(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0055150
(43) 공개일자 2016년05월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/04 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 5/042 (2006.01) *A61B 5/0464* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/04012 (2013.01)
A61B 5/042 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-7006506
(22) 출원일자(국제) 2014년09월12일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2016년03월11일
(86) 국제출원번호 PCT/US2014/055419
(87) 국제공개번호 WO 2015/038909
국제공개일자 2015년03월19일
(30) 우선권주장
61/877,093 2013년09월12일 미국(US)
14/483,914 2014년09월11일 미국(US)

(71) 출원인
토페라, 아이엔씨.
미국 캘리포니아 94025 멘로 파크 스위트 에이 오브라이언 드라이브 1530
(72) 발명자
브리그스, 커레이, 로버트
미국, 캘리포니아 92037, 카미니토 바스토, 라 졸라 3335
세라, 루치르
미국, 애리조나 85259, 스카츠데일, 노스 142 스트리트 11834
(74) 대리인
특허법인 아이퍼스

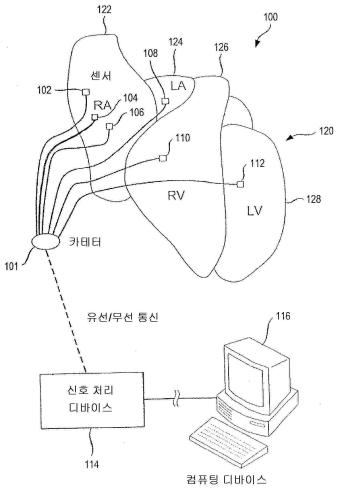
전체 청구항 수 : 총 32 항

(54) 발명의 명칭 **리듬 장애 분석을 위한 신호 세그먼트의 선택**

(57) 요 약

본 발명은 심장 신호의 세그먼트를 처리하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 제 1 신호에서 복수의 세그먼트의 각각은 제 1 신호에서 복수의 세그먼트의 각각에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 복수의 오프셋에서 상관된다. 제 2 신호에서 복수의 세그먼트의 각각은 제 2 신호에서 복수의 세그먼트의 각각에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 복수의 오프셋에서 상관된다. 복수의 복합 상관 계수는 제 1 신호의 세그먼트 및 제 2 신호의 세그먼트에 대한 가장 높은 상관 계수를 사용하여 발생된다. 제 1 및 제 2 신호의 세그먼트는 대략적으로 동시 발생한다. 제 1 신호로부터의 세그먼트와 제 2 신호로부터의 세그먼트를 포함하는 세그먼트의 세트가 선택된다. 그 세트는 복수의 복합 상관 계수로부터의 가장 높은 복합 상관 계수와 상관된다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 5/0464 (2013.01)
A61B 5/6858 (2013.01)
A61B 5/7246 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

신호 세그먼트에 대한 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 복수의 시간 오프셋에 의해 시프트된 바와 같이 상기 신호 세그먼트에 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서의 신호 세그먼트를 상관시키는 단계;

상기 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 복수의 시간 오프셋에 의해 시프트된 바와 같이 상기 신호 세그먼트에 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서의 신호 세그먼트를 상관시키는 단계;

상기 추가적인 신호 세그먼트의 각각에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 그리고 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 추가적인 신호 세그먼트에 관한 상기 상관을 반복하는 단계;

상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호의 상기 신호 세그먼트 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호의 상기 신호 세그먼트에 대한 가장 높은 상관 계수를 사용하여 복수의 복합 상관 계수를 발생시키는 단계, 상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호의 상기 신호 세그먼트는 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호의 상기 신호 세그먼트와 대략적으로 동시 발생하고; 그리고

상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호로부터의 적어도 하나의 신호 세그먼트 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호로부터의 적어도 하나의 신호 세그먼트를 포함하는 신호 세그먼트의 세트를 선택하는 단계를 포함하고, 상기 신호 세그먼트의 세트는 상기 복수의 복합 상관 계수로부터 가장 높은 복합 상관 계수와 연관되는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호를 여과하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 상기 복수의 신호 세그먼트는 적어도 부분적으로 중첩하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 상기 복수의 신호 세그먼트는 적어도 부분적으로 중첩하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 상기 복수의 신호 세그먼트 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 상기 복수의 신호 세그먼트의 각각의 신호 세그먼트는 미리결정된 세그먼트 길이인 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 6

제 5항에 있어서,

상기 미리결정된 세그먼트 길이는 2초 및 4초 길이 중 하나인 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트

처리 방법.

청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 복수의 시간 오프셋은 100msec 내지 350msec의 범위에 있는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 8

제 1항에 있어서,

복수의 시간 오프셋에서 제 1 심장 신호에서 제 1 신호 세그먼트를 상관하는 방법은:

상기 제 1 신호 세그먼트로부터 제 1 기준 세그먼트를 발생시키는 단계, 상기 제 1 기준 세그먼트는 상기 제 1 신호 세그먼트의 시작으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 단부 마이너스 제 1 시간 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하고,

상기 제 1 기준 세그먼트에 대해 상기 제 1 신호 세그먼트에서 상기 제 1 시간 오프셋으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부로 연장하는 상기 제 1 신호 세그먼트의 제 1 상관 계수를 결정하는 단계;

상기 제 1 신호 세그먼트로부터 제 2 기준 세그먼트를 발생시키는 단계, 상기 제 2 기준 세그먼트는 상기 제 1 신호 세그먼트의 시작으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부 마이너스 제 2 시간 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하고,

상기 제 1 신호 세그먼트에서 상기 제 2 시간 오프셋으로부터 상기 제 2 기준 세그먼트에 대해 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부로 연장하는 상기 제 1 신호 세그먼트의 제 2 상관 계수를 결정하는 단계; 및

상기 제 1 상관 계수 및 상기 제 2 상관 계수 사이의 상기 제 1 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수를 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 9

제 8항에 있어서,

복수의 시간 오프셋에서 제 2 심장 신호에서의 제 1 신호 세그먼트를 상관시키는 단계는:

상기 제 1 신호 세그먼트로부터 제 1 기준 세그먼트를 발생시키는 단계, 상기 제 1 기준 세그먼트는 상기 제 1 신호 세그먼트의 시작으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 단부 마이너스 제 1 시간 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하고;

상기 제 1 기준 세그먼트에 대해 상기 제 1 신호 세그먼트에서의 상기 제 1 시간 오프셋으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부로 연장하는 상기 제 1 신호 세그먼트의 제 1 상관 계수를 결정하는 단계;

상기 제 1 신호 세그먼트로부터 제 2 기준 세그먼트를 발생시키는 단계, 상기 제 2 기준 세그먼트는 상기 제 1 신호 세그먼트의 시작으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부 마이너스 제 2 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하고;

상기 제 2 기준 세그먼트에 대해 상기 제 1 신호 세그먼트에서의 상기 제 2 시간 오프셋으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부로 연장하는 상기 제 1 신호 세그먼트의 제 2 상관 계수를 결정하는 단계; 및

상기 제 1 상관 계수 및 상기 제 2 상관 계수 가운데 상기 제 2 심장 신호에 대해 상기 가장 높은 상관 계수를 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 10

제 9항에 있어서,

복수의 복합 상관 계수를 발생시키는 단계는 상기 제 1 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수 및 상기 제 2 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수의 합을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 11

제 9항에 있어서,

복수의 복합 상관 계수를 발생시키는 단계는 상기 제 1 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수 및 상기 제 2 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수의 평균을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 12

제 9항에 있어서,

복수의 복합 상관 계수를 발생시키는 단계는 상기 제 1 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수 및 상기 제 2 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수의 제곱 평균 제곱근을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 13

제 1항에 있어서,

복수의 복합 상관 계수는 상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호의 상기 신호 세그먼트 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호의 상기 신호 세그먼트에 대한 상기 가장 높은 상관 계수의 합, 평균 및 제곱 평균 제곱근 중 하나를 사용하여 발생되는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 14

제 1항에 있어서,

상기 방법은 심장 리듬 장애의 원인을 결정하도록 상기 신호 세그먼트의 세트를 처리하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 15

심장 신호의 세그먼트를 처리하기 위한 시스템으로서, 상기 시스템은:

처리 장치; 및

상기 처리 장치에 의해 실행될 때, 상기 처리 장치가:

상기 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 복수의 시간 오프셋에 의해 상기 신호 세그먼트에 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 신호 세그먼트를 상관시키고;

상기 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하기 위해 복수의 시간 오프셋에 의해 시프트된 바와 같이 상기 신호 세그먼트에 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서의 신호 세그먼트를 상관시키며;

상기 추가적인 신호 세그먼트의 각각에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 그리고 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 추가적인 신호 세그먼트에 대한 상기 상관을 반복하고;

상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호의 상기 신호 세그먼트 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호의 상기 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 사용하여 복수의 복합 상관 계수를 발생시키며; 그리고

상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호 세그먼트로부터 적어도 하나의 신호 세그먼트 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호로부터의 적어도 하나의 신호 세그먼트를 포함하는 신호 세그먼트의 세트를 선택하는 동작을 수행하게 하는, 명령어를 저장하기 위한 메모리 장치;를 포함하고, 상기 신호 세그먼트의 세트는 상기 복수의 복합 상관 계수로부터 가장 높은 복합 상관 계수와 연관되는 것을 특징으로 하는 심장 신호 세그먼트의 처리 시스템.

청구항 16

제 15항에 있어서,

상기 동작은 상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호를 여과하는 것을 더 포

함하는 것을 특징으로 하는 심장 신호 세그먼트의 처리 시스템.

청구항 17

제 15항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 상기 복수의 신호 세그먼트는 적어도 부분적으로 중첩하는 것을 특징으로 하는 심장 신호 세그먼트의 처리 시스템.

청구항 18

제 15항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 상기 복수의 신호 세그먼트는 적어도 부분적으로 중첩하는 것을 특징으로 하는 심장 신호 세그먼트의 처리 시스템.

청구항 19

제 15항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 상기 복수의 신호 세그먼트 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 상기 복수의 신호 세그먼트의 각각의 신호 세그먼트는 미리결정된 세그먼트 길이인 것을 특징으로 하는 심장 신호 세그먼트의 처리 시스템.

청구항 20

제 19항에 있어서,

상기 미리결정된 세그먼트 길이는 2초 및 4초 길이 중 하나인 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 21

제 15항에 있어서,

상기 복수의 시간 오프셋은 100msec 내지 350msec의 범위에 있는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 22

제 15항에 있어서,

복수의 시간 오프셋에서 제 1 심장 신호에서 제 1 신호 세그먼트의 상관을 수행하는 동작은:

상기 제 1 신호 세그먼트로부터 제 1 기준 세그먼트를 발생시키는 단계, 상기 제 1 기준 세그먼트는 상기 제 1 신호 세그먼트의 시작으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 단부 마이너스 제 1 시간 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하고;

상기 제 1 기준 세그먼트에 대해 상기 제 1 신호 세그먼트에서 상기 제 1 시간 오프셋으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부로 연장하는 상기 제 1 신호 세그먼트의 제 1 상관 계수를 결정하는 단계;

상기 제 1 신호 세그먼트로부터 제 2 기준 세그먼트를 발생시키는 단계, 상기 제 2 기준 세그먼트는 상기 제 1 신호 세그먼트의 시작으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부 마이너스 제 2 시간 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하고;

상기 제 2 기준 세그먼트에 대해 상기 제 1 신호 세그먼트에서의 상기 제 2 시간 오프셋으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부로 연장하는 상기 제 1 신호 세그먼트의 제 2 상관 계수를 결정하는 단계; 및

상기 제 1 상관 계수 및 상기 제 2 상관 계수 사이의 상기 제 1 심장 신호에 대해 상기 가장 높은 상관 계수를 선택하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 23

제 22항에 있어서,

복수의 시간 오프셋에서 제 2 심장 신호에서 제 1 신호 세그먼트를 상관하는 것을 수행하는 동작은:

상기 제 1 신호 세그먼트로부터 제 1 기준 세그먼트를 발생시키는 단계, 상기 제 1 기준 세그먼트는 상기 제 1 신호 세그먼트의 시작으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 단부 마이너스 제 1 시간 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하고;

상기 제 1 기준 세그먼트에 대해 상기 제 1 신호 세그먼트에서 상기 제 1 시간 오프셋으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부로 연장하는 상기 제 1 신호 세그먼트의 제 1 상관 계수를 결정하는 단계;

상기 제 1 신호 세그먼트로부터 제 2 기준 세그먼트를 발생시키는 단계, 상기 제 2 기준 세그먼트는 상기 제 1 신호 세그먼트의 시작으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부 마이너스 제 2 시간 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하고;

상기 제 2 기준 세그먼트에 대해 상기 제 1 신호 세그먼트에서 상기 제 2 시간 오프셋으로부터 상기 제 1 신호 세그먼트의 상기 단부로 연장하는 상기 제 1 신호 세그먼트의 제 2 상관 계수를 결정하는 단계; 및

상기 제 1 상관 계수 및 상기 제 2 상관 계수 사이에 상기 제 2 심장 신호에 대해 상기 가장 높은 상관 계수를 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 24

제 23항에 있어서,

복수의 복합 상관 계수를 발생하는 것을 수행하는 동작은 상기 제 1 심장 신호에 대해 상기 가장 높은 상관 계수 및 상기 제 2 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수의 합을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 25

제 23항에 있어서,

복수의 복합 상관 계수를 발생시키는 것을 수행하는 동작은 상기 제 1 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수 및 상기 제 2 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수의 평균을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 26

제 23항에 있어서,

복수의 복합 상관 계수를 발생시키는 것을 수행하는 동작은 상기 제 1 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수 및 상기 제 2 심장 신호에 대한 상기 가장 높은 상관 계수의 제곱 평균 제곱근을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 27

제 15항에 있어서,

상기 복수의 복합 상관 계수는 상기 적어도 하나의 제 1 심장 신호의 상기 신호 세그먼트 및 상기 적어도 하나의 제 2 심장 신호의 상기 신호 세그먼트에 대한 상기 가장 높은 상관 계수의 합, 평균 및 제곱 평균 제곱근 중 하나를 사용하여 발생되는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 28

제 14항에 있어서,

동작은 심장 리듬 장애의 원인을 결정하는 상기 신호 세그먼트의 세트를 처리하는 것을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 29

가장 높은 상관 계수를 결정하기 위해 오프셋의 제 1 범위에 따라서 복수의 신호 가운데 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트를 자동 상관하는 단계;

상기 가장 높은 상관 계수를 사용하여 복합 상관 계수를 발생시키는 단계;

임계값 아래인 상기 복합 상관 계수 중 하나 이상을 결정하는 단계;

상기 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하기 위해 오프셋의 제 2 범위에 따라 상기 결정된 하나 이상의 복합 상관 계수와 연관된 상기 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트를 자동 상관하는 단계, 상기 제 2 범위는 상기 제 1 범위와는 다르고; 그리고

선택된 범위의 오프셋에 대해 가장 높은 상관 계수와 연관된 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 세트를 선택하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 심장 신호의 세그먼트 처리 방법.

청구항 30

제 29항에 있어서,

상기 선택된 범위의 오프셋은 100msec 내지 350msec, 300msec 내지 500msec, 및 450msec 내지 1300msec로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 31

다중 심장 신호의 세그먼트를 처리하는 시스템으로서,

상기 시스템은:

처리 장치; 및

상기 처리 장치에 의해 실행될 때, 상기 처리 장치가:

가장 높은 상관 계수를 결정하도록 오프셋의 제 1 범위에 따라 복수의 신호 가운데 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트를 자동상관시키고;

상기 가장 높은 상관 계수를 사용하여 복합 상관 계수를 발생시키며;

임계값 아래인 상기 복합 상관 계수 중 하나 이상을 결정하고;

상기 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 오프셋의 제 2 범위에 따라 상기 결정된 하나 이상의 복합 상관 계수와 연관된 상기 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트를 자동 상관하며, 상기 제 2 범위는 상기 제 1 범위와는 다르고; 그리고

오프셋의 선택된 범위에 대해 가장 높은 상관 계수와 연관된 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 세트를 선택하는 동작을 수행하게 하는 명령어를 저한하는 메모리 장치;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심장 신호 세그먼트의 처리 시스템.

청구항 32

제 21항에 있어서,

상기 오프셋의 선택된 제 범위는 100msec 내지 350msec, 300msec 내지 500msec, 및 450msec 내지 1300msec로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 출원은 모두 전체로 참조에 의해 여기에 병합되는, 2013년 9월 12일에 출원된 미국특허출원 제61/877,093호, 및 2014년 9월 11일에 출원된 미국특허출원 제14/483,914호에 대한 우선권을 주장한다.

배 경 기 술

[0002] 분야

[0003] 본 출원은 일반적으로 생물학적 리듬 장애에 관한 것이다. 더 구체적으로, 본 출원은 생물학적 리듬 장애(예, 심장 리듬 장애)의 분석을 위한 신호 세그먼트를 선택하는 시스템 및 방법에 관한 것이다.

[0004] 관련된 기술에 관한 간략한 논의

[0005] 심장(카디악) 리듬 장애와 같은 생물학적 리듬 장애는 흔하고 전세계적으로 질병과 사망의 주요한 원인을 나타낸다. 심장에서 전기 시스템의 고장은 심장 리듬 장애의 근사 원인을 나타낸다. 심장 리듬 장애는 다양한 형태로 나타나고, 치료하기 가장 복잡하고 어려운 것은 심방세동(AF), 심실빈맥(VT) 및 심실세동(VF)이다. 심방빈박(AT), 상심실성 빈맥(SVT), 심방 조동(AFL), 심실 이소성 컴플렉스/비트(SVE), 심방 조동(AFL), 상심실 이소성 컴플렉스/비트(SVE) 및 조기 심실성 컴플렉스/비트(PVC)를 포함하는 다른 리듬 장애는 치료하기 더 단순하지만, 역시 임상적으로 중요하다.

[0006] 앞서, 심장 리듬 장애의 치료--특히 AF, VF 및 다형성 VT의 복합 리듬 장애--는 심장 리듬 장애의 원인이 머무는 심장에서의 위치가 식별될 수 없기 때문에 어렵다. 어떻게 복합 리듬 장애가 기능하는지 및 이들 복합 리듬 장애를 치료하기 위한 임상 응용에 관한 다양한 이론이 있다. 그러나, 응용 중 어느 것도 복합 리듬 장애의 치료에서 유익함을 증명하지 못했다.

[0007] 최근에, 처음으로 복합 심장 리듬 장애와 연관된 원인을 식별하는 놀라운 발견이 있었다. 이러한 기술적 돌파구는 전세계적으로 큰 퍼센트의 심장 리듬 장애를 야기하고 지속하는 지점 원인은 물론, 회전 활성화 패턴(로터와 같은 회전 원인)를 식별하도록 환자의 심장에 도입된 카테터의 전극으로부터 얻어진 신호에서 심장 활성화 정보(활성화 개시 시간)을 성공적으로 분석하고 재구성했다. 따라서 심장 리듬 장애의 치료는 심장 리듬 장애를 제거하기 위해 환자의 심장에서 회전 그리고/또는 지점 원인을 목표로 할 수 있다. 그러한 치료는 예를 들어, 절제에 의해 성공적으로 이루어질 수 있다.

