(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년12월07일
(11) 등록번호 10-1683908
(24) 등록일자 2016년12월01일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0402 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01) *A61B 5/0468* (2006.01)
A61N 1/39 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-0108896
(22) 출원일자 2010년11월03일
심사청구일자 2015년06월16일
(65) 공개번호 10-2011-0049725
(43) 공개일자 2011년05월12일
(30) 우선권주장
12/611,679 2009년11월03일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US5704365 B1
US6041250 B1

(73) 특허권자
카디악 사이언스 코포레이션
미국 (우편번호 98021) 워싱턴 보델 몬테 빌라 파크웨이 3303
(72) 발명자
티아그라잔 스리칸스
미국 98021 워싱턴주 보델 몬테 빌라 파크웨이 3303 카디악 사이언스 코포레이션 내
마더 프라보드
미국 98021 워싱턴주 보델 몬테 빌라 파크웨이 3303 카디악 사이언스 코포레이션 내
(74) 대리인
양영준, 안국찬

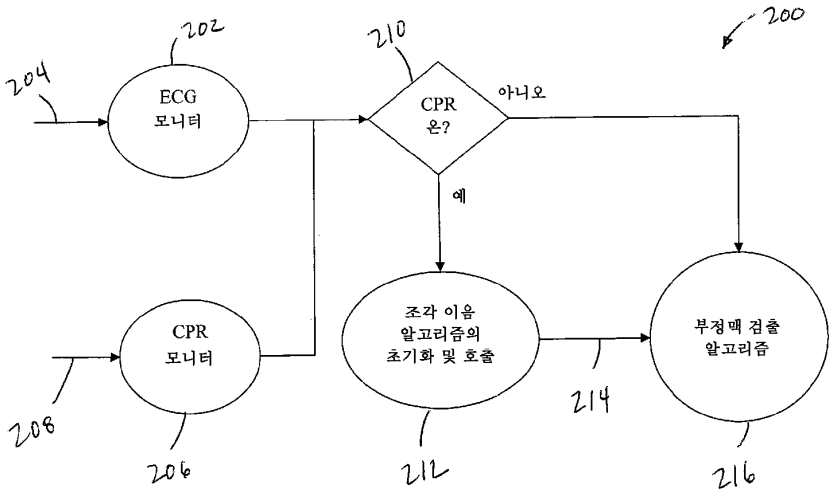
전체 청구항 수 : 총 17 항 심사관 : 유창용

(54) 발명의 명칭 **적응 조각 이음 알고리즘에 의한 심폐소생술 중의 진성 심전도 측정**

(57) 요 약

본 발명은, 실시간 감지된 신호로부터 심폐소생술(CPR)에 의해 유도되는, 신호 아티팩트를 필터링하기 위해 조각 이음 적응 알고리즘(PSAA)을 사용하는 장치 및 방법에 관한 것이다. PSAA는 제2 신호와 높은 상관 관계가 있는 제1 신호에 존재하는 아티팩트 성분을 추산하는 방법이다. PSAA는 제1 및 제2 신호에서 신호 샘플 윈도우를 결정하기 위해 자기상관 및 교차상관 계산을 이용할 수 있다. PSAA는 1차 신호 및 아티팩트 신호 사이에서 결정된 상관 관계를 기초로 하여 1차 신호 세그먼트의 신호 아티팩트를 추산할 수 있다. PSAA는 1차 신호로부터 추산된 신호 아티팩트를 제거할 수 있다. 아티팩트 신호의 부재시, PSAA는 필터를 사용하여 제1 신호에서 아티팩트를 추산할 수 있다. PSAA는, 체외형 자동 심세동제거기, 모니터 세동제거기, 또는 예를 들어 ECG 및 CPR 신호와 같이 높은 상관 관계가 있는 신호를 검지할 수 있는 다른 장치에서 실시될 수 있다.

대 표 도



명 세 서

청구범위

청구항 1

실시간으로 ECG 신호로부터 아티팩트를 필터링하기 위한 장치이며,

심장 조직의 물리적 임펄스를 나타내는 ECG 신호를 감지하기 위한 수단과,

생리학적 기능을 나타내는 아티팩트 신호를 감지하기 위한 수단과,

조각 이음 적응 알고리즘을 사용하여 ECG 신호로부터 신호 아티팩트를 제거하기 위한 수단을 포함하고,

조각 이음 적응 알고리즘은

ECG 신호 및 아티팩트 신호로부터 신호 샘플 윈도우를 선택하기 위한 수단과,

선택된 샘플 윈도우에 기초하여, ECG 신호로부터 1차 ECG 신호 세그먼트를 생성하고 아티팩트 신호로부터 1차 아티팩트 신호 세그먼트를 생성하기 위한 수단과,

1차 ECG 신호 세그먼트와 1차 아티팩트 신호 세그먼트 사이의 관계를 결정하기 위한 수단과,

결정된 관계에 기초하여 1차 ECG 신호 세그먼트 내의 ECG 신호 아티팩트를 추산하기 위한 수단과,

ECG 신호의 1차 신호 세그먼트로부터, 추산된 ECG 신호 아티팩트를 제거하기 위한 수단을 포함하는

장치.

청구항 2

삭제

청구항 3

실시간으로 ECG 신호로부터 CPR 압축 아티팩트를 필터링하도록 구성된 프로세서를 갖는 장치이며,

심장 조직의 물리적 임펄스를 나타내는 ECG 신호를 감지하기 위한 ECG 센서와,

생리학적 기능을 나타내는 아티팩트 신호를 감지하기 위한 아티팩트 센서와,

ECG 센서와 아티팩트 센서에 결합되는 조각 이음 적응 알고리즘 프로세서로서, 아티팩트 신호에 의해 생성된 ECG 신호 아티팩트를 계산하고, 조각 이음 적응 알고리즘을 사용하여 ECG 신호로부터 ECG 신호 아티팩트를 제거하기 위한 조각 이음 적응 알고리즘 프로세서를 포함하고,

조각 이음 적응 알고리즘 프로세서는 상기 조각 이음 적응 알고리즘 프로세서에 작동 가능하게 결합된 메모리에 저장된 명령들을 실행하도록 구성되고, 상기 명령들은,

ECG 신호 및 아티팩트 신호로부터 신호 샘플 윈도우를 선택하고,

ECG 신호로부터 1차 ECG 신호 세그먼트를 생성하고 아티팩트 신호로부터 1차 아티팩트 신호 세그먼트를 생성하고,

1차 ECG 신호 세그먼트와 1차 아티팩트 신호 세그먼트 사이의 관계를 결정하고,

결정된 관계에 기초하여 1차 신호 내의 신호 아티팩트를 추산하고,

1차 신호 세그먼트로부터, 추산된 신호 아티팩트를 제거하는 것을 포함하는

장치.

청구항 4

삭제

청구항 5

실시간으로 ECG 신호로부터 신호 아티팩트를 필터링하기 위한 방법이며,

ECG 센서를 사용하여 심장 조직의 물리적 임펄스를 나타내는 ECG 신호를 감지하는 단계와,

아티팩트 센서를 사용하여 생리학적 기능을 나타내는 아티팩트 신호를 감지하는 단계와,

순 ECG 신호를 생성하기 위해 조각 이음 적응 알고리즘을 사용하여 ECG 신호로부터 신호 아티팩트를 자동 제거하도록 아티팩트 센서 및 ECG 센서에 연결된 조각 이음 적응 알고리즘 프로세서를 사용하는 단계를 포함하고,

조각 이음 적응 알고리즘을 사용하여 ECG 신호로부터 신호 아티팩트를 자동 제거하도록 ECG 센서 및 아티팩트 센서에 연결된 조각 이음 적응 알고리즘 프로세서를 사용하는 단계는,

ECG 신호로부터 제1 신호 샘플 윈도우를 선택하고, 아티팩트 신호로부터 제2 신호 샘플 윈도우를 선택하는 단계와,

제1 신호 샘플 윈도우로부터 1차 ECG 신호 세그먼트를 생성하고, 제2 신호 샘플 윈도우로부터 1차 아티팩트 신호 세그먼트를 생성하는 단계와,

1차 ECG 신호 세그먼트와 1차 아티팩트 신호 세그먼트 사이의 관계를 결정하는 단계와,

상기 관계에 기초하여 제1 ECG 신호 세그먼트 내의 신호 아티팩트를 추산하는 단계와,

1차 ECG 신호 세그먼트로부터 신호 아티팩트를 제거하는 단계를 포함하는

방법.

청구항 6

삭제

청구항 7

제5항에 있어서,

리듬 분석 알고리즘 프로세서를 사용하여 제세동가능 ECG 리듬을 식별하는 단계를 더 포함하는

방법.

청구항 8

제5항에 있어서,

아티팩트 센서를 사용하여, 물리적 임펄스를 나타내는 아티팩트 신호를 감지하는 단계는 조각 이음 적응 알고리즘을 사용하여 ECG 신호로부터 신호 아티팩트를 자동 제거하기 위해 조각 이음 적응 알고리즘 프로세서를 시동하는 단계를 포함하는

방법.

청구항 9

제5항에 있어서,

ECG 신호로부터 제1 신호 샘플 윈도우를 선택하고, 아티팩트 신호로부터 제2 신호 샘플 윈도우를 선택하는 단계는 ECG 신호와 아티팩트 신호 사이의 시간 지연에 따라 균일 및 불균일 크기 신호 샘플 윈도우로 구성되는 그룹으로부터 선택된 신호 샘플 윈도우를 선택하는 단계를 더 포함하는

방법.

청구항 10

제5항에 있어서,

ECG 신호로부터 제1 신호 샘플 윈도우를 선택하고, 아티팩트 신호로부터 제2 신호 샘플 윈도우를 선택하는 단계

는 비정합 신호 샘플 윈도우 시작 및 신호 샘플 윈도우 종료 시간을 사용하여 제1 및 제2 신호 샘플 윈도우를 선택하는 단계를 더 포함하는

방법.

청구항 11

제5항에 있어서,

조각 이음 적응 알고리즘을 사용하여 ECG 신호로부터 신호 아티팩트를 자동 제거하기 위해 ECG 센서 및 아티팩트 센서에 연결된 조각 이음 적응 알고리즘 프로세서를 사용하는 단계는

전위 자기상관 계산을 사용하여 ECG 신호와 아티팩트 신호 사이의 진상 또는 지상을 추산하는 단계를 더 포함하고, 진상 또는 지상 계산은 추가 신호 샘플 윈도우를 선택하기 위한 메모리에 저장되는

방법.

청구항 12

제5항에 있어서,

조각 이음 적응 알고리즘을 사용하여 ECG 신호로부터 신호 아티팩트를 자동 제거하기 위해 ECG 센서 및 아티팩트 센서에 연결된 조각 이음 적응 알고리즘 프로세서를 사용하는 단계는

균등 가중 및 중앙 세그먼트 가중으로 구성되는 그룹으로부터 선택된 가중 체계로 제1 및 제2 신호 세그먼트를 가중하는 단계를 더 포함하는

방법.

