



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0141965
(43) 공개일자 2015년12월21일

- | | |
|---|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 <i>A61B 5/00</i> (2006.01) <i>A61B 5/0205</i> (2006.01)
 <i>A61B 5/024</i> (2006.01) <i>A61B 5/0255</i> (2006.01)
 <i>A61B 5/04</i> (2006.01) <i>A61B 5/0464</i> (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
 <i>A61B 5/7278</i> (2013.01)
 <i>A61B 5/0205</i> (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2015-7028905</p> <p>(22) 출원일자(국제) 2014년03월14일
 심사청구일자 없음</p> <p>(85) 번역문제출일자 2015년10월13일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/US2014/029616</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2014/144983
 국제공개일자 2014년09월18일</p> <p>(30) 우선권주장
 13/840,334 2013년03월15일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인
 더 리젠츠 오브 더 유니버시티 오브 캘리포니아
 미합중국 캘리포니아 94607-5200 오클랜드 프랭클린 스트리트 1111, 5층
 토페라, 아이엔씨.
 미국 캘리포니아 94025 멘로 파크 스위트 에이 오브라이언 드라이브 1530</p> <p>(72) 발명자
 나라얀, 산지브
 미국, 캘리포니아 92037, 라 졸라, 5918 게르마인 레인
 브릭스, 캐리 로버트
 미국, 캘리포니아 92037, 라 졸라, 3335 카미니토 바스토
 세라, 루치르
 미국, 애리조나 85259, 스크즈데일, 11834 엔. 142엔디 스트리트</p> <p>(74) 대리인
 허용록</p> |
|---|--|

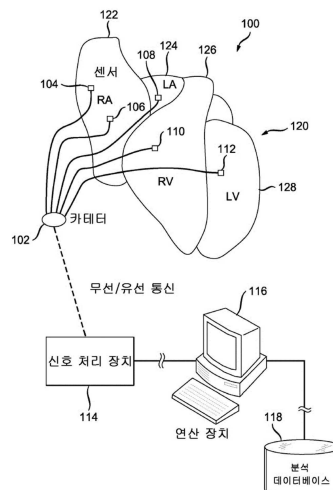
전체 청구항 수 : 총 41 항

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

(57) 요약

심장 활성화 정보를 재구축하기 위한 예시적인 시스템 및 방법이 개시된다. 제1 문턱값을 초과하는, 기준 신호의 제1 선택된-차수 도함수에 대한 분석 신호의 제1 선택된-차수 도함수 내의 제1 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해서 분석 신호 및 기준 신호가 처리된다. 제2 문턱값을 초과하는, 분석 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 내의 제2 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해서, 분석 신호 및 기준 신호가 처리된다. 분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화를 규정하기 위해서, 활성화 개시 시간이 제1 변화점 및 제2 변화점의 수학적 연관을 기초로 하는 지점에서 분석 심장 신호 내에 할당된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/02405 (2013.01)

A61B 5/0255 (2013.01)

A61B 5/04011 (2013.01)

A61B 5/0464 (2013.01)

A61B 5/7203 (2013.01)

A61B 5/7217 (2013.01)

A61B 5/7239 (2013.01)

A61B 5/7246 (2013.01)

A61B 5/742 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

심장 활성화 정보를 재구축하기 위한 방법으로서:

연산 장치에 의해서, 제1 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 내의 제1 변화점이 있는지 여부를 결정하기 위해 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하는 단계;

연산 장치에 의해서, 제2 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 내의 제2 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하는 단계; 및

제1 변화점의 적어도 하나가 제1 문턱값보다 크고 제2 변화점이 제2 문턱값보다 크다는 것이 결정되면, 분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화를 규정하기 위해서, 제1 변화점 및 제2 변화점의 수학적 연관을 기초로 하는 지점에서 분석 심장 신호 내의 활성화 개시 시간을 할당하는 단계를 포함하는, 재구축 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 수학적 연관이 분석 신호와 관련하여 처리된 기준 신호로부터의 과반수를 나타내는 제1 변화점 및 제2 변화점의 평균이고, 상기 제1 변화점이 제1 문턱값을 초과하고 제2 변화점이 제2 문턱값을 초과하는, 재구축 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제1 변화점 및 상기 제2 변화점이 서로의 미리 결정된 시간 간격 이내에 있는, 재구축 방법.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 미리 결정된 시간 간격이 ± 5 ms인, 재구축 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 수학적 연관이 분석 신호와 관련하여 처리된 기준 신호로부터의 복수를 나타내는 제1 변화점 및 제2 변화점의 평균이고,

상기 제1 변화점이 제1 문턱값을 초과하고 상기 제2 변화점이 제2 문턱값을 초과하는, 재구축 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 제1 변화점 및 상기 제2 변화점이 서로의 미리 결정된 시간 간격 이내에 있는, 재구축 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 미리 결정된 시간 간격이 ± 5 ms인, 재구축 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,
상기 수학적 연관이 상기 제1 변화점 및 상기 제2 변화점 중 하나의 선택인, 재구축 방법.

청구항 9

제8항에 있어서,
상기 제1 변화점이 제1 문턱값을 초과하고 상기 제2 변화점이 제2 문턱값을 초과하며, 상기 선택이:
상기 제1 변화점 마이너스 제1 문턱값의 제1 차이 값을 연산하는 단계;
상기 제2 변화점 마이너스 제2 문턱값의 제2 차이 값을 연산하는 단계; 및
상기 제1 차이 값과 상기 제2 차이 값 중에서 가장 큰 차이 값을 기초로 제1 변화점 및 제2 변화점 중 하나를 선택하는 단계를 포함하는, 재구축 방법.

청구항 10

제8항에 있어서,
상기 선택이, 연관된 문턱값보다 큰 가장 큰 선택된-차수 도함수인, 재구축 방법.

청구항 11

제1항에 있어서,
상기 제1 변화점 및 제2 변화점이 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호에 대해서 대략적으로 동일한 시점에서 결정되는, 재구축 방법.

청구항 12

제1항에 있어서,
상기 제1 변화점 및 제2 변화점이 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호에 대해서 기울기, 크기, 시기 및 형상 중 하나 이상으로부터 결정되는, 재구축 방법.

청구항 13

제1항에 있어서,
상기 제1 변화점의 결정이:
분석 심장 신호 및 기준 심장 신호로부터 복합 심장 신호를 형성하는 단계;
분석 심장 신호 내의 복수의 지점에서 비율 값을 결정하는 단계로서, 각각의 비율 값이, 분석 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수와 복합 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 사이의 차이에 대한, 기준 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수와 복합 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 사이의 차이를 나타내는, 비율 값을 결정하는 단계; 및
결정된 비율 값으로부터 가장 큰 비율 값을 가지는 지점을, 분석 심장 신호 내의 제1 변화점으로서 선택하는 단계를 포함하는, 재구축 방법.

청구항 14

제1항에 있어서,
상기 제2 변화점의 결정이:
분석 심장 신호 및 기준 심장 신호로부터 복합 심장 신호를 형성하는 단계;
분석 심장 신호 내의 복수의 지점에서 비율 값을 결정하는 단계로서, 각각의 비율 값이, 분석 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수와 복합 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 사이의 차이에 대한, 기준 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수와 복합 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 사이의 차이를 나타내는, 비율 값을 결정하는 단계; 및
결정된 비율 값으로부터 가장 큰 비율 값을 가지는 지점을, 분석 심장 신호 내의 제2 변화점으로서 선택하는 단계를 포함하는, 재구축 방법.

택된-차수 도함수와 복합 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 사이의 차이를 나타내는, 비율 값을 결정하는 단계; 및

결정된 비율 값으로부터 가장 큰 비율 값을 가지는 지점을, 분석 심장 신호 내의 제2 변화점으로서 선택하는 단계를 포함하는, 재구축 방법.

청구항 15

제1항에 있어서,

상기 제1 문턱값 및 상기 제2 문턱값이 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호와 연관된 소음 수준보다 큰, 재구축 방법.

청구항 16

제15항에 있어서,

소음 수준의 또는 그 미만의 제1 변화점 및 제2 변화점이 심장, 호흡계, 소화 기관, 신경계 및 전자적 간섭으로부터의 하나 이상의 신호와 연관되는, 재구축 방법.

청구항 17

제1항에 있어서,

제1 문턱값보다 큰 제1 변화점이 없고 제2 문턱값보다 큰 제2 변화점이 없다는 것이 결정되면, 상기 분석 심장 신호의 적어도 하나의 특성을 심장 신호의 목록 내의 기준 심장 신호의 적어도 하나의 특성에 대해서 정합시키는 단계; 및

분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화를 규정하기 위해서, 분석 심장 신호 내의 활성화 개시 시간을 상기 목록 내의 기준 심장 신호의 활성화 개시 시간으로서 할당하는 단계를 더 포함하는, 재구축 방법.

청구항 18

제1항에 있어서,

분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 복수의 심장 활성화를 규정하기 위해서 처리 단계 및 할당 단계를 실시하는 단계를 더 포함하는, 재구축 방법.

청구항 19

제1항에 있어서,

복수의 심장 신호로부터 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 반복적으로 선택하는 단계를 더 포함하는, 재구축 방법.

청구항 20

제1항에 있어서,

복수의 심장 신호로부터 심장 신호의 쌍을 반복적으로 선택하는 단계로서, 각각의 쌍이 분석 심장 신호 및 상이한 기준 심장 신호를 가지는, 심장 신호의 쌍을 반복적으로 선택하는 단계;

각각의 쌍 내의 분석 심장 신호에 대한 박동을 나타내는 연관된 복수의 심장 활성화를 규정하기 위해서 각각의 쌍에 대해서 처리 단계 및 할당 단계를 실시하는 단계; 및

심장 리듬 이상의 근원을 나타내기 위해서, 복수의 심장 신호로부터 심장 활성화의 할당된 활성화 개시 시간을 기초로 심장 활성화 패턴을 재구축하는 단계를 더 포함하는, 재구축 방법.

청구항 21

심장 활성화 정보를 재구축하기 위한 시스템으로서:

적어도 하나의 연산 장치를 포함하고, 상기 연산 장치가:

제1 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 내의 제1 변화점이 있는지 여부를 결정하기 위해서 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하도록;

제2 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 내의 제2 변화점이 있는지 여부를 결정하기 위해서 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하도록; 그리고

제1 변화점의 적어도 하나가 제1 문턱값보다 크고 제2 변화점이 제2 문턱값 보다 크다는 것이 결정되면, 분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화를 규정하기 위해서, 제1 변화점 및 제2 변화점의 수학적 연관을 기초로 하는 지점에서 분석 심장 신호 내의 활성화 개시 시간을 할당하도록; 구성되는, 시스템.

청구항 22

제21항에 있어서,

상기 수학적 연관이 분석 신호와 관련하여 처리된 기준 신호로부터의 과반수를 나타내는 제1 변화점 및 제2 변화점의 평균이고, 상기 제1 변화점이 제1 문턱값을 초과하고 제2 변화점이 제2 문턱값을 초과하는, 시스템.

청구항 23

제22항에 있어서,

상기 제1 변화점 및 상기 제2 변화점이 서로의 미리 결정된 시간 간격 이내에 있는, 시스템.

청구항 24

제23항에 있어서,

상기 미리 결정된 시간 간격이 ± 5 ms인, 시스템.

청구항 25

제21항에 있어서,

상기 수학적 연관이 분석 신호와 관련하여 처리된 기준 신호로부터의 복수를 나타내는 제1 변화점 및 제2 변화점의 평균이고, 상기 제1 변화점이 제1 문턱값을 초과하고 제2 변화점이 제2 문턱값을 초과하는, 시스템.

청구항 26

제25항에 있어서,

상기 제1 변화점 및 상기 제2 변화점이 서로의 미리 결정된 시간 간격 이내에 있는, 시스템.

청구항 27

제26항에 있어서,

상기 미리 결정된 시간 간격이 ± 5 ms인, 시스템.

청구항 28

제21항에 있어서,

상기 수학적 연관이 상기 제1 변화점 및 상기 제2 변화점 중 하나의 선택인, 시스템.

청구항 29

제28항에 있어서,

상기 제1 변화점이 제1 문턱값을 초과하고 상기 제2 변화점이 제2 문턱값을 초과하며, 상기 적어도 하나의 연산 장치:

상기 제1 변화점 마이너스 제1 문턱값의 제1 차이 값을 연산하도록;

상기 제2 변화점 마이너스 제2 문턱값의 제2 차이 값을 연산하도록; 그리고

상기 제1 차이 값과 상기 제2 차이 값 중에서 가장 큰 차이 값을 기초로 제1 변화점 및 제2 변화점 중 하나를 선택하도록; 추가적으로 구성되는, 시스템.

청구항 30

제28항에 있어서,

상기 선택이, 연관된 문턱값보다 큰 가장 큰 선택된-차수 도함수인, 시스템.

청구항 31

제21항에 있어서,

상기 제1 변화점 및 제2 변화점이 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호에 대해서 대략적으로 동일한 시점에서 결정되는, 시스템.

청구항 32

제21항에 있어서,

상기 제1 변화점 및 제2 변화점이 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호에 대해서 기울기, 크기, 시기 및 형상 중 하나 이상으로부터 결정되는, 시스템.

청구항 33

제21항에 있어서,

적어도 하나의 연산 장치가:

분석 심장 신호 및 기준 심장 신호로부터 복합 심장 신호를 형성하도록;

분석 심장 신호 내의 복수의 지점에서 비율 값을 결정하도록 하는 것으로서, 각각의 비율 값이, 분석 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수와 복합 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 사이의 차이에 대한, 기준 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수와 복합 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 사이의 차이를 나타내는, 비율 값을 결정하도록; 그리고

결정된 비율 값으로부터 가장 큰 비율 값을 가지는 지점을, 분석 심장 신호 내의 제1 변화점으로서 선택하도록; 추가적으로 구성되는, 시스템.

청구항 34

제21항에 있어서,

적어도 하나의 연산 장치가:

분석 심장 신호 및 기준 심장 신호로부터 복합 심장 신호를 형성하도록;

분석 심장 신호 내의 복수의 지점에서 비율 값을 결정하도록 하는 것으로서, 각각의 비율 값이, 분석 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수와 복합 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 사이의 차이에 대한, 기준 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수와 복합 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 사이의 차이를 나타내는, 비율 값을 결정하도록; 그리고

결정된 비율 값으로부터 가장 큰 비율 값을 가지는 지점을, 분석 심장 신호 내의 제2 변화점으로서 선택하도록; 추가적으로 구성되는, 시스템.

청구항 35

제21항에 있어서,

상기 제1 문턱값 및 상기 제2 문턱값이 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호와 연관된 소음 수준보다 큰, 시스템.

청구항 36

제25항에 있어서,

소음 수준의 또는 그 미만의 제1 변화점 및 제2 변화점이 심장, 호흡계, 소화 기관, 신경계 및 전자적 간섭으로부터의 하나 이상의 신호와 연관되는, 시스템.

청구항 37

제21항에 있어서,

적어도 하나의 연산 장치가:

제1 문턱값보다 큰 제1 변화점이 없고 제2 문턱값보다 큰 제2 변화점이 없다는 것이 결정되면, 상기 분석 심장 신호의 적어도 하나의 특성을 심장 신호의 목록 내의 기준 심장 신호의 적어도 하나의 특성에 대해서 정합시키도록; 그리고

분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화를 규정하기 위해서, 분석 심장 신호 내의 활성화 개시 시간을 상기 목록 내의 기준 심장 신호의 활성화 개시 시간으로서 할당하도록; 추가적으로 구성되는, 시스템.

청구항 38

제21항에 있어서,

적어도 하나의 연산 장치가, 분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 복수의 심장 활성화를 규정하기 위해서 처리 및 할당을 실시하도록 추가적으로 구성되는, 시스템.

청구항 39

제21항에 있어서,

적어도 하나의 연산 장치가 복수의 심장 신호로부터 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 반복적으로 선택하도록 추가적으로 구성되는, 시스템.