[0008] 앞서 언급된 바와 같이, 심장 신호는 일반적으로 환자의 심장에 도입된 카테터의 전극으로부터 얻어진다(예, 감지되고, 획득되거나 기록된다). 신호가 환자로부터 얻어질 때 다양한 잡음원은 종종 신호에 내재되거나 중첩된다. 이들 원인은 환자의 심장의 또 다른 부분으로부터 전기 활성을 포함할 수 있다. 이들 원인은 환자의 심장의 또 다른 부분으로부터 전기 활성, 환자의 다른 해부 구조, 전극의 움직임으로부터 운동 인공물 및/또는 환자의 움직임(예, 호흡), 서로 접촉하는 전극으로부터 초래하는 기계적 혼선, 전자 증폭기의 포화, 외부 시스템으로부터 라디오 주파수(RF) 에너지를 포함할 수 있다. 덧붙여, 전극은 신호의 진폭을 감소시킬 수 있는 환자의 심장과의 접촉(또는 비접촉)의 다양한 레벨을 가질 수 있고, 최악의 경우에, 신호의 전기 활성의 부재를 초래할 수도 있다.

[0009] 심장 활성 정보의 재구성(활성 개시 시간)은 시간 집중적임은 물론 계산적으로 집중적일 수 있는 신호의 분석을 요구한다. 신호의 전부를 분석하는 이들 또는 다른 계산적 제한으로 인해 그것은 유리하지 않을 수 있다. 게다가, 이들 신호의 특정 부분--일부 경우에, 광범위한 부분--은 잡음에 의해 영향받을 수 있다. 그러한 환경으로 인해, 신호의 부분을 피하는 것이 유리할 수 있고 여기서 분석은 복잡하고 신호에 중첩된 잡음에 의해 제한된다.

[0010] 이들 신호의 전부에 대한 분석은 시간 및 치료 및 제거를 위한 심장 리듬 장애의 원인의 표적화에서 정확성은 물론, 심장 리듬 장애의 원인을 식별하는데 있어서 정확성에 부정적으로 영향을 줄 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 따라서, 치료 및 제거를 위한 심장 리듬 장애의 원인의 표적화에서 시간 및 정확성은 물론, 심장 리듬 장애의 원인을 식별하는데 있어서 시간 및 정확성을 개선할 수 있는, 또 다른 분석을 위한 감소된 잡음량을 갖는 주기적 심장 정보를 포함하는 이들 신호(예, 신호 세그먼트)의 부분을 식별하는 것이 요구될 수 있다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 출원은 환자에서 리듬 장애의 원인 또는 원인의 검출 및 치료를 위해 최소 잡음 및 안정적인, 잘 정의된 생물학적 활성을 포함하는 환자로부터 얻어진 복수의 신호로부터 신호 세그먼트의 세트의 선택에 적용가능하다. 신호 세그먼트 선택은 신호 세그먼트가 장애의 원인 또는 원인의 결정, 진단, 및/또는 치료를 허용하도록 복수의 신호로부터 선택될 수 있는 신경 발작, 식도 경련, 방광 불안정, 과민성 대장 증후군, 및 다른 생물학적 장애와 같은 적용가능한 다양한 리듬 장애이다. 그러나 그것은 복합 활성 패턴을 초래하는 복합 리듬 왜곡에서 특히 유리하고, 편리하게 치료될 수 있는 바와 같은 장애의 이유(들) 또는 원인(들)의 검출을 개선하기 위한 심장의 복합 리듬 왜곡에 특히 유용하다.

[0013] 복합 심장 리듬 왜곡은 일반적으로 해독하기에 극히 어려운 활성 패턴을 초래하고 복합 장애에서 심장박동의 정확한 활성 정보를 결정할 능력은 이전에 가능하지 않았다. 본 출원의 이점 가운데 리듬 장애의 이유 및/또는 원인의 결정은 더 빠르게 그리고 더 큰 정밀함으로 결정되고 치료될 수 있는 바와 같이 최소 잡음 및 안정되고, 잘 정의된 생물학적 활성을 갖는 복수의 신호로부터 신호 세그먼트를 선택하는 능력이다. 또 다른 이점은 본 출원이 신속히 실행될 수 있는 시스템 및 방법을 제공하는 것인 반면에 감지 장치-센서를 갖는 카테터와 같음--는 환자에서 또는 부근에서 사용되고 리듬 왜곡을 개선하고, 많은 경우에 장애를 치료하도록 심장 조직의 선택된 신호 세그먼트 및 치료를 토대로 리듬 장애의 원인의 신호 세그먼트 선택, 결정에 의해 이어질 수 있다.

[0014] 실시예 또는 측면에 따라, 심장 신호의 처리 세그먼트의 방법이 개시된다.

[0015] 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 신호 세그먼트는 신호 세그먼트를 위해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 복수의 시간 오프셋에 의해 시프트되는 바와 같이 신호 세그먼트에 상관된다.

[0016] 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 신호 세그먼트는 신호 세그먼트를 위한 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 복수의 시간 오프셋에 의해 시프트되는 바와 같이 신호 세그먼트에 상관된다.

[0017] 상관은 추가적인 신호 세그먼트의 각각에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 그리고 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 추가적인 신호 세그먼트에 대해 반복된다.

[0018] 복수의 복합 상관 계수는 적어도 하나의 제 1 심장 신호의 신호 세그먼트 및 적어도 하나의 제 2 심장 신호의 신호 세그먼트에 관한 가장 높은 상관 계수를 사용하여 발생된다. 적어도 하나의 제 1 심장 신호의 신호 세그먼트는 적어도 하나의 제 2 심장 신호의 신호 세그먼트와 대략적으로 동시에 발생한다.

[0019] 적어도 하나의 제 1 심장 신호로부터 적어도 하나의 신호 세그먼트 및 적어도 하나의 제 2 심장 신호로부터의 적어도 하나의 신호 세그먼트를 포함하는 신호 세그먼트의 세트가 선택된다. 신호 세그먼트의 세트는 복수의 복합 상관 계수로부터의 가장 높은 복합 상관 계수와 상관된다.

[0020] 방법에 따라서, 신호 세그먼트의 세트는 리듬 장애의 원인을 결정하도록 사용될 수 있다.

[0021] 또 다른 실시예 또는 측면에 따라서, 심장 신호의 세그먼트를 처리하는 시스템이 개시된다. 시스템은 처리 장치 및 메모리를 포함한다. 메모리 장치는 처리 장치에 의해 실행될 때, 처리 장치가 다음의 동작을 수행하게 하는 명령어를 저장한다.

[0022] 적어도 하나의 심장 신호에서 신호 세그먼트는 신호 세그먼트를 위한 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 복수의 시간 오프셋에 의해 시프트되는 바와 같은 신호 세그먼트에 상관된다.

[0023] 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 신호 세그먼트는 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 복수의 시간 오프셋에 의해 이동되는 바와 같이 신호 세그먼트에 상관된다.

[0024] 상관은 추가적인 신호 세그먼트의 각각에 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 적어도 하나의 제 1 심장 신호에서 그리고 적어도 하나의 제 2 심장 신호에서 추가적인 신호 세그먼트에 대해 반복된다.

[0025] 복수의 복합 상관 계수는 적어도 하나의 제 1 심장 신호의 신호 세그먼트에 대해 그리고 적어도 하나의 제 2 심장 신호의 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 사용하여 발생된다. 가장 높은 제 1 심장 신호의 신호 세그먼트는 적어도 하나의 제 2 심장 신호의 신호 세그먼트와 대략적으로 동시에 발생한다.

[0026] 적어도 하나의 제 1 심장 신호로부터 적어도 하나의 신호 세금먼트 및 적어도 하나의 제 2 심장 신호로부터의 적어도 하나의 신호 세그먼트를 포함하는 신호 세그먼트의 세트가 선택된다. 신호 세그먼트의 세트는 복수의 복합 상관 계수로부터의 가장 높은 복합 상관 계수와 상관된다.

[0027] 동작은 또한 리듬 장애의 원인을 결정하도록 신호 세그먼트의 세트를 사용하는 단계를 포함할 수 있다.

[0028] 또 다른 실시예 또는 측면에 따라서, 심장 신호의 처리 세그먼트의 방법이 개시된다.

[0029] 복수의 신호 가운데 대략적으로 동시에 발생하는 신호 세그먼트는 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 오프셋의 제 1 범위에 따라 자동 상관된다. 복합 상관 계수는 가장 높은 상관 계수를 사용하여 발생된다.

[0030] 임계값 이하인 복합 상관 계수 중 하나 이상이 결정된다. 결정된 하나 이상의 복합 상관 계수와 연관된 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트는 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하도록 오프셋의 제 2 범위에 따라 자동 상관된다. 제 2 범위의 오프셋은 제 1 범위의 오프셋과는 다르다.

[0031] 오프셋의 선택된 범위에 대해 가장 높은 상관 계수와 연관된 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 세트가 선택된다.

[0032] 여전히 또 다른 실시예 또는 측면에 따라서, 심장 신호의 처리 세그먼트의 시스템이 개시된다. 시스템은 처리 장치 및 메모리를 포함한다. 메모리 장치는 처리 장치에 의해 실행될 때, 처리 장치가 이어지는 동작을 수행하게 하는 명령어를 저장한다.

[0033] 대략적으로 복수의 신호 가운데 동시 발생하는 신호 세그먼트는 가장 높은 상관 계수를 결정하기 위해 오프셋의 제 1 범위에 따라 자동 상관된다. 복합 상관 계수는 가장 높은 상관 계수를 사용하여 발생된다.

[0034] 임계값 이하인 복합 상관 계수 중 하나 이상이 결정된다. 결정된 하나 이상의 복합 상관 계수와 연관된 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트가 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수를 결정하기 위해 오프셋의 제 2 범위에 따라 자동 상관된다. 오프셋의 제 2 범위는 오프셋의 제 1 범위와는 다르다.

[0035] 오프셋의 선택된 범위에 대한 가장 높은 상관 계수와 연관된 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 세트가 선택된다.

[0036] 본 출원의 이들 그리고 다른 의도, 목적 및 이점이 첨부된 도면과 연관해서 다음의 구체적인 설명으로부터 명백해질 것이다.

발명의 효과

[0037] 본 발명은 복합 활성 패턴을 초래하는 복합 리듬 왜곡에서 특히 유리하고, 편리하게 치료될 수 있는 바와 같은 장애의 이유(들) 또는 원인(들)의 검출을 개선하기 위한 심장의 복합 리듬 왜곡에 특히 유용하다.

도면의 간단한 설명

[0038] 일부 실시예 또는 측면은 첨부된 도면의 도해에서 한정이 아니라 예시의 방식에 의해서 도시된다:

도 1은 예시적인 신호 처리 시스템을 도시하고;

도 2는 도 1의 환자의 심장에서 감지된 위치에 위치된 예시적인 센서로부터 대략적으로 동시 발생적으로 얻어진 복합 심장 리듬 장애의 예시적인 전기기록도 신호를 도시하며;

도 3은 예시적인 3개의 세그먼트로 분할된 도 2의 예시적인 제 1 신호를 도시하고;

도 4는 예시적인 3개의 세그먼트로 분할된 도 2의 예시적인 제 2 신호를 도시하며;

도 5는 예시적인 3개의 세그먼트로 분할된 도 2의 예시적인 제 3 신호를 도시하고;

도 6은 도 2에서 제 1 신호의 도 3에서 제 1 예시적인 신호 세그먼트에 3개의 예시적인 시간 시프트(또는 오프셋)를 도시하며;

도 7은 도 2에 제 1 신호의 도 3에서의 제 1 신호 세그먼트에서 범위 100msec내지 350msec에서의 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)의 곡선을 나타내는 예시적인 그래프를 도시하고;

도 8은 제 1 실시예에 따른, 심장 리듬 장애와 같은, 생물학적 리듬 장애의 분석을 위해 신호 세그먼트를 선택하는 예시적인 방법을 도시하는 흐름도이며;

도 9는 100msec와 같은, 주어진 시간 오프셋에 대해 예시적인 상관 계산을 도시하고;

도 10은 도 2에서 신호의 각각에서 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관 계수(r)를 요약하는 예시적인 표를 도시하고;

도 11은 가장 높은 상관 계수(r)의 제곱 평균 제곱근에 대한 예시적인 계산을 도시하며;

도 12는 도 1의 심장에서 감지된 위치에 위치된 예시적인 센서와 연결해서 얻어진 복합 심장 리듬 장애의 예시적인 신호를 도시하고;

도 13은 오프셋의 제 1 선택된 범위에 따라 도 12에 도시된 신호의 신호 세그먼트에서 예시적인 시간 시프트(또는 오프셋)를 도시하며;

도 14는 도 12에 도시된 신호의 신호 세그먼트에서 오프셋의 제 1 선택된 범위에 따라 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)의 곡선을 나타내는 예시적인 그래프를 도시하고;

도 15는 오프셋의 제 2 선택된 범위에 따라 도 12에 도시된 신호의 신호 세그먼트에서 예시적인 시간 시프트(또는 오프셋)를 도시하며;

도 16은 도 12에 도시된 신호의 신호 세그먼트에서 오프셋의 제 2 선택된 범위에 따라 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)의 곡선을 나타내는 예시적인 그래프를 도시하고;

도 17은 오프셋의 제 3 선택된 범위에 따라 도 12에 도시된 신호의 신호 세그먼트에서 예시적인 시간 시프트(또는 오프셋)를 도시하며;

도 18은 도 12에 도시된 신호의 신호 세그먼트에서 오프셋의 제 3 선택된 범위에 따라 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)의 곡선을 나타내는 예시적인 그래프를 도시하고;

도 19는 제 2 실시예에 따라서, 심장 리듬 장애와 같은, 생물학적 리듬 장애의 분석에 대해 신호 세그먼트를 선택하는 예시적인 방법을 도시하는 흐름도이며;

도 20은 도 1의 심장에서 감지된 위치에 위치된 예시적인 센서와 연결해서 얻어진 복합 심장 리듬 장애의 예시적인 신호를 도시하고;

도 21은 도 20에 도시된 신호를 포함하는 복수의 신호의 세그먼트와 연관된 복합 상관 계수의 예시적인 곡선을 도시하며;

도 22는 도 20에 도시된 신호를 포함하는 복수의 신호의 동시 발생하는 세그먼트에 대해 설명하는 심장 리듬 장애의 사이클 길이(CL)와 연관된 복합 오프셋의 예시적인 곡선을 도시하고; 그리고

도 23은 일반적인 컴퓨터 시스템의 도시적인 실시예의 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0039] 생물학적 리듬 장애(예, 심장 리듬 장애)의 분석을 위한 신호 세그먼트를 선택하는 시스템 및 방법이 여기에 개시된다. 다음의 설명에서, 설명의 목적을 위해서, 다양한 특정 세부사상이 예시적인 실시예 또는 측면의 이해를 통해 제공하도록 제시된다. 그러나, 예시적인 실시예가 모든 개시된 특정 세부사항 없이 실시될 수 있다는 것이 해당 기술분야의 당업자에게 명백할 것이다.

[0040] 도 1은 예시적인 신호 처리 시스템(100)을 도시한다. 예시적인 시스템(100)은 심장 리듬 장애와 연결된 환자의 심장으로부터 신호를 검출하고, 치료 및 제거를 위한 심장 리듬 장애의 원인의 표적화에서 시간 및 정확성은 물론, 심장 리듬 장애의 원인을 식별하는 것에서 시간 및 정확성을 개선할 수 있는, 또 다른 분석을 위한 감소된 양의 잡음을 갖는 주기적 심장 활성화 정보를 포함하는 이들 신호로부터 신호 세그먼트를 선택하도록 구성된다. 심장은 우심방(122), 좌심방(124), 우심실(126) 및 좌심실(128)을 포함한다. 예시적인 시스템(100)은 카테터(101), 신호 처리 장치(114) 및 컴퓨팅 장치(116)를 포함한다.

[0041] 카테터(101)는 심장에서 심장 활성화 정보를 검출하고 무선 또는 유선 연결을 통해, 신호 처리 장치(114)에 검출된 심장 활성화 정보를 전달하도록 구성된다. 카테터는 환자의 혈관을 통해 심장에 삽입될 수 있는, 복수의 전극 또는 센서(102-112)를 포함한다.

[0042] 일부 실시예 또는 측면에서, 센서(102-112) 중 하나 이상은 환자의 심장에 삽입되지 않는다. 예를 들어, 일부 센서는 환자의 표면을 통해(예, 심전도, 신체 표면 매핑) 또는 환자와의 접촉 없이 원격으로(예, 자기 심전도) 심장 활성을 검출할 수 있다. 또 다른 예시로서, 일부 센서는 또한 비전기 감지 장치(예, 초음파 심장 진단도)의 심장 움직임으로부터 심장 활성 정보를 유도할 수 있다. 다양한 실시예 또는 측면에서, 이들 센서는 분리해서 또는 다른 조합으로 사용될 수 있고, 또 다른 이들 분리 또는 다른 조합 역시 환자의 심장에 삽입된 센서와 조합해서 사용될 수 있다.

[0043] 고려되고 있는 심장에서 특정 위치(센서 위치)에 위치된 센서(102-112)는 감지된 위치에서 심장 활성 정보를 검출할 수 있고 이들 감지된 위치에서 심장을 제거하도록 에너지를 더 전달할 수 있다. 감지된 위치는 센서가 심장 활성 정보를 검출하는 센서 위치에 그리고 그것을 포함하여 인접해서 위치된 영역이다. 센서(102-112)가 심장의 영역(예, 우심방(122) 및 좌심방(124))을 중첩하는 것으로부터 심장 활성 정보를 검출할 수 있다는 것이 언급된다.

[0044] 신호 처리 장치(114)는 감지된 위치에서 센서(102-112)에 의해 검출된 심장 활성 정보를 전기 기록도 신호(이하에 "신호")로 처리하도록(예, 명확하게 하고 증폭시키도록) 그리고 여기에 개시된 바와 같은 세그먼트 선택 및 또 다른 분석을 위해 컴퓨팅 장치에 처리된 신호를 제공하도록 구성된다. 센서(102-112)로부터 심장 활성화 정보를 처리하는 것에서, 신호 처리 장치(114)는 분석을 위한 컴퓨팅 장치(116)에 처리된 신호를 제공하도록 심장(120)의 중첩 영역으로부터 심장 활성 정보를 감산할 수 있다. 일부 실시예 또는 측면에서, 신호 처리 장치(114)는 다른 실시예 또는 측면에서 단극 신호를 제공하도록 구성되는 반면에, 신호 처리 장치(114)는 양극 신호를 제공할 수 있다.

[0045] 앞서 언급된 바와 같이, 센서(102-112)에 의해 검출된 활성 정보는 내재 또는 중첩된 잡음을 포함할 수 있다. 컴퓨팅 장치(116)는 신호 처리 장치(114)로부터 신호를 수신하거나 또는 접근하도록 구성되고, 일부 실시예에서, 컴퓨팅 장치(116)는 여기에 또한 신호인 것으로 간주되는, 수신된 또는 접근된 신호로부터 특정 길이의 에포크(윈도우)를 선택하도록 구성된다. 컴퓨팅 장치(116)는 심장 리듬 장애의 원인을 식별하도록 개시된 방법, 기능 또는 로직에 일치하는 감소된 잡음양을 갖는 신호의 세그먼트(이하에 "신호 세그먼트")를 자동으로 선택하도록 더 구성된다. 구체적으로, 선택된 신호 세그먼트는 치료 또는 제거를 위해 심장 리듬 장애의 원인을 목표로 하는 것에서 시간 및 정확성은 물론, 심장 리듬 장애의 원인을 식별하는 시간 및 정확성을 개선하도록 사용될 수 있다. 예를 들어, 선택된 신호 세그먼트는 전체로서 참조에 의해 여기에 병합된 대상 문제, 브리그스 등에 대한 미국 특허 제8,165,666호에 의해 입력 신호로서 처리될 수 있다.

