, 각각의 기준 신호와 관련하여 분석 신호에 대해 오직 하나의 활성화 온셋이 결정되었지만, (어레이(400)의 센서들로부터의) 각각의 신호는, 도 2에 예시된 바와 같은 다수의 연속적인 분석 간격들(예를 들어, 활성화 사이클들)을 나타낼 수 있고, 그 각각은 다수의 기준 신호들(어레이(400)의 이웃하는 센서들)의 동일한 시간 간격에 기초하여 결정되는 활성화 온셋을 가질 수 있다는 것을 이해해야 한다.
- [0060] 도 6은 예시적인 분석 신호(SIG1)와 예시적인 기준 신호(SIG2)의 일 예시적인 신호 쌍 비교(600)의 일 예시이다. 예를 들어, 신호들은 도 4에 예시된 비교 쌍(402)(또는 비교 쌍(404)), 또는 도 5에 예시된 임의의

비교 쌍으로부터의 것일 수 있다. 신호들이 동일한 분석 간격 동안 예시되어 발생한다는 것에 주목한다. 여기에 언급된 바와 같이, 신호들은, 도 2에 예시된 바와 같이, 다수의 연속적인 분석 간격들(예를 들어, 활성화 사이클들)을 가질 수 있다.

[0061] 신호들은 하나 이상의 연속적인 시점들(예를 들어, 매 밀리초마다, 2밀리초, 또는 다른 시점들)에서 처리되어, 임계값보다 높은 기준 신호의 도함수에 대한 분석 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정한다. 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호에 대한 기울기, 진폭, 타이밍 및 형상 중 하나 이상으로부터 변화 포인트가 결정될 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 어떤 시점들의 처리가 생략될 수 있다는 것에 주목한다(예를 들어, 매 다른 시점마다 또는 3개의 시점들 중 2개). 제1 도함수(또는 제2 도함수가 이용될 수 있다)는 신호들에서 시점들 각각에 대해 결정된다. 신호들 각각에 대해 제공 평균이 결정된다. 예를 들어, 신호들 각각의 전체 신호(예를 들어, 모든 활성화 사이클들)에 대한 도함수들의 제공 평균을 취함으로써 RMS1 및 RMS2가 결정된다. RMS가 서로에 대한 신호들의 진폭을 정규화하는 데 이용될 수 있어서, 신호들에서의 편차들의 진폭들(예를 들어, 전압)이 아래에 설명된 바와 같이 신호들의 처리에 영향을 주지 않도록 한다.

[0062] 고려 및 처리를 위한 신호들(SIG1, SIG2) 각각으로부터 시점(동일한 시점 또는 거의 동일한 시점)이 연속적으로 선택된다. 고려 중인 각각의 시점에 대해, 그 시점에서 시작한 각각의 신호에서의 시간 증대(602, 604)가 고려될 수 있다. 예를 들어, 10 ms의 시간 증대가 이용될 수 있다. 상이한 시간 증대들이 선택될 수 있다. 각각의 신호에서 고려 중인 포인트에 고정되고 각각의 신호의 시간 증대에서 시점들에 대한 최상의 정합을 제공하는 라인이 결정된다. 결정된 라인들은 선택된 시점에 대한 신호들의 기울기들(예를 들어, 초 당 전압들)을 나타낸다. 더 구체적으로는, 결정된 라인들은 동일한 시간 증대(예를 들어, 10 ms)에 대한 선택된 시점에서의 신호들의 기울기들을 나타낸다. 그 기울기들에 대해 유의도 값(δ)이 결정된다.

[0063] 유의도 값은, 제1 기울기의 절대값 나누기 그의 관련 제공 평균 값을 취하고 제2 기울기의 절대값 나누기 그의 관련 제공 평균 값을 감산함으로써 결정될 수 있다. 결과적인 (δ) = -0.461이 유의도 임계값(예를 들어, 0.25)보다 높은지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 유의도 임계값은, 고려 중인 신호들에서의 시점에 대한 (기울기들에 기초한) 잠재적으로 유의한 변화 포인트가 존재한다는 것, 예를 들어, 도함수들이 서로 상당히 어긋난다는 것을 나타낸다. 예시적인 신호 쌍 비교(600)에서, 유의도 값(δ) = -0.461이 0.25의 유의도 임계값보다 낮다. 낮은 유의도 값은, SIG1의 편차가 원거리장이고, 신호가 유래한 센서 위치, 예를 들어, 도 4에 도시된 센서에 상당히 국부적이지 않다는 것을 나타낸다. 이에 따라, 예시적인 신호 쌍 비교(600)에서는 어떠한 잠재적으로 유의한 변화 포인트도 존재하지 않는다.

[0064] 여기에 언급된 바와 같이, 신호들은, 도 2에 예시된 바와 같이, 다수의 연속적인 분석 간격들(예를 들어, 활성화 사이클들)을 가질 수 있다. 각각의 분석 간격에서, 0, 1 또는 그 이상의 상술된 바와 같은 잠재적으로 유의한 변화 포인트들을 가질 수 있다. 고려 중인 시점 및 잠재적으로 유의한 변화 포인트(들)가, 예컨대, 데이터베이스(118)에 기록될 수 있다.

[0065] 도 7은 예시적인 분석 신호(SIG1)와 예시적인 기준 신호(SIG2)의 또 다른 예시적인 신호 쌍 비교(700)의 일 예시이다. 이와 유사하게, 신호들은 도 4에 예시된 비교 쌍(402)(또는 비교 쌍(404)), 또는 도 5에 예시된 임의의 비교 쌍으로부터의 것일 수 있다. 신호들이 동일한 분석 간격 동안 예시되어 발생한다. 여기에 언급된 바와 같이, 신호들은, 도 2에 예시된 바와 같이, 다수의 연속적인 분석 간격들(예를 들어, 활성화 사이클들)을 가질 수 있다.

[0066] 신호들은 하나 이상의 연속적인 시점들에서 처리되어, 임계값보다 높은 기준 신호의 도함수에 대한 분석 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정한다. 일부 실시예 또는 양태에서, 어떤 시점들의 처리가 생략될 수 있다(예를 들어, 매 다른 시점마다 또는 3개의 시점들 중 2개). 제1 도함수(또는 제2 도함수)는 신호들에서 시점들 각각에 대해 결정된다. 신호들 각각에 대해 제공 평균이 추가로 결정된다. 고려 및 처리를 위한 신호들(SIG1, SIG2) 각각으로부터 시점(동일한 시점 또는 거의 동일한 시점)이 연속적으로 선택된다. 고려 중인 각각의 시점에 대해, 그 시점에서 시작한 각각의 신호에서의 시간 증대(702, 704)(예를 들어, 10 ms)가 고려될 수 있다. 각각의 신호에서 고려 중인 포인트에 고정되고 각각의 신호의 시간 증대에서 시점들에 대한 최상의 정합을 제공하는 라인이 결정된다. 결정된 라인들은 선택된 시점에 대한 신호들의 기울기들(예를 들어, 초 당 전압들)을 나타낸다. 더 구체적으로는, 결정된 라인들은 동일한 시간 증대에 대한 선택된 시점에서의 기울기들을 나타낸다. 그 기울기들에 대해 유의도 값(δ)이 결정된다.