청구항 40

제21항에 있어서,

적어도 하나의 연산 장치가:

복수의 심장 신호로부터 심장 신호의 쌍을 반복적으로 선택하도록 하는 것으로서, 각각의 쌍이 분석 심장 신호 및 상이한 기준 심장 신호를 가지는, 심장 신호의 쌍을 반복적으로 선택하도록;

각각의 쌍 내의 분석 심장 신호에 대한 박동을 나타내는 연관된 복수의 심장 활성화를 규정하기 위해서 각각의 쌍에 대해서 처리 및 할당을 실시하도록; 그리고

심장 리듬 이상의 근원을 나타내기 위해서, 복수의 심장 신호로부터 심장 활성화의 할당된 활성화 개시 시간을 기초로 심장 활성화 패턴을 재구축하도록; 추가적으로 구성되는, 시스템.

청구항 41

심장 리듬 이상을 치료하는 방법으로서:

복수의 심장 신호로부터 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호에 반복적으로 접속하는 단계;

연산 장치에 의해서, 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하여, 제1 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 내의 제1 변화점이 있는지 여부를 결정하는, 처리 단계;

연산 장치에 의해서, 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하여, 제2 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 내의 제2 변화점이 있는지 여부를 결정하는, 처리 단계;

제1 변화점의 적어도 하나가 제1 문턱값보다 크고 제2 변화점이 제2 문턱값 보다 크다는 것이 결정되면, 분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화율 규정하기 위해서, 제1 변화점 및 제2 변화점의 수학적 연관을 기초로 하는 지점에서 분석 심장 신호 내에서 활성화 개시 시간을 할당하는 단계;

심장 리듬 이상의 근원을 나타내기 위해서, 할당된 활성화 개시 시간을 기초로 심장 활성화 패턴을 재구축하는 단계; 및

심장 리듬 이상을 억제 또는 제거하기 위해 근원에서 심장 조직을 치료하는 단계를 포함하는, 치료 방법.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 연방 정부 승인
- [0002] 본원에서 설명된 일부 연구는 국립보건원(National Institutes of Health)의 승인 R01 HL83359, HL83359-S 1 및 HL103800의 기금으로 이루어진 것이다. 그에 따라, 미국 정부가 발명의 일부 권리를 가질 수 있다.
- [0003] 관련 출원의 상호 참조
- [0004] 본원은, 2011년 5월 2일에 출원된 미국 특허 가출원 제61/481,607호를 기초로 우선권 및 이익 향유를 주장하는, 2011년 8월 24일에 출원된 미국 특허출원 제13/217,123호의 계속 출원인, 2012년 4월 3일에 출원된 미국 특허출원 제13/438,534호의 부분-계속 출원이며, 그러한 각각의 출원 전체가 본원에서 참조로서 포함된다.
- [0005] 본원은 일반적으로 심장 리듬 이상에 관한 것이다. 보다 구체적으로, 본원은 심장 리듬 이상과 연관된 심장 활성화 정보(활성화 개시)를 재구축하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0006] 심장(cardiac) 리듬 이상은 세계적으로 일반적이며 질병 및 사망의 중요한 원인이다. 심장 내의 전기 시스템의 오작동은 임박한 심장 리듬 이상의 직접적 원인이 된다. 심장 리듬 이상은 많은 형태가 존재하는데, 그들 중 가장 복잡하고 치료가 어려운 것은 심방 세동(AF), 심실 빈맥(VT) 및 심실 세동(VF)이다. 심방 빈맥(AT), 상심실성 빈맥(SVT), 심방 조동(AFL), 심실 이소성 수축/박동(supraventricular ectopic complexes/beats)(SVE) 및 조기 심실 수축/박동(PVC)을 포함하는, 다른 리듬 이상은 치료가 보다 단순하나 또한 임상적으로 중요할 수 있다. 정상적인 조건하에 있는 동안, 동방 결절(sinus node)이 심장을 동성 리듬(sinus rhythm)으로 유지하지만, 특정 조건하에서 정상 동방 결절의 급격한 활성화가 부적절한 동성 빈맥(sinus tachycardia) 또는 동방 결절 회귀(sinus tachycardia or sinus node reentry)를 유발할 수 있고, 이들 양자 모두는 또한 심장 리듬 이상을 나타낸다.
- [0007] 심장 리듬 이상 - 특히, AF, VF, 및 다형성(polymorphic) VT의 복합 리듬 이상 - 의 치료는 매우 어려울 수 있다. 복합 리듬 이상을 위한 약학 치료는 최적이지 못하고, 효능이 좋지 못하고 상당한 부작용을 갖는다. 심장 리듬 이상을 완화시키고 일부 경우에 제거하기 위해서, 혈관을 통하거나 직접 수술로 센서/탐침을 심장으로 유도하여, 심장 리듬 이상의 원인을 되는 심장의 위치로 에너지를 전달함으로써 심장 리듬 이상과 관련한 절제(ablation)가 점점 더 많이 이용되고 있다. 그러나, 복합 리듬 이상에서는, 절제가 종종 어려우며 효과적이지 못한데, 이는, 심장 리듬 이상의 원인을 식별하고 그 위치를 찾아내는 도구가 훌륭하지 못하고 이상을 제거하기 위해서 에너지를 심장의 정확한 부위로 전달하려는 시도를 방해하기 때문이다.
- [0008] 단순한 심장 리듬 이상을 치료하기 위한 특정 시스템 및 방법이 공지되어 있다. 단순한 심장 리듬 이상(예를 들어, 심방 빈맥)에서, 박동간 일정한 활성화 개시 패턴이 일반적으로 최초 위치로 역 추적될 수 있고, 그러한 위치에서 이상의 완화 및 일부 경우에는 제거를 위해서 절제가 이루어질 수 있다. 단순한 심장 리듬 이상에서도, 그러한 심장 리듬 이상의 원인을 제거하는 것은 어려운 문제이고, 경험이 있는 의사라도, 심방 빈맥과 같은, 일정한 박동간 활성화 패턴이 있는 상태에서 단순한 리듬 이상을 제거하는 데 종종 몇 시간을 필요로 한다.
- [0009] AF, VF, 또는 다형성 VT와 같은 복합 리듬 이상에 대한 원인을 식별하는 데 있어서 성공적인 시스템 및 방법이 공지되지 않았다. 복합 리듬 이상에서, 활성화 개시의 최초 위치가 식별될 수 없는데, 이는 활성화 개시 패턴이 박동마다 변하고 "연속"적이어서 식별 가능한 초기 지점(또는 시작부) 또는 최후 지점(또는 종료부)을 식별할 수 없기 때문이다.

[0010] 심장 리듬 이상을 진단하고 치료하는 것은 종종 복수의 센서/탐침을 갖는 카테터를 환자의 혈관을 통해 심장 내로 도입하는 것을 수반한다. 센서는 심장 내의 센서 위치에서 심장의 전기적 활성도를 검출한다. 전기적 활성도는 일반적으로 센서 위치에서의 심장의 활성화를 나타내는 전기도(electrogram) 신호로 처리된다.

[0011] 단순한 심장 리듬 이상에서는, 각 센서 위치에서의 신호가 일반적으로, 그 시기 및 종종 그 편향(deflection)의 형상이나 수에 있어서 박동마다 일정하여, 각각의 센서 위치에서의 활성화 개시를 식별할 수 있게 한다. 그러나, 복합 리듬 이상에서는, 박동마다, 각 센서 위치에서의 신호가 다양한 형상들의 하나의 편향, 몇 개의 편향, 및 다수의 편향 사이에서 천이할 수 있다. 예를 들어, AF에서 센서 위치에 대한 신호가 5개, 7개, 11개, 또는 그 초과편향을 포함하는 경우에, 그 신호 내의 어떠한 편향이 심장 내의 센서 위치(즉, 국부적 활성화)에 또는 그 근처에 있는지와 심장 내의 센서에 의해서 여전히 감지되는 더 이동된 위치(즉, 원격 활성화)에 있는지를, 또는 환자의 심장의 다른 부분, 다른 해부학적 구조, 심장 또는 외부 전자적 시스템에 대한 센서의 이동이나 운동으로부터의 단순한 소음인지 식별하는 것이 불가능한 것은 아니지만 어렵다.

[0012] 심장 리듬 이상의 원인의 식별 및 그 제거를 돕기 위해서, 특히 복합 리듬 이상에서, 심장 리듬 이상과 연관된 여러 가지 형상의 신호 내의 심장 활성화 정보(개시)를 재구축할 수 있는 시스템 및 방법이 공지되어 있지 않다.

발명의 내용

[0013] 본 발명은, 이상의 원인 또는 근원의 결정, 진단, 및 치료를 위해서 생체 활성화 정보를 재구축할 수 있는, 심장 리듬 이상뿐만 아니라, 신경 경련, 식도 경련, 방광 불안정성, 과민성 대장 증후군, 및 다른 생체 이상과 같은, 다른 생체 리듬 이상을 포함하는 여러 가지 리듬 이상에 관한 활성화 정보를 재구축하기 위해서 적용될 수 있다. 그러나, 이는, 응급으로 치료할 수 있도록 이상의 원인(들) 또는 근원(들)을 찾기 위해서, 복합 활성화 패턴을 초래하는 복합 리듬 이상에서, 특히 심장의 복합 리듬 이상에서 특히 유용하다.

[0014] 전형적으로, 복합 심장 리듬 이상은, 판독이 극히 어려운 활성화 패턴을 초래하고, 복합 이상의 심장 박동에 관한 정확한 활성화 정보를 결정할 수 있는 능력이 이전에는 가능하지 않았다. 본 발명의 장점들 중에는, 이상의 원인 및/또는 근원의 결정이 이루어지고 치료될 수 있도록 심장 활성화 정보를 재구축할 수 있는 능력이 있다. 다른 장점은, 본 발명이, 신속하게 실시될 수 있는 한편, 감지 장치 - 예를 들어 센서를 가지는 카테터 - 가 환자의 내부에서 또는 환자 근처에서 사용되고 이어서 심장 조직을 치료하여 이상을 완화시키고 많은 경우에 이상을 치료할 수 있는, 시스템 및 방법을 제공하는 것이다. 그에 따라, 재구축된 심장 정보를 연산하는 즉시 치료가 이루어질 수 있으며, 이는 그러한 연산이 이상의 원인 또는 근원의 위치(들)를 제공할 것이기 때문이다.

[0015] 종래의 시스템 및 방법은 심장 리듬 이상의 근원을 결정할 수 없었고 결과적으로 의미 있고 치료와 관련된 치료를 위한 근원을 표적으로 하는 수단을 제공할 수 없었다. 부가적으로, 종래 시스템 및 방법은 수많은 복잡한 치료 단계를 필요로 하지만, 심장 리듬 이상의 원인(들) 또는 근원(들)을 식별할 수 있는 충분한 심장 활성화 정보를 재구축하는 수단을 여전히 제공하지 못하였다.

[0016] 종래 시스템 및 방법과 대조적으로, 본 발명은, 사실상 식별할 수 없는 활성화 패턴들 중에서 심장 박동에 대해서, 다양한 센서 위치에서 활성화 개시 시간을 결정하기 위해서, 활성화 정보를 재구축하는 비교적 적은 수의 단계를 제공한다.

[0017] 본원에서 사용된 바와 같이, 재구축은, 생체 또는 심장 리듬 이상의 하나 이상의 비트에 대해서, 근처 또는 인접한 센서 위치와 구별되는 센서 위치에서 심장 또는 생체 신호 내의 활성화 개시 시간을 식별하는 과정이다.

[0018] 본원에서 사용된 바와 같이, 활성화 개시 시간은, 활성화 중의 다른 시점과 대조되는, 세포 또는 조직 내에서 활성화가 시작되는 시점이다.

[0019] 본원에서 사용된 바와 같이, 활성화는, 세포가 대기(이완기) 상태(quiescent (diastolic) state)로부터 활성화(전기적) 상태로 그 동작을 시작하게 하는 과정이다.

[0020] 실시예 또는 양태에 따르면, 생체 활성화 정보를 재구축하기 위한 시스템이 개시된다. 시스템은 적어도 하나의 연산 장치를 포함한다. 연산 장치는, 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하여, 제1 문턱값을 초과하는 (above a first threshold), 기준 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수(first selected-order derivative)에 대한 분석 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 내의 제1 변화점이 있는지의 여부를 결정하도록 구성된다. 연산 장치는, 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하여, 제2 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 내의 제2 변화점이 있는지의 여부를 결정하도록

또한 구성된다. 연산 장치는, 제1 변화점의 적어도 하나가 제1 문턱값보다 크고 제2 변화점이 제2 문턱값보다 크다는 것이 결정되면, 분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화를 규정하기 위해서, 제1 변화점 및 제2 변화점의 수학적 연관(association)을 기초로 하는 지점에서 분석 심장 신호 내의 활성화 개시 시간을 할당하도록 추가적으로 구성된다.

[0021] 다른 실시예 또는 양태에 따르면, 생체 활성화 정보를 재구축하기 위한 방법이 개시된다. 방법은 제1 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 내의 제1 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하는 단계를 포함한다. 방법은 또한, 제2 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 내의 제2 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리하는 단계를 포함한다. 그러한 방법은, 제1 변화점의 적어도 하나가 제1 문턱값보다 크고 제2 변화점이 제2 문턱값보다 크다는 것이 결정되면, 분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화를 규정하기 위해서, 제1 변화점 및 제2 변화점의 수학적 연관을 기초로 하는 지점에서 분석 심장 신호 내의 활성화 개시 시간을 할당하는 단계를 더 포함한다.

[0022] 추가적인 실시예 또는 양태에 따르면, 심장 리듬 이상을 치료하는 방법이 제공된다. 그러한 방법은, 복수의 심장 신호로부터 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호에 반복적으로 접속하는 단계를 포함한다. 제1 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제1 선택된-차수 도함수 내의 제1 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해서 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리한다. 제2 문턱값을 초과하는, 기준 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수에 대한 분석 심장 신호의 제2 선택된-차수 도함수 내의 제2 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해서 분석 심장 신호 및 기준 심장 신호를 처리한다. 활성화 개시 시간은, 제1 변화점의 적어도 하나가 제1 문턱값보다 크고 제2 변화점이 제2 문턱값보다 크다는 것이 결정되면, 분석 심장 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화를 규정하기 위해서, 제1 변화점 및 제2 변화점의 수학적 연관을 기초로 하는 지점에서 분석 심장 신호 내에 할당된다. 그러한 방법은, 심장 리듬 이상의 근원을 나타내기 위해서, 할당된 활성화 개시 시간을 기초로 심장 활성화 패턴을 재구축하는 단계를 더 포함한다. 또한, 이 방법은 심장 리듬 이상을 억제 또는 제거하기 위해 근원에서 심장 조직을 치료하는 단계를 포함한다.

[0023] 본원의 이러한 그리고 다른 목적, 목표 및 장점이 첨부 도면과 관련한 이하의 구체적인 설명으로부터 명확해질 것이다.

도면의 간단한 설명

[0024] 일부 실시예 또는 양태가 예로서 도시되어 있고 첨부 도면들 중의 도면으로 제한되지 않는다.

도 1은 예시적인 심장 활성화 재구축 시스템을 도시한다.

도 2는 도 1에 도시된 심장 내의 센서 위치에 배치된 센서로부터의 예시적인 단순한 심장 리듬 이상의 전기도 신호를 도시한다.

도 3은 도 1에 도시된 심장 내의 센서 위치에 배치된 센서로부터의 예시적인 심장 리듬 이상의 복합 전기도 신호를 도시한다.

도 4는 도 1에 도시된 카테터의 센서의 예시적인 어레이 및 심장 활성화 정보를 재구축하기 위한 센서로부터의 예시적인 신호 선택을 도시한다.

도 5는 도 4에 도시된 센서 어레이로부터의 예시적인 비교 신호의 쌍을 도시한다.

도 6은 분석 신호(SIG1) 및 기준 신호(SIG2)의 예시적인 신호 쌍 비교를 도시한다.

도 7은 분석 신호(SIG1) 및 기준 신호(SIG2)의 다른 예시적인 신호 쌍 비교를 도시한다.