[0046] 도 2는 제 1 실시예에 따라, 도 1의 심장(120)에 감지된 위치에 위치된 예시적인 센서(102-106)와 연결된 대략적으로 동시에 얻어진 복합 심장 리듬 장애의 예시적인 신호(202-206)를 도시한다. 예를 들어, 카테터(101)의 센서(102-106)는 도 1에 도시된 바와 같이, 우심방(122)에 감지된 위치에 위치될 수 있다. 예로서, 심장 리듬 장애는 복합 리듬 장애 AF, VF 및 다형성 VT, 또는 또 다른 심장 리듬 장애일 수 있다.

[0047] 컴퓨팅 장치(116)는 예시적인 신호(202-206)를 수신하고, 접근하고, 그렇지 않으면 선택한다. 예시적인 신호(202-206)는 간략하지만 명백한 도시를 제공하도록 8초의 길이로 도시된다. 그러나, 신호(202-206)는 또한 60초, 또는 또 다른 더 길거나 더 짧은 기간일 수 있다. 그러나 컴퓨팅 장치(116)에 의해 수신되거나 또는 접근된 신호가 예를 들어, 분리 길이를 갖는 임의의 길이일 수 있거나 길이에서 연속적일 수 있다는 것 역시 언급될 수 있다. 일부 실시예에서, 신호(202-206)는 그러한 수신되거나 접근된 신호로부터 컴퓨팅 장치(116)에 의해 선택된 시간의 특정 길이의 에포크(윈도우)를 나타낼 수 있다, 예를 들어, 신호(202-206)는 따라서 60초, 또는 또 다른 더 길거나 더 짧은 기간일 수 있다. 신호(202-206)는 예를 들어, 도 1에 도시된 바와 같은, 복합 심장 리듬 장애 동안 심장(120)에서 감지된 위치에 위치된 예시적인 센서(102-106)와 연관된다. 다중 신호가 카테터(101)에 의해 제공될 수 있다, 예를 들어, 천이 카테터의 대응하는 센서로부터의 64개의 신호는 심장(120)의 우심방(122)의 파노라마 뷰를 제공할 수 있다는 것이 언급된다.

[0048] 특정 심장 리듬 장애(예, AF)에서 예시적인 관찰에 기반해서, 활성 개시 사이의 약 100msec 내지 약 300msec의 사이클 길이가 그러한 심장 리듬 장애 동안 특정 센서(감지된 위치)에서의 신호에서 일반적으로 관찰된다. 특정 다른 심장 리듬 장애(예, AT, AFL)에서의 예시적인 관찰에 기반해서, 사이클 길이는 일반적으로 더 높다(예, 약 300msec 내지 약 500msec). 정상 부비강 리듬에서, 활성 개시 사이의 사이클 길이는 일반적으로 더욱 더 높다(예, 약 600msec 내지 약 1000msec). 이러한 예시적인 실시예에서, 신호(202-206)는 100msec-350msec 범위에서 사이클 길이와 연관된다.

[0049] 신호에서 활성화 개시는 신호에서 국소 활성으로서 오해될 수 있는 몇몇 원거리장 인공물을 갖는 감지된 위치에 위치한 신호에 중첩된 베이스라인으로부터 신호에서 작은 정도의 변경을 갖는 바와 같이 일반적으로 식별가능하다. 감지된 위치에서 국소 활성은 급격한 변곡점 및 높은 슬로프를 갖는 활성화 개시에 의한 신호에서 특징화될 수 있고, 일반적으로 예시적인 관찰의 일부(예, 심방세동)에서 약 100msec 내지 250msec, 그리고 다른 예시적인 관찰(예, 심방빈박)에서 더 길게 지속하는, 재분극을 나타내는 완만하고, 낮은 편차 슬로프에 의해 이어진다.

[0050] 짧은(약 100msec의 가장 짧은 사이클 길이보다 더 짧은) 기간의 다중 편향은 원거리장 활성 또는 단순한 잡음과는 반대로 감지된 위치에서 국소 활성 개시의 식별을 매우 어렵게 할 수 있다. 예를 들어, 제 1의 1,000msec의 신호 1에서, 8개 정도의 편향이 존재하고 활성 개시를 가능하게 나타낼 수 있다. 그러나 감지된 위치에 위치한 심장(120)의 조직이 재분극을 겪어야 하기 때문에 심장(120)은 약 100msec 내지 약 300msec보다 더 짧은 사이클 길이에서의 감지된 위치에서 검출된 활성 개시(편향) 후에 다시 생리적으로 활성화할 수 없다는 것이 언급될 수 있다. 이러한 편향이 또한 이러한 감지된 위치에 대해 이웃하는 감지된 위치에서 검출된 신호에 현저하게 존재할 때 감지된 위치에 위치할 수 없다는 것이 언급된다.

[0051] 게다가, 신호(202-2206)의 전체 처리는 매우 시간 집중적이고 계산적으로 집중적일 수 있고, 시간을 더 증가시키고 심장(120)에서 복합 심장 리듬 왜곡의 원인을 식별하는 능력을 제한할 수 있다. 따라서 치료 및 제거를 위해 심장 리듬 장애의 원인의 표적화에서의 시간 및 정확성은 물론, 심장 리듬 장애의 원인을 식별하는 것에서의 시간 및 정확성을 개선할 수 있는 또 다른 분석에 대해 감소된 양의 원거리장 활성 및 잡음을 갖는 주기적 심장 활성 정보를 포함하는 신호(202-206)에서 대응하는 신호 세그먼트를 선택하는 것이 요구될 수 있다.

[0052] 여기에 설명된 시스템 및 방법은 심장 리듬 장애의 원인의 또 다른 분석 및 식별에 대해, 이들 신호(202-206)에서 복수의 신호 세그먼트로부터 모두 합하여 가장 상관된 신호(202-206)에서 대응하는 신호 세그먼트의 세트를 프로그램에 따라 결정하는 선택된 범위의 시간 오프셋(예, 100msec-350msec)에 걸쳐 상관 계산(예, 자동 상관)을 사용하여 신호(202-206)에서 신호 세그먼트 선택을 자동화한다.

[0053] 선택된 범위의 시간 오프셋은 예시적인 사이클 길이(예, 300msec)의 끝에 가깝거나 그 주위의 놓친 상관관계의 가능성을 완화시키는 예시적인 사이클 길이(본 실시예에서 연관된 복합 리듬 장애의 도시를 위해 사용된 300msec)보다 살짝 더 넓다(예, 350msec). 유사하게, 선택된 범위의 시간 오프셋은 예시적인 사이클 길이의 시작에 가깝거나 주위의 놓친 상관의 가능성을 완화시키는 시작(예, 50msec)에서 살짝 더 넓도록 조절될 수 있다. 일부 경우에, 선택된 시간 오프셋의 범위는 본 실시예의 심장 리듬 장애와 연관된 설명된 예시적인 사이클 길이(예, 100msec 내지 300msec)와 동일하거나 근사할 수 있다.

[0054] 게다가, 시간 오프셋의 범위는 하나 이상의 다른 생물학적 리듬 장애(예, 신경 발작, 식도 경련, 방광 불안정, 과민성 대장 증후군, 및 다른 생물학적 장애)는 물론, 하나 이상의 특정 심장 리듬 장애(예, AF, VT, VF)에 기반해서 선택적으로 변경될 수 있다.

[0055] 이러한 예시적인 실시예에서, 상관 계산에 관한 최소 및 최대 시간 오프셋은 각각 100msec 및 350msec이도록 선택된다. 최소 및 최대 오프셋은 본 실시예의 예시적인 복합 리듬 장애에 관해 앞서 설명된 100msec 및 300msec의 외부 사이클 길이에 근사한다. 결과적으로, 상관 계수(r)에 기여하는 신호 세그먼트의 주기성은 약 100msec 내지 약 300msec의 사이클 길이를 가질 것이다.

[0056] 예시적인 상관 계산은 도 9를 참조하여 여기에 더 구체적으로 설명될 것이다. 이 점에서 상관 계산은 신호 세그먼트에서 복수의 오프셋에서 복수의 상관 계수(r)를 결정하도록 시간 오프셋의 범위, 예, 100msec-350msec에 걸쳐 그 자체를 갖는 각각의 신호 세그먼트에 상관한다(예, 자동 상관한다)는 것을 언급하는 것은 충분하다. 복수의 계수로부터 가장 높은(최대) 상관 계수(r)는 신호 세그먼트에 대해 기록된다. 본 실시예의 시간 오프셋 및 대응하는 상관 계수(r)의 예시적인 범위는 도 6 및 7을 참조하여 여기에 더 구체적으로 설명될 것이다. 다른 상관 방법 또는 기법이 시간 오프셋의 범위에 걸쳐 그 자체를 갖는 각각의 신호 세그먼트에 상관하도록(예, 자동 상관하도록) 사용될 수 있다는 것이 언급된다.

[0057] 최소 잡음 및 잘 정의된 심장 활성을 갖는 신호 세그먼트는 심장 활성에 걸쳐 중첩된 현저한 양의 잡음을 갖는 신호 세그먼트보다 더 높은 상관 계수(r)를 가질 것이다. 따라서, 모든 신호(202-206)를 가로질러 가장 높은 복합 상관(r)을 갖는 신호(202-206)에서 대응하는(대략적으로 동시 발생하는) 신호 세그먼트의 선택은 치료 및 제거를 위한 심장 리듬 장애의 원인의 표적화에서 시간 및 정확성은 물론, 심장 리듬 장애의 원인을 식별하는데 있어서 시간 및 정확성을 개선할 수 있는 하위 심장 활성 정보(활성화 개시 시간)를 검출할 또 다른 분석을 위해 신호(202-206)의 모두를 가로지른 가장 양호한 신호 품질을 갖는 신호 세그먼트의 세트를 제공할 것이다.

[0058] 도 3은 예시적인 3개의 세그먼트(302-306)로 분할된 도 2의 예시적인 제 1 신호(202)를 도시한다. 3개의 세그먼트(302-306)는 간결성 및 명확함을 위해 도시된다. 도 2에 언급된 바와 같이, 제 1 신호(202)는 8초의 길이이다. 다른 길이는 물론 가능성이 있다, 예를 들어, 60초 이상이다.

[0059] 예시적인 신호 세그먼트(302-306)의 각각은 2초의 길이이다(이하에 "세그먼트 길이"). 도 3에 도시된 바와 같이, 신호 세그먼트(302-306)는 적어도 부분적으로 중첩할 수 있다. 예를 들어, 신호 세그먼트(302)는 2msec-4msec이고, 신호 세그먼트(304)는 3msec-5msec이고, 그리고 신호 세그먼트(306)는 4msec-6msec이다. 제 1 신호(202)가 앞서 언급한 세그먼트 길이의 추가 중첩하는 신호 세그먼트로 분할될 수 있다, 예를 들어, 0msec-2msec, 1msec-3msec, 5msec-7msec, 및 6msec-8msec.

[0060] 신호 세그먼트(302-306)의 다른 세그먼트 길이는 예를 들어, 제 1 신호(202)의 전체 길이에 기반해서 선택될 수 있다. 예로서, 제 1 신호(202)는 또한 적어도 부분적으로 중첩할 수 있는 4초 길이의 신호 세그먼트로 분할될 수 있다, 예를 들어, 0msec-4msec, 1msec-5msec, 2msec-6msec, 3msec-7msec, 4msec-8msec.

[0061] 신호 세그먼트(302-306)의 각각은 신호 세그먼트(302-306)의 각각에서 복수의 오프셋에서 복수의 상관 계수(r)를 결정하도록 시간 오프셋의 선택된 범위에 걸쳐 그 자체와 상관된다(예, 도 9의 상관 계산을 사용하여). 시간 오프셋의 범위는 생물학적 리듬 왜곡의 사이클 길이와 연관된다(예, 심장 리듬 장애). 본 실시예에 따라서, 범위는 100msec-350msec이도록 선택된다.

[0062] 도 4는 예시적인 3개의 세그먼트(402-406)로 분할된 도 2의 예시적인 제 2 신호(204)를 도시한다. 3개의 세그먼트(402-406)만이 간결함과 명백함을 위해 도시된다. 예시적인 신호 세그먼트(402-406)의 각각은 2초 세그먼트 길이를 가진다.

[0063] 도 4에 도시된 바와 같이, 신호 세그먼트(402-406)는 적어도 부분적으로 중첩할 수 있다. 예를 들어, 신호 세그먼트(402)는 2msec-4msec이고, 신호 세그먼트(402)는 3msec-5msec이며, 그리고 신호 세그먼트(406)는 4msec-6msec이다. 제 2 신호(204)는 앞서 언급한 세그먼트 길이의 추가적인, 적어도 부분적으로 중첩하는, 신호 세그먼트로 분할될 수 있다, 예, 0msec-2msec, 1msec-3msec, 5msec-7msec, 및 6msec-8msec.

[0064] 신호 세그먼트(402-406)의 다른 세그먼트 길이는 도 3에 제 1 신호(202)를 참조하여 설명된 바와 같이 선택될 수 있다. 예를 들어, 제 2 신호(204)는 또한 적어도 부분적으로 중첩할 수 있는 4초 길이의 신호 세그먼트로 분할될 수도 있다, 예를 들어, 0msec-4msec, 1msec-5msec, 2msec-6msec, 3msec-7msec, 4msec-8msec.

[0065] 신호 세그먼트(402-406)의 각각은 신호 세그먼트(402-406)의 각각에서 복수의 오프셋에서 복수의 상관 계수(r)를 결정하도록 시간 오프셋(예, 100msec-350msec)의 범위에 걸쳐 그 자체로 상관된다(예, 도 9의 상관 계산을 사용). 복수의 상관 계수로부터의 가장 높은(최대) 상관 계수(r)는 신호 세그먼트(402-406)의 각각에 대해 기록된다. 도 4에 도시된 바와 같이, 신호 세그먼트(402)에 대해 최대 상관 계수(r=0.81)는 오프셋 200msec에서 얻어진다. 신호 세그먼트(404)에 있어서, 최대 상관 계수(r=0.62)는 오프셋 202msec에서 얻어진다. 최종적으로, 신호 세그먼트(406)에 있어서, 최대 상관 계수(r=0.54)가 오프셋 205msec에서 얻어진다.

[0066] 도 5는 예시적인 3개의 세그먼트(502-506)로 분할된 도 2의 예시적인 제3 신호(206)를 도시한다. 3개의 세그먼트(502-506)만이 간결함 및 명백함을 위해 도시된다. 예시적인 신호 세그먼트(502-506)의 각각은 2초 세그먼트 길이를 가진다.

[0067] 도 5에 도시된 바와 같이, 신호 세그먼트(502-506)는 적어도 부분적으로 중첩할 수 있다. 예를 들어, 신호 세그먼트(502)는 2msec-4msec이고, 신호 세그먼트(504)는 3msec-5msec이고, 그리고 신호 세그먼트(506)는 4msec-6msec이다. 제 3 신호(206)는 앞서 언급한 세그먼트 길이의 추가적인, 부분적으로 중첩하는 신호 세그먼트로 분할될 수 있다, 예, 0msec-2msec, 1msec-3msec, 5msec-7msec, 및 6msec-8msec.

[0068] 신호 세그먼트(502-506)의 각각은 신호 세그먼트(502-506)의 각각에서 복수의 오프셋에서 복수의 상관 계수(r)를 결정하도록 시간 오프셋의 범위(예, 100msec-350msec)를 걸쳐 그 자체로 상관된다. 복수의 상관 계수로부터 가장 높은(최대) 상관 계수(r)는 신호 세그먼트(502-506)의 각각에 대해 기록된다. 도 5에 도시된 바와 같이, 신호 세그먼트(502)에 대해 최대 상관 계수(r=0.43)는 오프셋 210msec에서 얻어진다. 신호 세그먼트(504)에 있어서, 최대 상관 계수(r=0.47)는 오프셋 199msec에서 얻어진다. 최종적으로, 신호 세그먼트(506)에 있어서, 최대 상관 계수(r=0.39)는 오프셋 200msec에서 얻어진다.

[0069] 도 6은 도 2에서 제 1 신호(202)의 도 3에서 제 1 예시적인 신호 세그먼트(302)에서 3개의 예시적인 시간 시프트(또는 오프셋)(602-606)를 도시한다.

[0070] 예를 들어, 제 1 시간 오프셋(602)은 100msec이고, 제 2 시간 오프셋(604)은 200msec이며, 그리고 제 3 시간 오프셋(602)은 350msec이다. 1msec의 증분을 사용하여, 100msec-350msec의 범위에서 250개의 오프셋이 있을 수 있다는 것이 언급된다.

[0071] 상관 계수(r)는 도 9의 예시적인 상관 계산을 사용하여 범위 100msec-350msec에서 시간 오프셋의 각각에 대해 계산된다. 예를 들어, 100msec의 더 낮은 시간 오프셋에서, 상관 계수(r)=-0.47이고, 350msec의 상부 오프셋에서, 상관 계수(r)=0.02이다. 최대 상관 계수 (r)=0.73이 도 6에 도시된 바와 같이, 200msec의 오프셋에서 얻어진다. 다른 상관 방법 또는 기법이 그 자체와 예시적인 신호 세그먼트(302)를 상관(자동 상관)하도록 사용될 수 있다.

[0072] 예시로서, 신호 세그먼트는 도 9의 예시적인 상관 계산을 사용하여 그 자체와 상관된다. 구체적으로, 상관은 두 개의 이산 데이터 시리즈(신호 세그먼트에서 각각의 msec에서 전압 요소를 나타냄)의 곱의 합계로서 설명될 수 있다. 상관 계수(예, 상관의 수치 결과)는 범위 -1 내지 1로 정규화된다.

[0073] 일 실시예에서, 주어진 신호 세그먼트(예, 신호 세그먼트(302))에 있어서, 주어진 시간 오프셋 t(예, 100msec)에서의 상관은 원시 신호 세그먼트로부터 두 개의 기준 세그먼트를 발생시키는 것에 의해 계산될 수 있다: 주어진 신호 세그먼트의 시작으로부터 제거된 t 요소를 갖는 제 1 기준 세그먼트(예, 각각의 요소 1msec), 및 주어진 신호 세그먼트의 단부로부터 제거된 t 요소(예, 각각의 요소 1msec)를 갖는 다른 기준 세그먼트. 따라서 주어진 시간 오프셋 t에 관한 상관 계수(r)는 예를 들어, 도 9에 도시된 예시적인 상관 계산을 사용하여 기준 세그먼트에 기반해서 결정된다.

[0074] 또 다른 실시예에서, 하나의 기준 신호 세그먼트는 주어진 신호 세그먼트의 시작으로부터 주어진 신호 세그먼트의 단부 마이너스 주어진 오프셋 t에 의해 표현된 끝으로 연장하는, 주어진 시간 오프셋 t(예, 100msec)에서 주어진 신호 세그먼트(예, 신호 세그먼트(302))에 대해 발생된다. 따라서 주어진 시간 오프셋 t에 대한 상관 계수(r)는 예를 들어, 도 9에 도시된 예시적인 상관 계산을 사용하여 시간 오프셋으로부터 신호 세그먼트 및 기준 신호 세그먼트의 단부로 연장하는 주어진 신호 세그먼트에 기반해서 결정된다.