[0067] 유의도 값은, 제1 기울기의 절대값 나누기 그의 관련 제공 평균 값을 취하고 제2 기울기의 절대값 나누기 그의 관련 제공 평균 값을 감산함으로써 결정될 수 있다. 결과적인 (δ) = -0.063이 유의도 임계값(예를 들어, 0.25)보다 높은지 여부에 대한 결정이 이루어진다.

5)보다 높은지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 예시적인 신호 쌍 비교(700)에서, 유의도 값(δ) = -0.063이 0.25의 유의도 임계값보다 훨씬 낮다. 낮은 유의도 값은, 낮은 진폭 잡음을 나타낸다. 이에 따라, 예시적인 신호 쌍 비교(700)에서는 어떠한 잠재적으로 유의한 변화 포인트도 존재하지 않는다.

[0068] 잡음 레벨은 유의도 임계값의 분수로서 정의될 수 있거나 또는 다양한 방법으로 계획에 따라 정의될 수 있다. 예를 들어, 잡음 레벨은 유의도 임계값(0.25)의 1/10(0.025)일 수 있다. 상이한 분수 레벨이 선택될 수 있다. 또 다른 예로서, 잡음 레벨은 복수의 유의도 값들의 가우스 표준 편차로서 정의될 수 있다. 잡음 레벨을 정의하는 다른 방법들이 고려된다. 유의도 임계값(예를 들어, 0.25)이, 예시적인 신호 쌍 비교(700)에서 분석 신호 및 기준 신호와 연관될 수 있는 잡음 레벨보다 더 크다는 것에 주목한다. 이에 따라, 잡음 레벨 이하의 변화 포인트는 전자 간섭뿐만 아니라 심장, 호흡 기관, 위장 관, 신경 기관의 다른 영역들로부터의 하나 이상의 신호들과 연관될 수 있다.

[0069] 여기에 언급된 바와 같이, 신호들은, 다수의 연속적인 분석 간격들(예를 들어, 활성화 사이클들)을 가질 수 있고, 각각의 분석 간격에서, 0, 1 또는 그 이상의 상술된 바와 같은 잠재적으로 유의한 변화 포인트들을 가질 수 있다. 고려 중인 시점 및 잠재적으로 유의한 변화 포인트(들)가, 예컨대, 데이터베이스(118)에 기록될 수 있다.

[0070] 도 8은 복합 신호를 이용한 예시적인 분석 신호(SIG1)와 예시적인 기준 신호(SIG2)의 일 예시적인 신호 쌍 비교(800)의 일 예시이다. 다른 예들에서와 같이, 신호들은 도 4에 예시된 비교 쌍(402)(또는 비교 쌍(404)), 또는 도 5에 예시된 임의의 비교 쌍으로부터의 것일 수 있다. 신호들이 동일한 분석 간격 동안 예시되어 발생한다. 여기에 언급된 바와 같이, 신호들은, 도 2에 예시된 바와 같이, 다수의 연속적인 분석 간격들(예를 들어, 활성화 사이클들)을 가질 수 있다.

[0071] 신호들은 하나 이상의 연속적인 시점들에서 처리되어, 임계값보다 높은 기준 신호의 도함수에 대한 분석 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정한다. 일부 실시예 또는 양태에서, 어떤 시점들의 처리가 생략될 수 있다(예를 들어, 매 다른 시점마다 또는 3개의 시점들 중 2개). 제1 도함수(0차 도함수 또는 제2 도함수)는 신호들에서 시점들 각각에 대해 결정된다. 신호들 각각에 대해 제공 평균이 추가로 결정된다. 고려 및 처리를 위한 신호들(SIG1, SIG2) 각각으로부터 시점(동일한 시점 또는 거의 동일한 시점)이 연속적으로 선택된다. 고려 중인 각각의 시점에 대해, 그 시점에서 시작한 각각의 신호에서의 시간 증대(802, 804)(예를 들어, 10 ms)가 이용될 수 있다. 각각의 신호에서 고려 중인 포인트에 고정되고 각각의 신호의 시간 증대에서 시점들에 대한 최상의 정합을 제공하는 라인이 결정된다. 결정된 라인들은 선택된 시점에 대한 신호들의 기울기들(예를 들어, 초 당 전압들)을 나타낸다. 더 구체적으로는, 결정된 라인들은 동일한 시간 증대에 대한 선택된 시점에서의 신호들의 기울기들을 나타낸다. 그 기울기들에 대해 유의도 값(δ)이 결정된다.

[0072] 일부 실시예 또는 양태에서, 유의도 값은, 제1 기울기의 절대값 나누기 그의 관련 제공 평균 값을 취하고 제2 기울기의 절대값 나누기 그의 관련 제공 평균 값을 감산함으로써 결정될 수 있다. 결과적인 (δ) = 0.546이 유의도 임계값(예를 들어, 0.25)보다 높은지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 예시적인 신호 쌍 비교(800)에서, 유의도 값(δ) = 0.546이 0.25의 유의도 임계값보다 높은 것으로 결정된다.

[0073] 이에 따라, 고려 중인 시점에서의 예시적인 신호 쌍 비교(800)에서 잠재적으로 유의한 변화 포인트가 존재한다. 여기에 언급된 바와 같이, 신호들은, 다수의 연속적인 분석 간격들(예를 들어, 활성화 사이클들)을 가질 수 있고, 각각의 분석 간격에서, 0, 1 또는 그 이상의 상술된 바와 같은 잠재적으로 유의한 변화 포인트들을 가질 수 있다. 고려 중인 시점 및 잠재적으로 유의한 변화 포인트(들)가, 예컨대, 데이터베이스(118)에 기록될 수 있다.

[0074] 다른 실시예들 또는 양태들에서, 유의도 값이 복합 신호에 대해 결정될 수 있다. 구체적으로는, 복합 신호(COMP)는 SIG1(분석 신호)로부터 SIG2(기준 신호)를 감산함으로써 연산된다, 예를 들어, COMP = SIG2-SIG1. 복합 신호는 구성 단극 신호들(SIG1, SIG2)의 양극 신호(COMP)를 나타낼 수 있다. 대안적인 실시예들 또는 양태들에서, 복합 신호(COMP)는 또한 신호들(SIG1 및 SIG2)을 가산함으로써 연산될 수 있다. 신호 쌍 비교(800)에서의 신호들은 동일한 분석 간격 동안 예시되고 발생된다. 여기에 언급된 바와 같이, 신호들은, 도 2에 예시된 바와 같이, 다수의 연속적인 분석 간격들(예를 들어, 활성화 사이클들)을 가질 수 있다.

[0075] 신호들(SIG1, SIG2)은 하나 이상의 연속적인 시점들에서 처리되어, 임계값보다 높은 기준 신호의 도함수에 대한 분석 신호의 도함수의 변화 포인트가 존재하는지 여부를 결정한다. 제1 도함수(또는 제2 도함수)는 신호들(SIG1, SIG2, COMP)에서 시점들 각각에 대해 결정된다. 고려 및 처리를 위한 신호들(SIG1, SIG2, COMP) 각각으로부터 시점(동일한 시점 또는 거의 동일한 시점)이 연속적으로 선택된다. 고려 중인 각각의 시점에 대해, 그 시점에서 시작한 각각의 신호에서의 시간 증대(802, 804, 806)(예를 들어, 10 ms)가 고려될 수 있다. 각각의 신

호에서 고려 중인 포인트에 고정되고 각각의 신호의 시간 증대에서 시점들에 대한 최상의 정합을 제공하는 라인이 결정된다. 결정된 라인들은 선택된 시점에 대한 신호들의 기울기들(예를 들어, 초 당 전압들)을 나타낸다. 더 구체적으로는, 결정된 라인들은 동일한 시간 증대에 대한 선택된 시점에서의 신호들의 기울기들을 나타낸다. 그 기울기들에 대해 유의도 값(δ)이 결정된다.