도 8은 복합 신호를 이용한 분석 신호(SIG1) 및 기준 신호(SIG2)의 추가적인 예시적인 신호 쌍 비교를 도시한다.

도 9는 심장 리듬 이상과 연관된 심장 활성화 정보의 예시적인 재구축 방법을 도시하는 흐름도이다.

도 10은, 심장 활성화 정보를 재구축하기 위해서 도 9의 방법에 따라서 처리될 수 있는 분석 신호(SIG1) 및 기준 신호(SIG2)의 예시적인 신호 쌍 비교를 도시한다.

도 11은 도 1 내지 도 10에 따른 처리된 신호의 예시적인 매핑을 도시한다.

도 12는 일반적인 컴퓨터 시스템의 예시적인 실시예의 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0025] 심장 리듬 이상과 연관된 심장 활성화 정보를 재구축하기 위한 시스템 및 방법이 본원에서 개시된다. 이하의 설명에서, 설명의 목적으로, 예시적인 실시예 또는 양태에 관한 전반적인 이해를 제공하기 위한 많은 구체적인 상세 내용이 개진되어 있다. 그러나 당업자는, 개시된 모든 구체적인 상세 내용이 없이도, 예시적인 실시예가 실행될 수 있다는 것을 명확하게 이해할 수 있다.
- [0026] 도 1은 예시적인 심장 활성화 재구축 시스템(100)을 도시한다. 예시적인 시스템(100)은 심장 리듬 이상과 연관된 환자의 심장에서부터 수집/검출된 심장 활성화 정보를 검출 및 재구축하도록 구성된다. 심장은 우심방(122), 좌심방(124), 우심실(126) 및 좌심실(128)을 포함한다.
- [0027] 예시적인 시스템(100)은 카테터(102), 신호 처리 장치(114), 연산 장치(116) 및 분석 데이터베이스(118)를 포함한다.
- [0028] 카테터(102)는 심장 내의 심장 활성화 정보를 검출하고 검출된 심장 활성화 정보를 무선 또는 유선 연결을 통해서 신호 처리 장치(114)로 전송하도록 구성된다. 카테터는, 환자의 혈관을 통해서 심장 내로 삽입될 수 있는 복수의 탐침/센서(104~112)를 포함한다.
- [0029] 일부 실시예 또는 양태에서, 하나 이상의 센서(104~112)가 환자의 심장(120) 내로 삽입되지 않는다. 예를 들어, 일부 센서가 환자의 표면을 통해서(예를 들어, 심전도) 또는 환자와 접촉하지 않고 원격적으로(자기 심전도(magnetocardiogram)) 심장 활성화를 검출할 수 있다. 다른 예로서, 일부 센서가 또한, 비전기적 감지 장치의 심장 운동으로부터의 심장의 활성화 정보를 유도할 수 있을 것이다(예를 들어, 심초음파 검사). 여러 가지 실시예 또는 양태에서, 이러한 센서가 별개로 또는 상이한 조합으로 이용될 수 있고, 또한 이러한 별개의 또는 상이한 조합이 환자의 심장 내로 삽입된 센서와 조합되어 또한 이용될 수 있다.
- [0030] 고려되는 심장 내의 센서 위치에 배치된 센서(104~112)가 센서 위치에서 심장 활성화 정보를 검출할 수 있고 센서 위치에서 심장을 절제하기 위한 에너지를 추가적으로 전달할 수 있다. 센서(104~112)가 또한 심장의 중첩되는 부위들(예를 들어, 우심방(122) 및 좌심방(124))로부터 심장 활성화 정보를 검출할 수 있다는 것을 주목하여야 한다.
- [0031] 신호 처리 장치(114)가, 센서 위치에서 센서(104~112)에 의해서 검출된 심장 활성화 정보를 전기도 신호로 처리하고(예를 들어, 명료화(clarify) 및 증폭하도록) 본원에서 개시된 방법에 따른 분석 또는 처리를 위해서 처리된 심장 신호를 연산 장치(116)로 제공하도록 구성된다. 센서(104~112)로부터의 심장 활성화 정보를 처리하는데 있어서, 신호 처리 장치(114)가 심장(120)의 중첩된 부위들로부터 심장 활성화 정보를 차감(subtract)하여, 처리된 심장 신호를 분석을 위해서 연산 장치(116)로 제공할 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 신호 처리 장치(114)가 단극성 신호를 제공하도록 구성되고, 다른 실시예 또는 양태에서, 신호 처리 장치(114)가 양극성 신호를 제공할 수 있다.
- [0032] 연산 장치(116)가, 신호 처리 장치(114)로부터 심장 신호를 수신(또는 접속)하도록 구성되고, 심장 리듬 이상의 원인의 위치를 찾아서 그러한 원인을 제거할 수 있도록, 심장 신호 내의 심장 활성화 정보를 재구축하기 위해서 본원에서 개시된 방법, 기능, 또는 로직(logic)에 따라서 심장 신호를 분석 또는 처리하도록 추가적으로 구성된다.
- [0033] 예를 들어, 연산 장치(116)가 수신된 심장 신호로부터 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호를 처리하여, 문턱값을 초과하는, 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수 내의 변화점이 있는지의 여부를 결정할 수 있다. 이어서, 연산 장치(116)는, 문턱값을 초과하는 변화점이 결정되면, 변화점에서 제1 신호 내의 활성화 개시 시간을 할당하여, 제1 신호 내의 박동을 나타내는 심장 활성화를 규정한다.
- [0034] 다른 예로서, 연산 장치(116)가 수신된 심장 신호로부터 심장 신호의 쌍을 반복적으로 선택할 수 있고, 각각의 쌍이 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호를 갖는다. 연산 장치(116)는, 각각의 쌍 내의 제1 심장 신호에 대한 박동을 나타내는 복수의 심장 활성화를 규정하기 위해서 각각의 쌍에 대해서 처리하고 할당한다. 예를 들어, 연산 장치(116)가, 제1 심장 신호 내의 박동을 나타내는 복수의 심장 활성화를 규정하기 위해서 처리 및 할당을 실시하도록 구성된다. 이어서, 연산 장치(116)가, 리듬 이상의 근원을 나타내기 위해서, 수신된 심장 신호로부터 심

장 활성화의 할당된 활성화 개시 시간을 기초로 심장 활성화 패턴을 재구축할 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 연산 장치(116)가 또한 재구축된 심장 활성화 패턴을 표시하여, 심장 리듬 이상을 억제, 감소, 또는 제거하기 위한 근원에서의 심장 조직의 치료를 도울 수 있다.

[0035] 분석 데이터베이스(118)는, 연산 장치(116)에 의한 신호의 분석을 지원하거나 돕도록 구성된다. 일부 실시예 또는 양태에서, 본원에서 이하에서 더 구체적으로 설명되는 바와 같이, 분석 데이터베이스(118)가 기준 신호 및 연관된 활성화의 목록을 저장하여, (예를 들어, 시간 윈도우(window) 동안에 변화점이 문턱값 미만일 때) 연산 장치(116)로 하여금 고려되는 신호와 연관된 활성화 개시를 결정하게 할 수 있다.

[0036] 도 2는 심장(120) 내의 센서 위치에 배치된 센서로부터의 예시적인 단순한 심장 리듬 이상의 전기도 신호(200)를 도시한다. 예를 들어, 도 1에 도시된 바와 같이, 카테터(102)의 센서(104)가 우심방(122) 내의 센서 위치에 배치될 수 있다. 예로서, 심장 리듬 이상이 AF, VF 및 다형성 VT의 복합 리듬 이상 또는 다른 심장 리듬 이상일 수 있다.

[0037] 예시적인 신호(200)가 약 300 ms 내지 약 900 ms 의 기간 동안 존재한다. 이러한 기간 동안, 신호(200)가 네(4)개의 국부적 활성화 개시(202~208), 예를 들어 센서(104)의 심장(120) 내의 센서 위치에서 또는 (국부적으로) 그 근처에서 기원하는 활성화 개시를 가지는 것이 예상된다. 구체적으로, 심장 리듬 이상의 확립된 관찰을 기초로, 약 100 ms 내지 약 300 ms의 활성화 개시들 사이의 사이클 길이가 AF에 대해서 예상될 수 있고, 약 180 ms 내지 약 240 ms의 활성화 개시들 사이의 사이클 길이가 복합 심실 부정맥에 대해서 예상될 수 있다. 예로서, 약 100 ms 내지 약 300 ms의 사이클 길이(210)가 활성화 개시(202)와 활성화 개시(204) 사이에서 예상된다. 예시적인 신호(200)에서, 활성화 개시(202~208)가, 일반적으로, 국부적인 활성화도로서 착각할 수 있는 몇 개의 원격 부산물(far-field artifact)을 가지는 국부적인 신호 내에서 중첩되는 작은 정도의 기준선 잡음(baseline wander)을 가지는 것으로 식별될 수 있다. 이러한 예에서의 국부적인 활성화도가 날카로운 변곡점 및 큰 기울기를 가지고, 전형적으로 약 100 ms 내지 250 ms으로 지속되는, 재분극(repolarization)을 나타내는 완만하고, 적은 편차(gentle, low-deviation) 기울기가 이어지는, 활성화 개시를 특징으로 할 수 있다.

[0038] 예시적인 신호(200)에서, 예시적인 원격 편향(212)이 위치 활성화 개시(206)와 국부적인 활성화 개시(208), 예를 들어 센서(104)와 연관된 센서 위치와 상이한 심장(120) 내의 위치에서 기원하는 활성화 개시 사이에서 도시되어 있다. 구체적으로, 센서(104)와 연관된 센서 위치에서 심장(120)은 약 100 ms 내지 약 300 ms 보다 짧은 사이클에서 활성화 개시(206) 이후에 다시 생리적으로 활성화될 수 없는데, 이는 국부적인 조직이 재분극을 거쳐야 하기 때문이다. 또한, 편향(212)이 또한 센서(104)에 대해서 복수 방향으로 이웃하는 센서들에 의해서 수집된 신호 내에 상당히 존재할 때, 편향(212)이 센서(104)와 연관된 센서 위치에 대해서 국부적일 수 없다. 예를 들어, 센서(104)에 의해서 검출된 원격 편향(212)이 센서(106)와 연관된 센서 위치에서의 활성화 개시와 연관될 수 있다.

[0039] 도 3은 심장(120) 내의 센서 위치에 배치된 센서로부터의 심장 리듬 이상의 예시적인 복합 전기도 신호(300)를 도시한다. 예를 들어, 도 1에 도시된 바와 같이, 카테터(102)의 센서(106)가 우심방(122) 내의 센서 위치에 배치될 수 있다. 예로서, 심장 리듬 이상이 AF, VF 및 다형성 VT의 복합 리듬 이상 또는 다른 심장 리듬 이상일 수 있다.

[0040] 예시적인 신호(200)와 유사하게, 예시적인 신호(300)가 약 300 ms 내지 약 900 ms 의 기간 동안 존재한다. 이러한 기간 동안, 신호(300)가 네(4)개의 국부적 활성화 개시, 예를 들어 센서(106)의 심장(120) 내의 센서 위치에 대해서 국부적으로 기원하는 활성화 개시를 가지는 것이 예상된다. 그러나, 예시적인 신호(300)에서, 열한(11)개의 가능한 활성화 개시(302~322)가 존재한다. 심장 리듬 이상에 의해서 유발되는 짧은 지속시간(약 100 ms의 가장 짧은 사이클보다 짧다)의 복수의 편향이, 원격 활성화 또는 단순한 소음과 대조적으로, 센서(104)의 센서 위치에서의 국부적인 활성화 개시의 구분을 불가능할 정도로 어렵게 만든다.

[0041] 도 4는 카테터(102)의 센서(400)의 예시적인 어레이 및 심장 활성화 정보(예를 들어, 활성화 개시)를 재구축하기 위한 센서로부터의 신호의 예시적인 선택을 도시한다. 설명의 단순함 및 명료함을 위해서, 어레이(400)가 열다섯(15)개의 예시적인 센서를 포함한다. 심장(120)의 다른 부분들을 커버하기 위해서 결정될 수 있는 바와 같이, 어레이(400)가 그보다 적거나 많은 센서를 포함할 수 있다는 것을 이해할 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 어레이(400)가 160개 이상의 센서를 포함할 수 있다.

[0042] 어레이(400)의 센서가 심장(120)의 우심방(122)에 대해서 예시적인 공간적 배열로 도시되어 있다. 유사하게, 어레이(400)가 심장의 다른 심방, 예를 들어 좌심방, 우심실, 좌심실, 또는 심 내막 또는 심 외막(endocardial or

epicardial) 표면을 포함하는 심방의 조합 내에 공간적으로 배열될 수 있다. 도 4에서, 설명의 간결함 및 명료함을 위해서, 어레이(400) 내의 전극의 공간적 배열이 균일하고 평면적으로 도시되어 있다. 그러나, 심장(120)이 균일하거나 평면적 구조를 가지지 않는다. 따라서, 심장(120) 내의 전기 활성도의 검출을 개선하기 위해서, 어레이(400) 내의 전극의 공간적 배열이 심장(120)의 형상에 따라서 달라질 수 있다.

[0043] 하나의 예시적인 실시예 또는 양태에서, 도 1의 카테터(102)가, 어레이(400)의 예시적인 센서가 바스켓(basket) 카테터(102)의 스플선분(spline)(406-408)을 따라서 공간적 배열로 배치되는, 바스켓 카테터일 수 있다. 나선형, 반경방향 스포크 또는 다른 공간적 배열과 같은, 센서 어레이(400) 내의 센서의 다양한 공간적 배열을 가지는 다른 카테터가 이용될 수 있다.

[0044] 본원에서 더 구체적으로 설명되는 바와 같이, 어레이(400)가 내부에 배치될 수 있는 우심방(122) 또는 다른 심방 내의 심장(120)의 심장 활성화 정보(활성화 개시)를 재구축하기 위해서, 어레이(400) 내의 센서(센서의 신호)의 쌍이 처리를 위해서 반복적으로 선택된다.

[0045] 402에서 도시된 바와 같이, 분석 신호(1)가 처리를 위해서 선택된다. 이어서, 분석 신호(1) 내의 활성화 개시를 결정하기 위해서 처리되는 제1 쌍을 형성하기 위해서, 기준 신호(2) - 분석 신호(1)에 이웃한다 - 가 선택된다. 유사하게, 404에서 도시된 바와 같이, 분석 신호(1)가 처리를 위해서 선택된다. 이어서, 분석 신호(1) 내의 활성화 개시를 결정하기 위해서 처리되는 제2 쌍을 형성하기 위해서, 기준 신호(2) - 분석 신호(1)에 이웃하는 다른 기준 신호 - 가 선택된다. 신호의 제1 쌍 및 제2 쌍으로부터의 활성화 개시가 연산 장치(116)의 메모리 또는 도 1의 데이터베이스(118) 내에 저장될 수 있다. 이하에서, 더 구체적으로 설명되는 바와 같이, 이웃 센서(신호)가 인접할 수 있으나, 반드시 인접하여야 하는 것은 아니다.

[0046] 선택 및 처리가, 분석 신호(1)에 인접하는 어레이(400)(신호)의 센서에 대해서 반복된다. 모든 신호의 쌍에 대한 분석 신호(1) 내의 활성화 개시가 연산 장치(116)의 메모리 또는 데이터베이스(118) 내에 저장될 수 있다. 그 후에, 다른 분석 신호가 선택되고 선택 및 처리가 해당 분석 신호에 대해서 반복된다. 이러한 양식으로, 어레이(400) 내의 복수의 분석 신호의 각각이 그 이웃하는 신호에 대해서 처리된다. 소정의 분석 신호에 대한 이웃하는 신호의 수가 어레이(400) 내의 센서의 공간적 배열, 분석되는 심장의 심방 및 치료되는 심장 리듬 이상에 따라서 많거나 적을 수 있다.