[0075] 각각의 신호(202, 204, 206)의 신호 세그먼트(302-306, 402-406, 502-506)는 신호 세그먼트(302)를 참조하여 위에 설명된 바와 같이, 범위 100msec-350msec에서 시간 오프셋의 각각에 대해 상관 계수(r)를 계산하도록 처리된다.

[0076] 도 7은 도 2에서 제 1 신호(202)의 도 3에서 신호 제 1 세그먼트(302)에서 범위 100msec 내지 350msec에서 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)의 곡선(702)을 나타내는 예시적인 그래프(700)를 도시한다.

[0077] 도 7에서 도시된 바와 같이, 상관 계수는 200msec의 시간 오프셋에서 발생하는 최대 상관 계수(r)=0.73를 갖는 100msec-350msec의 시간 오프셋의 범위에서 -0.47 내지 0.02이다.

[0078] 유사한 곡선은 다른 신호(204, 206)의 신호 세그먼트(402-406, 502-506)는 물론, 신호(202)의 다른 신호 세그먼트(304, 306)에 대해 범위 100msec 내지 350msec에서 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)를 도시하도록 발생될 수 있다. 언급할 중요한 것은 최대 상관 계수(r)가 각각의 신호(202, 204, 206)의 각각의 각각의 신호 세그먼트(302-306, 402-406, 502-506)에 대해 결정된다는 것이다.

[0079] 도 8은 제 1 실시예에 따라, 생물학적 리듬 장애(예, 심장 리듬 장애)의 분석을 위해 신호 세그먼트를 선택하는 예시적인 방법(800)을 도시하는 흐름도이다. 예시적인 방법(800)은 도 1에 도시된 컴퓨팅 장치(116)에 의해 수행될 수 있다.

[0080] 더 구체적으로, 예시적인 방법(800)은 복수의 신호가 심장(120)에서 배치된 센서로부터 신호 처리 장치(114)를 통해 컴퓨팅 장치(116)에 의해 수신되거나 접근되는 동작(802)에서 시작한다. 신호는 특정 길이, 예를 들어, 60초 이상일 수 있다. 예를 들어, 신호(202-206)는 도 1에 도시된 바와 같이, 심장(120)의 우심방(122)에 배치된 카테터(101)의 센서(102-106)로부터이다. 일부 실시예 또는 측면에서, 센서로부터의 신호의 적어도 일부가 신호 처리 장치(114)에 의해 기록될 수 있고 그런 후에 컴퓨팅 장치(116)에 제공될 수 있다.

[0081] 동작(804)에서, 복수의 수신된 또는 접근된 신호는 하나 이상의 여과 방법을 사용하여 여과된다. 사용될 수 있는 여과 방법은 QRS 복합 제거, 중간값 여과, 및 주파수(대역) 여과를 포함하지만 그들로 한정되지 않는다. 다른 여과 방법은 물론 신호에서 잡음을 감소시키고 신호 품질을 증가시키도록 사용될 수 있다. 동작(806)에서, 신호는 복수의 신호로부터 선택된다. 여기에 설명된 바와 같이, 선택된 신호는 이산 길이를 가질 수 있거나 더 긴 신호의 에포크일 수 있다. 동작(808)에서, 신호 세그먼트는 선택된 신호로부터 선택된다. 예를 들어, 신호 세그먼트는 특정 길이일 수 있다(예, 2초, 4초 등). 도 3-5를 참조하여 설명된 바와 같이, 신호 세그먼트는 적어도 부분적으로 중첩할 수 있다.

[0082] 동작(810)에서, 오프셋의 범위(예, 100msec-350msec)에서 더 낮은 오프셋(예, 100msec)은 선택된 신호 세그먼트를 참조하여 선택된다. 동작(812)에서, 현재 오프셋은 더 낮은 오프셋으로 설정된다. 동작(814)에서, 기준 신호 세그먼트는 선택된 신호 세그먼트의 시작으로부터 연장하는 선택된 신호 세그먼트의 단부 마이너스 현재 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하는 선택된 신호 세그먼트로부터 발생된다.

[0083] 동작(816)에서, 상관값(예, 상관 계수(r))은 현재 오프셋으로부터 선택된 신호 세그먼트의 단부로 연장하는 선택된 신호 세그먼트에 기반해서, 그리고 예를 들어, 도 9에 제시된 상관 계산 세트를 사용하여, 동작(814)에서 발생된 기준 신호 세그먼트에 기반해서 결정된다. 동작(818)에서, 현재 오프셋은 시간 증분(예, 1msec, 2msec, 또는 다른 시간 증분)에 의해 증분된다. 동작(820)에서, 현재 오프셋이 오프셋의 범위(예, 100msec-350msec)의 상부 오프셋(예, 350msec)과 동일한지 여부에 대한 결정이 이루어진다.

[0084] 현재 오프셋이 동작(820)에서 상부 오프셋과 동일하지 않다고 결정된다면, 방법(800)은 다시 동작(814-820)을 수행하는 것에 의해 이어진다. 그러나, 현재 오프셋이 동작(820)에서 상부 오프셋과 동일하다고 결정되면, 방법(800)은 선택된 신호 세그먼트 동안 가장 높은 상관값(예, 상관 계수(r))를 선택하도록 동작(822)에서 이어진다.

[0085] 대안적인 실시예에서, 동작(808-820)은 또한 감소된 오프셋의 토대 상에 수행될 수 있다. 구체적으로, 동작(812)에서 현재 오프셋은 선택된 신호 세그먼트를 참조하여 상부 오프셋(예, 350msec)으로 설정될 수 있다. 동작(818)에서, 현재 오프셋은 시간 감소에 의해 감소될 수 있다(예, 1msec, 2msec, 또는 다른 시간 증분). 유사하게, 동작(820)에서, 현재 오프셋이 더 낮은 오프셋(예, 100msec)과 동일한지 여부에 관한 결정이 이루어질 수 있다.

[0086] 동작(824)에서, 선택된 신호의 모든 신호 세그먼트가 처리되었는지 여부에 관한 결정이 처리되었다. 선택된 신호의 모든 신호 세그먼트가 처리되지 않았다고 결정된다면, 방법(800)은 다시 동작(808-824)을 수행하는 것에 의해 이어진다. 그러나, 선택된 신호의 모든 신호 세그먼트가 동작(824)에서 처리되었다고 결정된다면, 그 방법(800)은 동작(826)에서 이어진다. 동작(808-824)이 이해를 용이하게 하도록 순차적으로 도시되는 한편, 이들 동작은 동시 발생적으로 또는 신호들 사이의 다중 또는 모든 신호 세그먼트용에 대해 엇갈림 방식으로 수행될 수 있다.

[0087] 동작(826)에서, 모든 신호가 처리되었는지 여부에 관한 결정이 이루어진다. 모든 신호가 처리되지 않았다고 결정된다면, 방법(800)은 다음에 선택된 신호에 관한 동작(806-826)을 수행하는 것에 의해 이어진다. 그러나, 모든 신호가 동작(826)에서 처리되었다고 결정된다면, 방법(800)은 처리된 신호의 전부를 가로질러 동일한(대략적으로 동시 발생하는) 신호 세그먼트를 위한 복합 상관값(예, 합계, 평균, SMR)을 발생시키는 동작(828)에서 이어진다.

[0088] 방법(800)은 오프셋의 다른 선택된 범위와 연결해서 수행될 수 있다(예, 100msec-350msec, 300msec-500msec, 450msec-1300msec, 또는 또 다른 범위의 오프셋). 동작(810, 820)에서, 따라서 하부 및 상부 오프셋은 각각, 오프셋의 선택된 범위의 시작 및 끝 오프셋에 대응할 수 있다.

[0089] 동작(830)에서, 복수의 복합 상관값으로부터의 가장 높은 복합 상관값과 연관된 신호 세그먼트의 세트(대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트)가 선택된다. 선택된 신호 세그먼트는 치료 및 제거를 위한 심장 리듬 장애의 원인의 표적화에서 시간 및 정확성은 물론, 심장 리듬 장애의 원인을 식별하는 시간 및 정확성을 개선하도록 사용될 수 있다. 예를 들어, 선택된 신호 세그먼트는 그 대상 문제가 전체에서 참조에 의해 여기에 병합되는 브리그스 등에 대한 미국 특허 제8,165,666호에 의해 입력 신호로서 처리될 수 있다.

[0090] 도 9는 소정 시간 오프셋(예, 100msec)에 대한 신호 세그먼트의 예시적인 상관 계산(900)을 도시한다.

[0091] 상관 계산(900)은 n 요소를 갖는 이산 데이터의 각각의 msec에서 전압 요소를 나타내는 각각의 x 또는 y를 갖는 두 개의 이산 데이터 시리즈의 곱의 합계로서 상관 계수(r)를 결정한다. 도시된 바와 같이, 상관 계수는 범위 -1 내지 1로 정규화된다. 구체적으로, x 및 y는 도 6-8을 참조하여 설명된 바와 같이 상관되는 신호 세그먼트에 기반해서 동일한 길이(크기)의 데이터 시리즈를 나타낸다. n은 신호 세그먼트의 길이(msec)라고 하고(예, 2000msec 길이의 신호 세그먼트에 대해 n=2,000) t는 시간 오프셋이라고 하면, 그때 x는 신호 세그먼트의 시작으로부터 n-t까지의 시작하는 전압 요소에 의해 덧붙여질 것이고, y는 신호 세그먼트에서 t로부터 n으로 시작하는 전압 요소에 의해 덧붙여질 것이다. $\overline{x}$ 및 $\overline{y}$ 는 각각, x 및 y 데이터 시리즈의 평균값을 나타낸다. x(i) 및 y(i)는 각각 데이터 시리즈 x 및 y에서 i^{th}요소를 나타낸다. 예시적인 상관 계산(900)은 소정 시간 오프셋에 대해 신호 세그먼트의 상관 계수(r)를 결정한다.

[0092] 도 10은 도 2에서 신호(202-206)의 각각에서 신호 세그먼트(1002)(예, 2msec-4msec, 3msec-5msec 신호, 및 4msec-6msec 세그먼트)에 대해 가장 높은 상관 계수(r)를 합하는 예시적인 표(100)를 도시한다.

[0093] 표(1000)는 다른 신호(202-206) 사이에서 동일한(대략적으로 동시 발생하는) 신호 세그먼트(1002)(예, 2msec-4msec 신호 세그먼트)에 대해 가장 높은 상관 계수(r)의 복합 상관 계수(1004)를 더 도시한다. 복합 상관 계수(1004)는 신호(202-206) 가운데 동일한 신호 세그먼트(1002)(예, 2msec-4msec 신호 세그먼트)에 대해, 가장 높은 상관 계수(r)의 합(1006), 가장 높은 상관 계수(r)의 평균(1008), 또는 가장 높은 상관 계수(r)의 제곱 평균 제곱근(SMR)(1010)일 수 있다. SMR(1010)의 계산은 도 11을 참조하여 더 구체적으로 설명된다.

[0094] 도 11은 가장 높은 상관 계수(r)의 SMR(1010)에 대한 예시적인 계산(1100)을 도시한다. 구체적으로, x는 n의 크기를 갖는 상관 계수(r)의 어레이를 나타낸다. x_i는 x 어레이의 i^{th} 요소를 나타낸다. 예시적인 계산(1100)은 n에 의해 나누어지는 것에 의해 정규화된, 각각의 요소 i의 제곱근의 합을 결정한다. 정규화된 합계는 SMR을 결정하도록 제곱된다. SMR(1010)은 복합 상관 계수(1004)와 연결해서 다른 신호 세그먼트의 더 흔한 상관 계수(r)에 대해 특정 신호 세그먼트의 높은 상관 계수(r)의 효과를 감소시킨다.

[0095] 도 12는 도 1의 심장(120)에서 감지된 위치에 위치된 예시적인 센서(102)와 연결해서 얻어진 복합 심장 리듬 장애의 예시적인 신호(1202)를 도시한다. 본 실시예에서, 복합 리듬 장애의 신호(1202)는 하나의 리듬으로부터 복합 심장 리듬 장애와 연관된 또 다른 리듬으로의 천이(예, 약 34초에서)를 명백히 나타내기 위해, 도 20에 도시된 60초 신호의 에포크(또한 신호)를 나타낸다.

[0096] 하나의 신호(1202)만이 명백함과 간결함을 위해 도시되는 반면에, 복수의 신호가 카테터(101)에 의해 제공될 수 있다, 예를 들어, 바스켓 카테터의 대응하는 센서로부터의 64개의 신호는 도 2를 참조하여 예시를 위해 설명된 바와 같이, 심장(120)의 우심방(122)의 파노라마 뷰를 제공할 수 있다는 것이 언급된다. 여기에 설명된 바와 같이, 그러한 신호는 대략적으로 동시 발생적으로 얻어진다(예, 동시에 또는 거의 동시에).

[0097] 도 2-5를 참조하여 설명된 바와 같이, 복수의 신호(신호(1202)를 포함)는 세그먼트 길이(예, 2초 길이)를 갖는 다중 신호 세그먼트로 컴퓨팅 장치(116)를 사용하여 유사하게 분할될 수 있다. 유사하게, 신호 세그먼트는 예를 들어, 신호 세그먼트 24-26초, 25-27초, 26-28초,..., 39-41초, 및 40-42초와 같은, 적어도 부분적으로 중첩하는 다중 신호 세그먼트를 포함할 수 있다. 다른 세그먼트 길이(예, 4초)는 예를 들어, 전체 길이를 토대로 신호(1202)의 세그먼트화를 위해 선택될 수 있다는 것이 언급된다.

[0098] 예시에 따라서, 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 각각의 그룹(예, 대략적으로 동일한 시작 시간을 갖는 신호 세그먼트)은 복수의 신호 사이에 성공적으로 처리된다. 신호(1202)를 참조하여, 따라서 신호 세그먼트(1204)(예, 34-36초)를 포함하여 신호(1202)의 시작으로부터 신호 세그먼트의 각각이 신호 세그먼트의 각각에서 복수의 오프셋에서 복수의 상관 계수(r)를 결정하도록 시간 오프셋의 제 1 선택된 범위에 걸쳐(예, 도 9의 상관 계산을 사용하여) 그 자체로 연속적으로 상관된다. 신호(1202)의 각각의 신호 세그먼트에 있어서, 대략적으로 동시 발생하는(예, 대략적으로 동일한 시작 시간을 갖는) 복수의 신호의 신호 세그먼트는 유사하게 상관되고(예, 도 9의 상관 계산을 사용하여), 따라서 신호 세그먼트의 그룹을 형성한다(예, 대략적으로 동일한 시작 시간을 갖는 신호 세그먼트를 포함하는 그룹).

[0099] 시간 오프셋의 제 1 선택된 범위는 생물학적 리듬 장애(예, 심장 리듬 장애)의 사이클 길이와 연관된다는 것이 언급된다. 이전에 설명된 바와 같이, 제 1 선택된 범위는 100msec-350msec일 수 있다. 오프셋의 제 1 선택된 범위에 걸친 앞서 언급한 상관은 복수의 신호 사이에 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 각각의 연속적인 그룹에 대해 반복된다.

[0100] 가장 높은 상관 계수(r)는 각각의 그룹에서 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 각각에 대해 선택된다. 게다가, 제 1 복합 상관값(예, 평균 상관 계수)은 복수의 신호 사이에 동일한 신호 세그먼트에 대해 발생된다(예, 복수의 신호에 걸쳐 대략적으로 동일한 시작 시간을 갖는 각각의 그룹의 신호 세그먼트). 제 1 선택된 범위(예, 100msec-350msec) 및 신호 세그먼트의 평균 오프셋은 제 1 복합 상관값과 연관해서 저장될 수 있다. 그런 후에, 제 1 복합 상관값은 선택된 임계값(예, 0.3)과 비교된다.

[0101] 제 1 복합 상관 계수는 동시 발생하는 신호 세그먼트의 그룹에 대해 선택된 임계값보다 더 크고, 그런 후에 신호 세그먼트의 다음의 연속 그룹은 제 1 선택된 범위를 사용하여 위에 설명된 바와 같이 상관되고, 그리고 제 1 복합 상관값(예, 평균 상관 계수)은 신호 세그먼트의 이러한 연속적인 그룹에 대해 발생된다.

[0102] 그러나, 제 1 복합 상관 계수가 선택된 임계값(예, 0.3) 이하라면, 그때 이러한 그룹의 신호 세그먼트는 300msec-500msec의 제 2 선택된 범위를 사용하여 다시 상관된다. 제 2 복합 상관값(예, 평균 상관 계수)은 이러한 그룹에 대해 발생된다. 제 2 선택된 범위(예, 300msec-500msec) 및 신호 세그먼트의 평균 오프셋은 제 2 복합 상관값과 연관해서 저장될 수 있다. 그런 후에, 제 2 복합 상관 계수는 선택된 임계값과 비교된다.

[0103] 제 2 복합 상관 계수가 선택된 임계값보다 더 크다면, 그때 신호 세그먼트의 다음의 연속적인 그룹이 위에 설명된 바와 같이 상관되고(예, 100msec-350msec의 제 1 선택된 범위를 사용하여), 그리고 복합 상관값(예, 평균 상관 계수)은 다음의 연속적인 그룹에 대해 발생된다. 그러나, 제 2 복합 상관 계수가 선택된 임계값 이하라면, 그때 이러한 그룹의 신호 세그먼트는 450msec-1300msec의 제 3 선택된 범위를 사용하여 재상관된다. 제 3 복합

상관값(예, 평균 상관 계수)은 이러한 그룹에 대해 발생된다. 제 3 선택된 범위(예, 450msec-1300msec) 및 신호 세그먼트의 평균 오프셋은 제 3 복합 상관값과 연관해서 저장될 수 있다. 그런 후에, 제 3 복합 상관 계수는 선택된 임계값과 비교된다. 일부 실시예에서, 제 1 및/또는 제 2 복합 상관 계수는 선택된 임계값 이상임에도, 제 2 및 제 3 복합 상관 계수가 발생됨이 언급될 수 있다.

[0104] 제 3 복합 상관 계수가 선택된 임계값보다 더 크다면, 그때 신호 세그먼트의 다음의 연속적인 그룹은 위에 설명된 바와 같이 상관되고(예, 100msec-350msec의 제 1 선택된 범위를 사용하여), 그리고 복합 상관값(예, 평균 상관 계수)은 다음의 연속적인 그룹에 대해 발생된다. 그러나, 제 3 복합 상관 계수가 선택된 임계값 이하라면, 그때 "사용하지 마시오" 표시가 신호 세그먼트의 이러한 그룹과 연관해서 저장되고, 예를 들어, 복수의 신호의 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트 가운데 제한된 계속성이 있기 때문에 그룹이 사용되지 않는다. 일부 실시예에서, 3개 이상의 복합 상관 계수는 추가적인 또는 다른 선택된 범위의 오프셋을 사용하여 계산될 수 있다는 것이 언급될 수 있다.