[0076] 복합 신호를 채용한 실시예들 또는 양태들에서, 유의도 값(δ)은, 제2 기울기의 절대값을 취하고 복합 기울기의 절대값을 감산하고, 복합 기울기의 절대값을 감산하는 제1 기울기를 절대값의 결과의 로그로 나누는 비율에 의해 결정될 수 있다. 고려 중인 시점에 대한 결과적인 유의도 값은 (δ) = 31.63이다. 유의도 값들은 고려 중인 모든 포인트들에 대해 연산될 수 있다. 유의도 임계값은 표준 편차 + 연산된 유의도 값들(δ)의 평균인 것으로 결정될 수 있다. 그 후에, 유의도 임계값보다 높은 유의도 값들(δ)만이, 비교 쌍(800)에 대한 잠재적으로 유의한 변화 포인트들인 것으로 고려될 수 있다. 도 8의 신호 쌍 비교(800)에서의 예시적인 신호들에 대해, 결정된 유의도 임계값은 10일 수 있다. 일반적으로 유의도 임계값보다 높은 유의도 값(들)은 유의도 임계값보다 실질적으로 높게 연장된다는 것에 주목한다. 예를 들어, (최대 비율을 갖는) 유의도 값(δ)이 그에 따라 선택될 수 있다.

[0077] 이에 따라, 고려 중인 시점에서의 예시적인 신호 쌍 비교(800)에서 잠재적으로 유의한 변화 포인트가 존재한다. 여기에 언급된 바와 같이, 신호들은, 다수의 연속적인 분석 간격들(예를 들어, 활성화 사이클들)을 가질 수 있고, 각각의 분석 간격에서, 0, 1 또는 그 이상의 상술된 바와 같은 잠재적으로 유의한 변화 포인트들을 가질 수 있다. 고려 중인 시점 및 잠재적으로 유의한 변화 포인트(들)가, 예컨대, 데이터베이스(118)에 기록될 수 있다.

[0078] 도 9는 심장 리듬 장애들과 연관된 심장 활성화 정보(활성화 온셋)를 재구성하는 일 예시적인 방법(900)을 예시한 순서도다. 예시적인 방법(900)은 도 1에 예시된 컴퓨팅 디바이스(116)에 의해 수행될 수 있다. 더 구체적으로는, 예시적인 방법(900)은 신호들이 심장(120)에 배치된 센서들로부터 신호 처리 디바이스(114)를 통해 컴퓨팅 디바이스(116)에 의해 수신되는 동작(902)에서 시작한다. 예를 들어, 신호들은, 도 1 및 도 4에 도시된 바와 같이, 심장(120)의 우심방(122)에 배치된 센서 어레이(400)의 센서들로부터 수신될 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 센서들로부터의 신호들의 적어도 일부는 신호 처리 디바이스(114)에 의해 기록된 후에 컴퓨팅 디바이스(116)에 제공될 수 있다.

[0079] 동작(904)에서, 제1 신호(분석 신호)가 선택된다. 동작(906)에서, 제2 신호(기준 신호)가 선택된다. 분석 신호 및 기준 신호의 선택은 도 4 및 도 5와 관련하여 더 상세히 설명된 바와 같이 수행될 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 제곱 평균(RMS)은 제1 신호 및 제2 신호에 대해 결정될 수 있다. 동작(908)에서, 제1 신호 및 제2 신호가 비교되어야 하는 시간 간격이 선택된다. 시간 간격은 도 2에 설명된 바와 같이 활성화 사이클(예를 들어, 100 ms 내지 300 ms)인 것으로 선택될 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 제1(분석) 신호의 평균 사이클 길이의 지배적 주파수 분석 또는 다른 분석에 의해 시간 간격이 결정될 수 있다. 시간 간격이 연산적으로 결정될 수 없는 경우, 200 ms의 디폴트 시간 간격이 이용될 수 있다. 다른 실시예들 또는 양태들에서, 시간 간격은, 심장 리듬 장애의 특정 나이, 성별 및 타입의 환자들에 대한 그 시간 간격들을 분류한 데이터베이스로부터, 수동으로, 상이한 분석 방법에 의해 연산적으로 선택될 수 있거나, 또는 약 100 ms와 약 300 ms 사이의 값으로 디폴트로 될 수 있다.

[0080] 일부 실시예 또는 양태에서, 복합 신호는, 선택된 제1 신호 및 제2 신호에 기초하여, 예컨대, 도 8과 관련하여 설명된 바와 같이 신호들을 감산 또는 가산함으로써, 결정될 수 있다.

[0081] 동작(910)에서, 선택된 시간 간격에서 고려를 위한 시점이 선택된다. 각각의 신호(예를 들어, 제1 신호 및 제2 신호)에서의 고려를 위해 동일하거나 또는 거의 동일한 시점이 선택된다. 동작(912)에서, 각각의 신호에서의 고려의 시점으로부터 연장되는 시간 증대(예를 들어, 10 ms)에 대해 도함수들이 계산된다. 복합 신호를 이용하는 이러한 실시예들 또는 양태들에서, 복합 신호에서의 고려의 시점으로부터 연장되는 시간 증대(예를 들어, 10 ms)에 대해 도함수가 또한 계산된다. 복합 신호에서 고려의 시점은 다른 신호들(예를 들어, 제1 신호 및 제2 신호)에서의 것과 동일하거나 또는 거의 동일하다.

[0082] 동작(914)에서, 선택된 시간 간격에서의 모든 포인트들이 처리되었는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 선택된 시간 간격에서의 모든 포인트가 처리되었다고 결정되는 경우, 방법(900)은 동작(916)에서 계속된다. 대안적으로, 방법(900)은 선택된 시간 간격에서의 모든 포인트들이 동작(914)에서 처리되는 것으로 결정될 때까지 동작들(910, 912)을 수행한다.

[0083] 동작(916)에서, 제2 신호의 도함수들에 대한 제1 신호의 도함수들 간의 변화 포인트들이 고려 중인 시간 간격에

서 결정된다. 예를 들어, 도 6 내지 도 8과 관련하여 설명된 바와 같이 각각의 변화 포인트에서 유의도 값(δ)이 결정될 수 있다.

[0084] 동작(918)에서, 임계값보다 높은 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수의 변화 포인트(들)가 존재하는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 예를 들어, 변화 포인트에서의 유의도 값(δ)이 임계값보다 높은지 여부가 결정될 수 있다. 복합 신호를 이용하지 않는 일부 실시예 또는 양태에서, 임계값은 도 6 내지 도 8과 관련하여 설명된 바와 같이 0.25(또는 또 다른 값)일 수 있지만, 복합 신호를 이용하는 실시예들 또는 양태들에서는, 임계값은 도 8과 관련하여 설명된 바와 같이 모든 변화 포인트들의 표준 편차 + 평균 값으로서 연산될 수 있다.