[0047] 도 5는 도 4에 도시된 어레이(400)의 센서로부터의 예시적인 비교 신호의 쌍을 도시한다. 이웃하는 신호는, 분석 신호에 바로 인접한 신호뿐만 아니라, 분석 신호에 인접하지 않은 신호도 포함할 수 있다. 쌍을 이루는 센서를 공간적으로 분리하는 것은, 편향이 국부적인 활성도인 것으로 간주되는 지역을 공간적으로 연장하는 효과를 가질 수 있다. 이어서, 국부적인 활성도가 쌍을 이루는 센서의 분리에 의해서 개략적으로 규정된다. 도 5의 예 1에서 도시된 바와 같이, 선택된 분석 신호(1)가 인접한 신호(2)-(5)에 대해서 그리고 또한 비인접 신호(6)에 대해서 처리된다. 도 5의 예 2에서 추가적으로 도시된 바와 같이, 선택된 분석 신호(1)가 인접한 신호(2)-(5)에 대해서 그리고 또한 비-인접 신호(6) 및 (7)에 대해서 처리된다. 가장 근접한 이웃 신호가 바람직하지만, 분석 신호에 대한 다양한 공간적 배향의 이웃 신호가 이용될 수 있다.

[0048] 각각의 분석 신호에 대해서, 복수의 기준 신호(예를 들어, 네(4) 개 이상의 기준 신호)가 있을 수 있다. 분석 신호 내의 최종 활성화 개시가, 기준 신호의 가능한 활성화 개시의 조합을 참조하여 또는 기초로 하여 결정된다. 구체적으로, 분석 신호 내의 활성화의 상응성(correspondence) 또는 연관을 검토하기 위해서, 각각의 쌍으로부터 결정된 활성화 개시가 서로에 대해서 참조될 수 있다. 분석 신호에 대한 활성화 개시가, 참조된(referenced) 신호의 쌍의 가능한 활성화 개시를 기초로 종료된다.

[0049] 분석 신호에 대한 최종 활성화 개시가 여러 가지 방식으로 결정될 수 있다. 일 실시예 또는 양태에서, 분석 신호에 대한 최종 활성화 개시가 다양한 참조된 신호의 쌍으로부터의 가능한 활성화 개시의 평균을 기초로 결정될 수 있다. 다른 실시예 또는 양태에서, 분석 신호에 대한 최종 활성화 개시가, 가능한 활성화 개시의 과반수가 서로의 미리 결정된 시간 간격(예를 들어, ± 5 ms) 내에 있는, 신호의 쌍으로부터의 가능한 활성화 개시의 평균을 기초로 결정될 수 있다. 유사하게, 분석 신호에 대한 최종 활성화 개시가, 복수의 가능한 활성화 개시가 서로의 미리 결정된 시간 간격(예를 들어, ± 5 ms) 내에 있는, 신호의 쌍으로부터의 가능한 활성화 개시의 평균을 기초로 결정될 수 있다. 이용되는 시간 간격이 짧게 또는 길게 선택될 수 있다. 그 대신에, 최종 활성화가 또한, 센서 위치에 대한 활성화 개시의 우세한 방향의 분석에 의해서, 또는 과반수의 가능한 활성화 개시의 각각의 유의성 값(significance value)에 의해서 가중된 "질량 중심" 계산의 실시예에 의해서 결정될 수 있다.

[0050] 도 5의 예 1을 참조하면, 분석 신호가 각각 다섯(5) 개의 기준 신호 쌍과 관련하여 170 ms, 190 ms, 193 ms,

165 ms 및 172 ms의 가능한 활성화 개시를 가지는 것으로 결정되면, 분석 신호에 대한 최종 활성화 개시가 미리 결정된 시간 간격(예를 들어, ± 5 ms) 내의 가능한 활성화 개시의 과반수를 기초로 $(170+165+172)/3 = 169$ ms 가 되는 것으로 결정될 수 있다. 시간 간격 밖에 있는 190 ms 및 193 ms의 활성화 개시가 분석 신호에 대한 최종 활성화 개시의 결정으로부터 계산되지 않을 수 있다. 각각의 신호에 대해서 결정된 최종 활성화 개시가 도 1의 데이터베이스(118) 내에 저장될 수 있다.

[0051] 도 5의 예2를 참조하면, 분석 신호가 각각 여섯(6) 개의 기준 신호 쌍과 관련하여 170 ms, 176 ms, 165 ms, 200 ms, 202 ms 및 204 ms의 가능한 활성화 개시를 가지는 것으로 결정되면, 분석 신호에 대한 최종 활성화 개시가 미리 결정된 시간 간격(예를 들어, ± 5 ms) 내의 복수의 가능한 활성화 개시를 기초로 $(200+202+204)/3 = 202$ ms가 되는 것으로 결정될 수 있다. 176 ms의 활성화 개시가 시간 간격(예를 들어, ± 5 ms) 밖에 있고 분석 신호에 대한 최종 활성화 개시의 결정으로부터 계산되지 않는다. 활성화 개시 165 ms 및 170 ms는 미리 결정된 시간 간격(예를 들어, ± 5 ms) 내의 복수의 가능한 활성화 개시를 형성하지 않는다. 각각의 신호에 대해서 결정된 최종 활성화 개시가 도 1의 데이터베이스(118) 내에 저장될 수 있다.

[0052] 전술한 예에서, 간결함 및 명료함을 위해서, 단지 하나의 활성화 개시가 각각의 기준 신호와 관련하여 분석 신호에 대해서 결정되었지만, 도 2에 도시된 바와 같이, (어레이(400)의 센서로부터의) 각각의 신호가 복수의 연속적인 분석 간격(예를 들어, 활성화 사이클)을 나타낼 수 있다는 것을 이해하여야 할 것이고, 각각의 분석이 (어레이(400)의 센서에 이웃하는) 복수의 기준 신호의 동일한 시간 간격을 기초로 결정될 수 있는 바와 같은 활성화 개시를 가질 수 있다.

[0053] 도 6은 예시적인 분석 신호(SIG1) 및 예시적인 기준 신호(SIG2)의 예시적인 신호 쌍 비교(600)를 도시한다. 예를 들어, 신호는 도 4에 도시된 비교 쌍(402)(또는 비교 쌍(404))으로부터의 것 또는 도 5에 도시된 임의의 비교 쌍으로부터의 것일 수 있다. 신호가 예시적인 것이고 동일한 분석 간격 중에 발생한다는 것을 주목하여야 할 것이다. 본원에서 설명된 바와 같이, 도 2에 도시된 바와 같이, 신호가 복수의 연속적인 분석 간격(예를 들어, 활성화 사이클)을 가질 수 있다.

[0054] 문턱값을 초과하는, 기준 신호의 도함수에 대한 분석 신호의 도함수 내의 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해서, 신호가 하나 이상의 연속적인 시점(예를 들어, 밀리 초마다, 2 밀리 초마다, 또는 다른 시점들마다)에 처리된다. 변화점이, 제1 심장 신호 및 제2 심장 신호에 대한 기울기, 크기(amplitude), 시기 및 형상 중 하나 이상으로부터 결정될 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 일부 시점(예를 들어, 한 시점씩 걸러서 또는 3개의 시점 2개의 시점마다)의 처리가 생략될 수 있다는 것을 주목하여야 할 것이다. 기울기가 신호 내의 각각의 시점에 대한 1차 도함수 및/또는 2차 도함수에 의해서 결정될 수 있지만, 이러한 예는 1차 도함수를 이용하는 계산을 보여준다. 평균평방근이 각각의 신호에 대해서 결정된다. 예를 들어, 각각의 신호(예를 들어, 전체 활성화 사이클)의 전체 신호에 대한 도함수(1차 및 2차)의 평균평방근을 취하는 것에 의해서, RMS1 및 RMS2가 결정된다. 이하에서 설명되는 바와 같이, 신호 내의 편향의 크기(예를 들어, 전압)가 신호의 처리에 영향을 미치지 않도록, RMS가 서로에 대해서 신호의 크기를 정규화하기 위해서 이용될 수 있다.

[0055] 고려 및 처리를 위해서 각각의 신호(SIG1, SIG2)로부터, 시점(동일한 시점 또는 대략적으로 동일한 시점)이 연속적으로 선택된다. 고려되는 각각의 시점에 대해서, 해당 시점에서 시작하는 각각의 신호에서의 시간 증분(602, 604)이 고려될 수 있다. 예를 들어, 10 ms의 시간 증분이 이용될 수 있다. 상이한 시간 증분이 선택될 수 있다. 각각의 신호 내에서 고려되는 지점에 대해서 고정되고(pinned) 각각의 신호의 시간 증분 내의 시점에 대해서 최적의 적합도(fit)를 제공하는 선분이 결정된다. 결정된 선분은 선택된 시점에 대한 신호의 기울기(예를 들어, 볼트/초)를 나타낸다. 설명된 바와 같이, 선분의 기울기가 1차 및/또는 2차 도함수에 의해서 결정될 수 있다. 보다 구체적으로, 결정된 선분이 동일한 시간 증분(예를 들어, 10 ms)에 대한 선택된 시점에서의 신호의 기울기를 나타낸다. 유의성 값(δ)이 기울기에 대해서 결정된다.

[0056] 유의성 값(δ)이, 연관된 평균평방근 값에 걸친 제1 기울기의 절대 값을 취하고 그 연관된 평균평방근 값에 걸쳐서 제2 기울기의 절대 값을 차감하는 것에 의해서 결정될 수 있다. 결과적인 (δ) = -0.461가 유의성 문턱값(예를 들어, 0.25) 초과인지의 여부에 대한 결정이 이루어진다. 유의성 문턱값은, 고려 중인 신호에서의 시점에 대한 잠재적인 유의적인(significant) 변화점(기울기를 기초로 한다)이 존재한다는 것, 예를 들어 도함수들이 서로로부터 충분히 발산한다는 것을 나타낸다. 예시적인 신호 쌍(600)에서, 유의성 값(δ) = -0.461이 0.25의 유의성 문턱값 미만이다. 낮은 유의성 값은, SIG1 내의 편향이 원역적이라는 것 그리고 신호가 기원되는 센서 위치, 예를 들어 도 4에 도시된 센서에 대해서 충분히 국부적이지 않다는 것을 나타낸다. 따라서, 예시적인 신호 쌍 비교(600) 내에 잠재적으로 유의적인 변화점이 존재하지 않는다.

- [0057] 전술한 유의성 값(δ) 계산이 1차 도함수를 이용하여 기울기를 참조하여 도시되고 설명되었지만, 2차 도함수가 유사한 양식으로 1차 도함수 대신에 또는 그에 부가적으로 연산될 수 있다는 것을 주목하여야 할 것이다. 2차 도함수를 이용하여 기울기를 기초로 계산된 제2 유의성 값(δ)이 2차 도함수에 대해서 규정된 제2 유의성 문턱값에 대해서 비교될 수 있다. 유의성 문턱값들이 제1 및 제2의 계산된 유의성 값들(δ)에 대해서 상이할 수 있다.
- [0058] 본원에서 설명된 바와 같이, 도 2에 도시된 바와 같이, 신호가 복수의 연속적인 분석 간격(예를 들어, 활성화 사이클)을 가질 수 있다. 각각의 분석 간격에서, 전술한 바와 같이, 영(zero), 하나 또는 그 초과와 잠재적인 유의적 변화점을 가질 수 있다. 고려하의 시점 및 잠재적인 유의적 변화점(들)이, 데이터베이스(118) 등에 기록될 수 있다.
- [0059] 도 7은 예시적인 분석 신호(SIG1) 및 예시적인 기준 신호(SIG2)의 예시적인 신호 쌍 비교(700)를 도시한다. 유사하게, 신호가 도 4에 도시된 비교 쌍(402)(또는 비교 쌍(404))으로부터 또는 도 5에 도시된 임의의 비교 쌍으로부터의 것일 수 있다. 신호가 예시적인 것이고 동일한 분석 간격 중에 발생한다. 본원에서 설명된 바와 같이, 도 2에 도시된 바와 같이, 신호가 복수의 연속적인 간격(예를 들어, 활성화 사이클)을 가질 수 있다.
- [0060] 문턱값을 초과하는, 기준 신호의 도함수에 대한 분석 신호의 도함수 내의 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해서, 신호가 하나 이상의 연속적인 시점에 처리된다. 일부 실시예 또는 양태에서, 일부 시점(예를 들어, 한 시점씩 걸러서 또는 3개의 시점 중에서 2개의 시점마다)의 처리가 생략될 수 있다. 제1 도함수(또는 제2 도함수)가 신호 내의 각각의 시점에 대해서 결정된다. 평균평방근이 각각의 신호에 대해서 추가적으로 결정된다. 고려 및 처리를 위해서 각각의 신호(SIG1, SIG2)로부터, 시점(동일한 시점 또는 대략적으로 동일한 시점)이 연속적으로 선택된다. 고려되는 각각의 시점에 대해서, 해당 시점에서 시작하는 각각의 신호에서의 시간 증분(702, 704)(예를 들어, 10 ms)이 고려될 수 있다. 각각의 신호 내에서 고려되는 지점에 대해서 고정되고 각각의 신호의 시간 증분 내의 시점에 대해서 최적의 적합도를 제공하는 선분이 결정된다. 결정된 선분은 선택된 시점에 대한 신호의 기울기(예를 들어, 볼트/초)를 나타낸다. 보다 구체적으로, 결정된 선분이 동일한 시간 증분에 대한 선택된 시점에서의 신호의 기울기를 나타낸다. 유의성 값(δ)이 기울기에 대해서 결정된다.
- [0061] 유의성 값(δ)이, 연관된 평균평방근 값에 걸친 제1 기울기의 절대 값을 취하고 그 연관된 평균평방근 값에 걸쳐서 제2 기울기의 절대 값을 차감하는 것에 의해서 결정될 수 있다. 결과적인 (δ) = -0.063가 유의성 문턱값(예를 들어, 0.25) 초과인지의 여부에 대한 결정이 이루어진다. 예시적인 신호 쌍(700)에서, 유의성 값(δ) = -0.063이 0.25의 유의성 문턱값보다 상당히 작다. 그러한 작은 유의성 값은 작은 크기 소음을 나타낸다. 따라서, 예시적인 신호 쌍 비교(700) 내에 잠재적으로 유의적인 변화점이 존재하지 않는다.
- [0062] 소음 수준이 유의성 문턱값(제1, 제2, 또는 제3)의 비율(fraction)로서 규정될 수 있거나, 여러 가지 방식으로 프로그램적으로 규정될 수 있다. 예를 들어, 소음 수준이 유의성 문턱값(0.25)의 1/10(0.025)일 수 있다. 상이한 비율 수준이 선택될 수 있다. 다른 예로서, 소음 수준이 복수의 유의성 값의 가우스 표준 편차(Gaussian standard deviation)로서 규정될 수 있다. 소음 수준을 규정하는 다른 방식이 고려된다. 유의성 문턱값(예를 들어, 0.25)이, 예시적인 신호 쌍 비교(700) 내에서 분석 신호 및 기준 신호와 연관될 수 있는 소음 수준보다 더 크다는 것을 주목하여야 할 것이다. 따라서, 소음 수준의 또는 그 미만의 변화점이 심장의 다른 부위, 호흡계, 소화 기관, 신경계뿐만 아니라 전자적 간섭으로부터의 하나 이상의 신호와 연관될 수 있다.
- [0063] 전술한 유의성 값(δ) 계산이 1차 도함수를 이용하여 기울기를 참조하여 도시되고 설명되었지만, 2차 도함수가 유사한 양식으로 1차 도함수 대신에 또는 그에 부가적으로 연산될 수 있다는 것을 주목하여야 할 것이다. 2차 도함수를 이용하여 기울기를 기초로 계산된 제2 유의성 값(δ)이 2차 도함수에 대해서 규정된 제2 유의성 문턱값에 대해서 비교될 수 있다. 유의성 문턱값이 제1 및 제2의 계산된 유의성 값(δ)과 상이할 수 있다.
- [0064] 본원에서 주목되는 바와 같이, 신호가 복수의 연속적인 분석 간격(예를 들어, 활성화 사이클)을 가질 수 있고, 각각의 분석 간격에서, 전술한 바와 같이, 영, 하나 또는 그 초과와 잠재적인 유의적 변화점을 가질 수 있다. 고려중인 시점 및 잠재적인 유의적 변화점(들)이, 데이터베이스(118) 등에 기록될 수 있다.
- [0065] 도 8은 복합 신호를 이용하는 예시적인 분석 신호(SIG1) 및 예시적인 기준 신호(SIG2)의 예시적인 신호 쌍 비교(800)를 도시한다. 다른 예에서와 같이, 신호는 도 4에 도시된 비교 쌍(402)(또는 비교 쌍(404))으로부터 또는 도 5에 도시된 임의의 비교 쌍으로부터의 것일 수 있다. 신호가 예시적인 것이고 동일한 분석 간격 중에 발생한다. 본원에서 설명된 바와 같이, 도 2에 도시된 바와 같이, 신호가 복수의 연속적인 간격(예를 들어, 활성화 사이클)을 가질 수 있다.