[0105] 복수의 신호 가운데 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 잔여 그룹은 예를 들어, 오프셋의 범위(예, 100msec-350msec; 300-500msec; 및 450-1300msec)를 사용하여, 따라서 처리된다. 예시적인 신호(1202)에서, 약 34초까지의 신호 세그먼트는 도 2-5에 도시된 신호 세그먼트와 유사하다. 오프셋의 제 1 선택된 범위(100msec-350msec)와 연관된 제 1 복합 상관값이 약 34초까지의 그룹에서 신호 세그먼트에 대해 선택된 임계값보다 더 크고, 그리고 약 34초에서 그리고 그 후에 신호 세그먼트에 대해 선택된 임계값보다 작다는 것이 기대될 수 있다. 다른 범위의 오프셋과 연관된 이들 신호 세그먼트의 처리가 도 13-18을 참조하여 더 구체적으로 아래에 설명된다.

[0106] 도 13은 오프셋의 제 1 선택된 범위에 따라 도 12에 도시된 신호(1202)의 신호 세그먼트(1204)에서 예시적인 시간 시프트(또는 오프셋)(1302)를 도시한다.

[0107] 앞서 설명된 바와 같이, 오프셋의 제 1 선택된 범위(예, 100msec-350msec)에 따라 250개의 오프셋이 있다. 미도시되는 반면에, 상관 계수(r)는 도 9의 예시적인 상관 계산을 사용하여 범위 100msec-350msec에서 시간 오프셋의 각각에 대해 계산된다.

[0108] 신호 세그먼트(1204)에 있어서, 최대 상관 계수(r)=0.11은 122msec의 오프셋에서 얻어진다. 다른 상관 방법 또는 기법이 그 자체와 예시적인 신호 세그먼트(1204)를 상관하도록(예, 자동 상관하도록) 사용될 수 있다. 신호 세그먼트(1204)에 대한 최대 상관 계수는 도 12를 참조하여 설명된 바와 같이, 임계값(예, 0.3) 아래임이 언급된다.

[0109] 도 14는 도 12에 도시된 신호(1202)의 신호 세그먼트(1204)에서 오프셋(1406)의 제 1 선택된 범위에 따라서 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)의 곡선(1402)을 나타내는 예시적인 그래프(1400)를 도시한다.

[0110] 도 14에 도시된 바와 같이, 상관 계수는 122msec의 시간 오프셋에서 발생하는, 최대 상관 계수(r)=0.11을 갖는, 시간 오프셋(1406)의 제 1 선택된 범위(예, 100msec-350msec 사이)에서 -0.10 내지 0.11이다.

[0111] 유사한 곡선은 다른 신호의 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트에 대해 오프셋의 제 1 선택된 범위에서 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)를 도시하도록 발생될 수 있다는 것이 언급될 수 있다.

[0112] 도 15는 오프셋의 제 2 선택된 범위에 따라 도 12에 도시된 신호(1202)의 신호 세그먼트(1204)에서 예시적인 시간 오프셋(또는 오프셋)(1502)을 도시한다.

[0113] 오프셋의 제 2 선택된 범위(예, 300msec-500msec)에 따라서 200개의 시간 오프셋이 있다. 미도시되는 반면에, 상관 계수(r)는 도 9의 예시적인 상관 계산을 사용하여 범위 300msec-500msec에서 시간 오프셋의 각각에 대해 계산된다.

[0114] 신호 세그먼트(1204)에 있어서, 최대 상관 계수(r)=0.05는 406msec의 오프셋에서 얻어진다. 다른 상관 방법 또는 기법이 그 자체와 예시적인 신호 세그먼트(1204)를 상관하도록(예, 자동 상관하도록) 사용될 수 있다는 것이 언급된다. 신호 세그먼트(1204)에 대한 최대 상관 계수 역시 도 12를 참조하여 설명된 바와 같이, 임계값(예, 0.3) 아래인 것이 언급된다.

[0115] 도 16은 도 12에 도시된 신호(1202)의 신호 세그먼트(1204)에서 오프셋(1606)의 제 2 선택된 범위에 따라서 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)의 곡선(1602)을 나타내는 예시적인 그래프(1600)를 도시한다.

[0116] 도 16에 도시된 바와 같이, 상관 계수는 406msec의 시간 오프셋에서 발생하는 최대 상관 계수(r)=0.05를 갖는,

시간 오프셋(1606)의 제 2 선택된 범위(예, 300msec-500msec 사이)에서 -0.08 내지 0.05이다.

[0117] 유사한 곡선은 다른 신호의 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트에 대한 오프셋의 제 2 선택된 범위에서 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)를 도시하도록 발생될 수 있다는 것이 언급될 수 있다.

[0118] 도 17은 오프셋의 제 3 선택된 범위에 따라 도 12에 도시된 신호(1202)의 신호 세그먼트(1204)에서 예시적인 시간 오프셋(또는 오프셋)(1702)을 도시한다.

[0119] 오프셋의 제 3 선택된 범위(예, 450msec-1300msec)에 따라 750개의 시간 오프셋이 있다. 미도시되는 한편, 상관계수(r)는 도 9의 예시적인 상관 계산을 사용하여 범위 450msec-1300msec에서 시간 오프셋의 각각에 대해 계산된다.

[0120] 신호 세그먼트(1204)에 있어서, 최대 상관 계수(r)=0.97은 698msec의 오프셋에서 얻어진다. 다른 상관 방법 또는 기법이 그 자체로 예시적인 신호 세그먼트(1204)를 상관하도록(예, 자동 상관하도록)사용될 수 있다는 것이 언급된다. 신호 세그먼트(1204)에 대한 최대 상관 계수는 도 12를 참조하여 설명된 바와 같이, 임계값(예, 0.3) 위에 있다는 것이 언급된다.

[0121] 도 18은 도 12에 도시된 신호(1202)의 신호 세그먼트(1204)에서 오프셋(1806)의 제 3 선택된 범위에 따라 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)의 곡선(1802)을 나타내는 예시적인 그래프(1800)를 도시한다.

[0122] 도 18에 도시된 바와 같이, 상관 계수는 698msec의 시간 오프셋에서 발생하는 최대 상관 계수(r)=0.97을 갖는, 시간 오프셋(1806)의 제 3 선택된 범위(예, 450msec-1300msec)에서 -0.45 내지 0.97이다.

[0123] 유사한 곡선이 다른 신호의 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트에 대해 오프셋의 제 2 선택된 범위에서 시간 오프셋에 대해 결정된 상관 계수(r)를 도시하도록 발생될 수 있다는 것이 언급될 수 있다.

[0124] 도 19는 제 2 실시예에 따라서, 생물학적 리듬 장애(예, 심장 리듬 장애)의 분석을 위해 신호 세그먼트를 선택하는 예시적인 방법(1900)을 도시하는 흐름도이다. 예시적인 방법(1900)은 도 1에 도시된 컴퓨팅 장치(116)에 의해 수행될 수 있다.

[0125] 더 구체적으로, 예시적인 방법(1900)이 복수의 신호가 심장(120)에 배치된 센서로부터 신호 처리 장치(114)를 통해 컴퓨팅 장치(116)에 의해 수신되거나 접근되는 동작(1902)에서 시작한다. 신호는 특정 길이, 예를 들어, 60초 또는 그보다 길 수 있다. 일부 실시예 또는 측면에서, 센서로부터 신호의 적어도 일부가 신호 처리 장치(114)에 의해 기록될 수 있고 그런 후에 컴퓨팅 장치(116)에 제공될 수 있다.

[0126] 동작(1904)에서, 복수의 수신되거나 접근된 신호는 하나 이상의 여과 방법을 사용하여 여과된다. 사용될 수 있는 여과 방법은 QRS 복합 제거, 중간값 여과, 및 주파수(대역) 여과를 포함하지만, 그들로 한정되지 않는다. 다른 여과 방법은 물론 신호에서 잡음을 감소시키고 신호 품질을 증가시키도록 사용될 수 있다.

[0127] 동작(1906)에서, 복수의 신호에서 신호 세그먼트에 대한 시간의 길이가 설정된다. 여기에 설명된 바와 같이, 시간의 길이는 2초, 4초, 또는 또 다른 시간의 길이일 수 있다. 동작(1908)에서, 신호 세그먼트에 대한 시작 시간은 복수의 신호 가운데 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트(예, 대략적으로 동일한 시작 시간에서 시작하는 신호 세그먼트)를 선택하기 위해 설정된다. 최초에, 시작 시간은 신호의 시작(예, 영(0)의 시작시간)으로 설정될 수 있다. 그런 후에, 시작 시간은 복수의 신호에서 연속적인 신호 세그먼트를 선택하기 위해 동작(1908-1940)의 각각의 반복에 대해 시간 증가(예, 1초)에 의해 증분될 수 있다.

[0128] 동작(1910)에서, 심장 리듬 장애의 사이클 길이와 연관된 오프셋의 범위가 선택된다. 도 12-18을 참조하여 설명된 바와 같이, 제 1 범위(예, 100msec-350msec)가 처음에 선택된다. 아래에 설명될 바와 같이, 선택될 수 있는 다른 범위는 제 2 범위(예, 300msec-500msec) 및 제 3 범위(예, 450msec-1300msec)를 포함한다. 다른 범위가 정의될 수 있다.

[0129] 동작(1912)에서, 신호는 복수의 신호로부터 선택된다. 여기에 설명된 바와 같이 선택된 신호는 이산 길이를 가질 수 있거나 더 긴 신호의 에포크일 수 있다. 동작(1914)에서 신호 세그먼트는 선택된 신호로부터 선택된다. 선택된 신호 세그먼트는 시작 시간 및 시간의 길이에 의해 정의된다.

[0130] 동작(1916)에서, 현재의 오프셋은 동작(1910)에서 선택된 오프셋의 범위의 더 낮은 오프셋으로 설정된다. 동작(1918)에서, 기준 신호 세그먼트는 선택된 신호 세그먼트의 시작으로부터 선택된 신호 세그먼트의 단부 마이너스 현재 오프셋에 의해 표현된 끝으로 연장하는, 선택된 신호 세그먼트로부터 발생된다.

[0131] 동작(1920)에서, 상관값(예, 상관 관계(r))은 예를 들어, 도 9에 제시된 상관 계산을 사용하여, 현재의 오프셋으로부터 선택된 신호 세그먼트의 단부로 연장하는 선택된 신호 세그먼트에 기반해서, 그리고 동작(918)에서 발생된 기준 신호 세그먼트에 기반해서 결정된다. 동작(1922)에서, 현재 오프셋은 시간 증분에 의해 증분된다(예, 1msec, 2msec, 또는 또 다른 시간 증분). 동작(1924)에서, 현재 오프셋이 선택된 범위의 상부 오프셋과 동일한지 여부에 대한 결정이 이루어진다(예, 제 1 선택된 범위에 대해 350msec).

[0132] 현재 오프셋이 동작(1924)에서 상부 오프셋과 동일하지 않다고 결정되면, 방법(1900)은 다시 동작(1918-1924)을 수행하는 것에 의해 이어진다. 그러나, 현재 오프셋이 동작(1924)에서 상부 오프셋과 동일하다고 결정되면, 방법(1900)은 선택된 신호 세그먼트에 대해 가장 높은 상관값(예, 상관 계수(r))을 선택하도록 동작(1926)에서 이어진다.

[0133] 대안적인 실시예에서, 동작(1914-1924)은 또한 감소된 오프셋의 토대로 수행될 수 있다. 구체적으로, 동작(1916)에서 현재 오프셋은 선택된 신호 세그먼트를 참조하여 상부 오프셋으로 설정될 수 있다. 동작(1922)에서, 현재 오프셋은 시간 감소(예, 1msec. 2msec, 또는 다른 시간 증분)에 의해 감소될 수 있다. 유사하게, 동작(1924)에서, 현재 오프셋이 선택된 범위(예, 제 1 선택된 범위에 대해 100msec)의 하부 오프셋과 동일한지 여부에 대한 결정이 이루어질 수 있다.

[0134] 동작(1928)에서, 모든 신호의 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트가 처리되었는지 여부에 대한 결정이 이루어진다(예, 선택된 세그먼트 시작 시간을 갖는 신호 세그먼트에 대해 처리된 모든 신호). 모든 신호가 처리되지 않는다고 결정되면, 방법(1900)은 다시 동작(1912-1928)을 수행하는 것에 의해 이어진다. 그러나, 모든 신호가 동작(1928)에서 처리되었다고 결정되면, 방법(1900)은 동작(1930)에서 이어진다. 동작(1912-1928)이 이해를 용이하게 하도록 순차적으로 도시되는 한편, 이들 동작은 신호 사이에 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 다른 그룹에 대해 동시 발생적으로 또는 엇갈림 방식으로 수행될 수 있다는 것이 언급된다.

[0135] 동작(1930)에서, 복합 상관값(예, 합, 평균, SMR)은 신호의 전부를 가로질러 동일한(대략적으로 동시 발생하는) 신호 세그먼트에 대해 발생된다. 동작(1932)에서, 선택된 범위 및 평균 오프셋(예, 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 오프셋의 평균)은 복합 상관값과 연관해서 저장된다.

[0136] 동작(1934)에서, 복합 상관값이 임계값(예, 0.3) 위에 있는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 동작(1934)에서 복합 상관값이 임계값 이하라고 결정되면, 방법(1900)은 동작(1936)에서 이어지고, 또 다른 범위의 오프셋이 선택가능한지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 그렇다면, 방법(1900)은 동작(1910)에서 이어지고 여기서 또 다른 범위의 오프셋이 선택가능하고 동작(1910-1934)이 반복된다. 선택된 범위의 오프셋은 제 2 범위의 오프셋(예, 300msec-500msec)일 수 있다. 위에 설명된 바와 같이, 3개의 규정된 범위의 오프셋은 동작(1936)에서 선택될 수 있다(예, 100msec-350msec; 300msec-500msec; 및 450msec-1300msec). 다른 범위가 규정될 수 있고 따라서 동작(1936)에서 선택될 수 있다는 것이 언급된다. 오프셋의 또 다른 범위가 선택가능하지 않다면, 그때 신호 세그먼트는 동작(1938)에서 사용되지 않는 바와 같이 표시되고, 방법(1900)은 동작(1940)에서 이어진다.

[0137] 동작(1934)에서 복합 상관값이 임계값 위에 있다고 결정되면, 방법(1900)은 동작(1940)에서 이어지고, 여기서 모든 신호 세그먼트가 신호에서 처리되었는지 여부에 대한 결정이 이루어진다. 더 구체적으로, 복수의 신호에서 신호 세그먼트에 대한 모든 시작 시간이 처리되는지 여부가 결정된다. 그렇지 않다면, 방법(1900)은 복수의 신호에서 추가적인 신호 세그먼트에 대해 동작(1908-1940), 즉, 복수의 신호에서 아직 처리되지 않은 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트에 대해 다음의 연속적인 시작 시간을 설정을 수행한다. 복수의 신호에서 모든 신호 세그먼트가 처리되었다는 동작(1940)에서의 결정 후에, 방법(1900)은 동작(1942)에서 이어진다. 동작(1942)에서, 선택된 범위의 오프셋에 대한 가장 높은 복합 상관값과 연관된 대략적으로 동시 발생하는 세그먼트의 세트가 선택된다. 방법(1900)은 동작(1944)에서 종료한다.

[0138] 선택된 신호 세그먼트는 치료 및 제거를 위한 심장 리듬 장애의 원인의 표적화에서 시간 및 정확성은 물론, 심장 리듬 장애의 원인을 식별하는 시간 및 정확성을 개선하도록 사용될 수 있다. 예를 들어, 선택된 신호 세그먼트는 전체에서 참조에 의해 여기에 병합된 대상 문제, 미국 특허 제8,165,666호에 의해 입력 신호로서 처리될 수 있다.

[0139] 도 20은 도 1의 심장(120)에서 감지된 위치에 위치된 예시적인 센서(102)와 연결해서 얻어진 복합 심장 리듬 장애의 예시적인 신호(2002)를 도시한다. 신호(2002) 60초는 도 12에 도시된 에포크 또는 신호(1202)를 포함한다. 도시된 바와 같이, 선택(2004)의 리듬은 섹션(2006)의 또 다른 리듬으로 천이한다(예, 약 34초에서).

[0140] 도 21은 신호(2002)를 포함하는 복수의 신호의 세그먼트와 연관된 복합 상관 계수의 예시적 곡선(2102)을 도시

한다. 복합 상관 계수는 신호(2002)를 포함하는 복수의 신호 가운데 매초 얻어진 2초 길이의 중첩 신호 세그먼트와 연관된다, 예, 0-2초, 1-3초,..., 32-34초,...,57-59초, 및 58-60초.

[0141] 섹션(2004) 동안, 복수의 신호에서 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 복합 상관 계수는 약 0.58 내지 약 0.76 사이에 변한다. 복수의 신호에서 대략적으로 도면부호(2106)(예, 신호 세그먼트(32-34초)에서, 복합 상관 계수는 임계값(예, 0.3)과 연관된 임계값(2104) 아래로 강하한다. 섹션(2006) 동안, 복수의 신호에서 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트의 복합 상관 계수는 약 0.8과 약 0.96 사이에 변한다.

[0142] 도시된 바와 같이, 섹션(2004) 동안 복수의 신호 사이의 주기성의 지속성, 도면부호(2106)에서 주기적 지속성에서 현저한 강하, 및 섹션(2006) 동안 복수의 신호 사이에 주기성의 지속성에서 재개가 있다. 주기성의 지속성은 섹션(2006) 동안 주기성의 지속성보다 섹션(2004) 동안 더 낮다. 심장 리듬 장애와 연관된 덜 지속적인 리듬은 더 지속적인 리듬으로 천이한다. 이러한 예에서, 더 지속적인 리듬은 정상 사이너스(sinus) 리듬이다. 더 구체적으로, 심장 리듬 장애와 연관된 리듬의 중지 및 정상 사이너스 리듬으로의 전환이 있다.

[0143] 도 22는 신호(2002)를 포함하는 복수의 신호의 동시 발생하는 세그먼트를 설명하는 심장 리듬 장애의 사이클 길이(CL)와 연관된 복합 오프셋의 예시적인 곡선(2202)을 도시한다.

[0144] 섹션(2004) 동안, 심장 리듬 장애의 CL과 연관된 복합 오프셋은 오프셋의 제 1 선택가능한 범위(예, 100msec 내지 350msec)에 강하하는 대략적으로 220msec이다. 섹션(2006) 동안, 정상 사이너스 리듬과 연관된 복합 오프셋은 오프셋의 제3 선택가능한 범위(예, 450msec 내지 1300msec)에 있는 대략적으로 700msec이다.

[0145] 제 2 실시예에 따라서, 오프셋의 선택가능한 범위의 사용은 이들 리듬 가운데 천이는 물론, 심장 리듬 장애와 연관된 하나 이상의 리듬의 검출을 가능하게 한다. 천이는 비정상적인 리듬 사이(예, AF 내지 AT, 및 다른 것들)의 천이뿐만 아니라, 비정상 리듬(예, AF, AT, 및 다른 것들)에서 정상 사이너스 리듬으로의 천이도 포함할 수 있다. 이것은 또 다른 분석을 위해 심장 리듬 장애와 연관된 특정 리듬과 연결해서 대략적으로 동시 발생하는 신호 세그먼트(복수의 신호의)의 선택(예, 오프셋의 범위를 사용하여)을 가능하게 한다.