[0085] 임계값보다 높은 변화 포인트(들)가 존재한다고 결정되는 경우, 방법(900)은 제1(분석) 신호에서 고려 중인 시간 간격에 대한 가능한 활성화 온셋(들)으로서 유의 변화 포인트(들)가 기록(선택)되는 동작(920)에서 계속된다. 그러나, 임계값보다 높은 변화 포인트가 없다고(유의한 변화 포인트가 없다고) 결정되는 경우, 방법(900)은 제1 신호가 시간 간격에 걸쳐 기준 신호들의 카탈로그와 비교되는 동작(924)에서 계속된다. 예를 들어, 심장 리듬 장애들에 대한 기준 신호들의 카탈로그는 데이터베이스(118)에 유지될 수 있다. 동작(926)에서, 이 데이터베이스 내의 기준 신호와의 매칭이 존재하는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 이 비교는, 형상, 기울기, 진폭, 주파수 및/또는 타이밍과 같은, 기준 신호의 적어도 하나의 특성에 대한 제1 신호의 적어도 하나의 특성에 기초할 수 있다. 다른 특성들이 열거된 특성들과 함께 또는 열거된 특성들 대신에 이용될 수 있다.

[0086] 동작(926)에서 기준 신호와의 매칭이 없는 경우, 방법(900)은 동작(922)에서 계속된다. 대안적으로, 방법(900)은 고려 중인 시간 간격에서의 변화 포인트(들)가 기록(선택)되는 동작(928)에서 계속되고, 이는 매칭한 기준 신호에서의 활성화 온셋(들)에 대응한다.

[0087] 동작(922)에서, 신호들에서의 모든 시간 간격들이 처리되었는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 모든 시간 간격들이 처리되지 않았다고 결정되는 경우, 방법(900)은 동작들(908 내지 922)을 계속 수행하여, 모든 시간 간격들이 처리되었다고 결정될 때까지 후속 시간 간격들을 처리한다. 920에서 가능한 활성화 온셋을 나타내는 변화 포인트(들)으로부터 후속 시간 간격이 결정될 수 있다. 구체적으로는, (임계값보다 높은) 오직 하나의 변화 포인트가 920에서 기록되면, 다음 시간 간격(예를 들어, 100 ms 내지 300 ms)은 사이클 길이의 절반(예를 들어, 50 ms 내지 150 ms) + 변화 포인트와 연관된 온셋 시간에서 시작한다. 다수의 변화 포인트들이 존재하면, 최대 변화 포인트(유의도 값)와 연관된 온셋 시간이 이용되어, 동작들(908 내지 922) 동안 다음 시간 간격을 결정한다. 고려 중인 동일한 시간 간격에 대한 모든 제2(기준) 신호들로부터 유의한 변화 포인트들을 고려하기 위해 다음 시간 간격의 결정이 연장될 수 있다는 것에 주목한다. 그러나, 동작(922)에서 모든 시간 간격들이 처리되었다고 결정되는 경우, 방법(900)은 동작(930)에서 계속된다.

[0088] 동작(930)에서, 선택된 제1(분석) 신호와 관련하여 모든 제2(기준) 신호들이 처리되었는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 모든 제2 신호들이 처리되지 않았다고 결정되는 경우, 방법(900)은 모든 제2(기준) 신호들이 제1(분석) 신호에 대해 처리되었다고 결정될 때까지 동작들(906 내지 930)을 계속 수행한다. 그러나, 모든 제2 신호들이 처리되었다고 결정되는 경우, 방법(900)은 동작(932)에서 계속된다.

[0089] 동작(932)에서, (동작(918)에서) 변화 포인트(들)가 임계값보다 높다고 결정되는 경우, 제1 신호에서의 박동(들)을 나타내는 심장 활성화(들)를 정의하기 위해 변화 포인트(들)에서 제1 신호에 활성화 온셋(들)이 할당된다. 이와 유사하게, 동작(932)에서, (동작(928)에서) 매칭된 기준 신호에 기초하여 제1 신호에서의 박동(들)을 나타내는 심장 활성화(들)를 정의하기 위해 변화 포인트(들)에서 제1 신호에 활성화 온셋(들)이 할당될 수 있다. 더 구체적으로는, 제2 신호(들)에 대한 제1 신호의 기록된(또는 유의한) 변화 포인트(들)에 기초하여 제1 신호의 시간 간격들에 활성화 온셋들이 할당된다. 즉, 제2(기준) 신호(들)의 동일한 시간 간격에서 유의한 변화 포인트(들)과 연관된 가능한 활성화 온셋(들)에 기초하여 제1(분석) 신호에서 각각의 시간 간격에 활성화 온셋이 할당된다. 도 5와 관련하여 설명된 바와 같이, 제2(기준) 신호들에 대한 활성화 온셋들의 평균에 기초하여 제1(분석) 신호의 시간 간격에 대한 활성화 온셋이 결정될 수 있다. 또 다른 실시예 또는 양태에서, 다수의 활성화 온셋들이 서로 미리 결정된 시간 간격(예를 들어, ± 5 ms) 내에 있는 제2 신호들에 대한 활성화 온셋들의 평균에 기초하여 제1 신호의 시간 간격에 대한 활성화 온셋이 결정될 수 있다. 할당된 온셋은 제1(분석) 신호에서 각각의 간격에 대해, 예컨대, 데이터베이스(118)에 기록될 수 있다.

[0090] 동작(934)에서, 모든 신호들이 제2(기준) 신호들에 대한 제1(분석) 신호들로서 처리 또는 분석되었는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 모든 신호들이 처리되지 않았다고 결정되면, 방법(900)은 모든 신호들이 처리될 때까지 동작들(904 내지 932)을 계속 수행한다. 대안적으로, 모든 신호들이 처리되었다고 결정되는 경우, 방법(900)

0)은 동작(936)에서 종료된다.