- [0066] 문턱값을 초과하는, 기준 신호의 도함수에 대한 분석 신호의 도함수 내의 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해서, 신호가 하나 이상의 연속적인 시점에 처리된다. 일부 실시예 또는 양태에서, 일부 시점(예를 들어, 한 시점씩 걸러서 또는 3개의 시점 중에서 2개의 시점마다)의 처리가 생략될 수 있다. 제1 도함수(0차 도함수 또는 제2 도함수)가 신호 내의 각각의 시점에 대해서 결정된다. 평균평방근이 각각의 신호에 대해서 추가적으로 결정된다. 고려 및 처리를 위해서 각각의 신호(SIG1, SIG2)로부터, 시점(동일한 시점 또는 대략적으로 동일한 시점)이 연속적으로 선택된다. 고려되는 각각의 시점에 대해서, 해당 시점에서 시작하는 각각의 신호에서의 시간 증분(802, 804)(예를 들어, 10 ms)이 이용될 수 있다. 각각의 신호 내에서 고려되는 지점에 대해서 고정되고 각각의 신호의 시간 증분 내의 시점에 대해서 최적의 적합도를 제공하는 선분이 결정된다. 결정된 선분은 선택된 시점에 대한 신호의 기울기(예를 들어, 볼트/초)를 나타낸다. 보다 구체적으로, 결정된 선분이 동일한 시간 증분에 대한 선택된 시점에서의 신호의 기울기를 나타낸다. 유의성 값(δ)이 기울기에 대해서 결정된다.
- [0067] 일부 실시예 또는 양태에서, 유의성 값이, 연관된 평균평방근 값에 걸친 제1 기울기의 절대 값을 취하는 것 그리고 그 연관된 평균평방근 값에 걸쳐서 제2 기울기의 절대 값을 차감하는 것에 의해서 결정될 수 있다. 결과적인 $\delta = 0.546$ 가 유의성 문턱값(예를 들어, 0.25) 초과인지의 여부에 대한 결정이 이루어진다. 예시적인 신호 쌍(800)에서, 유의성 값(δ) = 0.546이 0.25의 유의성 문턱값보다 크다는 것이 결정된다.
- [0068] 따라서, 고려되는 시점에서 예시적인 신호 쌍 비교(800) 내에 잠재적으로 유의적인 변화점이 존재한다. 본원에서 주목되는 바와 같이, 신호가 복수의 연속적인 분석 간격(예를 들어, 활성화 사이클)을 가질 수 있고, 각각의 분석 간격에서, 전술한 바와 같이, 영, 하나 또는 그 초과와 잠재적인 유의적 변화점을 가질 수 있다. 고려중인 시점 및 잠재적인 유의적 변화점(들)이, 데이터베이스(118) 등에 기록될 수 있다.
- [0069] 전술한 유의성 값(δ) 계산이 1차 도함수를 이용하여 기울기를 참조하여 도시되고 설명되었지만, 2차 도함수가 유사한 양식으로 1차 도함수 대신에 또는 그에 부가적으로 연산될 수 있다는 것을 주목하여야 할 것이다. 2차 도함수를 이용하여 기울기를 기초로 계산된 제2 유의성 값(δ)이 2차 도함수에 대해서 규정된 제2 유의성 문턱값에 대해서 비교될 수 있다. 유의성 문턱값이 제1 및 제2의 계산된 유의성 값(δ)과 상이할 수 있다.
- [0070] 다른 실시예 또는 양태에서, 유의성 값(δ)이 복합 신호에 대해서 결정될 수 있다. 구체적으로, 복합 신호(COMP)가, SIG2(기준 신호)를 SIG1(분석 신호)로부터 차감하는 것에 의해서, 예를 들어 COMP = SIG2 - SIG1에 의해서 연산된다. 복합 신호가 구성 단극성 신호들(SIG1, SIG2)의 양극성 신호(COMP)를 나타낼 수 있다. 대안적인 실시예 또는 양태에서, 복합 신호(COM)가 신호(SIG1 및 SIG2)를 더하는 것에 의해서 또한 연산될 수 있다. 단일 쌍 비교(800)에서 신호가 예시적인 것이고 동일한 분석 간격 중에 발생한다. 본원에서 설명된 바와 같이, 도 2에 도시된 바와 같이, 신호가 복수의 연속적인 간격(예를 들어, 활성화 사이클)을 가질 수 있다.
- [0071] 문턱값을 초과하는, 기준 신호의 도함수에 대한 분석 신호의 도함수 내의 변화점이 있는지의 여부를 결정하기 위해서, 신호(SIG1, SIG2)가 복합 신호(COMP)에 대해서 하나 이상의 연속적인 시점에 처리된다. 제1 도함수(또는 제2 도함수)가 신호(SIG1, SIG2, COMP) 내의 각각의 시점에 대해서 결정된다. 고려 및 처리를 위해서 각각의 신호(SIG1, SIG2, COMP)로부터, 시점(동일한 시점 또는 대략적으로 동일한 시점)이 연속적으로 선택된다. 고려되는 각각의 시점에 대해서, 해당 시점에서 시작하는 각각의 신호에서의 시간 증분(802, 804, 806)(예를 들어, 10 ms)이 고려될 수 있다. 각각의 신호 내에서 고려되는 지점에 대해서 고정되고 각각의 신호의 시간 증분 내의 시점에 대해서 최적의 적합도를 제공하는 선분이 결정된다. 결정된 선분은 선택된 시점에 대한 신호의 기울기(예를 들어, 볼트/초)를 나타낸다. 보다 구체적으로, 결정된 선분이 동일한 시간 증분에 대한 선택된 시점에서의 신호의 기울기를 나타낸다. 유의성 값(δ)이 기울기에 대해서 결정된다.
- [0072] 복합 신호를 이용하는 실시예 또는 양태에서, 유의성 값(δ)이, 제2 기울기의 절대 값을 취하고 그리고 복합 기울기의 절대 값을 차감하고, 그리고 복합 기울기의 절대 값을 차감한 제1 기울기를 절대 값의 결과의 로그로 나누는, 비율에 의해서 결정될 수 있다. 고려되는 시점에 대한 결과적인 유의성 값이 $\delta = 31.63$ 이다. 유의성 값이 고려되는 모든 지점에 대해서 연산될 수 있다. 유의성 문턱값이, 연산된 유의성 값(δ)의 평균 더하기 표준 편차가 되도록 결정될 수 있다. 그 이후에, 유의성 문턱값보다 큰 유의성 값(δ)만이 비교 쌍(800)에 대한 잠재적인 유의적 변화점이 되는 것으로 간주될 수 있다. 도 8의 신호 쌍 비교(800)에서의 예시적인 신호에 대해서, 결정된 유의성 문턱값이 10일 수 있다. 유의성 문턱값 보다 큰 유의성 값(들)이 일반적으로 유의성 문턱값 보다 상당히 크게 확장된다는 것을 주목하여야 할 것이다. 그에 따라, 예를 들어, 유의성 값(δ) - 가장 큰 비율을 갖는다 - 이 선택될 수 있다.
- [0073] 복합 신호를 이용한 전술한 유의성 값(δ) 계산이 1차 도함수를 이용하여 기울기를 참조하여 도시되고 설명되었지만, 2차 도함수가 유사한 양식으로 1차 도함수 대신에 또는 그에 부가적으로 연산될 수 있다는 것을 주목하여

야 할 것이다. 복합 신호를 이용하는 실시예에서, 2차 도함수를 이용하여 기울기를 기초로 계산된 제3 유의성 값(δ)이 2차 도함수에 대해서 규정된 제3 유의성 문턱값에 대해서 비교될 수 있다. 유의성 문턱값이 제1, 제2 및 제3의 계산된 유의성 값(δ)과 상이할 수 있다.

[0074] 따라서, 고려되는 시점에서 예시적인 신호 쌍 비교(800) 내에 잠재적으로 유의적인 변화점이 존재한다. 본원에서 주목되는 바와 같이, 신호가 복수의 연속적인 분석 간격(예를 들어, 활성화 사이클)을 가질 수 있고, 각각의 분석 간격에서, 전술한 바와 같이, 영, 하나 또는 그 초과와 잠재적인 유의적 변화점을 가질 수 있다. 고려중인 시점 및 잠재적인 유의적 변화점(들)이, 데이터베이스(118) 등에 기록될 수 있다.

[0075] 도 9는 심장 리듬 이상과 연관된 예시적인 심장 활성화 정보(활성화 개시)의 재구축 방법(900)을 도시하는 흐름도이다. 예시적인 방법(900)이 도 1에 도시된 연산 장치(116)에 의해서 실시될 수 있다. 보다 구체적으로, 예시적인 방법(900)이 동작(902)에서 시작되고, 그러한 동작에서 신호가 심장(120) 내에 배치된 센서로부터 신호 처리 장치(114)를 통해서 연산 장치(116)로 수신된다. 예를 들어, 도 1 및 도 4에 도시된 바와 같이, 신호가 심장(120)의 우심방(122) 내에 배치된 센서 어레이(400)의 센서로부터 수신될 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 센서로부터의 신호의 적어도 일부가 신호 처리 장치(114)에 의해서 기록된 후 연산 장치(116)로 제공될 수 있다.

[0076] 동작(904)에서, 제1 신호(분석 신호)가 선택된다. 동작(906)에서, 제2 신호(기준 신호)가 선택된다. 분석 신호 및 기준 신호의 선택이 도 4 및 도 5를 참조하여 더 구체적으로 설명된 바와 같이 실시될 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 평균평방근(RMS)이 제1 신호에 대해서 그리고 제2 신호에 대해서 결정될 수 있다. 동작(908)에서, 제1 신호 및 제2 신호가 비교되는 시간 간격이 선택된다. 그러한 시간 간격이 도 2에 도시된 바와 같이 활성화 사이클(예를 들어, 100 ms 내지 300 ms)이 되도록 선택될 수 있다. 일부 실시예 또는 양태에서, 시간 간격이, 제1(분석) 신호의 상세한 주파수 분석 또는 평균 사이클 길이의 다른 분석에 의해서 결정될 수 있다. 시간 간격이 연산적으로 결정될 수 없으면, 200 ms의 디폴트 시간 간격이 이용될 수 있다. 다른 실시예 또는 양태에서, 시간 간격이 수작업으로 선택되거나, 특정 연령, 성별, 및 심장 리듬 이상의 유형의 환자에 대한 시간 간격을 목록화하는 데이터베이스로부터, 다른 분석 방법에 의해서 연산적으로 선택되거나, 약 100 ms 내지 약 300 ms의 값으로 초기화될 수 있다.

[0077] 일부 실시예 또는 양태에서, 예를 들어 도 8을 참조하여 설명한 바와 같이 신호들을 차감 또는 부가하는 것에 의해서, 선택된 제1 신호 및 제2 신호를 기초로, 복합 신호가 결정될 수 있다.

[0078] 동작(910)에서, 선택된 시간 간격에서의 고려를 위해서 시점이 선택된다. 동일한 또는 대략적으로 동일한 시점이 각각의 신호(예를 들어, 제1 신호 및 제2 신호)에서의 고려를 위해서 선택된다. 동작(912)에서, 도함수가 각각의 신호에서의 고려 지점으로부터 확장되는 시간 증분(예를 들어, 10 ms)에 대해서 계산된다. 1차 도함수 및/또는 2차 도함수가 각각의 신호에서 계산된다는 것을 주목하여야 할 것이다. 복합 신호를 이용하는 그러한 실시예 또는 양태에서, 도함수가 또한 복합 신호 내의 고려 지점으로부터 확장하는 시간 증분(예를 들어, 10 ms)에 대해서 계산된다. 유사하게, 복합 신호를 이용하는 이러한 실시예 또는 양태에서, 1차 도함수 및/또는 2차 도함수가 각각의 신호에서 계산된다. 복합 신호 내의 고려 지점은, 다른 신호(예를 들어, 제1 신호 및 제2 신호)에서와 동일하거나 대략적으로 동일하다.

[0079] 동작(914)에서, 선택된 시간 간격 내의 모든 지점이 처리되었는지의 여부에 대한 결정이 이루어진다. 만약 선택된 시간 간격 내의 모든 지점이 처리된 것으로 결정된다면, 방법(900)이 동작(916)에서 계속된다. 그 대신에, 선택된 시간 간격 내의 모든 지점이 처리된 것으로 동작(914)에서 결정될 때까지, 방법(900)이 동작(910, 912)을 실시한다.

[0080] 동작(916)에서, 제2 신호의 1차 도함수들에 대한 제1 신호의 1차 도함수들 사이의 변화점이 고려중인 시간 간격에서 결정된다. 1차 도함수들 사이의 변화점에 대해서 대안적으로 또는 부가적으로, 제2 신호의 2차 도함수들에 대한 제1 신호의 2차 도함수들 사이의 변화점이 고려중인 시간 간격에서 결정된다. 예를 들어, 도 6 내지 도 8을 참조하여 설명한 바와 같이, 제1 유의성 값(δ)이 1차 도함수를 이용하여 각각의 변화점에서 결정될 수 있고, 및/또는 제2 유의성 값(δ)이 2차 도함수를 이용하여 각각의 변화점에서 결정될 수 있다.

[0081] 동작(918)에서, 문턱값을 초과하는, 제2 심장 신호의 도함수에 대한 제1 심장 신호의 도함수 내의 변화점(들)이 있는지의 여부를 결정할 수 있다. 도 6 내지 도 8을 참조하여 전술한 바와 같이, 1차 도함수에 대한 변화점이 제1 문턱값을 참조하여 결정될 수 있는 한편, 2차 도함수에 대한 변화점이 제2 문턱값을 참조하여 결정될 수 있고, 복합 신호의 변화점이 제3 문턱값을 참조하여 결정될 수 있다.