청구항 13

제5항에 있어서,

아티팩트 신호는 CPR 압축 신호 및 혈류역학 신호로 구성되는 그룹으로부터 선택되는

방법.

청구항 14

제5항에 있어서,

ECG 신호 및 아티팩트 신호의 평균값을 생성하는 단계를 더 포함하고, 평균값은 매 시간 샘플 윈도우 마다 갱신되는

방법.

청구항 15

제10항에 있어서,

아티팩트 신호의 자기상관 및 아티팩트 신호와 ECG 신호의 교차상관은 지정된 신호 샘플 윈도우 길이 및 신호 샘플 윈도우 중첩에 기초하여 선택된 신호 샘플 윈도우에서 연산되는

방법.

청구항 16

제5항에 있어서,

ECG 신호로부터 제1 신호 샘플 윈도우를 선택하고, 아티팩트 신호로부터 제2 신호 샘플 윈도우를 선택하는 단계는 정합 시작 및 종료 시간을 사용하여 제1 및 제2 신호 샘플 윈도우를 선택하는 단계를 더 포함하는

방법.

청구항 17

제5항에 있어서,

ECG 신호로부터 제1 신호 샘플 윈도우를 선택하고, 아티팩트 신호로부터 제2 신호 샘플 윈도우를 선택하는 단계는 적응 인덱싱 및 세그먼트 기반 회귀로 구성되는 그룹으로부터 선택된 신호 샘플 윈도우 시작 시간 및 신호 샘플 윈도우 종료 시간을 나타내는 체계를 사용하는 단계를 더 포함하는

방법.

청구항 18

제5항에 있어서,

ECG 신호로부터 제1 신호 샘플 윈도우를 선택하고, 아티팩트 신호로부터 제2 신호 샘플 윈도우를 선택하는 단계는 ECG 신호와 아티팩트 신호를 자기상관시키고, ECG 신호와 아티팩트 신호를 교차상관시키고, 신호 샘플 윈도우 시작 시간과 신호 샘플 윈도우 종료 시간을 결정하기 위해 적응 인덱싱 체계를 사용하는 단계를 더 포함하는

방법.

청구항 19

제5항에 있어서,

아티팩트 신호는 등급을 생성하기 위해 시간 도메인 추산을 사용하여 등급화되고, 시간 도메인 추산은 제로-크로싱 및 정점간 진동으로 구성되는 그룹으로부터 선택되며, 상기 등급은 신호-대-잡음 비율의 품질을 나타내며, 추가 리듬 식별을 위한 신뢰 척도를 제공하는

방법.

청구항 20

제5항에 있어서,

아티팩트 신호는 ECG 신호에 대역통과 필터를 적용함으로써 생성되는

방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 일반적으로 심전도(ECG) 신호의 처리를 위한 시스템, 방법 및 장치의 분야에 관한 것이다. 더 구체적으로, 본 발명은 심폐소생술(CPR)에 의해 유발된 ECG 신호에서 아티팩트의 적응 감소를 위한 시스템, 방법 및 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 심장 정지의 발생을 감소시키는데 도움을 주는 외부형 자동 세동 제거기(AED)가 만들어진 지 거의 이십년이 경과되었다. 그 동안, AED는 사무소, 쇼핑 센터 스타디움 및 보행자의 통행이 빈번한 다른 장소들과 같은 공공 장소에서 더욱 널리 보급되었다. AED는 심장 사고의 중대한 초기 단계에서 사전에 도움을 받을 수 없는 공공 장소에서 심장 응급 상황시에 의료적 조치를 시민들이 제공할 수 있도록 해 준다. 최근에, 페인(Payne) 등의 미국 특허 제5,474,574호에 기재된 것과 같은 심실 부정맥 및 제세동 가능하지 않은 심실위 부정맥을 정확하게 검출할 수 있는 완전 외부형 자동 세동 제거기가 돌봄을 받지 않는 환자를 처리하도록 개발되었다. 이러한 장치들은 심실 부정맥으로 고생하는 희생자들을 처리하고, 제세동 가능 부정맥을 실시간으로 검출하는데 높은 감도와 특성을 가진다. 또한, AED는 린(Lin) 등의 미국 특허 제6,658,290호에 개시된 바와 같은 병원 세팅에서 치료 요법을 자동적으로 제공할 수 있는 진단 모니터링 장치로 기능하도록 개발되어져 왔다.

[0003] AED의 분야에 있어서 진전의 추가로서, 인간 생리학을 이해하고 그것이 어떻게 의료에 관련되는 지에 있어서 몇 가지 진전이 있었다. 의학 연구에 있어서 이러한 진전은 신체적 외상(physical trauma)의 발생을 처리하는 프로세스를 작동하는 새로운 프로토콜 및 기준을 개발하는 데 이르렀다. 예를 들어, 세동 제거를 위한 공공의 액세스 프로토콜에 있어서, 최근의 가이드라인은 AED의 사용과 함께 심폐소생술(CPR)의 필요성을 강조하고 있다.

실제로, 심폐소생술 및 응급 심장혈관 처치를 위한 최근의 미국 심장 협회(AHA)의 가이드라인은 제세동 리듬을 검출하고 충격을 가하고 그 다음에 구조자가 즉시 압박을 신속하게 재개하게 함으로써 AED가 응급 응답 프로토콜로 더욱 통합될 수 있음을 제안하고 있다. (심폐소생술 및 응급 심장혈관 처치를 위한 최근의 미국 심장 협회 가이드라인, IV-36, 미국 심장 협회(주), 2005). 또한, 그 가이드라인은 환자의 재평가로 인해 억제 압박의 수를 특히 감소시키고 훈련된 의료 종사자들에게 보다 효과적으로 확실하게 전달하는 방향으로 구조자를 더욱 재훈련시키거나 원조하도록 AED가 개발될 있음을 말하고 있다. 그 가이드라인은 독립적인 연구와 함께 AED 사용을 위해 제안된 방법과 같이 CPR과 함께 제세동을 포함하는 포괄적인 접근에 이르고 있다.

[0004] 현재의 AED는 제세동을 제공하면서 그 가이드라인에 의해 추천된 AED 사용의 현재의 제안된 방법들을 이행하는데 있어서 실용적이지 않다. 현재의 이용가능한 AED의 대부분은 심실 리듬을 분류하는 것을 시도하고 있다. 특히, 현재의 AED는 제세동가능 심실 리듬과 제세동가능하지 않은 다른 모든 리듬 사이에서 구별하는 것을 시도하고 있다. 이러한 심실 리듬의 검출 및 분석은 ECG 파형의 실시간 분석을 요구한다. 따라서, AED의 기능성, 정확성 및 속도는 ECG 파형의 실시간 분석에 사용된 알고리즘 및 하드웨어에 따라 상당히 달라진다.

[0005] 많은 설비에서, 알고리즘은 심박수 계산과, ECG 파형으로부터 유도된 다양한 형태학적 특징은 장(Zhang) 등에게 허여된 미국 특허 제6,480,734호 및 파이네(Payne) 등에게 허여된 미국 특허 제5,474,574호에 개시된 바와 같은 ECG 파형 인자 및 불규칙성에 따라 달라진다. 또한, 충분한 처리 성능을 제공하기 위해, 전류 AEDs는 상기 알고리즘 및 제어 로직을 마이크로컨트롤러에 공통적으로 매립한다.

[0006] 전류 알고리즘 및 특정 하드웨어 설비는 AED의 유효성에 깊은 충격을 줄 수 있다는 점이 알려져 있다. 특히, ECG 신호의 신호-대-잡음 비율이 AED 성능에 큰 영향을 미친다. 예를 들어, 구조 동작 중에, 많은 전류 AEDs에서 실시된 알고리즘은 감지된 심실 리듬을 등급화하기 위한 몇 초간의 순 ECG 신호 데이터가 필요하다. 구조자가 분당 100회에 근접한 소정의 비율로 가슴을 압박하고 이완시키는 심폐소생술 중에, 상기 순 신호 데이터를 습득할 기회는 현저히 감소된다. 실제로, 가슴 압박 및 이완은 ECG 기록에서 상당한 운동 아티팩트가 나타내게 한다. 또한, ECG 신호는 심실부정맥 사태 중 좋지 않은 진폭을 나타내고, 신호-대-잡음 비율을 감소시켜 종종 질이 좋지 않은 또는 사용할 수 없는 신호가 된다. 이러한 조건에서, 부정맥 인지 알고리즘을 존재시키는 것은 적절히 수행할 수 없어 고통받는 자가 위험 상태로 남게 한다.

[0007] ECG 전극 및 아날로그 전단부 회로의 디자인을 변경하여 감각 아티팩트의 영향을 감소시키기 위한 시도가 행해졌다. 하나의 디자인으로는 ECG 증폭기에 하이 패스 컷오프에 대한 로우 컷오프 주파수를 실행한다. 다른 디자인은 아티팩트를 어느 정도 피하기 위한 시도를 하기 위해 매우 높은 공통 모드 제거비(CMRR)를 갖는 차동 증폭기를 사용한다. 그러나, 이러한 디자인에서는 디지털 로직 및 알고리즘을 사용하여 임의의 아티팩트를 제거하기 위해 디지털 도메인에 양질의 신호를 포획할 필요가 있다. 이것은 아날로그를 디지털로의 변환 중에 포화 효과의 결과인 신호의 양이 현재 공지된 기술을 사용하여 회복할 수 없다는 것이 주요 이유이다.