- [0091] 방법(900)의 결말로써, 심장(120)으로부터 수집된 신호들이 심장 활성화 정보(활성화 온셋들)로 재구성되어서, 심장 리듬 장애의 원인이 결정될 수 있다. 더 구체적으로는, 단극 전기극선도들 또는 MAP(monophasic action potential)들이 재구성된 신호들의 활성화 온셋들에 매핑되어, 신호들에 대한 단극 또는 MAP 시퀀스들 또는 표현들을 나타낼 수 있다. 활성화 맵 또는 패턴은 심장 리듬 장애의 원인을 위치결정하기 위해 신호들의 이러한 단극 전압 또는 MAP 전압 표현들로부터 구성될 수 있다. 일 예시적인 MAP 표현 및 예시적인 활성화 맵이 도 11에 예시되어 있다.
- [0092] 도 10은 활성화 온셋(1004)을 할당하기 위한 도 9의 방법(900)에 따라 처리될 수 있는 분석 신호(SIG1)와 기준 신호(SIG2)의 일 예시적인 신호 쌍 비교(1000)의 일 예시이다. 비교(1000)에 예시된 바와 같이, 비교 및 처리를 위해 시간 간격(1002)(예를 들어, 100 ms 내지 300 ms)이 선택된다. 일부 예시적인 실시예 또는 양태에서, 시간 간격에서의 신호들(SIG1, SIG2, COMP)이, 예컨대, 중앙값 필터를 통해 평활화된다. 도 1 내지 도 9와 관련하여 여기에 설명된 바와 같이, 신호들의 제1 또는 제2 도함수에서의 변화 포인트들에 대해 유의도 값들(δ)이 결정된다. 신호 쌍 비교(1000)에 예시된 바와 같이, 임계값(1010)보다 높은 SIG1에서의 변화 포인트(1012)가, 제1 도함수에 기초하여 SIG1에서 시간 간격(1002)에 대한 활성화 온셋(1004)으로서 할당된다. 대안적으로, 임계값(1010)보다 높은 SIG1에서의 변화 포인트(1014)가, 제2 도함수에 기초하여 SIG1에서 시간 간격(1002)에 대한 활성화 온셋(1004)으로서 할당된다. 분석 신호(SIG1)가 처리될 때까지, 도 1 내지 도 9와 관련하여 여기에 설명된 바와 같이, 후속 시간 간격들이 선택되고 활성화 온셋들이 할당된다.
- [0093] 도 11은 도 1 내지 도 10에 따라 처리된 신호들의 일 예시적인 매핑(1100)의 일 예시이다. 미가공 신호(1100)는, 여기에 설명된 바와 같이 활성화 온셋들(수직 라인들)을 할당하기 위해 처리되는 신호를 나타낸다. 참조 목적을 위해, 미가공(분석) 신호(1100) 및 또 다른(기준) 신호(미도시)로부터 발생하는 복합 신호(1102)가 도시되어 있다. 각각의 처리된 신호(1100)에 대해 MAP(monophasic action potential) 전압 표현이 발생된다. 다수의 신호들이 여기에 설명된 바와 같이 처리되고, 처리된 신호들에 기초하여 MAP들이 발생된다. 모든 MAP들의 전기적 활동이 예시적인 활성화 매핑들(1106)의 시퀀스로 매핑되어 각 시간 간격에서의 활성화 온셋들(1108, 1110, 1112 및 1114) 각각을 나타낸다. 이러한 매핑들은 컴퓨팅 디바이스(116)에 의해 디스플레이될 수 있다. 오직 4개의 매핑이 예시 목적을 위해 도시되어 있지만, 신호들에 나타난 시간 간격들에 기초하여 더 적거나 또는 더 많은 개수의 매핑들(1106)이 있을 수 있다.
- [0094] 예시적인 매핑들(1106)(예를 들어, 활성화 온셋들(1108 내지 1114))에서 화살표로 도시된 바와 같이, 전기적 활동은 심장 리듬 장애에서 활성화 온셋들의 회전 활성화 패턴(회전자)을 나타낸다. 도 11의 화살표들로 나타난 회전 활성화 패턴에 의해 나타난 심장(120)의 영역의 적어도 일부는, 심장 리듬 장애의 원인, 그리고 그 후에 심장 리듬 장애 그 자체를 제거하도록 치료될 수 있다. 이러한 치료는 (무선주파수, 저온 에너지, 마이크로파, 및 초음파를 포함하지만 이에 제한되지는 않는) 다양한 에너지 소스들을 이용한 절제술, 유전자 치료, 줄기 세포 치료, 페이스 시뮬레이션, 약물 또는 다른 치료에 의해 가해질 수도 있다. MAP 표현 및 활성화 맵은 회전 활성화 패턴을 예시하기 위한 예들이라는 것에 주목한다. 다른 활성화 패턴들이 심장(120)으로부터의 센서들에 의해 수집된 상이한 예시적 신호들로부터 발생될 수 있다.
- [0095] 도 12는 일반 컴퓨터 시스템(1200)의 일 예시적인 실시예의 블록도이다. 컴퓨터 시스템(1200)은 도 1의 신호 처리 디바이스(114) 및 컴퓨팅 디바이스(116)일 수 있다. 컴퓨터 시스템(1200)은, 컴퓨터 시스템(12800)으로 하여금, 여기에 개시된 기능들에 기초하여 컴퓨터 또는 방법들 중 임의의 하나 이상을 수행하게 하도록 실행될 수 있는 명령들의 세트를 포함할 수 있다. 컴퓨터 시스템(1200), 또는 그의 임의의 일부는 자립형 디바이스로서 동작할 수도 있고, 또는 다른 컴퓨터 시스템들 또는 주변 디바이스들에, 예를 들어, 네트워크 또는 다른 접속을 이용하여 접속될 수도 있다. 예를 들어, 컴퓨터 시스템(1200)은 신호 처리 디바이스(114) 및 분석 데이터베이스(118)에 동작가능하게 접속될 수도 있다.
- [0096] 컴퓨터 시스템(1200)은 또한 개인용 컴퓨터(PC), 태블릿 PC, 개인 휴대 정보 단말기(PDA), 모바일 디바이스, 랩탑 컴퓨터, 랩 컴퓨터, 데스크탑 컴퓨터, 통신 디바이스, 제어 시스템, 웹 어플라이언스, 또는 해당 기계에 의해 취해질 동작들을 특정하는 (순차적 또는 이와 다른 방식의) 명령들의 세트를 실행할 수 있는 임의의 다른 기계와 같은 다양한 디바이스들로서 구현되거나 또는 그들 내에 포함될 수도 있다. 또한, 단일 컴퓨터 시스템(1200)이 예시되지만, "시스템"이라는 용어는 또한 하나 이상의 컴퓨터 기능들을 수행하도록 하는 명령들의 세트 또는 다수의 세트들을 개별적으로 또는 공동으로 실행하는 시스템들 또는 서브시스템들의 임의의 집합을 포함하는 것으로 다루어져야 한다.