- [0082] 예를 들어, 변화점에서의 유의성 값(δ)이 1차 도함수에 대한 제1 문턱값을 초과하는지 그리고 2차 도함수에 대한 제2 문턱값을 초과하는지의 여부가 결정될 수 있다. 복합 신호를 이용하지 않는 일부 실시예 또는 양태에서, 제1 문턱값이 도 6 내지 도 8을 참조하여 설명한 바와 같이 0.25(또는 다른 값)일 수 있고 제2 문턱값이 동일한 또는 상이한 값일 수 있는 한편, 복합 신호를 이용하는 실시예 또는 양태에서, 제3 문턱값이 도 8을 참조하여 설명한 바와 같이 모든 변화점의 표준 편차 더하기 평균값으로서 연산될 수 있다.
- [0083] 만약 문턱값(예를 들어, 제1 문턱값, 제2 문턱값, 제3 문턱값) 초과와 변화점(들)이 있는 것으로 결정되면, 방법(900)은 동작(920)에서 계속되고, 그러한 동작(920)에서 유의적인 변화점(들)이 제1 (분석) 신호 내의 고려중인 시간 간격에 대한 가능한 활성화 개시(들)로서 기록된다(선택된다). 그러나, 문턱값 초과와 변화점이 없다는 것(유의적인 변화점이 없다는 것)이 결정되면, 방법(900)이 동작(924)에서 계속되고, 그러한 동작(924)에서 제1 신호가 시간 간격에 걸쳐서 기준 신호의 목록에 대해서 비교된다. 예를 들어, 심장 리듬 이상에 대한 기준 신호의 목록이 데이터베이스(118)에서 유지될 수 있다. 동작(926)에서, 데이터베이스 내의 기준 신호에 대해 합치하는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 비교가, 형상, 기울기, 크기, 주파수 및/또는 시기와 같은, 기준 신호의 적어도 하나의 특성에 대한 제1 신호의 적어도 하나의 특성을 기초로 할 수 있다. 다른 특성이 열거된 특성과 함께 또는 그 대신에 이용될 수 있다.
- [0084] 동작(926)에서 기준 신호에 대한 합치가 없다면, 방법(900)이 동작(922)에서 계속된다. 그 대신에, 방법(900)이 동작(928)에서 계속되고, 그러한 동작(928)에서 고려하는 시간 간격에서의 변화점(들)이 기록되고(선택되고), 이는 합치되었던 기준 신호 내의 활성화 개시(들)에 상응할 것이다.
- [0085] 동작(922)에서, 신호 내의 모든 시간 간격이 처리되었는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 모든 시간 간격이 처리되지 않았다는 것이 결정된다면, 방법(900)이 동작(908-922)을 실시하도록 계속되어, 모든 시간 간격이 처리되었다는 것이 결정될 때까지 후속 시간 간격을 처리한다. 후속 시간 간격이, 920에서, 가능한 활성화 개시를 나타내는 변화점(들)로부터 결정될 수 있다. 구체적으로, 하나의 변화점(문턱값 초과)만이 920에서 기록된다면, 다음 시간 간격(예를 들어, 100 ms 내지 300 ms)이, 변화점과 연관된 개시 시간 더하기 사이클 길이의 절반(예를 들어, 50 ms 내지 150 ms)에서 시작될 수 있다. 만약 복수의 변화점이 있다면, 가장 큰 변화점(유의성 값)과 연관된 개시 시간을 이용하여 동작(908-922)에 대한 다음 시간 간격을 결정한다. 다음 시간 간격의 결정이, 고려하는 동일한 시간 간격에 대한 모든 제2(기준) 신호로부터의 유의적 변화점을 고려하도록 확장될 수 있다는 것을 주목하여야 할 것이다. 그러나, 모든 시간 간격이 동작(922)에서 처리되었다는 것이 결정되면, 방법(900)이 동작(930)에서 계속된다.
- [0086] 동작(930)에서, 선택된 제1 (분석) 신호와 관련하여 모든 제2 (기준) 신호가 처리되었는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 모든 제2 신호가 처리되지 않았다는 것이 결정된다면, 모든 제2 (기준) 신호가 제1 (분석) 신호에 대해서 처리되었다는 것이 결정될 때까지, 방법(900)이 동작(906-930)을 실시하도록 계속된다. 그러나, 모든 제2 신호가 처리되었다는 것이 결정되면, 방법(900)이 동작(932)에서 계속된다.
- [0087] 동작(932)에서, 활성화 개시(들)는, 변화점(들)이 문턱값(예를 들어, 제1 문턱값, 제2 문턱값, 제3 문턱값)을 초과한다는 것이 (동작(918)에서) 결정되면, 제1 신호 내의 박동(들)을 나타내는 심장 활성화(들)를 규정하기 위해서 변화점(들)에서 제1 신호 내에 할당된다. 이하에서 더 구체적으로 설명되는 바와 같이, 상이한 문턱값(제1, 제2, 및 제3 문턱값)을 기초로 변화점들 사이의 충돌(contention)이 해결될 수 있다. 유사하게, 동작(932)에서, 활성화 개시(들)가 변화점(들)에서 제1 신호 내에서 할당되어, 합치되는 기준 신호(동작(928))를 기초로 제1 신호 내의 박동(들)을 나타내는 심장 활성화(들)를 규정할 수 있다. 보다 구체적으로, 활성화 개시가, 제2 신호(들)를 참조하여 제1 신호의 기록된(또는 유의적) 변화점(들)을 기초로 제1 신호의 시간 간격으로 할당된다. 즉, 활성화 개시가, 제2 (기준) 신호(들)의 동일한 시간 간격 내의 유의적 변화점(들)과 연관된 가능한 활성화 개시(들)를 기초로 제1 (분석) 신호 내의 각각의 시간 간격으로 할당된다.
- [0088] 도 5를 참조하여 설명된 바와 같이, 제1 (분석) 신호의 시간 간격에 대한 활성화 개시가 제2 (기준) 신호를 참조한 활성화 개시의 평균을 기초로 결정될 수 있다. 다른 실시예 또는 양태에서, 제1 신호의 시간 간격에 대한 활성화 개시가, 활성화 개시의 과반수가 각각의 미리 결정된 시간 간격 내에 있는(예를 들어, ± 5 ms) 제2 신호를 참조한 활성화 개시의 평균을 기초로 결정될 수 있다. 또한, 시간 간격에 대한 활성화 개시가, 활성화 개시의 다수가 각각의 미리 결정된 시간 간격 내에 있는(예를 들어, ± 5 ms) 제2 신호를 참조한 활성화 개시의 평균을 기초로 결정될 수 있다. 할당된 개시가, 예를 들어 데이터베이스(118)에서, 제1 (분석) 신호 내의 각각의 간격에 대해서 기록될 수 있다.
- [0089] 동작(934)에서, 모든 신호가 제2 (기준) 신호에 대해서 제1 (분석) 신호로서 처리 또는 분석되었는지 여부에 대

한 결정이 이루어진다. 만약 모든 신호가 처리되지 않은 것으로 결정되면, 모든 신호가 처리될 때까지 동작(904-932)을 실시하도록 방법(900)이 계속된다. 그 대신에, 모든 신호가 처리되었다는 것이 결정되면, 방법(900)이 동작(936)에서 종료된다.

[0090] 방법(900)의 종료에서, 심장(120)으로부터 수집된 신호가 심장 활성화 정보(활성화 개시)로 재구축되었고, 그에 따라 심장 리듬 이상의 원인이 결정될 수 있다. 보다 구체적으로, 단극성 전기도 또는 단상성 활동 전위(monophasic action potentials; MAPs)가 신호의 재구축된 활성화 개시로 매핑되어, 신호에 대한 단극성 또는 MAP 시퀀스 또는 표상을 보여줄 수 있다. 활성화 맵 또는 패턴이 신호의 이러한 단극 전압 또는 MAP 전압 표상으로부터 구축되어, 심장 리듬 이상의 원인의 위치를 결정할 수 있다. 예시적인 MAP 표상 및 예시적인 활성화 맵이 도 11에 도시되어 있다.

[0091] 도 10은, 활성화 개시(1004)를 할당하기 위해서 도 9의 방법(900)에 따라서 처리될 수 있는 분석 신호(SIG1) 및 기준 신호(SIG2)의 예시적인 신호 쌍 비교(1000)를 도시한다. 비교(1000)에서 도시된 바와 같이, 시간 간격(1002)(예를 들어, 100 ms ~ 300 ms)이 비교 및 처리를 위해서 선택된다. 일부 예시적인 실시예 또는 양태에서, 예를 들어 중간값 필터(median filter)를 통해서, 시간 간격 내의 신호(SIG1, SIG2, COMP)가 평활화된다. 도 1 내지 도 9를 참조하여 본원에서 설명한 바와 같이, 유의성 값(δ)이 신호의 제1 및 제2 도함수에서의 변화점에 대해서 결정된다. 신호 쌍 비교(1000)에서 도시된 바와 같이, 문턱값(1010)을 초과하는 SIG1 내의 변화점(1012)이 제1 도함수를 기초로 SIG1에서 시간 간격(1002)에 대해서 활성화 개시(1004)로서 할당된다. 그 대신에, 문턱값(1010)을 초과하는 SIG1 내의 변화점(1014)이 제2 도함수를 기초로 SIG1에서 시간 간격(1002)에 대해서 활성화 개시(1004)로서 할당된다. 분석 신호(SIG1)가 처리될 때까지, 도 1 내지 도 9를 참조하여 본원에서 설명된 바와 같이, 후속되는 시간 간격이 선택되고 활성화 개시가 할당된다.

[0092] 도 11은 도 1 내지 도 10에 따른 처리된 신호의 예시적인 매핑(1100)을 도시한다. 미가공(raw) 신호(1100)는, 본원에서 설명된 바와 같이, 활성화 개시(수직 선분)를 할당하기 위해서 처리되는 신호를 나타낸다. 참조 목적으로, 미가공(분석) 신호(1100) 및 다른 (기준) 신호(미도시)로부터 초래되는, 복합 신호(1102)가 도시되어 있다. 단상성 활동 전위(MAP) 전압 표상이 각각의 처리된 신호(1100)에 대해서 그로부터 생성된다. 복수 신호가 본원에서 설명된 바와 같이 처리되고 MAPs가 처리된 신호를 기초로 생성된다. 모든 MAPs의 전기 활성도가 예시적인 활성화 매핑(1106)의 시퀀스로 매핑되어, 각각의 시간 간격에서 활성화 개시(1108, 1110, 1112 및 1114)를 각각 보여준다. 이러한 매핑이 연산 장치(116)에 의해서 표시될 수 있다. 비록 설명을 목적으로 4개의 매핑만이 도시되어 있지만, 신호에서 나타나는 시간 간격을 기초로 그보다 적거나 많은 수의 매핑(1106)이 존재할 수 있다.

[0093] 예시적인 매핑(1106)(예를 들어, 활성화 개시(1108~1114))에서 화살표에 의해서 보이는 바와 같이, 전기 활성도가 심장 리듬 이상에서의 활성화 개시(회전자(rotor))의 회전 활성화 패턴을 나타낸다. 도 11의 화살표에 의해서 표시된 회전 활성화 패턴에 의해서 표시된 심장(120)의 지역의 적어도 일부가 치료되어 심장 리듬 이상의 원인을 제거할 수 있고, 그에 따라 심장 리듬 이상 자체를 제거할 수 있다. 그러한 치료는 여러 가지 에너지 공급원(비제한적으로, 무선 주파수, 저온에너지(cryoenergy), 마이크로파, 및 초음파를 포함한다)을 이용하는 절제, 유전자 치료, 줄기세포 치료, 박동 자극(pacing stimulation), 약물 또는 기타 치료에 의해서 전달될 수 있다. MAP 표상 및 활성화 맵이 회전 활성화 패턴을 설명하기 위한 예라는 것을 주목하여야 할 것이다. 다른 활성화 패턴이 심장(120)으로부터 센서에 의해서 수집된 상이한 예시적인 신호로부터 초래될 수 있다.

[0094] 도 12는 일반적인 컴퓨터 시스템(1200)의 예시적인 실시예의 블록도이다. 컴퓨터 시스템(1200)이 도 1의 신호 처리 장치(114) 및 연산 장치(116)일 수 있다. 컴퓨터 시스템(1200)은, 컴퓨터 시스템(1200)으로 하여금 임의의 하나 이상의 방법 또는 본원에서 개시된 컴퓨터 기반의 기능을 실시하도록 실행될 수 있는 명령어의 세트를 포함할 수 있다. 컴퓨터 시스템(1200) 또는 그 임의의 부분이 단독형 장치로서 동작할 수 있거나, 예를 들어 네트워크나 다른 연결을 이용하여 다른 컴퓨터 시스템이나 주변 장치로 연결될 수 있다. 예를 들어, 컴퓨터 시스템(1200)이 신호 처리 장치(114) 및 분석 데이터베이스(118)에 동작적으로 연결될 수 있다.

[0095] 컴퓨터 시스템(1200)은, 또한, 개인용 컴퓨터(PC), 태블릿 PC, 휴대 정보 단말기(PDA), 모바일 장치, 팜탑 컴퓨터, 랩탑 컴퓨터, 데스크탑 컴퓨터, 통신 장치, 제어 시스템, 웹 어플라이언스, 또는 다른 임의의 기계가 취해야 할 액션들을 특정하는 명령어들의 세트를 (순차적으로 또는 다른 방식으로) 실행할 수 있는 기계와 같은, 다양한 장치들로서 구현될 수 있거나 이러한 다양한 장치들 내에 통합될 수 있다. 또한, 단일 컴퓨터 시스템(1200)이 도시되어 있지만, "시스템"이라는 용어는, 또한, 하나 이상의 컴퓨터 기능을 수행하기 위한 명령어들의 한 세트 또는 다수의 세트들을 개별적으로 또는 함께 실행하는 시스템들 또는 서버 시스템들의 임의의 집합

을 포함하는 것으로 여겨져야 한다.

- [0096] 도 12에 도시한 바와 같이, 컴퓨터 시스템(1200)은, 프로세서(1202), 예를 들어, 중앙 처리 장치(CPU), 그래픽 처리 장치(GPU), 또는 양자 모두를 포함할 수 있다. 또한, 컴퓨터 시스템(1200)은, 버스(1226)를 통해 서로 통신할 수 있는, 메인 메모리(1204)와 스테틱 메모리(1206)를 포함할 수 있다. 도시한 바와 같이, 컴퓨터 시스템(1200)은, 액정 디스플레이(LCD), 유기 발광 다이오드(OLED), 평판 디스플레이, 고체 디스플레이, 또는 음극선관(CRT)과 같은 비디오 디스플레이 유닛(1210)을 더 포함할 수 있다. 또한, 컴퓨터 시스템(1200)은, 키보드와 같은 입력 장치(1212), 및 마우스와 같은 커서 제어 장치(1214)를 포함할 수 있다. 컴퓨터 시스템(1200)은, 또한, 디스크 구동 유닛(1216), 스피커나 리모콘과 같은 신호 생성 장치(1222), 및 네트워크 인터페이스 장치(1208)를 포함할 수 있다.
- [0097] 특정 실시예 또는 양태에서, 도 12에 도시한 바와 같이, 디스크 드라이브 유닛(1216)이, 명령어들(1220)의 하나 이상의 세트, 예를 들어, 소프트웨어가 임베딩될 수 있는 컴퓨터-관독 가능 매체(1218)를 포함할 수 있다. 또한, 명령어들(1220)은 본 명세서에서 설명하는 바와 같은 로직이나 하나 이상의 방법을 구체화할 수 있다. 특정 실시예 또는 양태에서, 명령어들(1220)은, 컴퓨터 시스템(1200)에 의한 실행 동안 메인 메모리(1204), 스테틱 메모리(1206) 내에 및/또는 프로세서(1202) 내에 완전히 또는 적어도 부분적으로 상주할 수 있다. 메인 메모리(1204)와 프로세서(1202)도 컴퓨터-관독가능 매체를 포함할 수 있다.
- [0098] 대안적인 실시예에서, 주문형 집적 회로, 프로그래밍가능 로직 어레이, 및 기타 하드웨어 장치와 같은 전용 하드웨어 구현예들이 본 명세서에서 설명하는 방법들 중 하나 이상을 구현하도록 구축될 수 있다. 다양한 실시예들의 장치와 시스템들을 포함할 수 있는 애플리케이션들이 다양한 전자 시스템과 컴퓨터 시스템을 폭넓게 포함할 수 있다. 본 명세서에서 설명하는 하나 이상의 실시예 또는 양태가, 모듈들 간에 그리고 모듈들을 통해 통신할 수 있는 관련된 제어 및 데이터 신호들을 이용하는 2개 이상의 특정 상호접속 하드웨어 모듈 또는 장치를 사용하여, 또는 주문형 집적 회로의 일부들을 사용하여, 기능들을 구현할 수 있다. 따라서, 본 시스템은 소프트웨어, 펌웨어, 및 하드웨어 구현예들을 포함한다.
- [0099] 다양한 실시예 또는 양태에 따라, 본 명세서에서 설명하는 방법은 프로세서-관독가능 매체 내에 유형적으로 (tangibly) 구체화된 소프트웨어 프로그램들에 의해 구현될 수 있고, 프로세서에 의해 실행될 수 있다. 또한, 예시적이며 비제한적인 실시예 또는 양태에서, 구현에는 분산 처리, 컴포넌트/오브젝트 분산 처리, 및 병렬 처리를 포함할 수 있다. 대안적으로, 가상 컴퓨터 시스템 처리를 구축하여 본 명세서에서 설명하는 바와 같은 기능 또는 방법들 중 하나 이상을 구현할 수 있다.
- [0100] 또한, 컴퓨터-관독가능 매체가, 명령어(1220)를 포함하거나 또는 전파 신호에 응답하여 명령어(1220)를 수신하여 실행하고, 이에 따라 네트워크(1224)에 연결된 장치가 음성, 비디오, 또는 데이터를 네트워크(1224)를 통해 통신할 수 있다는 것을 고려할 수 있다. 또한, 명령어(1220)는 네트워크 인터페이스 장치(1208)를 경유하여 네트워크(1224)를 통해 송신 또는 수신될 수 있다.
- [0101] 컴퓨터-관독가능 매체가 단일 매체로 도시되어 있지만, "컴퓨터-관독가능 매체"라는 용어는, 단일 매체 또는 다수의 매체를 포함하며, 예를 들어, 집중형 또는 분산형 데이터베이스, 및/또는 명령어의 하나 이상의 세트를 저장하는 연관된 캐시와 서버를 포함한다. "컴퓨터-관독가능 매체"라는 용어는, 또한, 프로세서에 의해 실행될 명령어의 세트를 저장, 인코딩, 또는 반송할 수 있거나 또는 본 명세서에서 설명하는 방법이나 동작 중 임의의 하나 이상을 컴퓨터 시스템이 수행하게 하는 임의의 매체를 포함할 것이다.
- [0102] 특정, 비제한적인, 예시적인 실시예 또는 양태에서, 컴퓨터 관독가능 매체는, 하나 이상의 휘발성 관독 전용 메모리를 수용하는 메모리 카드나 기타 패키지와 같은, 솔리드-스테이트 메모리를 포함할 수 있다. 또한, 컴퓨터-관독가능 매체가 랜덤 액세스 메모리 또는 다른 휘발성 재기입가능 메모리일 수 있다. 또한, 컴퓨터-관독가능 매체는, 디스크나 테이프 또는 송신 매체를 통해 통신하는 신호 등의 반송파 신호를 캡처하기 위한 다른 저장 장치와 같은, 자기 광학 매체 또는 광학 매체를 포함할 수 있다. 이메일 또는 다른 자족형 정보 아카이브 또는 아카이브들의 세트에 대한 디지털 파일 부착이, 유형의 저장 매체와 균등한 분산 매체로 고려될 수 있다. 따라서, 데이터나 명령어들이 저장될 수 있는, 컴퓨터-관독가능 매체 또는 분산 매체 및 기타 균등물 및 후속 매체들 중 임의의 하나 이상이 본 명세서에 포함된다.
- [0103] 다양한 실시예 또는 양태에 따르면, 본 명세서에서 설명하는 방법들은 컴퓨터 프로세서에서 실행되는 하나 이상의 소프트웨어 프로그램으로서 구현될 수 있다. 주문형 집적 회로, 프로그래밍가능 로직 어레이, 및 기타 하드웨어 장치를 포함하나 이에 한정되지 않는 전용 하드웨어 구현예 또한 마찬가지로 본 명세서에서 설명하는 방법