[0008] 전극의 디자인에 부가하여, 전류 알고리즘은 CPR용 현재의 표준 및 실행 하에서 아티팩트 필터링에 효과적이지 않다. 현재의 하나의 도전법은 CPR 압박 사이클 중에도 쇼크식 심박을 식별하기 위해, 그리고 실시간으로 비쇼크식/회복 리듬을 식별하기 위한 것이다. 심장 마비 상태는 중요하기 때문에, 정확하게 심장 마비를 감지하기 위한 계량식 다른 도전법이 있다. ECG 신호에 오류를 일으킬 수 있는 CPR 아티팩트의 식별 및 제거용 다양한 방법이 제안되어 왔다. 예를 들어, 미국 특허 제6,961,612호는 아티팩트를 제거하기 위한 시도에 기준 신호를 사용한다. 미국 특허 제7,039,457호는 기준 신호를 따라 심장 마비 시스템의 동작에 관한 추정에 의존하는 알고리즘을 제공한다. 미국 특허 제6,807,442호는 기준 신호를 제공하기 위해 CPR 동작의 지표로써 복합 센서를 사용한다. 미국 특허 제6,961,612호는 ECG 세그먼트에 CPR 아티팩트의 존재를 식별하기 위해 CPR 동작의 기준 신호 지시를 사용한다. WO/2006/015348에는 중요한 환자 운동을 식별하기 위한 흉강을 통한 임피던스 측정법을 사용한다. 미국 특허 제5,704,365호는 ECG 신호에 대한 잡음 효과를 추산하는 데 복수의 ECG를 사용하는 것이 개시되어 있다. 미국 특허 제7,295,871호에는 선형 예상 필터링 및 순환 최소 자승법을 사용하는 시스템 식별에 대한 주파수 도메인 접근법이 개시되어 있다. 몇몇 최근 연구에서, 케이. 린네버그(K. Rhineberger)는 지연식 기준 신호(lagged reference signal)에 대한 적응성 회귀(adaptive regression)을 소개하고 있다.[린네버그 등, 칼만(kalman)법을 사용한 심실세동 ECG 신호로부터 소생술 제거, 심장학 컴퓨터(2005)] 또 다른 CPR 아티팩트 감지 및 필터링의 방법은 이상(異常)을 제거하기 위해 기준 신호 대신 주파수 변조를 사용하는 것에 초점을 둔다.[아라멘디(Aramendi) 등, 심폐소생술 아티팩트의 존재 시 심실세동 감지, 소생(2007)] 응답 상황에서의 임플리멘팅 케어(implementing care)의 다른 개시 방법은 CPR 동작의 감지 및 식별에 초점을 두고 CPR 압박의 깊이 및 존재를 추산하기 위해 가슴 압박 감지기(EP 1859770 A1) 및 가속도계(미국 특허 제7,122,014호)를

사용한다.

[0009] 그러나, 이러한 플랫폼 또는 방법들은 모두 최신 미국 심장 협회(American Heart Association) CPR 가이드 라인 하에서의 실시간 케어 제공 시 한계 및 우려가 있다. 따라서, ECG 세그먼트의 다양한 범위에 걸쳐 유효한 ECG 신호로부터 CPR 아티팩트를 필터링하는 방법 및 장치는 계산에 의하면 비용이 저렴하고 거의 실시간 분석 및 필터링을 제시하므로, 제세동 가능 및 제세동 불가능 상태를 결정하는 순 ECG 신호를 가능하게 하는 것이 바람직하다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 다양한 실시예들은 실시간으로 감지된 ECG 신호로부터 신호 아티팩트를 필터링하는 방법 및 장치에 대해 개시한다. 다양한 실시예는 ECG 신호로부터 신호 아티팩트를 필터링하는 조각 이음 적응 알고리즘을 이용하는 장치 또는 자동화된 방법을 포함한다. 다양한 실시예들은 특정하게 설계된 컴퓨터 프로세서 또는 마이크로 프로세서와 같은 컴퓨터 하드웨어에서 조각 이음 적응 알고리즘을 실행한다. 다른 실시예들은 비휘발성 컴퓨터 접속형 메모리 상에 조각 이음 적응 알고리즘을 저장한다. 다양한 실시예에 있어서, 하드웨어는 생리학적 신호를 감지하는 센서에 연결된다. 임의의 실시예에 있어서, 센서 중 하나는 ECG 신호를 감지한다. 다른 실시예에 있어서, 다른 센서들은 아티팩트 신호를 감지한다. 아티팩트 신호는 CPR 압축 신호, 혈류역학 신호(hemodynamic signal), 또는 ECG 신호에 아티팩트를 생성할 수도 있는 추가적인 생리학적 기능을 반영하는 다른 신호일 수도 있다. 또한, CPR 아티팩트의 대표적인 신호는 아티팩트의 신체 기원을 나타낼 수 있는 심탄동도(ballistocardiogram), 광학 센서 및 초음파와 같은 감지 기술을 사용하여 얻어질 수 있다.

[0011] 그 다음, 방법 및 장치는 ECG 신호 및 아티팩트 신호로부터 신호 샘플 윈도우를 선택하는 것에 의해 ECG 신호로부터 아티팩트 신호에 의해 생성된 아티팩트를 제거하는 조각 이음 적응 알고리즘을 실행시킬 수 있다. 그 다음, 1차 신호 및 2차 신호 세그먼트는 ECG 신호 및 아티팩트 신호로부터 생성될 수 있다. 1차 및 2차 신호 세그먼트 사이의 관계는 결정된 관계에 기초하여 1차 신호 내의 신호 아티팩트의 제거를 가능케 하는지가 결정될 수 있다. 마지막으로, 다양한 실시예들은 1차 신호 세그먼트로부터 추산된 신호 아티팩트를 제거할 수 있다.

[0012] 다양한 실시예들에 있어서, 제세동 가능 ECG 리듬을 식별하도록 리듬 분석 알고리즘이 사용될 수 있다. 이는 방법 및 시스템이 체외형 자동 심세동제거기(Automated External Defibrillator: AED)와 같은 의료 장치에서 사용되는 것을 가능케 한다. 리듬 분석 알고리즘은 CPR을 위한 최근 방식, 관행 및 가이드 라인에 따르는 연명 치료의 관리를 가능케 할 수 있다.

[0013] 다양한 실시예에 있어서, 아티팩트 신호가 감지될 경우 아티팩트 필터링 프로세스를 실행시키는 것만으로도 방법 및 장치는 필터링 및 감지를 최적화할 것이다. 이러한 방식으로 치료 적용에 대해 요구되는 전력 및 대기 시간이 감소된다. 다른 실시예들에 있어서, 신호 샘플 윈도우는 ECG 신호와 아티팩트 신호 사이의 시간 지연에 따라 균일 및 불균일 크기의 신호 샘플 윈도우에서의 ECG 신호 및 아티팩트 신호로부터 선택된다. 따라서, 방법 및 장치는 생리학 차이의 결과인 지연뿐만 아니라 감각 결함으로 인한 감지의 지연을 처리할 수 있다. 임의의 실시예에 있어서는, ECG 및 아티팩트 신호 내의 신호 세그먼트의 시작 시간 및 종료 시간이 정합할 것이다. 다른 실시예들에 있어서는, ECG 신호 및 아티팩트 신호 샘플 윈도우 시작 시간 및 종료 시간은 세그먼트 회귀 체계에 의해 적응 인덱싱 또는 세그먼트를 이용하는 것에 의해 결정될 것이다.

[0014] 다양한 실시예에서, 조각 이음 적응 알고리즘은 전위 자기상관 계산을 사용하여 ECG 신호와 아티팩트 신호 사이의 진상(phase lead) 또는 지상(phase lag)을 추산한다. 이후에, 이들 추산은 추가 신호 샘플 윈도우 선택 시에 추후 사용을 위해 메모리에 저장될 수 있다. 다양한 실시예에서, 조각 이음 적응 알고리즘은 제1 및 제2 신호 세그먼트를 가중하는 가중 체계를 사용하였다. 소정 실시예에서, 모든 세그먼트는 동일하게 가중된다. 다른 실시예에서는, 중앙 세그먼트 가중을 사용하여, 중앙 신호 세그먼트에 더 큰 가중을 부가한다.

[0015] 다양한 실시예에서, 본 방법 및 장치는 다른 생리학적 프로세스를 지시하는 다른 신호에서 발생되는 아티팩트를 감지할 수 있다. 따라서, 소정의 실시예에서 아티팩트 신호는 혈류역학적 활동의 측정이 된다. 또한, 본 방법 및 장치는 아티팩트 신호의 제공시에 제1 신호 상에 수동 또는 능동 필터링을 사용할 수 있다. 따라서, 소정 실시예에서 ECG 신호가 대역통과 필터를 사용하여 필터링됨으로써 아티팩트 신호를 제공한다. 이들 실시예에서, 본 방법 및 장치는 아티팩트 신호를 필터링하기 위해 단 하나의 감지된 신호만을 필요로 한다. 또한, 소정 실시예에서 아티팩트 신호는 등급을 생성하기 위해 시간 도메인 추산을 사용하여 등급화되고, 시간 도

메인 추산은 제로-크로싱 및 정점간 진동으로 구성되는 그룹으로부터 선택된다. 또한, 소정 실시예에서 상기 등급은 신호-대-잡음 비율의 품질을 나타내며, 추가 리듬 식별을 위한 신뢰 척도를 제공한다.

도면의 간단한 설명

[0016] 도 1은 체외형 자동 심세동제거기(Automatic External Defibrillator)를 도시한 개략도.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 조각 이음 적응 알고리즘을 사용한 체외형 자동 심세동제거기를 도시한 개략도.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 컨볼루션(convolution)을 사용한 조각 이음 알고리즘을 도시한 그래프 도.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 컨볼루션을 사용한 조각 이음 알고리즘의 동작을 도시한 플로우 차트.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 회귀(regression)를 사용한 조각 이음 알고리즘을 도시한 그래프 도.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 회귀를 사용한 조각 이음 알고리즘의 동작을 도시한 플로우 차트.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 가변 윈도우 회귀(variable window regression)를 사용한 조각 이음 알고리즘을 도시한 그래프 도.

도 8a는 본 발명의 일 실시예에 따른 조각 이음 알고리즘의 구현을 도시한 개략도.

도 8b는 본 발명의 일 실시예에 따른 조각 이음 알고리즘의 구현을 도시한 개략도.

도 8c는 본 발명의 일 실시예에 따른 조각 이음 알고리즘의 구현을 도시한 개략도.

도 8d는 본 발명의 일 실시예에 따른 조각 이음 알고리즘의 구현을 도시한 개략도.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 심세동제거기 내로 통합된 조각 이음 알고리즘을 도시한 개략도.

도 10a는 CPR 아티팩트에 의해 변질된(corrupted) 심실 빈맥(ventricular tachycardia) 파형을 도시한 그래프 도.

도 10b는 변질 및 노이즈 파형을 도시한 그래프 도.

도 10c는 본 발명의 일 실시예에 따른 조각 이음 알고리즘을 사용한 회복된 심실 빈맥 파형을 도시한 그래프 도.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 조각 이음 적응 알고리즘을 사용한 체외형 자동 심세동제거기를 도시한 개략도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0017] 배경 기술에서 언급한 바와 같이, 심폐소생술 및 긴급 심혈관 관리(Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care)를 위해 개정된 AHA 가이드라인을 만족시키기 위한 시도로 몇 가지 알고리즘이 현재의 AED에서 실시되어 왔다. 한 실시예로서는, 도 1에 도시된 바와 같은 알고리즘을 포함하는 AED의 통상의 도식적인 관계로 본 명세서에서 간단히 검토된 적응 필터 기술(adaptive filter technology)이 있다.