- [0097] 도 12에 예시된 바와 같이, 컴퓨터 시스템(1200)은 프로세서(1202), 예를 들어, 중앙 처리 유닛(CPU), 그래픽 처리 유닛(GPU), 또는 양측 모두를 포함할 수도 있다. 또한, 컴퓨터 시스템(1200)은, 버스(1226)를 통해 서로 통신할 수 있는, 메인 메모리(1204) 및 정적 메모리(1206)를 포함할 수도 있다. 도시된 바와 같이, 컴퓨터 시스템(1200)은 액정 디스플레이(LCD), 유기 발광 다이오드(OLED), 평면 디스플레이, 고체 상태 디스플레이, 또는 음극선관(CRT)과 같은 비디오 디스플레이 유닛(1210)을 더 포함할 수도 있다. 부가적으로, 컴퓨터 시스템(1200)은, 키보드와 같은 입력 디바이스(1212), 및 마우스와 같은 커서 제어 디바이스(1214)를 포함할 수도 있다. 컴퓨터 시스템(1200)은 또한 디스크 드라이브 유닛(1216), 스피커나 또는 원격 제어와 같은 신호 발생 디바이스(1222), 및 네트워크 인터페이스 디바이스(1208)를 포함할 수 있다.
- [0098] 특정 실시예 또는 양태에서, 도 12에 도시된 바와 같이, 디스크 드라이브 유닛(1216)은 명령들(1220)의 하나 이상의 세트들, 예를 들어, 소프트웨어가 내장될 수 있는 컴퓨터 판독가능 매체(1218)를 포함할 수도 있다. 또한, 명령들(1220)은 여기에 설명된 바와 같은 방법들 또는 논리 중 하나 이상을 구현할 수도 있다. 특정 실시예 또는 양태에서, 명령들(1220)은 컴퓨터 시스템(1200)에 의한 실행 동안 완전히 또는 적어도 부분적으로 메인 메모리(1204), 정적 메모리(1206), 및/또는 프로세서(1202) 내부에 상주할 수도 있다. 메인 메모리(1204) 및 프로세서(1202)는 또한 컴퓨터 판독가능 매체를 포함할 수도 있다.
- [0099] 대안적인 실시예 또는 양태에서, 주문형 집적 회로(application specific integrated circuit)들, 프로그래밍 가능 논리 어레이들 및 다른 하드웨어 디바이스들과 같은 전용 하드웨어 구현물들은, 여기에 설명된 방법들 중 하나 이상을 구현하도록 구성될 수 있다. 다양한 실시예 또는 양태의 장치 및 시스템들을 포함할 수도 있는 애플리케이션들은 넓게는 다양한 전자 및 컴퓨터 시스템들을 포함할 수 있다. 여기에 설명된 하나 이상의 실시예 또는 양태는 모듈들 사이에서 그리고 그들을 통해, 또는 주문형 집적 회로의 일부분들로서 통신될 수 있는 관련 제어 및 데이터 신호들을 갖는 2개 이상의 특정 상호접속 하드웨어 모듈들 또는 디바이스들을 이용하여 기능들을 구현할 수도 있다. 이에 따라, 본 시스템은 소프트웨어, 펌웨어 및 하드웨어 구현물들을 포괄한다.
- [0100] 다양한 실시예 또는 양태에 따르면, 여기에 설명된 방법들은 프로세서 판독가능 매체에서 유형적으로 구현된 소프트웨어 프로그램들에 의해 구현될 수도 있고 프로세서에 의해 실행될 수도 있다. 또한, 일 예시적인 비제한적 실시예 또는 양태에서, 구현물들은 분산 처리, 성분/객체 분산 처리, 및 병렬 처리를 포함할 수 있다. 대안적으로, 가상 컴퓨터 시스템 처리는 여기에 설명된 바와 같은 방법들 또는 기능성 중 하나 이상을 구현하도록 구성될 수 있다.
- [0101] 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 명령들(1220)을 포함하고, 전파 신호에 응답하여 명령들(1220)을 수신하고 실행하여, 네트워크(1224)에 접속된 디바이스가 네트워크(1224)를 통해 음성, 비디오 또는 데이터를 통신할 수 있는 것으로 고려된다. 또한, 명령들(1220)은 네트워크 인터페이스 디바이스(1208)를 통해 네트워크(1224)를 통해 송신 또는 수신될 수도 있다.
- [0102] 컴퓨터 판독가능 매체가 단일 매체인 것으로 도시되어 있지만, "컴퓨터 판독가능 매체"라는 용어는 중앙집중형 또는 분산형 데이터베이스와 같은 단일 매체 또는 다수의 매체들, 및/또는 명령들의 하나 이상의 세트들을 저장하는 관련 캐시들 및 서버들을 포함한다. 또한, "컴퓨터 판독가능 매체"라는 용어는 프로세서에 의한 실행을 위한 명령들의 세트를 저장, 인코딩 또는 전달할 수 있거나, 또는 컴퓨터 시스템으로 하여금 여기에 개시된 방법들 또는 동작들 중 어느 하나 이상을 수행하게 하는 임의의 매체를 포함해야 한다.
- [0103] 특정의 비제한적인 예시적 실시예 또는 양태에서, 컴퓨터 판독가능 매체는 메모리 카드와 같은 고체 상태 메모리 또는 하나 이상의 비휘발성 판독 전용 메모리들을 수용하는 다른 패키지를 포함할 수 있다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 랜덤 액세스 메모리 또는 다른 휘발성 재기록가능 메모리일 수 있다. 부가적으로, 컴퓨터 판독가능 매체는 디스크 또는 테이프들과 같은 자기-광학 또는 광학 매체, 또는 송신 매체를 통해 통신되는 신호와 같은 반송파 신호들을 캡처하는 다른 저장 디바이스를 포함할 수 있다. 이메일에 첨부된 디지털 파일 또는 다른 자가 함유 정보 아카이브 또는 아카이브들의 세트는 유형의 저장 매체와 등등한 분산 매체인 것으로 간주될 수도 있다. 이에 따라, 컴퓨터 판독가능 매체 또는 분산 매체 및 다른 등가물들과, 데이터 또는 명령들이 저장될 수도 있는 계층 매체 중 임의의 하나 이상이 여기에 포함된다.
- [0104] 다양한 실시예 또는 양태에 따르면, 여기에 설명된 방법들은 컴퓨터 프로세서 상에서 실행하는 하나 이상의 소프트웨어 프로그램들로서 구현될 수도 있다. 주문형 집적 회로들, 프로그래밍가능 논리 어레이들 및 다른 하드웨어 디바이스들을 포함하지만 이들로 제한되지는 않는 전용 하드웨어 구현물들이 마찬가지로 여기에 설명된 방법들을 구현하도록 구성될 수 있다. 또한, 분산 처리 또는 성분/객체 분산 처리, 병렬 처리, 또는 가상 기계 처리를 포함하지만 이들로 제한되지는 않는 대안적인 소프트웨어 구현물들이 여기에 설명되는 방법들을 구현하도

록 구성될 수 있다.

[0105] 또한, 개시된 방법들을 구현하는 소프트웨어는 자기 매체와 같은 유형의 저장 매체; 디스크 또는 테이프와 같은 자기 매체; 디스크와 같은 자기-광학 또는 광학 매체; 또는 하나 이상의 관독 전용(비휘발성) 메모리들, 랜덤 액세스 메모리들, 또는 다른 재기록가능(휘발성) 메모리들을 수용하는 다른 패키지 또는 메모리 카드와 같은 고체 상태 매체에 선택적으로 저장될 수도 있다는 것에 주목해야 한다. 또한, 이 소프트웨어는 컴퓨터 명령들을 함유하는 신호를 이용할 수도 있다. 이메일에 첨부된 디지털 파일 또는 다른 자가 함유 정보 아카이브 또는 아카이브들의 세트는 유형의 저장 매체와 동등한 분산 매체인 것으로 간주된다. 이에 따라, 여기에 나열된 유형의 저장 매체 또는 분산 매체, 및 여기의 소프트웨어 구현물들이 저장될 수도 있는 다른 등가물들 및 계승 매체들이 여기에 포함된다.