을 구현하도록 구축될 수 있다. 또한, 분산 처리 또는 컴포넌트/오브젝트 분산 처리, 병렬 처리, 또는 가상 기계 처리를 포함하나 이에 한정되지 않는 대체 소프트웨어 구현에도 역시 본 명세서에서 설명하는 방법을 구현하도록 구축될 수 있다.

[0104] 또한, 개시된 방법들을 구현하는 소프트웨어가, 선택 사항으로서, 디스크나 테이프 등의 자기 매체; 디스크와 같은 자기-광학 매체 또는 광학 매체; 또는 하나 이상의 판독 전용(비휘발성) 메모리, 랜덤 액세스 메모리, 또는 기타 재기입가능(휘발성) 메모리(A)를 수용하는 메모리 카드나 기타 패키지와 같은 솔리드 스테이트 매체와 같은 유형의 저장 매체에 저장될 수 있다는 것을 주목하여야 할 것이다. 소프트웨어가 또한 컴퓨터 명령어를 포함하는 신호를 이용할 수 있다. 이메일 또는 다른 자족형 정보 아카이브 또는 아카이브들의 세트에 대한 디지털 파일 부착이, 유형의 저장 매체와 균등한 분산 매체로서 고려된다. 이에 따라, 본 명세서의 소프트웨어 구현에 저장될 수 있는, 본원에서 열거한 바와 같은 유형적인 저장 매체 또는 분산 매체, 및 기타 균등물과 후속 매체가 본 명세서에 포함된다.

[0105] 그에 따라, 심장 활성화 정보를 재구축하기 위한 시스템 및 방법이 설명되었다. 구체적인 실시예 또는 양태를 설명하였지만, 본 발명의 더욱 넓은 범위로부터 벗어나지 않고서 이러한 실시예 또는 양태에 다양한 수정과 변경을 행할 수 있음은 명백하다. 이에 따라, 명세서와 도면은 제한적인 의미라기보다는 예시적인 의미로 간주되어야 한다. 본 발명의 일부를 형성하는 첨부 도면은, 개시 내용이 실시될 수 있는 특정한 실시예 또는 양태를 제한적이지 않게 예시적으로 도시한다. 예시된 실시예 또는 양태는, 당업자로 하여금 본 명세서에 개시된 교시 내용을 실시할 수 있도록 충분히 상세하게 설명되어 있다. 본 개시 내용의 범위로부터 벗어나지 않고서 구조적 대체와 논리적 대체 및 변경을 행할 수 있도록, 다른 실시예 또는 양태를 활용 및 도출할 수 있다. 따라서, 이러한 상세한 설명은 제한적인 의미로 받아들여져서는 안 되고, 다양한 실시예 또는 양태의 범위는, 청구항에 의한 균등물의 전체 범위와 함께, 첨부된 청구항에 의해서만 규정된다.

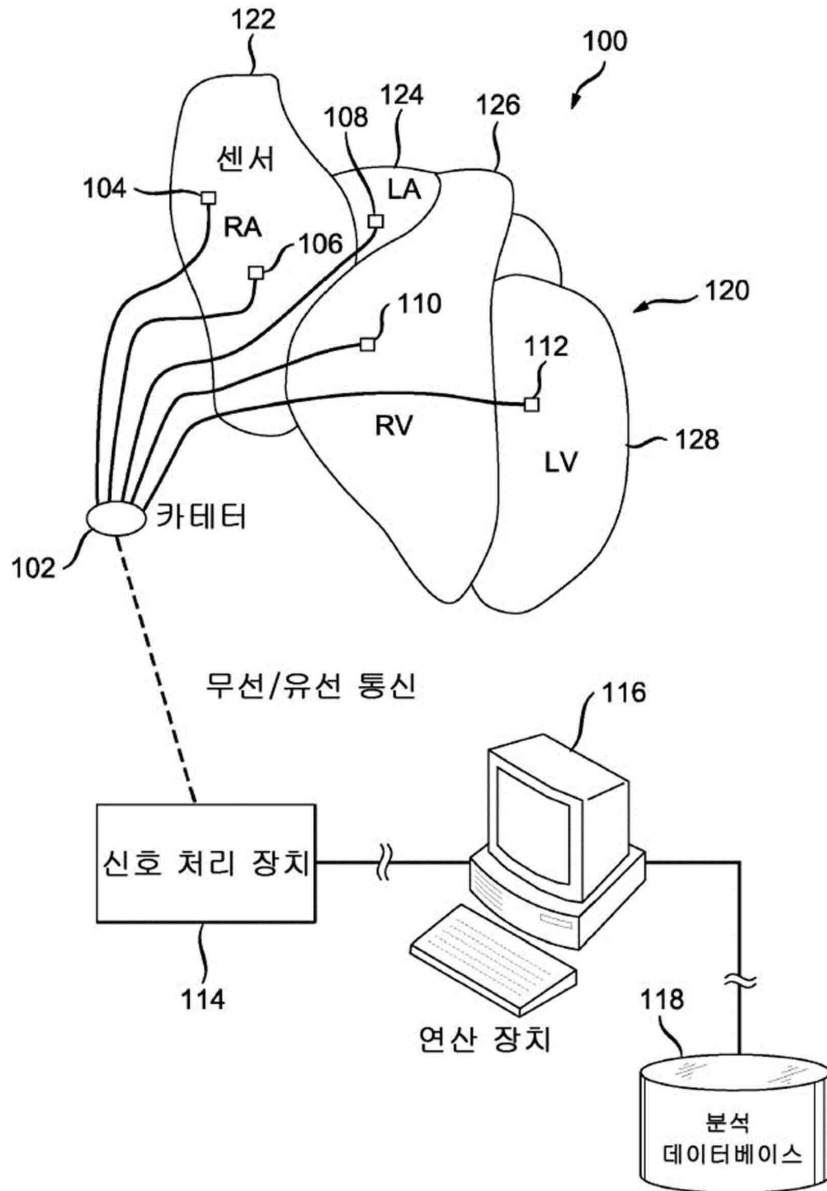
[0106] 발명의 주제의 이러한 실시예 또는 양태가, 단지 편의상 그리고, 하나 초과가 사실상 개시된 경우에, 본원의 범위를 단일 발명 또는 발명의 개념으로 자발적으로 제한하고자 하는 의도가 없이, 단순히 "발명"이라는 용어에 의해서, 개별적으로 또는 집합적으로 본원에서 언급될 수 있다. 따라서, 본 명세서에서 구체적인 실시예 또는 양태를 예시하고 설명하였지만, 동일한 목적을 달성하도록 계산된 임의의 구성이 예시한 구체적인 실시예 또는 양태를 대체할 수도 있다는 것을 이해하여야 할 것이다. 이러한 개시 내용은 다양한 실시예 또는 양태의 임의의 및 모든 적용에 또는 변경예를 망라하려는 의도를 갖는다. 본원에서 구체적으로 설명되지 않은, 진술한 실시예 또는 양태, 및 다른 실시예 또는 양태의 조합이, 상기 내용의 검토로부터, 당업자에게 자명할 것이다.

[0107] 요약서는 특허법 37 C.F.R. 1.72(b)에 따라 제공되며, 독자가 기술적 개시 내용의 성질과 요지를 빠르게 파악할 수 있게 한다. 요약서가 청구항의 범위 또는 의미를 해석 또는 제한하는데 있어서 이용되지 않아야 한다는 것을 이해할 수 있다.

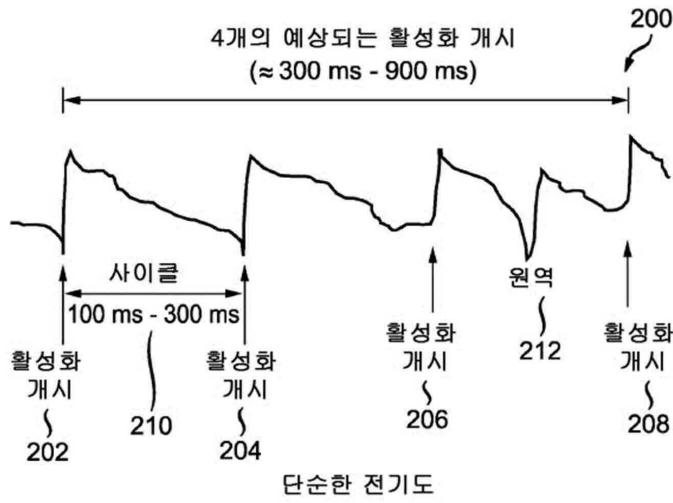
[0108] 실시예 또는 양태에 관한 진술한 설명에서, 개시 내용을 간소화하기 위한 목적으로 다양한 특징부가 단일 실시예에서 함께 그룹화되어 있다. 개시 내용의 이러한 방법은, 청구된 실시예 또는 양태가 각각의 청구항에서 명백하게 인용된 것 보다 더 많은 특징을 필요로 한다는 것을 반영하는 것으로 해석되지 않아야 한다. 오히려, 이하의 청구항에서 반영된 바와 같이, 발명의 주제는 하나의 개시된 실시예 또는 양태의 모든 특징보다 적은 특징에 따른다. 그에 따라, 이하의 청구항은 상세한 설명에 포함되고, 각각의 청구항은 분리된 예시적인 실시예 또는 양태로서 자체적으로 유효하다. 본원에서 설명된 여러 가지 실시예 또는 양태가, 상세한 설명에서 명시적으로 언급되지 않은 다른 조합으로 조합되거나 그룹화될 수 있다는 것을 이해할 수 있다. 또한, 그러한 상이한 조합을 망라하는 청구항이, 상세한 설명에 포함될 수 있는, 별개의 예시적인 실시예 또는 양태로서 유사하게 자체적으로 유효할 수 있다.