[0018] 적응 필터가 몇몇 알고리즘을 사용하여 실시될 수 있지만, 최소 평균 자승 알고리즘[Least Mean Square(LMS) algorithm]와 그 파생 알고리즘이 가장 빈번하게 사용된다. LMS 적응 필터에 있어서, 평균 자승 비용 함수는 $\xi = E[e^2(n)]$로 가정된다. 다음에 적응 필터는 최대 구배 알고리즘(steepest gradient algorithm)을 사용하여 순간 자승 에러(instantaneous squared error)[$\xi(n)$]를 최소화한다. 이 알고리즘은 스텝 사이즈(μ)로 부의 구배 방향(negative gradient direction)으로 계수 벡터(coefficient vector)를 갱신한다. 예컨대, FIR 적응 필터의 경우에 있어서:

[0019] [수학식 A]

[0020] $$w(n+1) = w(n) - \mu 2.N \xi(n)$$

[0021] 여기서, 가중치(weights) w(n)는 모든 샘플에 적용될 수 있다. 많은 적응 알고리즘에서 사용되는 다른 알고리즘은 회귀 최소 자승 알고리즘[Recursive Least Square(RLS) algorithm]이다. RLS 알고리즘에 있어서, 비용 함수는 다음 식으로 주어진다:

[0022] [수학식 B]

$$\xi^d(k) = \sum_{i=0}^{k} \lambda^{k-i} e^2(i)$$
$$= \sum_{i=0}^{k} \lambda^{k-i} \left[d(i) - x^T(i) w(k) \right]$$

[0023]

[0024] 계산적으로, $\{w(n)\}$ 값에 대한 업데이트는 적응 필터에 기초한 LMS 및 RLS 모두에 대한 모든 샘플에서 이루어져야만 한다. 이러한 계산법은 매우 비용이 높고 매 업데이트에 대해 중복 계산을 필요로 한다. 또한, 모든 윈도우에서 모든 샘플에 대해 이루어지는 계산을 조정할 방법이 존재하지 않는다. 추가로, 적응 알고리즘은 안정화 시간을 가지고, 최소 에러 출력 또는 사용 가능 신호(노이즈 제거)를 위한 안정화 시간은 몇 초가 걸린다. 안정화 시간은 또한 LMS 알고리즘에 대한 μ, RLS 알고리즘에 대한 변수 λ 및 중량의 초기값에 의존한다.

[0025] CPR 아티팩트 제거 문제에 있어서, ECG 및 CPR 신호의 가변성은 적응 프로세스에 복잡성을 부가한다. ECG 신호는 심실 빈맥(VT)으로부터 심실 세동(VF)(Ventricular Fibrillation), 미세한 심실 세동 및 심장 수축으로 변화한다. 또한, 리커버리 신호도 심장 수축으로부터 미세한 VF, VT 및 상심실성 빈맥(SVT)(supraventricular tachycardia) 등으로 변화한다. 이들 모든 파형의 주파수 및 진폭은 그 자체 내에서 상당한 변동을 보인다. 이들 변동의 정상에서는, 압축 및 팽창과 같은 CPR 아티팩트가 구조원 사이에서 그리고 CPR의 특정 사이클 동안에도 넓게 변화한다. 또한, 압축 및 팽창의 실제 진폭도 넓게 변화한다. 기본적으로, CPR 아티팩트와 정합된 심실 신호의 가변성은 적응 필터가 안정화하는 것을 방해하여, 이러한 접근을 구현하는 장치의 작동 커패시티를 감소시킨다.

[0026] 이러한 현재 적응 필터 기술의 가능성 및 단점에 대한 이해를 가지고, 본 발명의 실시예를 이후 설명한다.

[0027] 다른 실시예는 조각 이음 적응 알고리즘(PSAA)을 사용하여 ECG 신호를 디노이징(denoising)하는 해결 방안을 제공한다. 다양한 실시예에 있어서, PSAA는 감지된 심실 신호를 효과적으로 분석 및 클리닝하기 위해 비연속 회귀 및/또는 비연속 디컨볼루션(deconvolution)을 이용할 수도 있다.

[0028] 다양한 실시예에 있어서, PSAA는 CPR 액티비티를 측정하는 장치로부터 수신된 기준 신호를 이용한다. 이들 실시예는 PSAA가, 감지된 ECG와 CPR 액티비티를 연관시키기 위해 이후에 사용될 수 있는, 모든 CPR 액티비티의 기선(baseline) 또는 기준을 가지는 것을 허용한다. CPR 신호 획득에 사용되는 획득 방법론, 근원(origin), 샘플링 기술, 필터링 방법 및 센서는 ECG 신호 획득에 사용되는 것을 반영한다. 예를 들어, 통상 모드 ECG는, CPR 액티비티의 적절한 표현을 확보하기 위해 CPR 기준 신호를 결정하는데 이용될 수도 있다. 동일한 기술을 사용함으로써, CPR 기준 신호는 ECG 신호 기준과 일대일로 맴핑될 수도 있고, 이는 ECG 데이터와의 CPR 데이터의 즉각적인 연관성을 낳는다. 다를 실시예는 기계적인 가속, 속도 또는 거리 측정으로부터 발생되는 기준 신호를 이용할 수도 있다. 그러나, 대체 기준 신호의 이용 시, ECG의 아티팩트 성분과 기준 신호 사이에서 가능한 인과 관계에 기인하여 정확도가 떨어질 수도 있다. 따라서, 실시예는 정확도를 향상시키기 위해 시계열(time series) ECG와 함께 시계열 CPR 기준을 이용할 수도 있다.

[0029] CPR 기준 신호와 ECG 신호를 측정함에 있어서 동일한 방법론을 이용하여 정밀도를 향상시키는 한, 감지된 신호는 샘플 프레임 내에서 일대일로 정렬하지 않을 수도 있다. 어느 정도는, 이는 다양한 신체 조직을 통해 기계적 또는 전기적 신호가 전파되기 때문일 수도 있다. 예를 들어, 근육 세포를 통한 전도는 신호 내에 있어서 왜곡을 생성할 수 있다. 이러한 상황에서, ECG 및 CPR 신호를 감지하는데 사용되는 방법들은 감지 장치에서의 차이 또는 다른 시스템 요구 조건들로 인해 약간 상이할 수도 있다. 그러나, 이러한 차이가 아무리 경미하더라도 지연(delay)을 또한 유발할 수 있고, 결과적으로 일대일 상관 관계가 부족하게 된다. 다양한 실시예들은 컨볼루션 또는 전달 함수를 이용하여 CPR 신호와 ECG 신호 사이의 관계를 결정하는 것을 보조할 수 있다. 이는 하나의 시계열에서의 다중 샘플의 상관 관계가 다른 시계열에 대해서도 가능하게 한다. 예를 들어, ECG 신호의 아티팩트(artifact) 성분에 있어서 하나 이상의 샘플의 세그먼트는 CPR 기준 신호에서의 유사한 크기의 세그먼트에 상관지어질 수 있다. 일단 설정되면, CPR 기준 신호와 ECG 신호 사이의 관계는 ECG 신호로부터 아티팩트를 제거하는데 이용될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 순시성 디믹싱(demixing) 및 디컨볼루션 알고리즘이 ECG

신호로부터 CPR 아티팩트를 제거하는데 이용될 수 있다.

[0030] 본 발명을 이해하기 위하여, ECG 및 CPR 시그널링에서의 지배 원리 및 다양한 신호들에 대한 소정의 논의가 이루어져야 한다. 이러한 원리들 및 이들이 어떻게 관계되는지 이해한 후, 본 발명의 다양한 실시예들의 추가적인 평가가 이루어져야 한다.

[0031] ECG 신호, ECG 신호에 영향을 주는 아티팩트 성분 신호 및 기준 신호 등의 신호들은 확률적 (또는) 랜덤 신호로 간주된다. 이러한 신호들은 임의로 재생할 수 없다. 확률적 신호를 나타내는 주요 통계 파라미터로는 평균, 분산 및 자기 공분산(autocovariance)이다.

[0032] 실제 신호 처리 또는 시계열 추산은 신호들이 에르고딕성(ergodicity)을 나타낼 때에만 가능하다. 확률적 신호는 그의 모든 통계적 특성이 충분히 큰 유한 길이의 싱글 리얼라이제이션(single realization)으로부터 추산될 수 있다면, 에르고딕 신호로 한정된다. 에르고딕 신호와 관련하여, 리얼라이제이션의 길이가 무한대로 감에 따라, 시평균은 극한에 있어서의 예상 연산자(expectation operator)를 통해 유도된 앙상블 평균과 동일해진다.

[0033] 리얼 에르고딕 신호에 대하여 다음과 같은 추산 공식이 있다.

수학식 1

[0034] $$m_x = \lim_{M\to\infty} \frac{1}{2M+1} \sum_{n=-M}^{M} x[n]$$

수학식 2

[0035] $$\sigma_X^2 = \lim_{M\to\infty} \frac{1}{2M+1} \sum_{n=-M}^{M} (x[n]-m_x)^2$$

수학식 3

[0036] $$\gamma_{XX}[\ell] = \lim_{M\to\infty} \frac{1}{2M+1} \sum_{n=-M}^{M} (x[n]-m_X)(x[n+\ell]-m_X)$$

[0037] 상기와 같은 극한 연산을 하는 대신, 아래와 같은 유한의 합이 이용될 수 있다.

수학식 4

[0038] $$\hat{m}_X = \frac{1}{M+1} \sum_{n=0}^{M} x[n]$$

수학식 5

[0039] $$\hat{\sigma}_X^2 = \frac{1}{M+1} \sum_{n=0}^{M} (x[n]-m_X)^2$$

수학식 6

[0040] $$\hat{\gamma}_{XX}[\ell] = \frac{1}{M+1}\sum_{n=0}^{M}(x[n]-m_X)(x[n+\ell]-m_X)$$

[0041] 랜덤 신호에 대하여, 자기상관 (또는) 자기 공분산 함수는 매우 중요한 역할을 한다. ECG 신호 *{ecg(n)}*가 *{s(n)}* 및 *{r(n)}*[여기서, *{s(n)}*은 순 신호 성분이고, {r(n)}는 랜덤 노이즈 성분을 나타냄]의 중첩으로 만들어진다고 가정하면, 그 자기상관은 아래와 같이 표현될 수 있다.

수학식 7

[0042] $$E\{ecg[n]ecg[n+\ell]\} = E\{(s[n]+r[n])(s[n+\ell]+r[n+\ell])\}$$
$$= E\{s[n]s[n+\ell]\} + E\{s[n]r[n+\ell]\} + E\{r[n]s[n+\ell]\} + E\{r[n]r[n+\ell]\}$$

[0043] *{ecg[n]}* 및 *{r[n]}*은 상관 관계가 없기 때문에, 수식 (7)은 아래와 같이 축소된다.