[0106] 따라서, 심장 활성화 정보를 재구성하기 위한 시스템 및 방법이 설명되었다. 특정의 예시적인 실시예들 또는 양태들이 설명되었지만, 본 발명의 더 넓은 범위로부터 벗어나는 일 없이 이들 실시예들 또는 양태들에 대한 다양한 변경 및 변형이 이루어질 수도 있다는 것이 명백할 것이다. 이에 따라, 명세서 및 도면은 제한의 관점이 아니라 예시인 것으로 간주되어야 한다. 명세서의 일부를 이루는 첨부한 도면은 제한의 것이 아니라 예시로서, 발명의 주제가 실시될 수 있는 특정 실시예들 또는 양태들을 특정한다. 예시된 실시예들 또는 양태들은 당업자가 여기에 개시된 교시사항들을 실시할 수 있도록 충분히 상세히 설명된다. 다른 실시예들 또는 양태들이 이용되고 그로부터 도출될 수도 있어, 본 개시물의 범위로부터 벗어나는 일 없이 구조적 및 논리적 치환 및 변경이 이루어질 수도 있다. 따라서, 이 상세한 설명은 제한적인 관점으로 다루어져서는 안 되고, 다양한 실시예들 또는 양태들의 범위는 오로지 첨부한 청구범위에 의해, 그러한 청구범위가 받을 만한 전체 범위의 등가물들과 함께 정의된다.

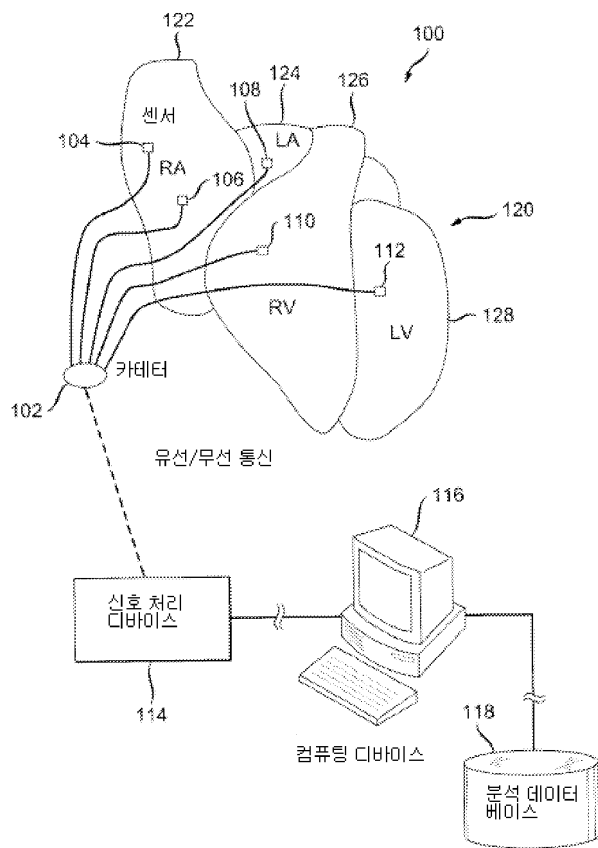
[0107] 본 발명의 주제에 대한 이러한 실시예들 또는 양태들은, 사실상 2 이상의 것이 개시되는 경우, 본 출원의 범위를 임의의 단일 발명 또는 발명적 개념으로 자발적으로 제한하고자 하는 의도 없이, 단지 편의를 위해 "본 발명"이라는 용어로, 개별적으로 및/또는 총괄적으로 여기에 언급될 수도 있다. 따라서, 특정 실시예들 또는 양태들이 여기에 예시되고 설명되었지만, 동일한 목적을 달성하도록 산정되는 임의의 배열은 도시된 특정 실시예들 또는 양태들에 대해 대체될 수도 있다는 것을 인지해야 한다. 본 개시물은 다양한 실시예들 또는 양태들의 임의의 그리고 모든 적응물들 또는 변형물들을 포괄하고자 한다. 위의 실시예들 또는 양태들 및 여기에 구체적으로 설명되지 않은 다른 실시예들 또는 양태들의 조합들은 위의 설명을 검토하면 당업자에게 자명할 것이다.

[0108] 37 C.F.R. § 1.72(b)에 따라 요약서가 제공되며, 이는 읽는 사람이 본 기술적인 개시물의 성질 및 요점을 빨리 확인하게 한다. 요약서는 청구범위의 범주 또는 의미를 해석 또는 제한하기 위해 이용되지 않는다는 이해 하에 제출된 것이다.

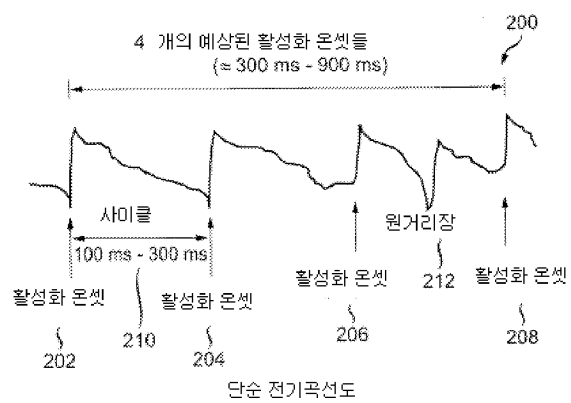
[0109] 실시예들 또는 양태들의 전술한 설명에서, 다양한 특징들은 본 개시물의 간소화의 목적을 위해 단일 실시예로 함께 그룹화된다. 본 개시물의 이 방법은 청구되는 실시예들 또는 양태들이 각각의 청구항에서 명백히 인용되는 것보다 더 많은 특징들을 갖는다는 것을 반영하는 것으로 해석되지 않는다. 오히려, 첨부한 청구범위가 반영하는 바와 같이, 본 발명의 주제는 단일의 개시된 실시예 또는 양태의 모든 특징들보다는 적은 상태로 놓인다. 따라서, 후속하는 청구범위는 이로써 상세한 설명 내에 포함되며, 각각의 청구항은 개별적인 예시적인 실시예 또는 양태로서 자체에 의거한다. 여기에 설명된 다양한 실시예 또는 양태는, 상세한 설명에 명백히 언급되지 않은 상이한 조합들로 조합 또는 그룹화될 수 있다는 점이 고려된다. 또한, 이러한 상이한 조합들을 포함하는 청구범위는 이와 유사하게, 상세한 설명 내에 포함될 수 있는 개별적인 예시적인 실시예들 또는 양태들로서 자체에 의거할 수 있다는 점이 또한 고려된다.