[0146] 도 23은 범용 컴퓨터 시스템(1200)의 도시적인 실시예의 블록도이다. 컴퓨터 시스템(2300)은 도 1의 신호 처리 장치(114) 및 컴퓨팅 장치(116)일 수 있다. 컴퓨터 시스템(1200)은 컴퓨터 시스템(2300)이 여기 개시된 임의의 하나 이상의 방법 또는 컴퓨터 기반 기능을 수행하게 하도록 수행될 수 있는 명령어의 세트를 포함할 수 있다. 컴퓨터 시스템(2300) 또는 임의의 일부는 독립형 장치로서 작동할 수 있거나 다른 컴퓨터 시스템 또는 주변 장치에 예를 들어, 네트워크 또는 다른 연결을 사용하여 연결될 수 있다. 예를 들어, 컴퓨터 시스템(1200)은 신호 처리 장치(114)에 동작식으로 연결될 수 있다.

[0147] 컴퓨터 시스템(2300)은 개인용 컴퓨터(PC), 태블릿 PC, 개인용 디지털 어시스턴트(PDA), 모바일 장치, 팜탑 컴퓨터, 랩탑 컴퓨터, 데스크탑 컴퓨터, 통신 장치, 제어 시스템, 웹 어플라이언스, 또는 그 기계에 의해 취해진 작동을 특정하는 명령어의 세트를 (순차적으로 또는 달리) 실행할 수 있는 임의의 다른 기계와 같은 다양한 장치로서 실행되거나 그것에 병합될 수 있다. 또한, 단일 컴퓨터 시스템(2300)이 도시되는 반면에, 용어 "시스템"은 또한 하나 이상의 컴퓨터 기능을 수행하도록 명령어의 세트 또는 다중 세트를 개별적으로 또는 결합하여 실행하는 시스템 또는 하위 시스템의 임의의 집합을 포함하도록 취해질 수 있다.

[0148] 도 23에 도시된 바와 같이, 컴퓨터 시스템(2300)은 프로세서(2302), 예를 들어, 중앙 처리 장치(CPU), 그래픽 처리 장치(GPU), 또는 그 모두를 포함할 수 있다. 게다가, 컴퓨터 시스템(2300)은 메인 메모리(2304) 및 버스(2326)를 통해 서로 통신할 수 있는 정적 메모리(2306)를 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이, 컴퓨터 시스템(2300)은 액정 크리스탈 디스플레이(LCD), 유기 발광 다이오드(OLED), 평면판 디스플레이, 고체 상태 디스플레이, 또는 캐소드 레이 튜브(CRT)를 더 포함할 수 있다. 부가적으로, 컴퓨터 시스템(2300)은 키보드와 같은 입력 장치(2312), 및 마우스와 같은, 커서 제어 장치(2314)를 포함할 수 있다. 컴퓨터 시스템(2300)은 또한 디스크 드라이브 유닛(2316), 스피커 또는 원격 제어와 같은 신호 발생 장치(2322), 및 네트워크 인터페이스 장치(2308)를 포함할 수 있다.

[0149] 도 23에 묘사된 바와 같이, 특정 실시예 또는 측면에서, 디스크 드라이브 유닛(2316)은 하나 이상의 명령어(2320)의 세트, 예, 소프트웨어가 내재될 수 있는 컴퓨터-판독가능한 매체(2318)를 포함할 수 있다. 또한, 명령어(2320)는 여기에 설명된 바와 같은 방법 또는 로직 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 특정 실시예 또는 측면에서, 명령어(2320)는 컴퓨터 시스템(1200)에 의한 실행 동안 메인 메모리(2304), 정적 메모리(2306) 내에, 그리고/또는 프로세서(2302) 내에 완전히, 또는 적어도 부분적으로 잔류할 수 있다. 메인 메모리(2304) 및 프로세서(2302)는 또한 컴퓨터 판독가능한 매체를 포함할 수 있다.

[0150] 대안적인 실시예 또는 측면에서, 응용 주문형 집적 회로, 프로그래머블 로직 어레이 및 다른 하드웨어 장치와 같은, 전용 하드웨어 실행은 여기 설명된 방법 중 하나 이상을 실행하도록 구성될 수 있다. 다양한 실시예 또는 측면의 장치 및 시스템을 포함할 수 있는 어플리케이션은 다양한 전자 및 컴퓨터 시스템을 포함할 수 있다. 여기에 설명된 하나 이상의 실시예 또는 측면은 모듈 사이에 그리고 그것을 통해 통신될 수 있는 관련된 제어 및 데이터 신호를 갖는 두 개 이상의 특정 상호연결된 하드웨어 모듈 또는 장치를 사용하여, 또는 응용 주문형 집적 회로의 부분으로서 기능을 실행할 수 있다. 따라서, 본 시스템은 소프트웨어, 펌웨어, 및 하드웨어 실행을 포함할 수 있다.

[0151] 다양한 실시예 또는 측면에 따라서, 여기에 설명된 방법은 프로세서-판독가능한 매체에서 명백히 실행된 소프트웨어 프로그램에 의해 구현될 수 있고 프로세서에 의해 실행될 수 있다. 또한, 예시적이고, 비제한적인 실시예 또는 측면에서, 실행은 분산 처리, 구성요소/객체 분산 처리, 및 병렬 처리를 포함할 수 있다. 대안적으로, 가상 컴퓨터 시스템 처리는 여기 설명된 바와 같은 방법 또는 기능성 중 하나 이상을 실행하도록 구성될 수 있다.

[0152] 컴퓨터-판독가능한 매체가 명령어(2320)를 포함하거나 전파 신호에 반응해서 명령어(2320)를 수신하고 실행해서, 네트워크(2324)에 연결된 장치가 네트워크(2324)를 통해 보이스, 비디오 또는 데이터를 통신할 수 있는 것 역시 고려된다. 또한, 명령어(2320)는 네트워크 인터페이스 장치(2308)를 통해 네트워크(2324)를 통해 송신되거나 수신될 수 있다.

[0153] 컴퓨터-판독가능한 매체가 단일 매체이도록 도시되는 한편, 용어 "컴퓨터-판독가능한 매체"는 집중형 또는 분산형 데이터 베이스와 같은 단일 매체 또는 다중 매체, 및/또는 하나 이상의 명령어를 저장하는 연관된 캐시 및 서버를 포함한다. 용어 "컴퓨터-판독가능한 매체"는 또한 프로세서에 의한 실행 동안 명령어의 세트를 저장하고, 인코딩 또는 전달할 수 있거나 컴퓨터 시스템이 여기 개시된 방법 또는 동작 중 임의의 하나 이상을 수행하게 하는 임의의 매체를 포함할 수 있다.

[0154] 특정 비제한적인, 예시적인 실시예 또는 측면에서, 컴퓨터-판독가능한 매체는 하나 이상의 비휘발성 판독 전용 메모리를 하우징하는 메모리 카드 또는 다른 패키지와 같은, 고체-상태 메모리를 포함할 수 있다. 또한, 컴퓨터 판독가능한 매체는 랜덤 액세스 메모리 또는 다른 휘발성 재작성가능한 메모리일 수 있다. 부가적으로, 컴퓨터 판독가능한 매체는 전송 매체를 통해 전달된 신호와 같은, 반송파 신호를 캡처하도록 디스크 또는 테이프와 같은 자기 광학 또는 광학 매체 또는 다른 저장 장치를 포함할 수 있다. 이메일 또는 다른 자가 포함된 정보 아카이브 또는 아카이브의 세트에 대한 디지털 파일 첨부는 유형 저장 매체와 동일한 분산 매체가 고려될 수 있다. 따라서, 데이터 또는 명령어가 저장될 수 있는, 컴퓨터 판독가능한 매체 또는 분산 매체 중 임의의 하나 이상 및 다른 균등물 및 석세서 매체가 여기에 포함된다.

[0155] 다양한 실시예 또는 측면에 따라서, 여기 설명된 방법은 컴퓨터 프로세서 상에 작동하는 하나 이상의 소프트웨어 프로그램으로서 실행될 수 있다. 응용 주문형 집적 회로, 프로그래머블 로직 어레이, 및 다른 하드웨어 장치를 포함하지만, 그들로 한정되지 않는 전용 하드웨어 실행이 여기에 설명된 방법을 실행하도록 유사하게 구성될 수 있다. 또한, 분산된 처리 또는 구성요소/객체 분산 처리, 병렬 처리, 또는 가상 기계 처리를 포함하지만, 그들로 한정되지 않는 대안적인 소프트웨어 실행 역시 여기 설명된 방법을 실행하도록 구성될 수 있다.

[0156] 개시된 방법을 실행하는 소프트웨어는 디스크 또는 테이프와 같은 자기 매체와 같은, 유형 저장 매체; 디스크와 같은 자기 광학 또는 광학 매체; 또는 하나 이상의 판독 전용(비휘발성) 메모리, 랜덤 액세스 메모리, 또는 다른 재작성가능한(휘발성) 메모리를 하우징하는 메모리 카드 또는 다른 패키지와 같은 고체 상태 매체 상에 선택적으로 저장될 수 있다. 이메일 또는 다른 자가-포함된 정보 아카이브 또는 아카이브의 세트에 대한 디지털 파일 첨부는 유형 저장 매체와 동일한 분산 매체가 고려된다. 따라서, 여기에 소프트웨어 실행이 저장될 수 있는, 여기 나열된, 유형 저장 매체 또는 분산 매체, 및 다른 균등물 및 석세서 미디어가 여기에 포함된다.

[0157] 따라서, 심장 활성 정보를 재구성하는 시스템 및 방법이 설명되었다. 특정 예시적인 실시예 또는 측면이 설명됨에도, 다양한 수정 및 변경이 본 발명의 더 넓은 범위로부터 벗어나지 않고 이들 실시예 또는 측면에 대해 이루어질 수 있다는 것이 명백할 것이다. 따라서, 명세서 및 도면은 제한적인 관점보다는 도시적으로 간주되어야 한다. 그것의 일부를 형성하는 첨부된 도면은 대상 문제가 실시될 수 있는 특정 실시예 또는 측면을 한정하지 않고 도시에 의해 나타낸다. 도시된 실시예 또는 측면은 해당 기술분야의 당업자가 여기 개시된 교시를 실시하도록 충분히 구체적으로 설명된다. 다른 실시예 또는 측면은 그로부터 사용되고 유도될 수 있고, 그래서 구조적 그리고 논리 대체 및 변경이 본 개시의 범위로부터 벗어나지 않고 이루어질 수 있다. 그러므로 이러한 구체적 설명은 한정하는 관점에서 이해되지 않아야 하고, 다양한 실시예 또는 측면의 범위가 그러한 청구항이 명명되는

균등물의 완전한 범위에 따라서 첨부된 청구항에 의해서만 정의된다.

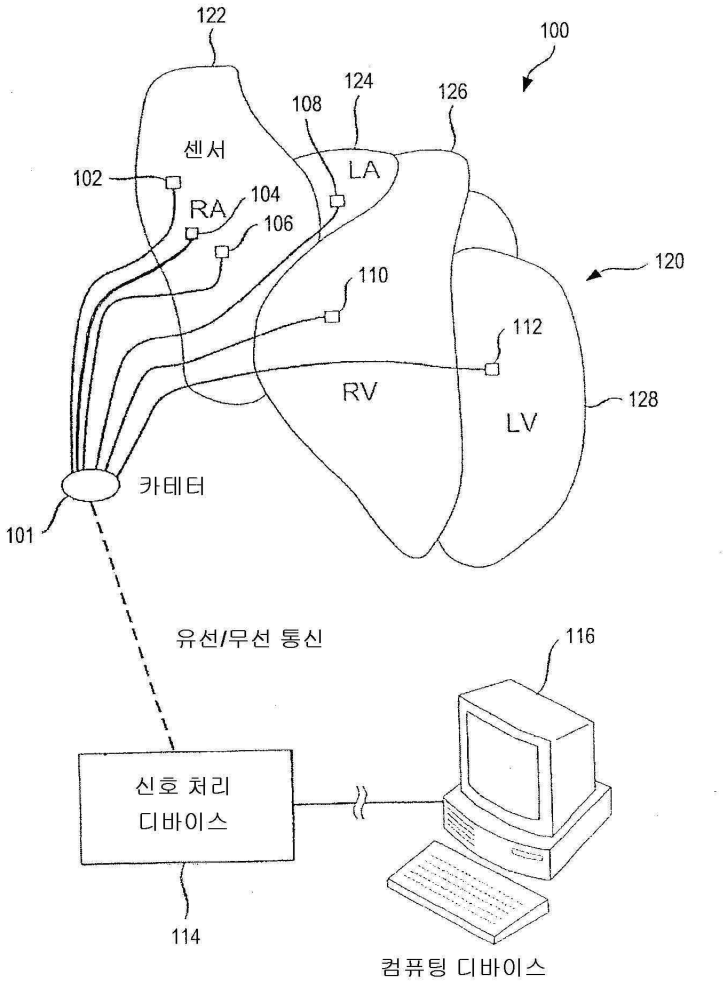
[0158] 본 발명의 대상 문제의 그러한 실시예 또는 측면은 편의를 위해 그리고 하나 이상이 사실상 개시된다면 임의의 단일 발명 또는 발명의 개념으로 본 출원의 범위를 자의적으로 한정하도록 의도하지 않고 단지 용어 "발명"에 의해 개별적으로 그리고/또는 집합적으로 여기에 언급될 수 있다. 따라서, 특정 실시예 또는 측면이 여기 도시되고 설명됨에도, 동일한 목적을 얻기 위해 계산된 임의의 배열이 도시된 특정 실시예 또는 측면에 대해 대체될 수 있다는 것이 인지될 수 있다. 본 개시는 다양한 실시예 또는 측면의 임의의 그리고 모든 적응 또는 변형을 다루도록 의도된다. 위의 실시예 또는 측면의 조합, 및 다른 실시예 또는 측면은 여기에 구체적으로 설명되지 않고, 위의 설명을 검토할 시에 해당 기술분야의 당업자에게 명백할 것이다.

[0159] 요약은 37 C.F.R. §1.72(b)에 따라 제공되고 독자가 기술 개시의 성격 및 요지를 빠르게 확인하게 할 것이다. 그것이 청구항의 범위 또는 의미를 해석하거나 한정하도록 사용될 것임이 이해될 것이다.

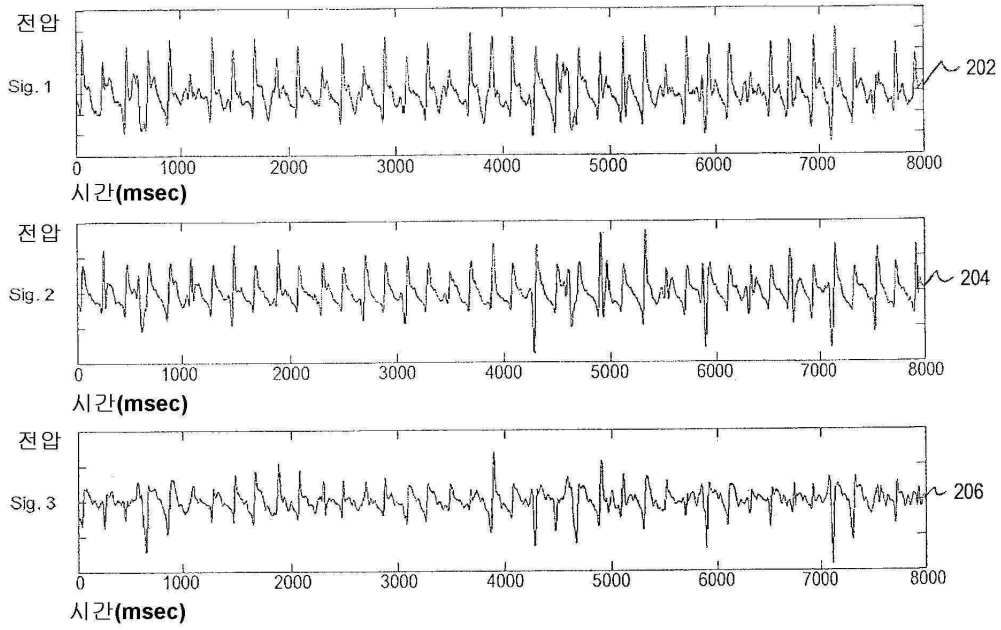
[0160] 실시예 또는 측면의 앞서 언급한 설명에서, 다양한 특징이 개시를 이끌어가는 목적을 위해 단일 실시예에서 함께 그룹화된다. 이러한 개시의 방법은 청구된 실시예 또는 측면이 각각의 청구항에서 강조하여 재언급되는 것보다 더 많은 특징을 가진다는 것을 반영하는 바와 같이 해석되지 않아야 한다. 그보다는, 다음의 청구항이 반영하는 바와 같이, 발명의 대상 문제가 단일 개시된 실시예 또는 측면의 모든 특징보다 적게 놓인다. 따라서, 다음의 청구항은 여기에 별개의 예시적인 실시예 또는 측면으로서 그 자체로 독립하는 각각의 청구항으로, 상세한 설명에 병합된다. 여기 설명된 다양한 실시예 또는 측면이 상세한 설명에 강조하여 언급되지 않은 다른 조합으로 결합되거나 그룹화될 수 있다는 것이 심사숙고된다. 게다가, 그러한 다른 조합을 포함하는 청구항이 상세한 설명에 병합될 수 있는 별개의 예시적인 실시예 또는 측면으로서 그 자체로 유사하게 독립할 수 있다는 것이 더 심사숙고된다.