수학식 8

[0044] $$E\{ecg[n]ecg[n+\ell]\} = E\{s[n]s[n+\ell]\} + \sigma_r^2$$

[0045] 따라서, 랜덤 비상관 노이즈를 dc 성분으로 제한할 때,자기상관은 다양한 실용적인 상황에서 신호의 내용을 보존한다. 이러한 이유로, 자기상관 및 교차상관은 랜덤 신호 특성 및 다른 신호와의 그의 상호 작용을 분석하기 위해 랜덤 신호 추산 문제에서 사용된다. 이는 랜덤 신호 특성을 분석 및 추산하는데 원신호를 사용하는것보다 도움이 된다.

[0046] 이러한 이해를 바탕으로, 본 명세서에 개시된 발명에 대한 평가가 이루어질 수 있다. 심장폐소생술(Cardiopulmonary Resuscitation; CPR)을 하는 동안 관측된 ECG 신호를 *{y(n)}*이라고 가정하면, 이는 앞선 ECG 신호 성분 *{ecg(n)}* 및 비상관 광대역 노이즈 $\{N_1(n)\}$와, 아티팩트 성분$\{a_1(n)\}$의 조합으로 이루어진다. CPR 활동을 나타내는 CPR 기준 신호를 *{x(n)}*이라고 가정하자. 수학적으로 이들 관계들은 아래와 같이 표현될 수 있다.

수학식 9

[0047] $$\{y(n)\} = \{ecg(n)\} + \{a_1(n)\} + \{N_1(n)\}$$
$$\{x(n)\} = \{b(n)\} + \{a_2(n)\} + \{N_2(n)\}$$

[0048] 앞서 언급한 바와 같이, 다양한 실시예에서는, CPR이 수행될 때, *{y(n)}*는 체외형 자동 심세동제거기 전극으로부터 기록 관측된 ECG 신호를 지칭하고, *{ecg(n)}*는 진(true) ECG 성분을 나타내며, $\{a_1(n)\}$은 관측된 ECG에서 보여지는 아티팩트 성분을 나타낸다. $\{N_1(n)\}$ 및 $\{N_2(n)\}$는 임의의 전자 센서 시스템에서 항상 제공되는 무관(uncorrelated) 광 대역 노이즈를 나타낸다. CPR이 수행되지 않을 때에는, 아티팩트 성분 $\{a_1(n)\}$이 제로(zero)일 것이다. 다른 실시예에서는, *{x(n)}*이 CPR 활동(activity)의 표시인, CPR 기준 신호를 나타내며, 모든 상황에서 제로에 매우 가까울 바셀린(baseline) 활동 성분 *{b(n)}*와, CPR 센서에 의해 기록된 실제 아티팩트 신호$\{a_2(n)\}$와, 무관 광 대역 노이즈$\{N_2(n)\}$로 구성된다. 다양한 실시예에서, CPR 활동이 일어나지 않을 때,

$\{x(n)\}$은 제로이다. 따라서, 다양한 실시예에서, 아티팩트 $\{a_1(n)\}$는 $\{x(n)\}$을 사용해 제거하여 $\{y(n)\}$로 추산되어서, 순 ECG 신호$\{ecg(n)\}$이 된다.

[0049] 다양한 실시예에서, 추가적인 제한 조건은 시간 도메인(time domain)에서의 전체 작업 수행을 제한하는 것이다. 데이터를 다수의 작은 윈도우 내로 윈도윙(windowing)하는 것은 실시간 알고리즘을 수행할 기회를 제공하여서 AED가 생명 구출 작업에서 이러한 분석을 수행할 수 있게 해준다.

수학식 10

$$E\left[x(n)x^T(n)\right] = R_{xx}(0) = \text{x의 자기상관, 및}$$

[0050] $$E\left[x(n)y^T(n)\right] = R_{xy}(0) = \text{y와 x 사이의 교차상관}$$

[0051] 상기 2개의 관계식을 확장하여, 아래 식에 도달한다.

수학식 11

$$R_{xx}(0) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x(n) \text{ 및}$$

[0052] $$R_{xy}(0) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)y(n)$$

[0053] 바꾸어 말하면, 위의 계산은 자기상관(auto-correlation, ACS) 및 교차상관(cross-correlation, CCS) 시퀀스(sequence)를 위한 계산의 서브 세트(subset)이다.

수학식 12

$$R_{xx}(\ell) = \frac{1}{M+1}\sum_{n=0}^{M}(x[n]-m_X)(x[n+\ell]-m_X) \text{ 및}$$

[0054] $$R_{xy}(\ell) = \frac{1}{M+1}\sum_{n=0}^{M}(x[n]-m_X)(y[n+\ell]-m_Y)$$

[0055] 다양한 실시예는 CPR 기준 신호$\{x(n)\}$를 관측된 ECG 신호$\{y(n)\}$과 관련시키는, 임펄스 응답$\{h[n]\}$과 함께 안정된 선형 시불변 시스템(LTI, linear time-invariant system) 이산 시간(discrete-time) 시스템을 활용한다. 이러한 실시예는 이하의 식에 의해 입력-출력 관계를 규정한다.

수학식 13

$$y[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h[k]x[n-k]$$

[0056]

[0057] 또한, 이러한 실시예에서는, 수식(12)에 규정된 바와 같은 ACS가 즉시 계산(immediate calculation)의 경계값 내인 것으로 알려져 있다고 가정한다. 이러한 가정의 결과가 수식(12)에 나타내어진 바와 같은 CCS이며, 이하와 같이 계산된다.

수학식 14

$$r_{yx}[\ell] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} y[n]x[n-\ell]$$

[0058]

[0059] 수식(13)을 수식(14)에 대입하면, 이하를 얻는다.

수학식 15

$$\begin{aligned} r_{yx}[\ell] &= \sum_{n=-\infty}^{\infty}\left(\sum_{k=-\infty}^{\infty} h[k]x[n-k]\right)x[n-\ell] \\ &= \sum_{k=-\infty}^{\infty} h[k]\left(\sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n-k]x[n-\ell]\right) \\ &= \sum_{k=-\infty}^{\infty} h[k]r_{xx}[\ell-k] \end{aligned}$$

[0060]

[0061] 다양한 실시예에서, 인과적인 유한-길이(causal finite-length)가 길이(N)의 임펄스 응답을 주며, 수식(15)이 이하로 유도된다는 가정을 한다.

수학식 16

$$r_{yx}[\ell] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k]r_{xx}[\ell-k]$$

[0062]

[0063] 이러한 방식으로, ACS 및 CCS 모두에서, $r_{xx}[1]$ 및 $r_{yx}[1]$이 연산된다. 이후, ACS 및 CCS이 제공되어, 시스템 식별(또는) 임펄스 응답 평가가 실행된다.

[0064] 다양한 실시예에서, 측정 ECG 신호$\{y[n]\}$ 및 CPR 기준 신호$\{x[n]\}$의 임펄스 응답 샘플$\{h[n]\}$을 연산하는 순환 관계는 ACS$\{r_{xx}[1]\}$와 CCS$\{r_{yx}[1]\}$ 사이의 임펄스 응답 샘플$\{h[n]\}$을 얻는 단계와 동일하게 제공된다. ACS 및 CCS를 사용하는 것은 CPR 기준 신호$\{x[n]\}$ 및 측정 ECG 신호$\{y[n]\}$를 사용하는 것과 동일한 정보를 제공하며, 또한 측정 ECG 신호$\{y[n]\}$에의 비관련 노이즈의 충격을 감소시키는 추가 장점도 갖는다.

[0065] 이하의 반복되는 계산은 ACS$\{r_{xx}[1]\}$ 및 CCS$\{r_{yx}[1]\}$의 값으로부터 임펄스 응답 샘플$\{h[n]\}$을 연산하는 것을 도와 준다.

수학식 17

$$h[0] = \frac{r_{yx}[0]}{r_{xx}[0]} \quad \text{및} \quad h[n] = \frac{r_{yx}[n] - \sum_{k=0}^{n-1} h[k]r_{xx}[n-k]}{r_{xx}[0]}, n \geq 1$$

[0066]

[0067] 따라서, 아티팩트 $\{a_1(n)\}$는 CPR 기준 신호$\{x(n)\}$ 및 관측된 ECG 신호$\{y(n)\}$ 사이의 관계로부터 추산되거나 재구성된다. 그리고 나서, 아티팩트는 수식(9)에서 나타내어진 모델에 나타내어진 바와 같이, 순 ECG 신호 $\{ecg[n]\}$를 얻기 위해 관측된 ECG 신호$\{y(n)\}$에서 감하여진다.

[0068] 다양한 실시예에서는, 연속 출력 신호$\{ecg[n]\}$를 생성하기 위해, CPR로 인해 추산된 아티팩트의 제거 후에, 오버랩된 윈도윙이 사용된다. 정확한 오버랩 세그먼트가 식별될 수 있으며, $\{h_i[n]\}$, $\{h_{i+1}[n]\}$ 등의 임펄스 응답

으로 인한 기여(contribution)가 평가된다. 적절한 가중(weighting)은 중간 출력에서의 갑작스런 점프 즉, 재구성된 아티팩트 성분 $\{a_1[n]\}$이 없다는 것을 보장한다.

[0069] 도 2를 참조하여, PSAA를 사용하는 시스템(200)의 실시예를 설명한다. 다양한 실시예에서, 시스템은 ECG 신호(204)를 수신하는 ECG 모니터(202)를 사용할 수 있다. ECG 모니터(202)는 본체에 배치된 센서로부터의 ECG 신호(204)를 모니터하거나 또는 기록할 수 있다. ECG 모니터(202)는 ECG 신호(204)를 분석하여 추가의 프로세싱을 위해 조정할 수 있다. 또한, ECG 모니터(202)는 CPR 압축과 같이 취해지는 추가 활동으로 인해 존재하는 기형(anomalies) 또는 아티팩트를 식별할 수 있다. 다양한 실시예는 CPR 신호(208)를 분석하는 CPR 모니터(206)를 가질 수 있다. CPR 신호(208)는 실행되는 CPR 작동의 독립 지수를 제공할 수 있다. 또한, CPR 모니터(206)는 추가의 프로세싱을 위해 CPR 신호(204)를 조정할 수 있다. 이후, 시스템(200)은 PSAA가 필요한지 여부를 결정하기 위해 판단 로직(210)을 사용할 수 있다. CPR 신호(208)가 존재한다고 결정하는 경우, 로직(210)은 PSAA 알고리즘(212)을 초기화하고 호출할 수 있다. 이후, PSAA 알고리즘(212)은 CPR 아티팩트가 제거된 ECG 신호(214)를 제공하기 위해, ECG 신호(204) 및 CPR 신호(208)를 취하여 ECG 신호(204)로부터 CPR 신호(208)를 제거할 수 있다. 이후, ECG 신호(214)는 부정맥 검출 알고리즘(216)과 같은 시스템(200)의 다른 알고리즘으로 진행될 수 있다. 특정 실시예에서, CPR 신호(208)가 존재하지 않은 경우, 이후 로직(210)은 PSAA 알고리즘(212)을 초기화하지 않고 시스템(200)은 부정맥 검출 알고리즘(216)과 같은 다른 알고리즘으로 ECG 신호(204)를 직접 진행시킬 수 있다.