도면

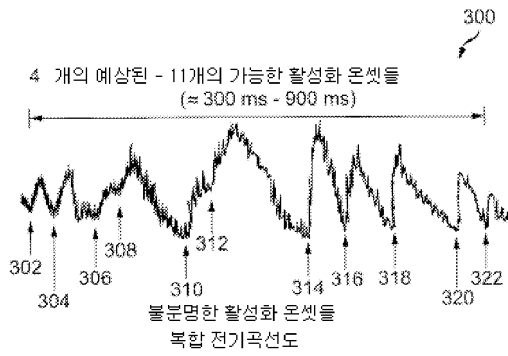
도면1



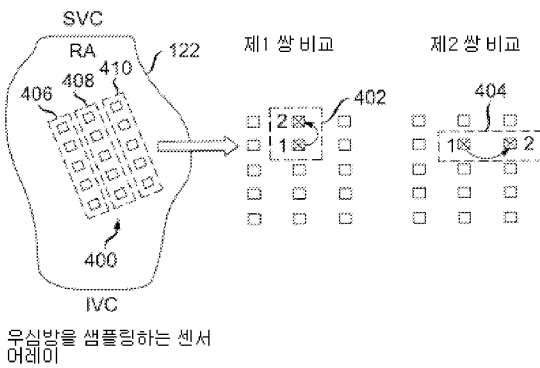
도면2



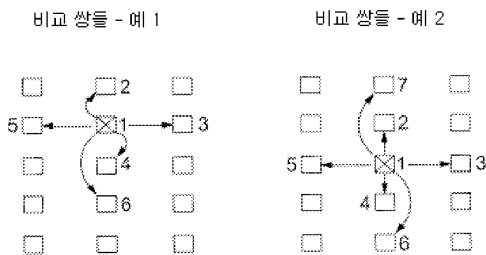
도면3



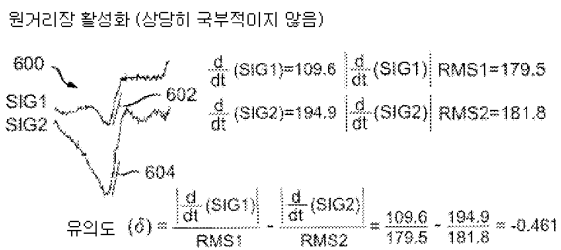
도면4



도면5

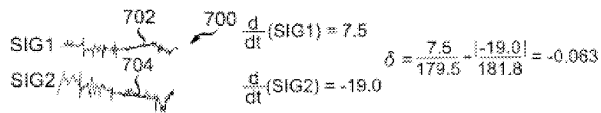


도면6



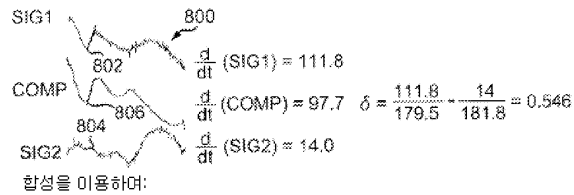
도면7

배경 잡음



도면8

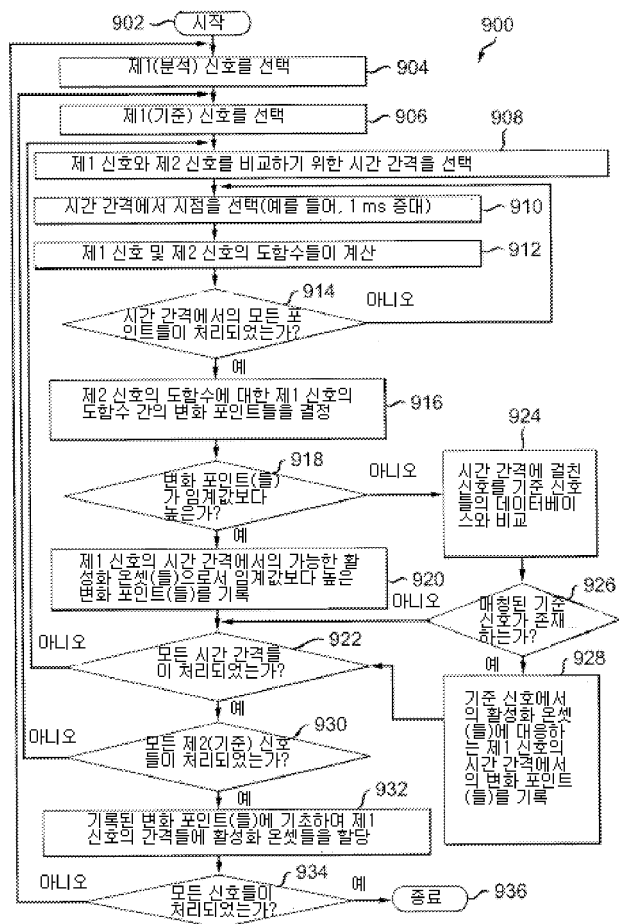
국부 활성화 온셋



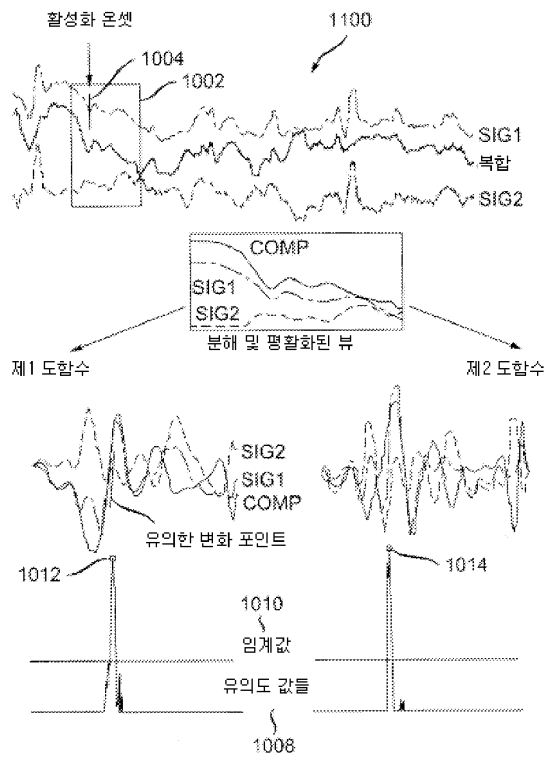
합성을 이용하여:

$$\delta = \frac{\left| \frac{d}{dt}(\text{SIG2}) - \frac{d}{dt}(\text{COMP}) \right|}{\ln \left| \frac{\frac{d}{dt}(\text{SIG1}) - \frac{d}{dt}(\text{COMP})}{111.8 - 97.7} \right|} = \frac{|14 - 97.7|}{\ln [111.8 - 97.7]} = 31.63$$

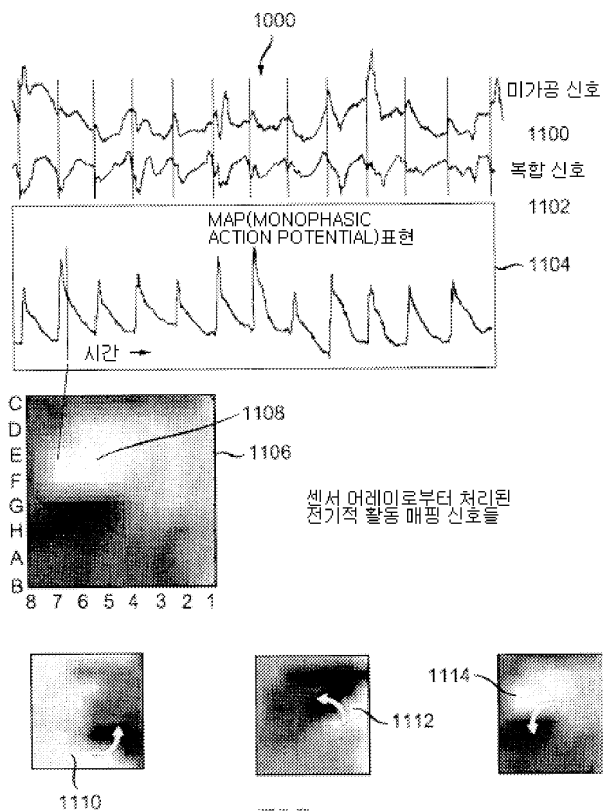
도면9



도면10



도면11



도면12