도면

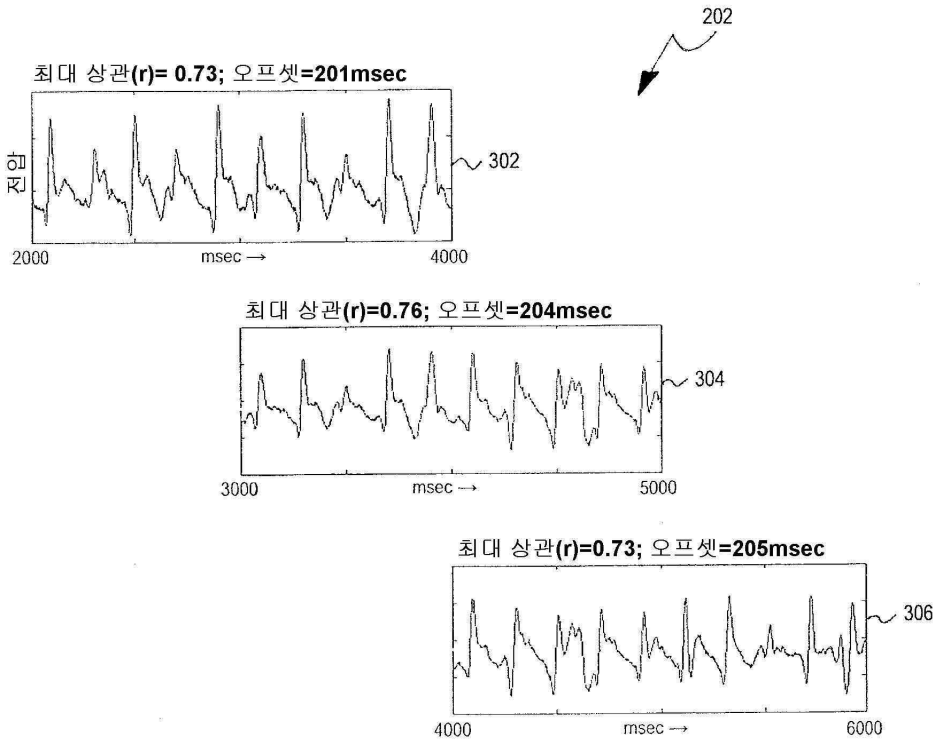
도면1


122
100
124
126
108
센서
LA
102
RA
104
106
120
110
112
RV
128
LV
카테터
101
유선/무선 통신
116
신호 처리
디바이스
114
컴퓨팅 디바이스

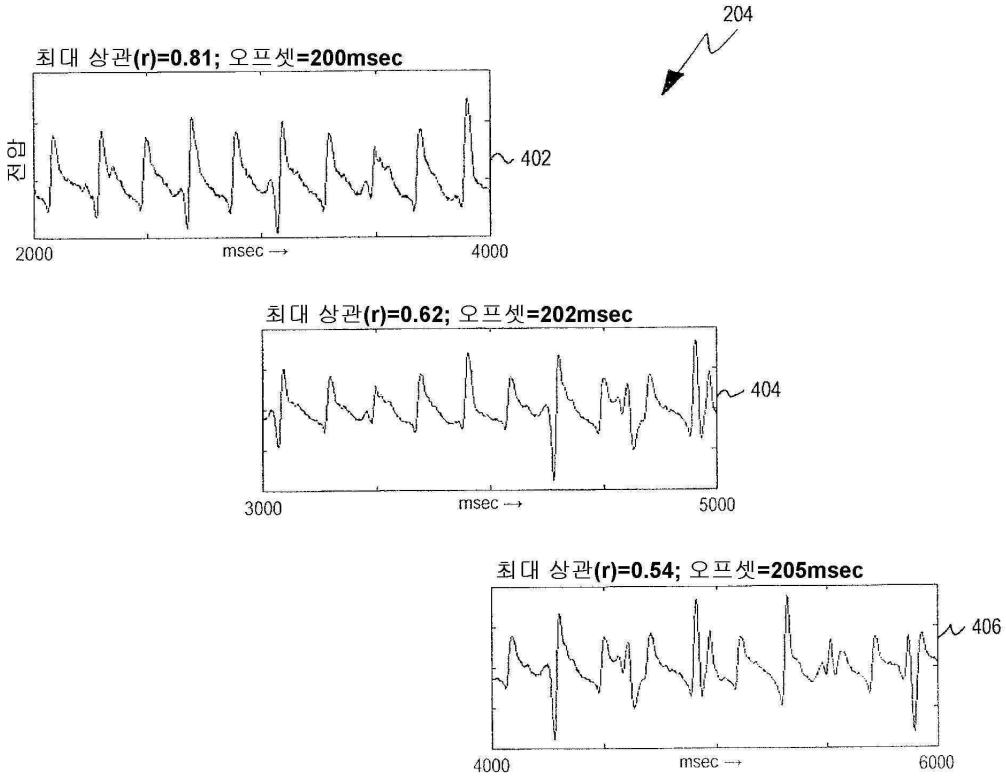
도면2


전압
Sig. 1
202
0
1000
2000
3000
4000
5000
6000
7000
8000
시간(msec)
전압
Sig. 2
204
시간(msec)
전압
Sig. 3
206
시간(msec)

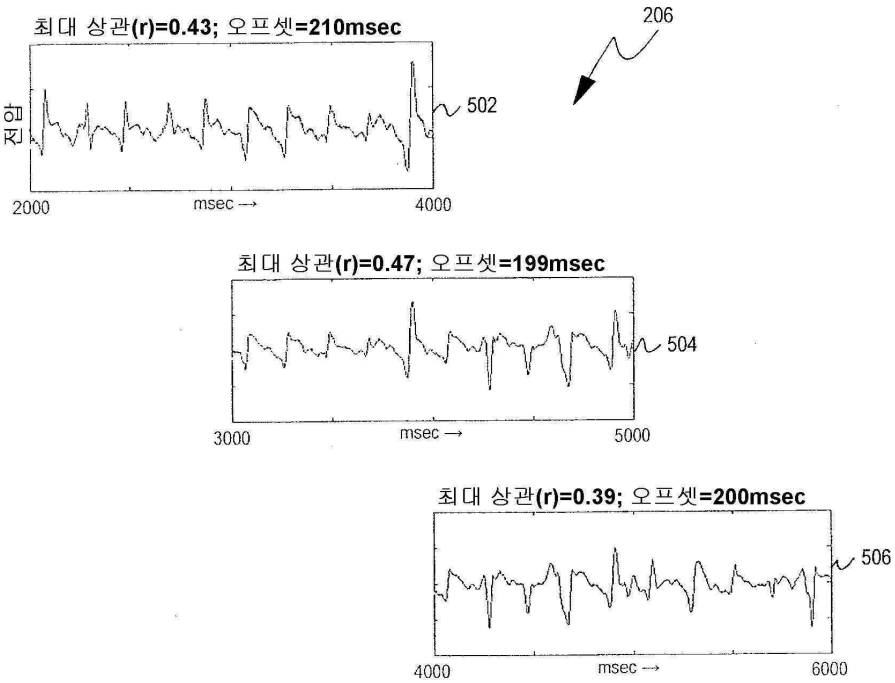
도면3


202
최대 상관(r)= 0.73; 오프셋=201msec
전압
302
2000
msec →
4000
최대 상관(r)=0.76; 오프셋=204msec
304
3000
msec →
5000
최대 상관(r)=0.73; 오프셋=205msec
306
4000
msec →
6000

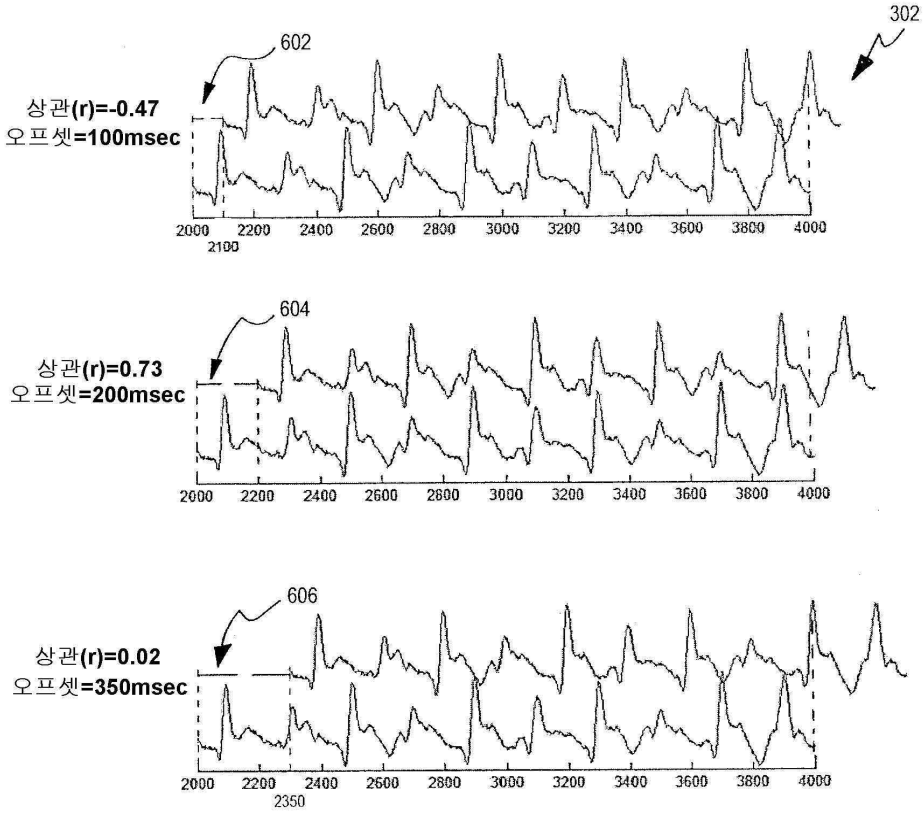
도면4


204
최대 상관(r)=0.81; 오프셋=200msec
진압
402
2000
msec →
4000
최대 상관(r)=0.62; 오프셋=202msec
404
3000
msec →
5000
최대 상관(r)=0.54; 오프셋=205msec
406
4000
msec →
6000

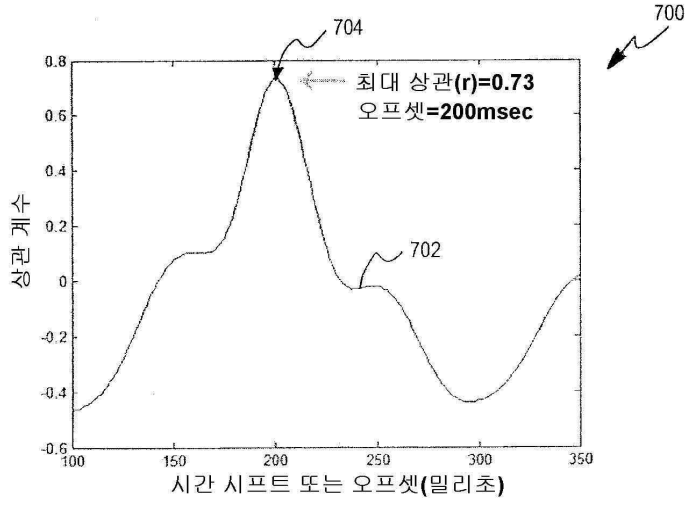
도면5


206
최대 상관(r)=0.43; 오프셋=210msec
진압
502
2000
msec →
4000
최대 상관(r)=0.47; 오프셋=199msec
504
3000
msec →
5000
최대 상관(r)=0.39; 오프셋=200msec
506
4000
msec →
6000

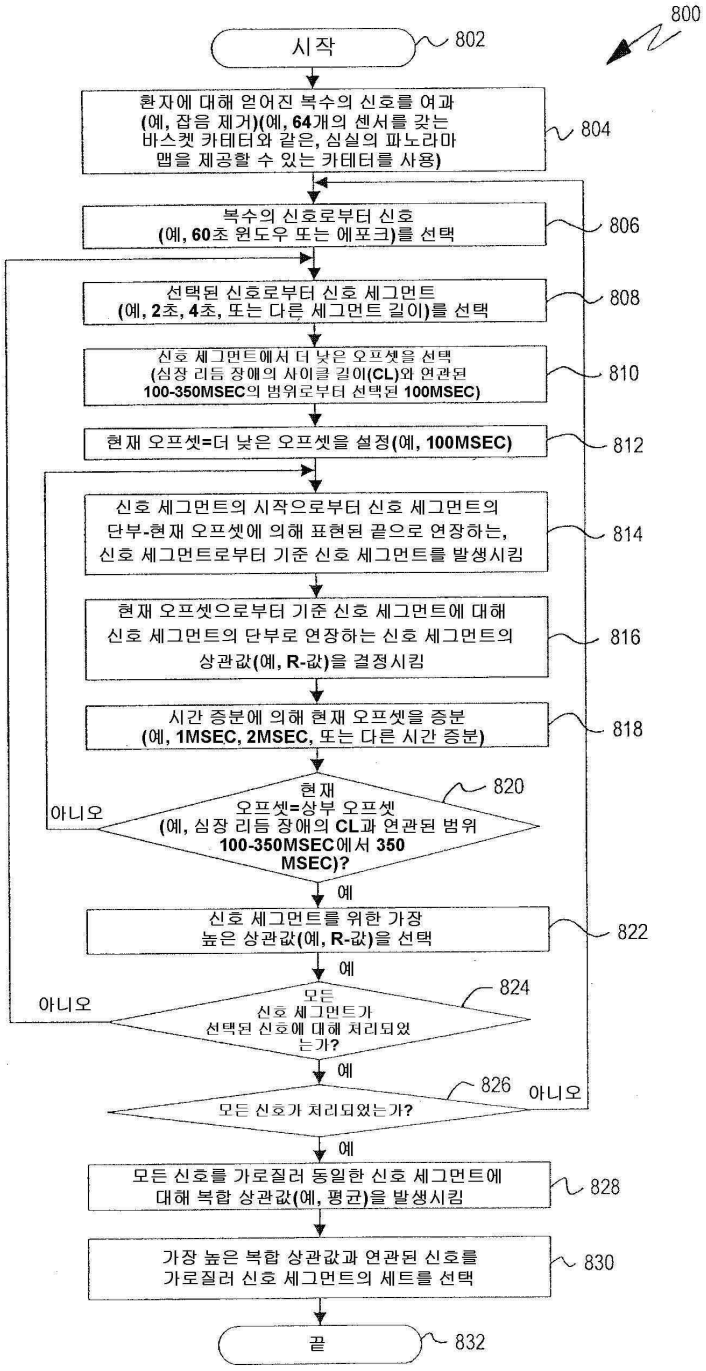
도면6


302
602
상관(r)=-0.47
오프셋=100msec
2000 2200 2400 2600 2800 3000 3200 3400 3600 3800 4000
2100
604
상관(r)=0.73
오프셋=200msec
2000 2200 2400 2600 2800 3000 3200 3400 3600 3800 4000
606
상관(r)=0.02
오프셋=350msec
2000 2200 2400 2600 2800 3000 3200 3400 3600 3800 4000
2350

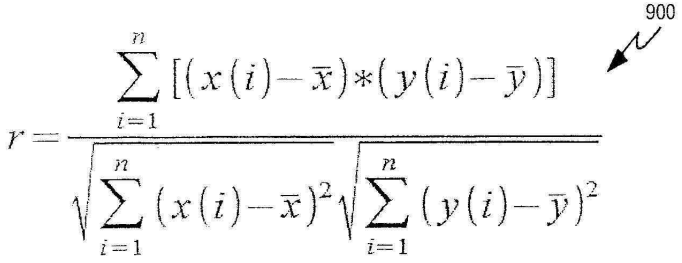
도면7


700
704
최대 상관(r)=0.73
오프셋=200msec
702
상관 계수
0.8 0.6 0.4 0.2 0 -0.2 -0.4 -0.6
100 150 200 250 300 350
시간 시프트 또는 오프셋(밀리초)

도면8



도면9



$$r = \frac{\sum_{i=1}^{n} [(x(i) - \bar{x}) * (y(i) - \bar{y})]}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n} (x(i) - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^{n} (y(i) - \bar{y})^2}}$$

도면10

1000

1002 세그먼트	202 신호 1	204 신호 2	206 신호 3	1006 합	1008 평균	1010 SMR
2-4 msec	$r = 0.73$	$r = 0.81$	$r = 0.43$	1.97	0.66	0.65
3-5 msec	$r = 0.76$	$r = 0.62$	$r = 0.47$	1.85	0.62	0.61
4-6 msec	$r = 0.73$	$r = 0.54$	$r = 0.39$	1.66	0.55	0.54

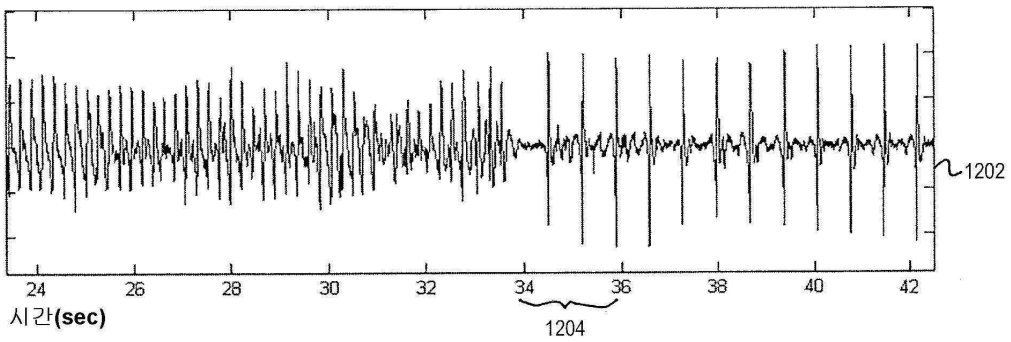
1004

도면11

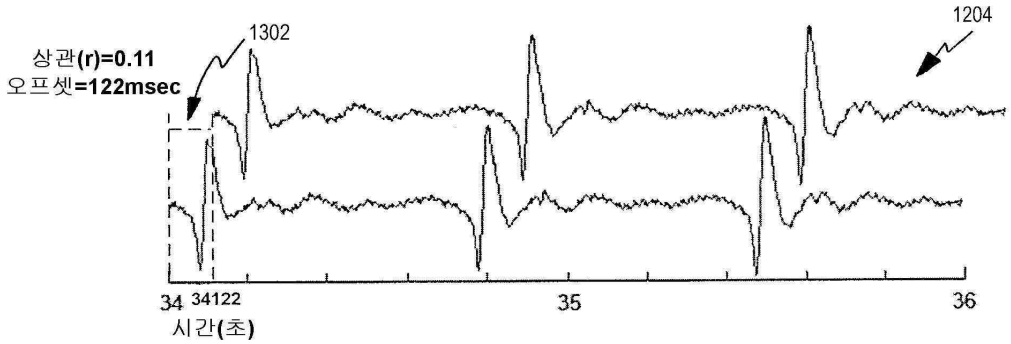
1100

$$SMR = \left[\sum_{i=1}^{n} \sqrt{x_i}/n\right]^2$$

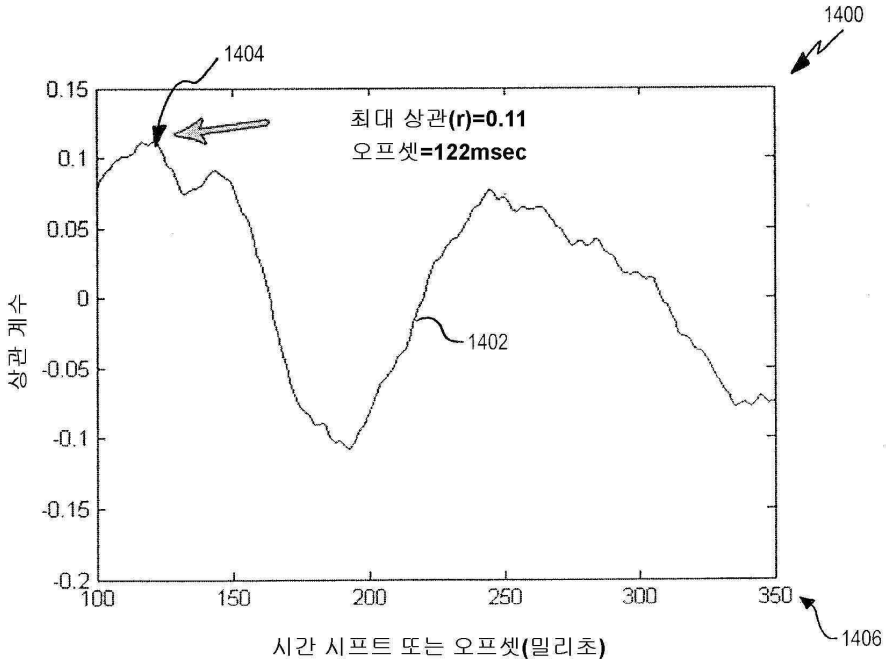
도면12



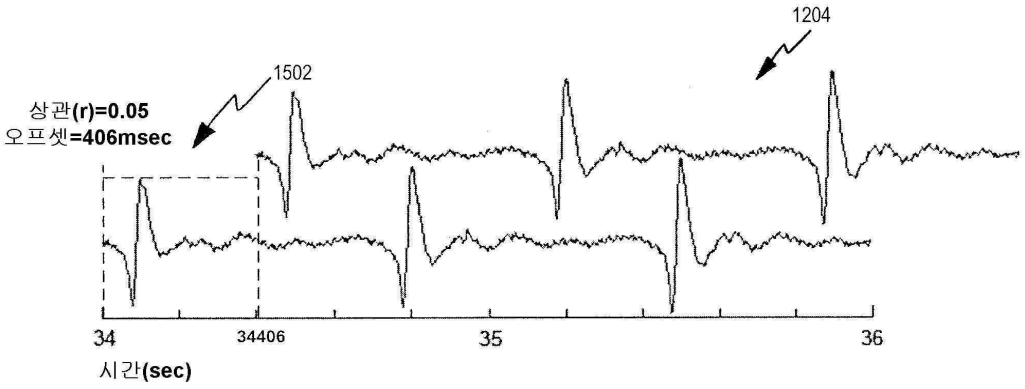
도면13



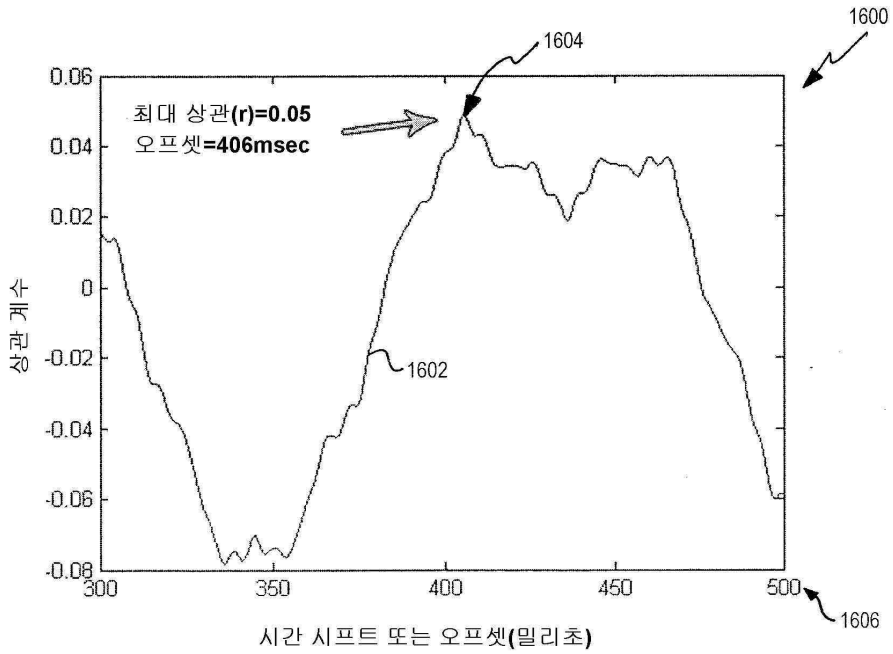
도면14


1400
1404
최대 상관(r)=0.11
오프셋=122msec
1402
1406
상관 계수
0.15
0.1
0.05
0
-0.05
-0.1
-0.15
-0.2
100
150
200
250
300
350
시간 시프트 또는 오프셋(밀리초)