[0070] 다른 실시예는 다양한 1차 신호 및 2차 신호를 검지할 수 있고, 2차 신호는 추가 데이터 또는 신호 입력을 1차 신호로 제공하고 PSAA를 사용하여 우선적으로 제거 또는 필터링된다. 예를 들어, 스트레스 ECG 기기(machine)에서의 이동 아티팩트, ECG 및 스트레스 ECG 기기에서의 호흡 아티팩트, 스트레스 ECG 기기에서의 기기 아티팩트, EEG, ECG 신호/EEG 신호로부터의 펄스에서의 일렉트로오큘라그래피(electrooculagraphy) 및 다른 혈류역학 신호로부터의 CPR 아티팩트가 있다. 이러한 방식으로, 다양한 실시예는 CPR 압축과 같은 다양한 물리적 자극을 나타내는 2차 신호를 사용하여, ECG, EEG와 같은 물리적 자극을 나타내는 다양한 신호의 아티팩트를 제거할 수 있다.

[0071] 도 3을 참조하여, 컨볼루션 알고리즘을 이용한 PSAA의 실시예가 소개된다. 다양한 실시예들 중, CPR 기준 신호 $\{x[n]\}$와 관측된 ECG 신호$\{y[n]\}$의 제1 W_L 샘플을 우선 윈도윙(windowing)함으로써 중첩 컨볼루션 출력 세그먼트가 수행되며, 여기서 W_L은 윈도우 길이를 나타낸다. 그 후, CPR 기준 신호 세그먼트$\{x_1[n]\}$와 관측된 ECG 신호 세그먼트$\{y_1[n]\}$를 생성하기 위해 양 입력 신호에 직사각형 윈도우가 적용된다. 이 단계는 다음 수학식으로 그려진다.

수학식 18

[0072]
$$y_1(n)=\begin{cases} y(n)w(n), & 0 \le n < W_L \\ 0, & \text{else} \end{cases} \qquad x_1(n)=\begin{cases} x(n)w(n), & 0 \le n < W_L \\ 0, & \text{else} \end{cases}$$

[0073] 그 후, 관측된 ECG 신호 세그먼트$\{y_1[n]\}$와 CPR 기준 신호 세그먼트$\{x_1[n]\}$ 사이의 시간 지연(time lag)의 측정된 인디케이션(indication)인 N_{lag} 포인트까지의 지상동안 $R_{xy}(k)$ 및 $R_{xx}(k)$값이 연산된다. 진상/지상(lead/lag) 및 윈도우 추산이 예컨대 도 3에 도시되어 있다. 다음으로, $\{y_1[n]\}$ 및 $\{x_1[n]\}$의 평균값을 감산한 후에, 수학식 (12)에서 전술한 바와 같이 CCS 및 ACS 함수가 결정된다. CCS 및 ACS 함수의 결정에 이어서, 수학식(17)을 사용하여 둘 사이의 관계로부터 $\{h(n)\}$이 결정되고, $\{h(n)\}$의 크기는 N_{lag}와 동일하게 설정된다. 다음으로, 아래 수학식을 사용하여 CPR 신호로부터 전술한 평균값이 제거된다.

수학식 19

$$m_0 = mean\{x_1[n]\}$$

$$\{x_1[n]\}=\{x_1[n]\}-mean\{x_1[n]\} = \{x_1[n]\}-m_0$$

[0074]

[0075] 그 후, 아래 도시된 컨볼루션 공식을 사용하여, $\{x'_1[n]\}$을 구성하기 위해 $\{h(n)\}$이 사용된다. $\{x'_1[n]\}$는 추산된 아티팩트이다.

수학식 20

$$x_1'(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)x_1(n-k)$$

[0076]

[0077] 신호 길이 $\{x_1'(n)\}$ 는 $W_L+N_{lag}-1$이다.

[0078] 그 후 컨볼루션 $\{x'_1[n]\}$의 출력이 제1 W_L 포인트까지 생략된다. 이상적으로, 생략(truncation)은 N_{lag} 포인트를 개시 및 종료하는 것을 방지해야 한다. 그러나, 다양한 실시예들은 단지 $N_{lag}-1$ 포인트를 방지한다. 다른 실시예들은 아티팩트를 추산하는 연속되는 계산에서 더 낮은 가중치를 줌으로써 초기 N_{lag} 포인트의 충격을 감소시킨다. 다음으로, 수학식 (21)에 도시된 바와 같이, 컨볼루션 작동의 dc 응답이 적분된다.

수학식 21

$$x_1'(n) = m_0 \times \sum_{k=0}^{N_{lag}-1} h(k)$$

[0079]

[0080] 여기서, m_0는 변조비(M, m/m_0와 동일)에서 여기(excitation)의 변조 깊이(modulation depth)이다.

[0081] 다음으로, 수학식 (22)을 사용하여 데이터 상의 아티팩트 세그먼트$\{a_1(n)\}$을 추정한다.

수학식 22

$$\{x^{out}(n)\}\Big|_{n=0}^{n=N_{lag}-1} = x_1'(n)\Big|_{n=0}^{n=N_{lag}-1}$$

[0082]

[0083] 다양한 실시예에서, 제1 윈도우와 제2 윈도우 사이의 제1 비중첩 세그먼트의 출력은 동일하다. 또한, 다양한 실시예들은 윈도우가 N_{lag} 포인트까지 점프한 것으로 추정한다. 그러나, 이 점프는 입력 파라미터에 의해 결정되거나, 또는 N_{jump} 내에서 다르게 연산되고 보여질 수 있다. 아티팩트 세그먼트$\{a_1(n)\}$의 결정에 이어, 순 ECG 신호(y^{est})가 제1 N_{lag} 포인트에 대해 추산될 수 있다.

수학식 23

$$\left\{y^{est}(n)\right\}_{n=0}^{n=N_{lag}-1} = \left\{y(n)\right\}_{n=0}^{n=N_{lag}-1} - \left\{x^{out}(n)\right\}_{n=0}^{n=N_{lag}-1}$$

[0084]

[0085] CPR 기준 신호*{x[n]}*과 *{y[n]}* 사이의 몇몇 포인트에 의한 연속적인 진상 또는 지상의 경우에, 양 세그먼트 내의 $N_{lag}/2$ 또는 N_{lag} 포인트를 갖는 전환된 상호 상관관계는 지상의 특정 리드(lead)에서 최대값을 산출할 것이다. 그에 따라 추산된 아티팩트 신호*{a1(n)}* 또는 $\{x^{out}(n)\}$를 전환한 후에 전술한 감산이 수행된다.

[0086] 다음으로, N_{jump} 지점을 점핑함으로써 N_{jump}와 (N_{jump}+W_L) 샘플 사이의 새로운 윈도우 세그먼트(windowed segments) $\{y_2(n)\}$과 $\{x_2(n)\}$으로 이동한다. 그 후, 새로운 윈도우 변수를 사용해 이전 단계를 반복한다.

[0087] 각종 실시예에 있어서, 데이터의 제2, 제3 및 결과적인 비중첩 세그먼트를 추산하는데 상이한 가중 체계가 사용될 수 있다. 이들 가중 체계는 동일 가중(equal weighting) 및 중앙 세그먼트 가중(central segments weighting)을 포함한다.

[0088] 동일 가중 체계에서, 2개의 인접한 윈도우 사이의 중첩 세그먼트는 2번 계산되어, 2개의 윈도우만 중첩한 경우에, 동일 가중이 2개의 인접한 윈도우 계산에 주어진다. 3개의 인접 연산의 경우에도 마찬가지로, 특정한 작은 세그먼트가 이들에 공통이 된다. 예를 들어, 16개 지점의 N_{lag}/N_{jump}를 설정하고 128개 지점의 W_L을 가지면, 특정 세그먼트는 8개의 이웃하는 윈도우에 나타내질 수 있다.

[0089] N_{jump} (또는) N_{lag} 지점의 제1 세그먼트:

수학식 24

$$\left\{x^{out}(n)\right\}_{n=0}^{n=N_{lag}-1} = x_1'(n)\Big|_{n=0}^{n=N_{lag}-1}$$

[0090]

[0091] N_{jump} (또는) N_{lag} 지점의 제2 세그먼트:

수학식 25

$$\left\{x^{out}(n)\right\}_{n=N_{lag}}^{n=2*N_{lag}-1} = \left(x_1'(n)\Big|_{n=N_{lag}}^{n=2*N_{lag}-1} + x_2'(n)\Big|_{n=0}^{n=N_{lag}-1}\right)/2$$

[0092]

[0093] N_{jump} (또는) N_{lag} 지점의 제3 세그먼트:

수학식 26

$$\left\{x^{out}(n)\right\}_{n=2*N_{lag}}^{n=3*N_{lag}-1} = \left(x_1'(n)\Big|_{n=2*N_{lag}}^{n=3*N_{lag}-1} + x_2'(n)\Big|_{n=N_{lag}}^{n=2*N_{lag}-1} + x_3'(n)\Big|_{n=0}^{n=N_{lag}-1}\right)/3$$

[0094]

[0095] 제8 세그먼트로부터, 모든 8개 중첩 윈도우가 연산을 위해 입수 가능하다. 따라서, 비율 W_L:N_{lag} = 8:1 이면, N_{lag} 지점의 각 중첩 세그먼트는 8번 연산된다. 몇몇 실시예에서, 이러한 계산에 나쁜 영향을 주는 컨볼루션으로 인해 정확성에 부정적으로 나쁜 영향을 주는 단부 효과(end-effects)의 가능성이 있다. 따라서, 실시예는

중첩 세그먼트가 단부상에 떨어지는 윈도우 W_L의 고려시 단부 세그먼트를 제거한다.

[0096] 이웃하는 윈도우에 공통인 세그먼트의 연산에서 중앙의 큰 가중(center heavy weighting)은 각종 실시예에서 PSAA에 대해서 가중 체계로서 활용된다. 중앙의 큰 가중 체계는 중앙 세그먼트를 가중시킴으로써 한 세트의 윈도우 W_L의 컨볼루션에서 에지에 의해 제공된 불활실성을 제거한다. 예를 들어, 6개의 윈도우만 사용되고 특정 세그먼트가 중앙에 존재하면, 2개의 말단 상의 윈도우는 피하고 중앙의 4개의 윈도우에 가중치를 가하는 것이 중앙 가중이다. 중앙 가중 알고리즘은 하기와 같이 표시된다.