도면

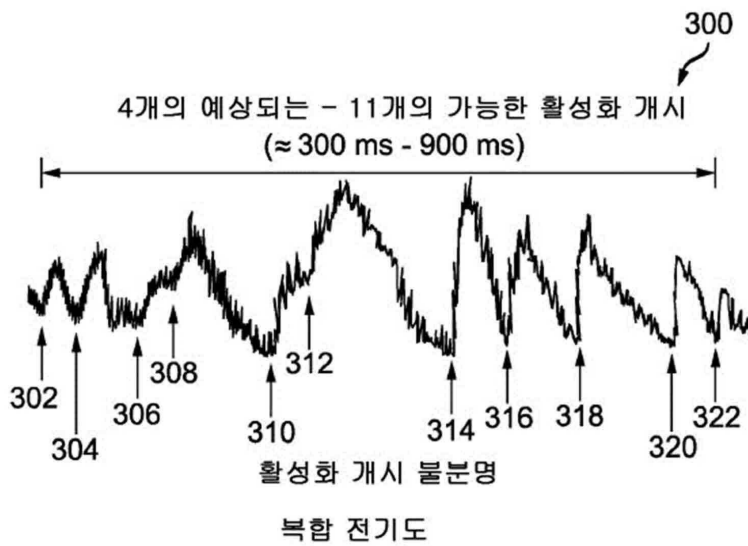
도면1



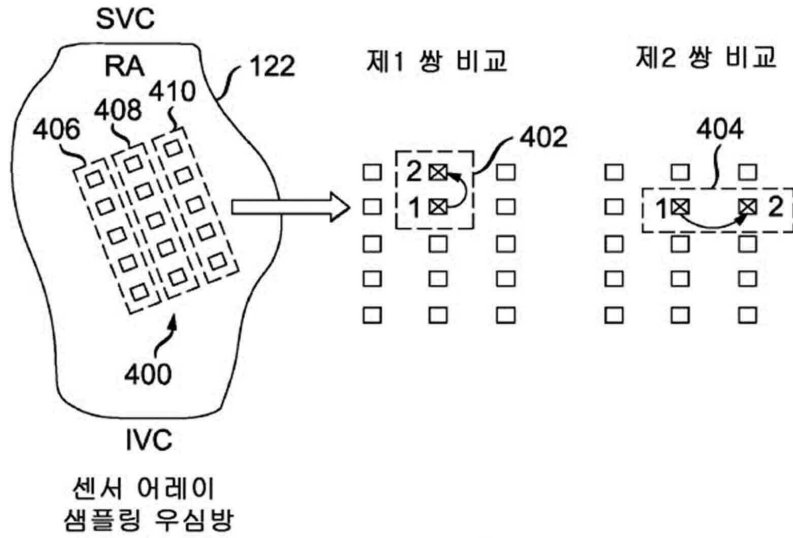
도면2



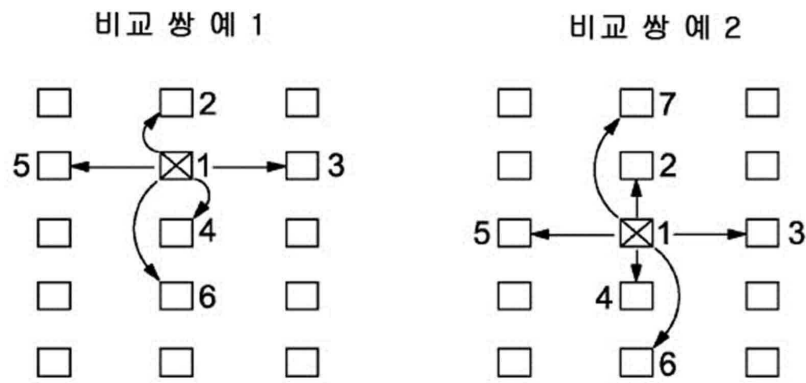
도면3



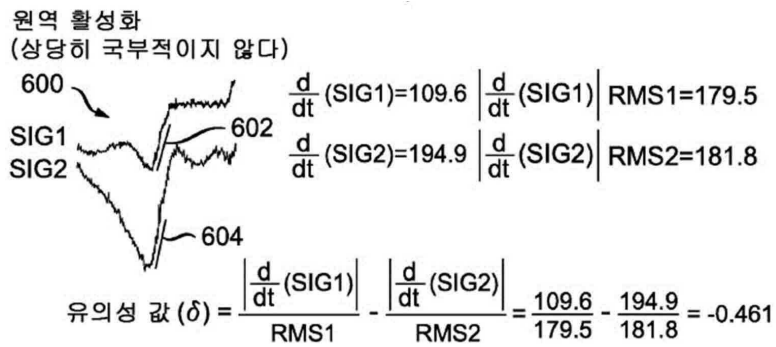
도면4



도면5

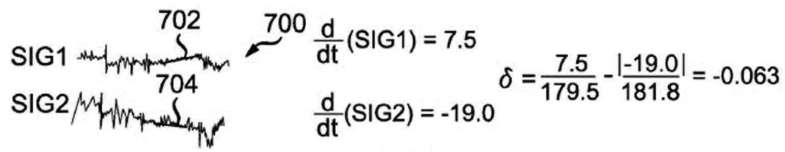


도면6



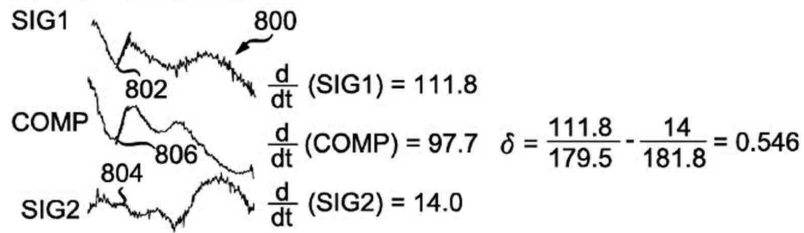
도면7

배경 소음



도면8

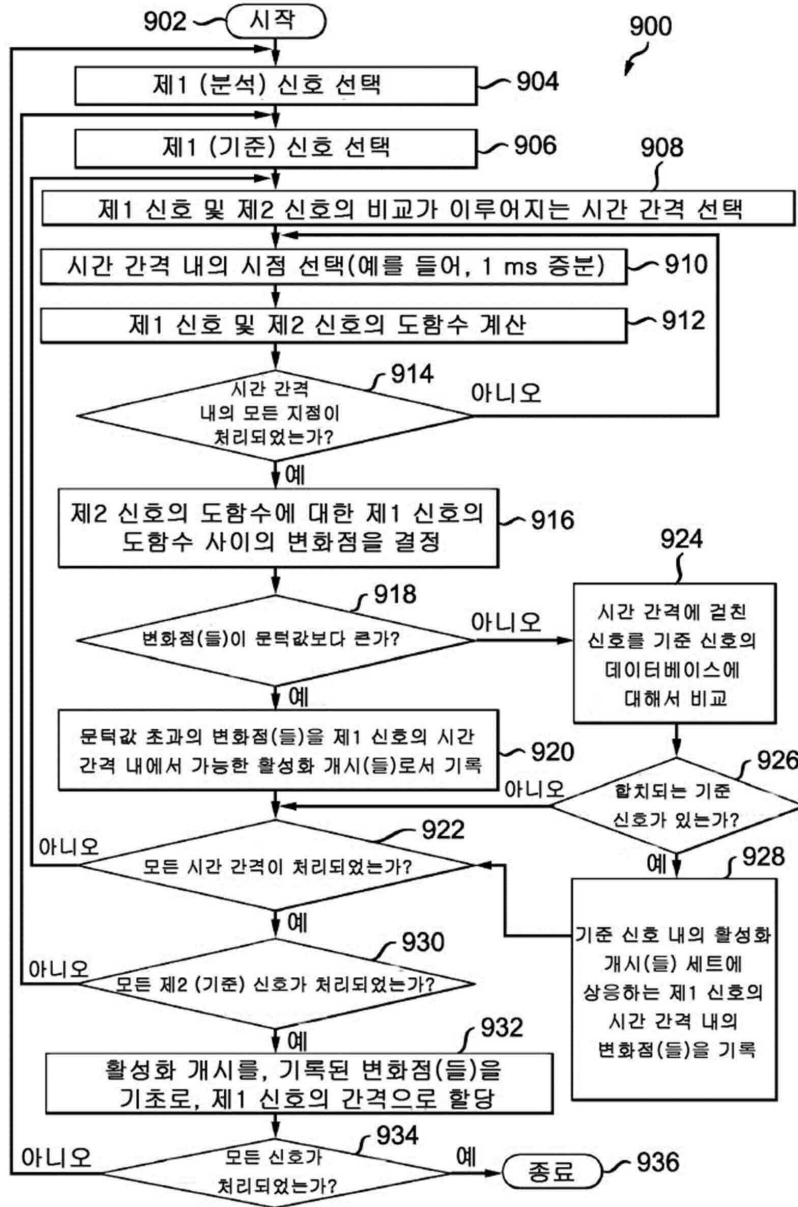
국부적인 활성화 개시



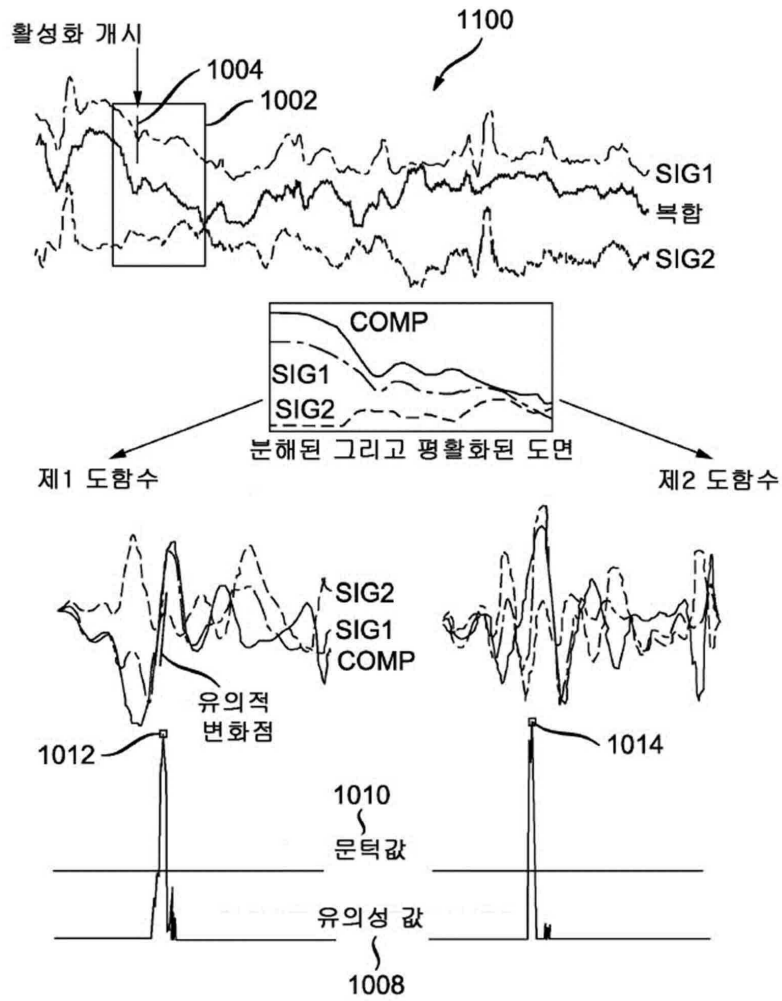
복합 이용:

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

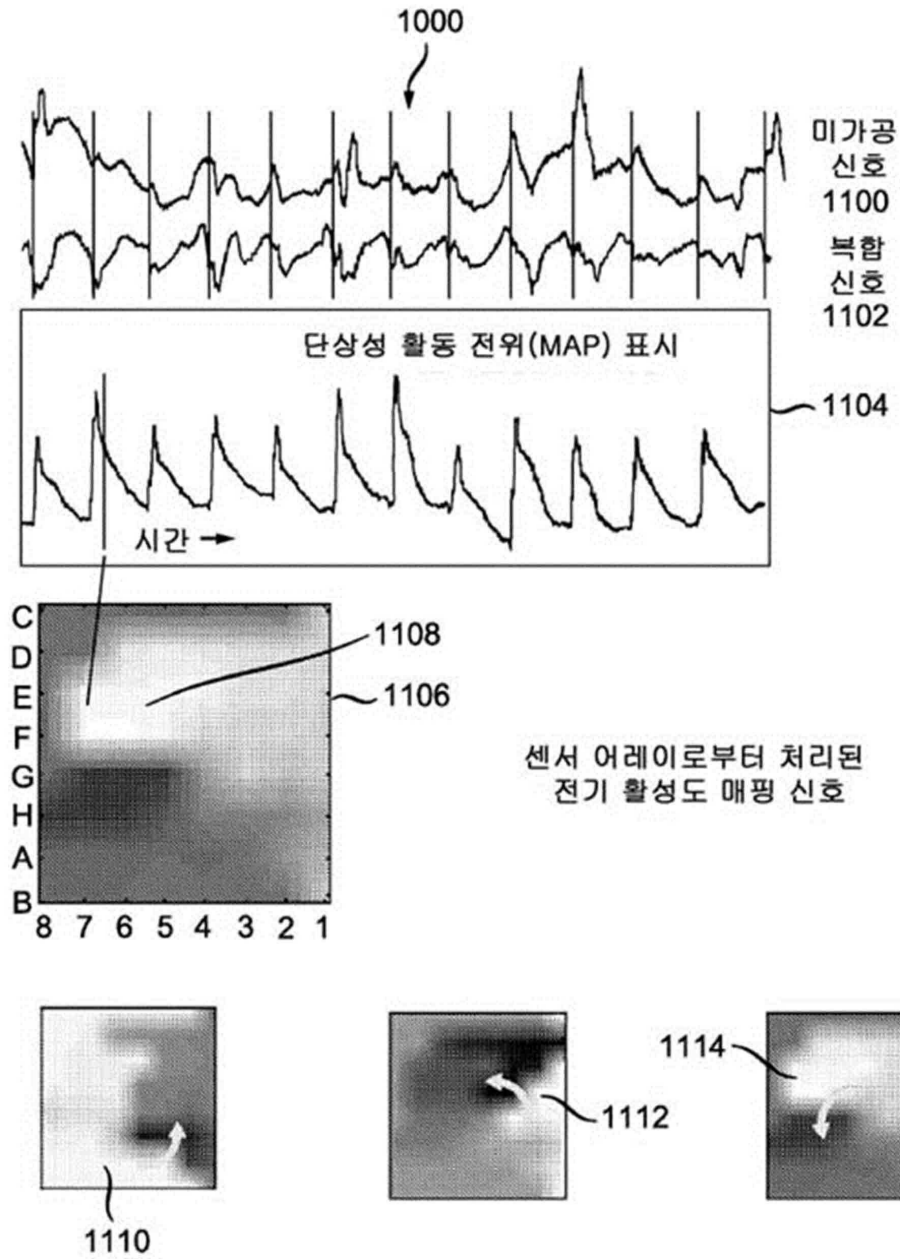
도면9



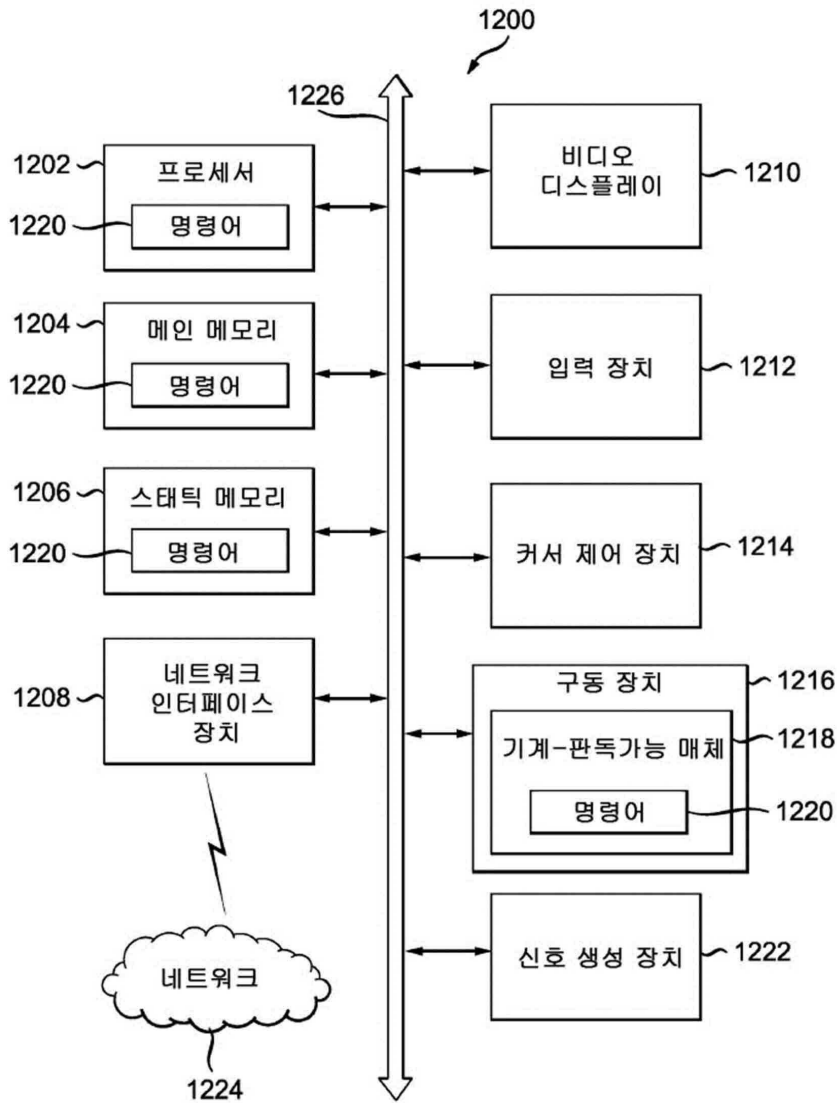
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	标题：用于重建心脏激动信息的系统和方法		
公开(公告)号	KR1020150141965A	公开(公告)日	2015-12-21
申请号	KR1020157028905	申请日	2014-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	加利福尼亚大学董事会 托佩拉公司		
申请(专利权)人(译)	摄政大学加州 地说，孩子是你的.		
当前申请(专利权)人(译)	摄政大学加州 地说，孩子是你的.		
[标]发明人	NARAYAN SANJIV 나라얀산지브 BRIGGS CAREY ROBERT SEHRA RUCHIR 세라루치르		
发明人	나라얀,산지브 브릭스,캐리로버트 세라,루치르		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0255 A61B5/04 A61B5/0464		
CPC分类号	A61B5/0422 A61B5/0452 A61B5/7239 A61B2562/046 A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/04012 A61B5/0255 A61B5/04011 A61B5/046 A61B5/0464 A61B5/7203 A61B5/7217 A61B5/7246 A61B5/7278 A61B5/742		
优先权	13/840334 2013-03-15 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了用于重建心脏激动信息的示例性系统和方法。处理分析信号和参考信号以确定对于超过第一阈值的参考信号的第一选择阶导数，在分析信号的第一选择阶导数内是否存在第一变化点。处理分析信号和参考信号以确定在分析的心脏信号的第二选择阶导数中是否存在超过第二阈值的第二变化点。为了定义指示分析心脏信号中的心跳的心脏激动，在基于第一和第二转变点的数学关联的点处在分析心脏信号内分配激活开始时间。