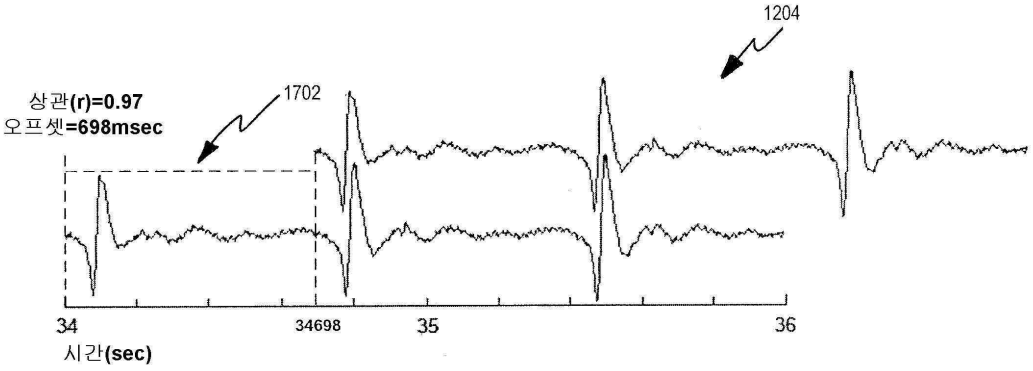
도면15


1204
1502
상관(r)=0.05
오프셋=406msec
34
34406
35
36
시간(sec)

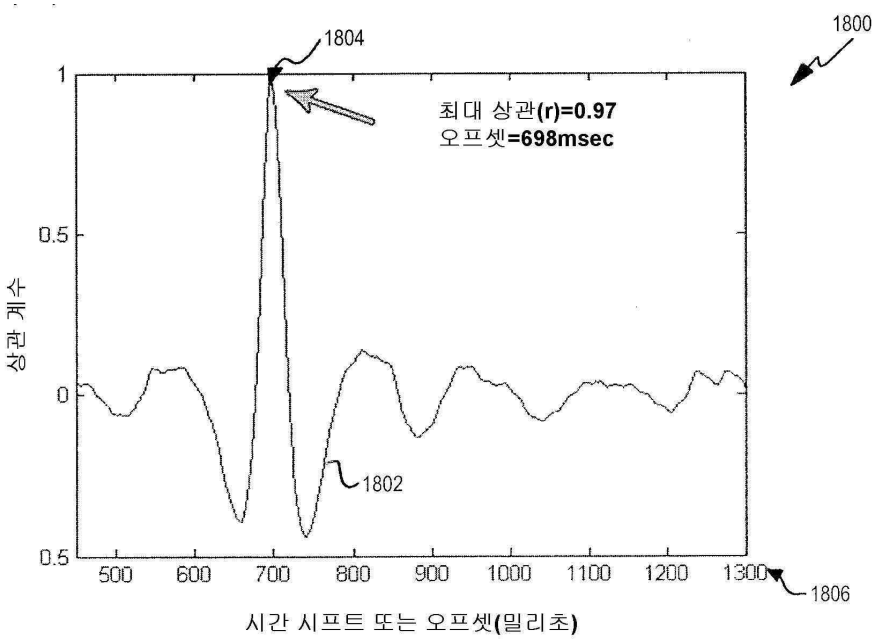
도면16


1600
1604
최대 상관(r)=0.05
오프셋=406msec
0.06
0.04
0.02
0
-0.02
-0.04
-0.06
-0.08
상관 계수
1602
300
350
400
450
500
1606
시간 시프트 또는 오프셋(밀리초)

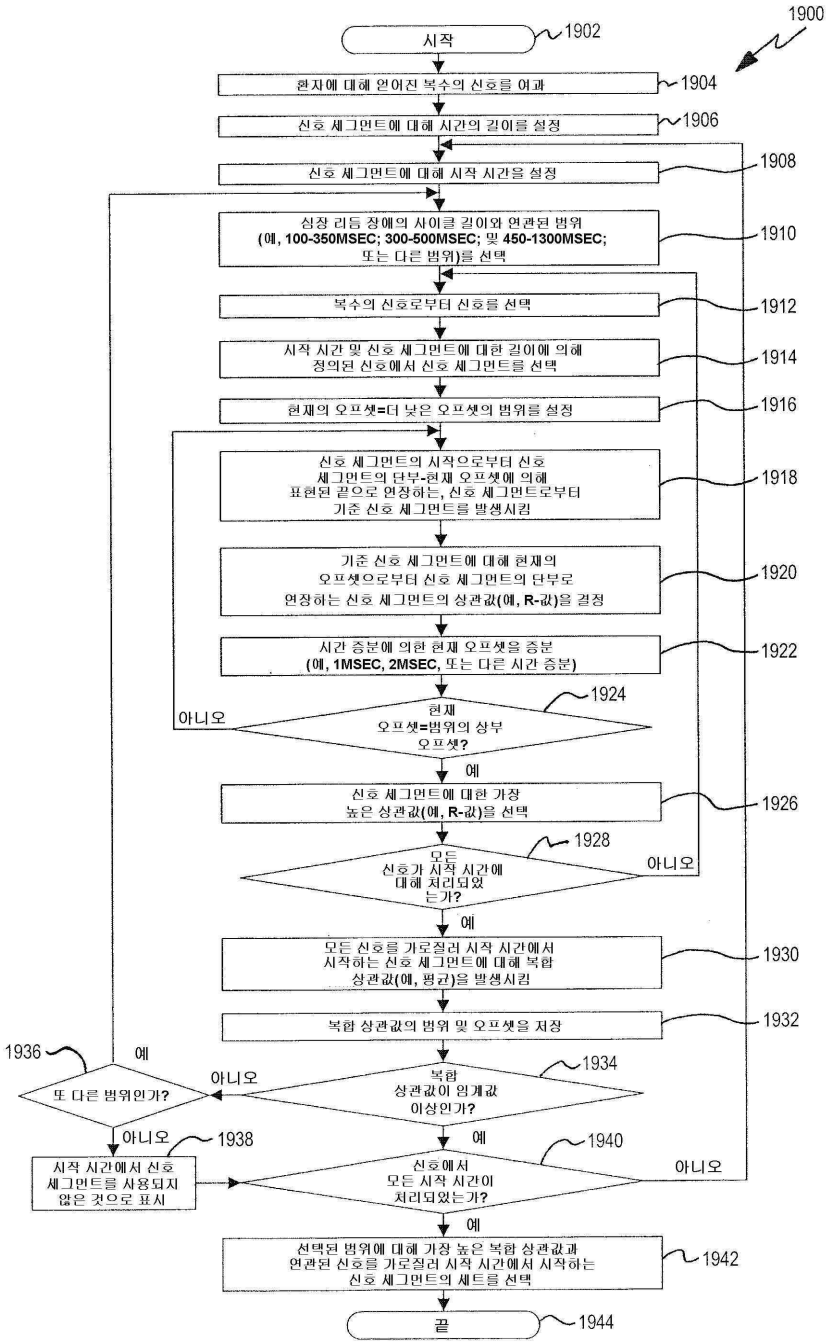
도면17


1204
상관(r)=0.97
오프셋=698msec
1702
34
34698
35
36
시간(sec)

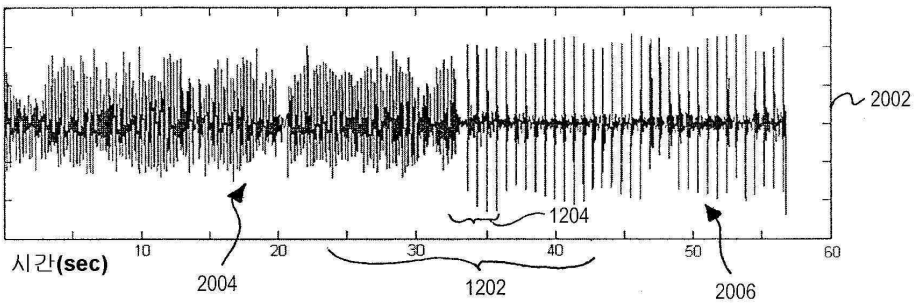
도면18


1800
1804
최대 상관(r)=0.97
오프셋=698msec
1
0.5
0
0.5
상관 계수
1802
500
600
700
800
900
1000
1100
1200
1300
1806
시간 시프트 또는 오프셋(밀리초)

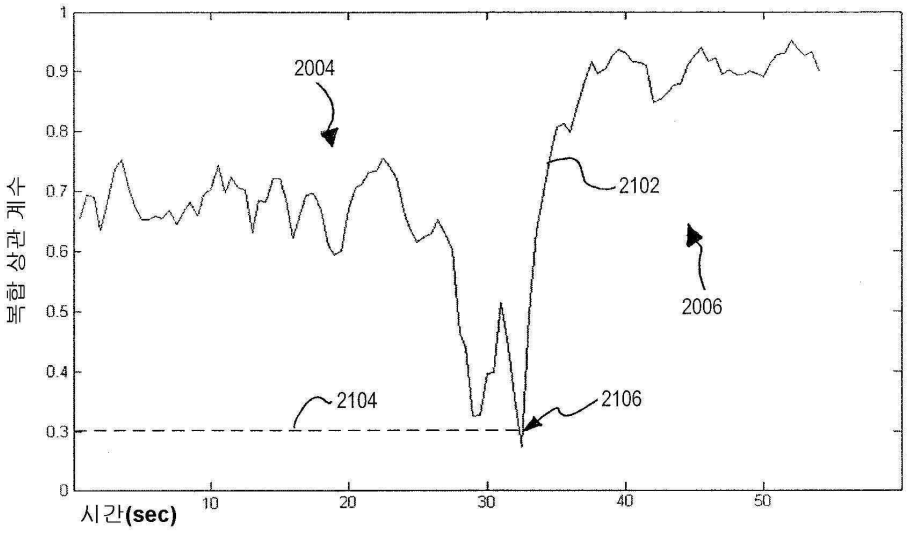
도면19


1900
시작
1902
환자에 대해 얻어진 복수의 신호를 여과
1904
신호 세그먼트에 대해 시간의 길이를 설정
1906
신호 세그먼트에 대해 시작 시간을 설정
1908
심장 리듬 장애의 사이클 길이와 연관된 범위
(예, 100-350MSEC; 300-500MSEC; 및 450-1300MSEC;
또는 다른 범위)를 선택
1910
복수의 신호로부터 신호를 선택
1912
시작 시간 및 신호 세그먼트에 대한 길이에 의해
정의된 신호에서 신호 세그먼트를 선택
1914
현재의 오프셋=더 낮은 오프셋의 범위를 설정
1916
신호 세그먼트의 시작으로부터 신호
세그먼트의 단부-현재 오프셋에 의해
표현된 끝으로 연장하는, 신호 세그먼트로부터
기준 신호 세그먼트를 발생시킴
1918
기준 신호 세그먼트에 대해 현재의
오프셋으로부터 신호 세그먼트의 단부로
연장하는 신호 세그먼트의 상관값(예, R-값)을 결정
1920
시간 증분에 의한 현재 오프셋을 증분
(예, 1MSEC, 2MSEC, 또는 다른 시간 증분)
1922
현재
오프셋=범위의 상부
오프셋?
1924
아니오
예
신호 세그먼트에 대한 가장
높은 상관값(예, R-값)을 선택
1926
모든
신호가 시작 시간에
대해 처리되었
는가?
1928
아니오
예
모든 신호를 가로질러 시작 시간에서
시작하는 신호 세그먼트에 대해 복합
상관값(예, 평균)을 발생시킴
1930
복합 상관값의 범위 및 오프셋을 저장
1932
복합
상관값이 임계값
이상인가?
1934
아니오
예
또 다른 범위인가?
1936
예
아니오
시작 시간에서 신호
세그먼트를 사용되지
않은 것으로 표시
1938
신호에서
모든 시작 시간이
처리되었는가?
1940
아니오
예
선택된 범위에 대해 가장 높은 복합 상관값과
연관된 신호를 가로질러 시작 시간에서 시작하는
신호 세그먼트의 세트를 선택
1942
끝
1944

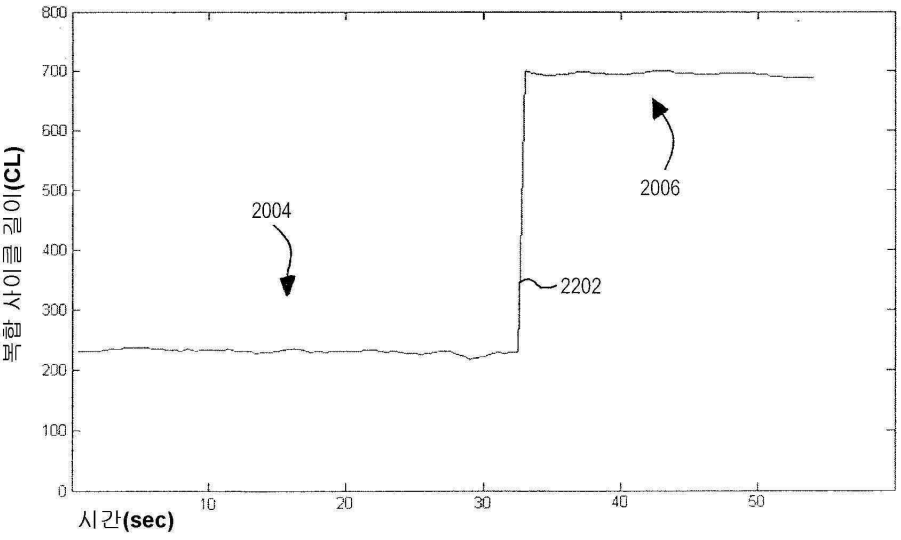
도면20



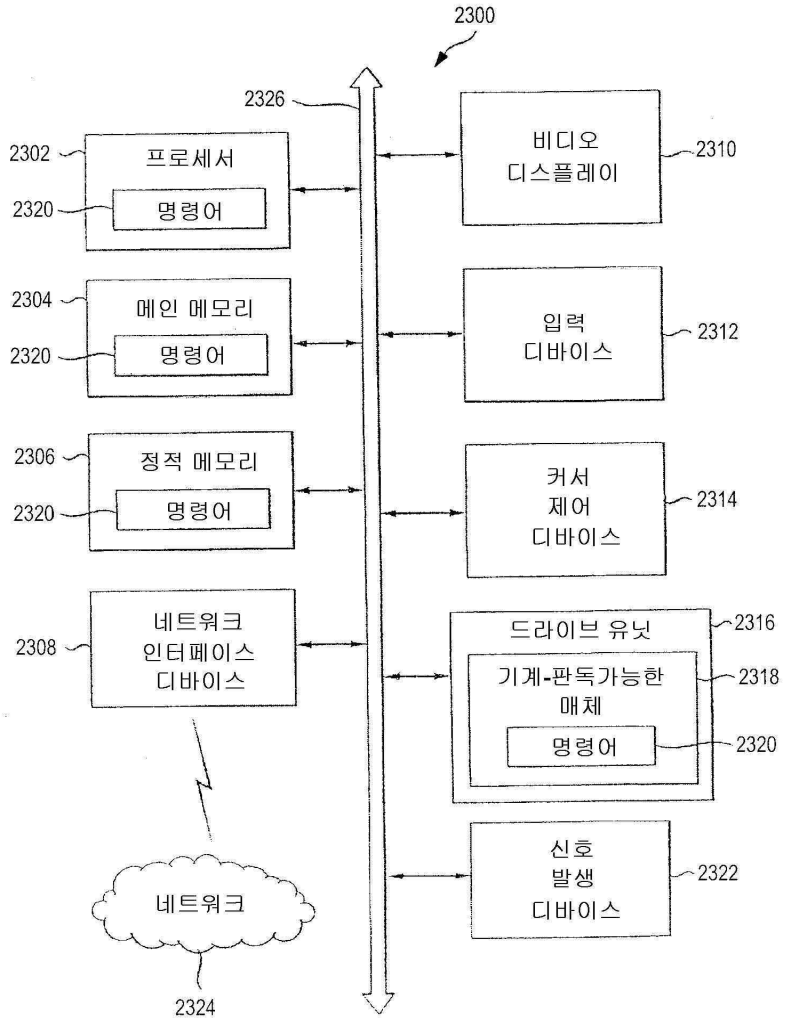
도면21



도면22



도면23


2300
2326
2302
프로세서
2320
명령어
2304
메인 메모리
2320
명령어
2306
정적 메모리
2320
명령어
2308
네트워크
인터페이스
디바이스
네트워크
2324
비디오
디스플레이
2310
입력
디바이스
2312
커서
제어
디바이스
2314
드라이브 유닛
2316
기계-판독가능한
매체
2318
명령어
2320
신호
발생
디바이스
2322