수학식 27

[0097]
$$\left\{x^{out}(n)\right\}\Big|_{n=k*N_{log}}^{n=(k+1)*N_{log}-1} = \frac{Numerator\ term1 + Numerator\ term2}{12}$$

$$Numerator\ term1 = \left(x'_{(k+1)}(n)\Big|_{n=0}^{n=N_{log}-1} + 2*x'_{k}(n)\Big|_{n=N_{log}}^{n=2*N_{log}-1} + 3*x'_{k-1}(n)\Big|_{n=2*N_{log}}^{n=3*N_{log}-1} \right) \text{and}$$

$$Numerator\ term2 = \left(3*x'_{(k-2)}(n)\Big|_{n=3*N_{log}}^{n=4*N_{log}-1} + 2*x'_{(k-3)}(n)\Big|_{n=4*N_{log}}^{n=5*N_{log}-1} + x'_{k-4}(n)\Big|_{n=5*N_{log}}^{n=6*N_{log}-1} \right)$$

[0098] 중앙 가중의 결과로, 각종 실시예는 컨볼루션에서 보다 나은 안정성을 나타낸다.

[0099] 도 4을 참조하면, 일 실시예에 따른 컨볼루션 알고리즘을 이용해 PSAA를 충족하는 시스템을 나타낸다. 제1 선택 샘플 윈도우는 1차 및 2차 관찰 신호로부터 선택된다(400). 다음으로, 1차 신호 세그먼트 및 2차 신호 세그먼트가 만들어진다(402). 그 후 자기상관 및 교차상관이 1차 및 2차 신호 세그먼트로부터 연산된다(404). 다음으로, 임펄스 응답이 자기상관 및 교차상관으로부터 결정된다(406). 그 후, 1차 신호에 존재하는 추산 아티팩트가 임펄스 응답으로부터 추산된다(408). 그 후 추산 아티팩트는 선택된 1차 및 2차 신호 시퀀스의 길이와 일치하도록 절단된다(truncated)(410). 그 후, 추산 아티팩트의 DC 응답은 컨볼루션을 이용해 적분된다(412). 선택된 1차 신호로부터 추산 아티팩트를 제거함으로써 추산된 순 1차 신호가 발생된다(414). 이 지점에서, 1차 및 2차 신호의 다음번 선택된 샘플 윈도우에 대해서 사이클이 반복될 수 있다. 이러한 방법으로, 실시예는 PSAA 및 컨볼루션 알고리즘을 사용해 전체 1차 신호를 고정밀도로 필터링할 수 있다.

[0100] 이제, 도 5를 참조하면, 중첩 복귀 세그먼트를 이용하는 PSAA의 일 실시예가 제공된다. 이 실시예는 출력 세그먼트가 $\{x(n)\}$와 $\{y(n)\}$ 사이의 간단한 회귀 관계로부터 연산된다는 점을 제외하면 윈도우 기반 중첩 컨볼루션 출력 세그먼트와 유사하다. 이때, 아티팩트 및 기준 신호는 상기 관계가 다른 성분에 의해 불명료해지는 경우에도 지점간 상호 관계(point-by-point correlation)를 갖는다고 가정된다. 즉, 관계들은 구분적 선형(piecewise linear)인 것으로 가정된다.

[0101] 이 실시예에서, α 및 β의 추산은 W_L 샘플의 매 윈도우(~2초)에서 이루어지고 윈도우들은 $W_L/2$ 샘플의 중첩이 주어진다. 비정상성(non-stationarity)이 이러한 중첩에 의해 일정 정도까지 고려된다. 각 윈도우에서, $\hat{\alpha}$ 및 $\hat{\beta}$는 방정식 (30)에 따라 계산된다.

수학식 30

[0102]
$$\hat{\alpha} = \frac{\sum_{i=0}^{L}(x(i)-m_x)(y(i)-m_y)}{\sum_{i=0}^{L}(x(i)-m_x)^2} \text{ 및}$$

$$\hat{\beta} = \bar{y} - \hat{\alpha}\bar{x}$$

수학식 31

[0103] $$a_1'(n) = \hat{\alpha}\, x(n) + \hat{\beta}$$

수학식 32

[0104] $$\text{순 신호 추산} \quad = y(n) - a_1'(n)$$

[0105] 이제, 선형 회귀 방정식이 $\{y(n)\}$와 $\{x(n)\}$ 사이에서 피팅되고, 아티팩트 성분의 추산이 이루어지고 관찰된 ECG 신호$\{y(n)\}$로부터 제거된다.

[0106] 방정식 (30)에서의 $\hat{\alpha}$ 및 $\hat{\beta}$ 의 추산은 관찰된 오염된 ECG 신호, $\{y(n)\}$ 내의 아티팩트 성분을 재건하는 것을 도울 수 있다. 또한, 추가적인 윈도잉 및 중첩 방법은 중첩 컨볼루션 체계(overlapping convolution scheme)를 시뮬레이팅하는데 사용될 수 있으며 비정상성 이슈를 제거할 수 있다. 또한, 더 작은 세그먼트를 사용함으로써 관계의 비정상성이 포착될 수 있다.

[0107] 도 6을 참조하면, 선형 회귀 세그먼트를 이용하는 PSAA의 일 실시예가 제공된다. 우선, 선택 샘플 윈도우가 1차 및 2차 관찰된 신호로부터 선택된다(600). 다음으로, 1차 신호 시퀀스 및 2차 신호 시퀀스가 발생된다(602). 이후, 선형 회귀가 1차 신호와 2차 신호 사이에서 결정된다(604). 다음으로, 선형 회귀를 기초로 추산된 아티팩트가 발생된다(606). 이후, 추산된 아티팩트는 선택된 1차 및 2차 신호 시퀀스의 길이와 일치하도록 절단된다(608). 추산된 깨끗한 1차 신호는 선택된 1차 신호로부터 추산된 아티팩트를 제거하여 발생된다(610). 이때, 사이클은 1차 및 2차 신호의 다음의 선택된 샘플 윈도우에 대해 반복될 수 있다. 이러한 방식으로, 다양한 실시예가 PSAA 및 선형 회귀 알고리즘을 이용하여, 매우 정밀하게 전체 1차 신호를 필터링할 수 있다.

[0108] 도 7에 도시된 바와 같이, 시변적인 적응성 윈도잉 체계 역시 PSAA 체계의 구분적 회귀 실행에 의해 가능하다. 이러한 설정에 있어서, 중첩 세그먼트 크기, $\{x(n)\}$와 $\{y(n)\}$ 내의 윈도우 개시점 모두는 윈도우 크기를 따라 변할 수 있다. 이러한 접근 방법은 세그먼트별 상호 관계(segment-by-segment correlation)를 초래하며, 이때 세그먼트는 동일하지 않고, 지점마다 상이한 연산 수(different number of computations per point)로 인해 편의가 존재한다. 하지만, 용인 가능한 아티팩트 파형이 형성되어 아티팩트가 제거된 ECG 신호에 도달하도록 $\{y(n)\}$로부터 제산될 수 있다.

[0109] 다양한 실시예에서, 감지된 ECG 신호 및 CPR 기준 신호에 있어 모든 신호 샘플은 계산 및 파라미터 저장 작업을 개시한다. 예를 들면, 평균 계산, 자기상관 순서 및 교차상관 순서 계산, 그리고 컨볼루션 및 디컨볼루션 작동이 연속적으로 일어난다. 그러나, 일부 실시예에서, 아티팩트 세그먼트(artifact segment)의 추산과 같은 추가의 계산은 특정 지수로만 수행된다. 이런 방식으로, PSAA는 신호 필터링 및 신호 분석에 필요한 계산량을 감소시킬 수 있다.

[0110] 도 8a 및 도 8d를 참조하면, PSAA를 이용하는 시스템의 다양한 실시예가 도시되어 있다. 도 8a에 도시된 실시예에서는 ECG 신호(800)와 CPR 기준 신호(802)가 PSAA(804)에 입력된다. 다음, PSAA는 ECG 신호(800)로부터 CPR 아티팩트를 제거하여 다음 유저에게 추산된 실제 ECG 신호(806)를 제공할 것이다.

[0111] 도 8b를 참조하면, 기준 신호가 입력되지 않는 PSAA를 이용하는 시스템의 실시예가 도시되어 있다. 대부분의 경우, CPR 동안 기록된 ECG 신호(800)의 저주파수 영역은 CPR 아티팩트에 의해 통제된다. 따라서, 기준 신호가 없는 경우, 저역 통과 필터(808)를 이용한 ECG 신호(800)의 필터링은 기준 신호의 가중 중요한 특징일 수 있다. 정확한 CPR 관련 신호만큼 정확하지는 않지만, 저역 통과 필터를 통해 필터링된 출력 신호(810)는 PSAA(804)에서 $\{x(n)\}$으로서 사용될 수 있다. 다양한 실시예에서, 유한 진동 반응(FIR) 필터를 이용함으로써 프로세싱 지연이 최소화되거나 선형화된다. 진상 계산 또는 지상 계산은 상관 분석을 이용하고 후속하여 적용될 수 있다. 다양한 실시예에서, 저역 통과 필터는 선택된 신호 범위, 예를 들면 (0-6)Hz 사이의 신호 범위에서 필터링한다.

[0112] 도 8c를 참조하면, CPR 기준 신호(802)를 이용하여 여러 입력 신호들로부터 CPR 아티팩트를 소거하기 위해

PSAA(804)를 이용할 수 있는 다양한 실시예가 도시되어 있다. 입력 신호는 ECG 신호(800)와, pO_2 신호(812)와, 심방 혈압(ABP) 신호(814)와, 중심정맥압(CVP) 신호(816)와, 심음 신호(818)를 포함할 수 있다. 이에 따라, PSAA(804)는 다수의 신호들로부터 동시에 CPR 아티팩트를 필터링하여 다음 분석을 위해 양호한 신호를 제공할 수 있다.

[0113] 도 8d를 참조하면, CPR 기준 신호(802)가 없을 때, 관련 요소들을 갖는 다수의 신호를 사용하는 PSAA를 이용하는 실시예가 도시되어 있다. CPR 기준 신호(802)가 이용될 수 없는 경우, CPR의 결과로서 모션 아티팩트에 의해 불량한 둘 이상의 신호가 PSAA(804)에 제공된다. 예를 들면, ECG 신호(800)와 열류역학 신호(820)가 PSAA(804)에 입력될 수 있다. 이들 실시예에서, PSAA(804)는 신호들을 상호 관련시켜 CPR 아티팩트 성분을 추산한다. 다음, PSAA(804)는 원래의 소스 신호로부터 CPR 아티팩트 성분을 제거한 다음 CPR 아티팩트(824)의 추산을 나타내는 신호에 따라 클린 버전인 입력 신호(822)를 출력한다.

[0114] 다양한 실시예에서, PSAA는 도 9에 도시된 바와 같이 감지된 신호의 상태에 기초하여 현장응급처치자에 지시할 수 있는 AED 시스템에 사용될 수도 있다. 예를 들면, PSAA(900)는 무맥성 리듬(904)과 제세동 가능 리듬(906)과, 제세동 불가능 리듬(908) 사이를 판단하기 위해 리듬 분석 알고리즘(902)과 결합되어 사용될 수 있다.

[0115] 다양한 실시예에서, 계속된 CPR을 필요로 하는 펄스리스 리듬(904)은 PSAA(900)를 이용하는 AED에서 결정될 수 있다. 이들 상황에서, PSAA(900)는 ECG 신호(910) 및 CPR 기준 신호(912)를 연속해서 감시하고 순 ECG 출력 신호(914)를 AED에서 또한 시행되는 리듬 분석 알고리듬(902)에 전달한다. 그 다음에, 리듬 분석 알고리듬(902)은 계속된 CPR이 펄스리스 전기적 활동 또는 부전수축(asystole)에 기인하여 요구되는 것인지를 결정할 수도 있고 AED에게 제1 반응자(first-responder)에게 계속 CPR 명령(916)을 주도록 지시할 수도 있다.

[0116] CPR이 중단될 것을 요구하는 제세동 가능 리듬(906) 및 가해지는 충견의 존재는 PSAA(900)를 이용하는 AED에서 거의 실시간으로 만들어질 수 있다. 이들 상황에서 PSAA(900)는 ECG 신호(910) 및 CPR 기준 신호(912)를 연속해서 감시하고 순 ECG 출력 신호(914)를 리듬 분석 알고리듬(902)에 전달한다 그 다음에, 리듬 분석 알고리듬(902)은 전기적인 충격이 요구되는 지를 결정할 수 있고 프로토콜(protocol)에 따라 AED가 정지 CPR 및 쇼크 페이션트(stop CPR and shock patient) 명령(918)을 주도록 지시할 수도 있다. 이 방식으로, PSAA(900)는 프로토콜에 따른 처치를 제공하기 위하여 CPR의 중단을 행할 수도 있다. 다양한 실시예는 전기적인 충격과 압축 사이클을 자동적으로 동기화하기 위하여 자동적인 CPR 압축을 초래하는 기계적인 압축 장치에 제어 신호가 지시되는 것을 허용한다. 비제세동 불가능 리듬이 있는 경우, AED는 계속 CPR 명령 및 다른 명령(920)을 낼 수도 있다.

[0117] 일부 실시예에서, AED는 어떤 신호 처리가 PSAA(900)에 의해 요구되는 지를 결정하기 위하여 PSAA(900)를 이용한다. 이들 실시예에서, PSAA(900)는 추산된 아티팩트 신호(916)가 낮은 신호 크기를 나타내는 상황 또는 아티팩트가 ECG 신호(910)에 미미한 충격을 갖는 상황에서 감지된 ECG 신호를 출력한다. 따라서, 이들 상황에서, 감지된 ECG 신호(910)는 이용될 수도 있고 PSAA(900) 신호 처리를 우회하는 리듬 분석 알고리듬(902)에 직접 전달되어 레이턴시 및 요구되는 처리력을 더욱 감소시킬 수도 있다.

[0118] PSAA를 시행하고 CPR 기준 신호를 이용함으로써, 다양한 실시예는 신호 대 노이즈 비(signal to noise ratios)가 아주 큰 변동을 보일 때 감지된 신호로부터 노이즈를 제거할 수 있다. 예를 들면, PSAA 알고리듬은 신호 대 노이즈 비가 1 대 20인 심한 아티팩트 조건에 대해서도 효율적으로 아티팩트를 기술할 수 있고, 부전수축의 경우, 이 비는 주로 ECG 채널의 고유한 노이즈 특성에 의해서 제한되는 1:1000 정도의 훨씬 큰 값일 수 있다. 이 방식으로, 다양한 실시예에서, PSAA는 도10a에 도시된 것과 같은 감지된 신호 및 도10b에 도시된 것과 같은 CPR 기준 신호를 분석할 수 있고 도10c에 도시된 바와 같은 회복된 ECG 신호를 초래할 CPR 아티팩트를 분리할 수 있다. 상술된 바와 같이, 다양한 다른 실시예에서, PSAA는 다양한 대체적인 1차 및 2차 신호에 대하여 동일한 분석을 수행하여 동일한 효과를 달성할 수도 있다. 따라서, 예를 들면, 스트레스 ECG 기계 및 EEG 기계를 방해하는 다양한 신호가 PSAA를 이용함으로써 제거될 수도 있다.

[0119] 이제, 도 11을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 PSAA를 실시하는 AED(1000)의 블록 다이어그램이 도시되어 있다. 디지털 마이크로프로세서 기반의 제어 시스템(1002)이 AED(1000)의 전체적인 동작을 제어하기 위해 사용된다. 전자 제어 시스템(1000)은 전극(1004, 1006)의 상호 접속과 조작성을 시험하기 위한 임피던스 측정 회로를 더 포함한다. 제어 시스템(1002)은 프로그램 메모리(1010), 데이터 메모리(1012), 이벤트 메모리(1014) 및 실시간 클럭(1016)에 인터페이스 결합된 프로세서(1008)를 포함한다. 프로세서(1008)에 의해 실행되는 운용 프로그램은 프로그램 메모리(1010)에 저장된다. 전력은 배터리(1018)에 의해 제공되며, 전력 생성 회로(1020)

에 접속된다.

[0120] 전력 생성 회로(1020)는 또한 전력 제어 유닛(1022), 리드 스위치(1024), 워치 독 타이머(1026), 실시간 클럭(1016) 및 프로세서(1008)에 접속된다. 데이터 통신 포트(1028)가 데이터 전송을 위해 프로세서(1008)에 커플링된다. 특정 실시예들에서, 데이터 전송은 시리얼 포트, USB 포트, 파이어와이어, 802.11x 또는 3G와 같은 와이어리스, 라디오 등을 사용하여 수행될 수 있다. 레스큐 스위치(1030), 유지보수 인디케이터(1032), 진단 디스플레이 패널(1034), 음성 회로(1036) 및 가청 알람(1038)이 또한 프로세서(1008)에 접속된다. 음성 회로(1036)는 스피커(1040)에 접속된다. 다양한 실시예에서, 레스큐 라이트 스위치(1042) 및 시각 디스플레이(1044)가 프로세서(1008)에 접속되어 추가적인 동작 정보를 제공한다.

[0121] 특정 실시예들에서, AED는 프로세서(1008) 및 PSAA 코-프로세서(1046)를 가질 것이다. PSAA 코-프로세서(1046)는 하드웨어에서 실시되는 PSAA 알고리즘이며, 고속 데이터 버스를 가로질러 프로세서에 작동식으로 접속된다. 다양한 실시예에서, 프로세서(1018) 및 PSAA 코-프로세서(1046)는 동일 실리콘 상에 있으며, 멀티-코어 프로세서에서 실시될 수 있다. 대안적으로, 프로세서(1008) 및 PSAA 코-프로세서는 멀티-프로세서 또는 네트워킹된 프로세서 장치의 일부로서 실시될 수 있다. 이들 실시예에서, 프로세서(1018)는 PSAA 계산 일부를 PSAA 코-프로세서에 미루어, 전극(1004, 1006)으로부터의 감지된 신호의 처리를 최적화한다. 다른 실시예에서, 프로세서(1008)는 PSAA 계산을 실행하기 위해 구체적인 지시 또는 최적화에 의해 최적화된다. 따라서, 프로세서(1010)는 더 적은 수의 클럭 사이클에서 PSAA 계산을 실행할 수 있는 한편, 더 적은 수의 하드웨어 리소스에 명령을 내린다. 다른 실시예들에서, 제어 시스템(1002)의 로직 및 알고리즘은 로직, ASIC의 형태인 하드웨어 또는 FPGA의 형태인 조합 등에서 실시될 수 있다.

[0122] 고 전압 발생 회로(1048)가 또한 프로세서(1008)에 접속되고 이것에 의해 제어된다. 고 전압 발생 회로(1048)는 반도체 스위치(도시되지 않음) 및 복수의 캐패시터(도시되지 않음)를 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 커넥터(1050, 1052)는 고 전압 발생 회로(1048)를 전극(1004, 1006)에 연결한다.

[0123] 임피던스 측정 회로(1054)는 커넥터(1050)와 실시간 시계(real time clock; 1016) 모두에 연결된다. 임피던스 측정 회로(1054)는 아날로그-디지털(A/D) 컨버터(1056)를 통해 실시간 시계에 접속된다. 다른 임피던스 측정 회로(1058)는 커넥터(1050)와 실시간 시계(1016)에 연결될 수 있으며, 아날로그-디지털(A/D) 컨버터(1056)를 통해 프로세서(1008)에 접속될 수 있다. CPR 장치(1060)는 커넥터(1052) 및 A/D(1056)를 통해 실시간 시계(1016) 및 프로세서(1008)에 연결될 수 있다. CPR 장치(1060)는 체스트 압축 감지 장치(chest compression detection device)일 수 있거나, 또는 수동식 자동 또는 반자동 기계적 체스트 압축 장치일 수 있다.

[0124] 또한, 예시적인 실시예나 예시적인 실시예들은 단지 예시일 뿐이며, 어떠한 방식으로든 본 발명의 범주, 적용성, 또는 구성을 제한하는 것으로 의도되는 것이 아니라는 것을 인지해야 한다. 오히려, 전술된 상세한 설명은 당업자가 예시적인 실시예나 예시적인 실시예들을 실시할 수 있게 하는 명세를 제공할 것이다. 첨부된 청구항 및 법적으로 이와 등가한 것에 기재된 바와 같이 본 발명의 범주를 벗어나지 않고 요소의 구성 및 기능의 다양한 변경이 이루어질 수 있다는 것을 이해해야 한다.

[0125] 전술된 실시예들은 예시적인 것이며, 제한하려고 의도되는 것이 아니다. 추가의 실시예가 청구 범위 내에 있다. 또한, 본 발명의 태양이 특정 실시예를 참조하여 기재되었지만, 당업자라면, 청구항에 의해 한정된 바대로 본 발명의 범주 및 사상을 벗어나지 않는 형태 및 상세로 변경이 가능할 수 있다는 것을 인지할 것이다.

[0126] 당업자라면, 본 발명이 전술된 임의의 개별적인 실시예에 기술된 것보다 적은 특징부를 포함할 수 있다는 것을 인지할 것이다. 본원에 기재된 실시예는 본 발명의 다양한 특징부가 결합될 수 있는 방식의 총체적인 기재를 의미하지 않는다. 따라서, 실시예들은 특징부들의 상호 배타적인 조합은 아니며, 그보다, 본 발명은, 당업자에 의해 이해되는 바와 같이, 상이한 개별적인 실시예들로부터 선택된 상이한 개별적인 특징부들의 조합을 포함할 수 있다.

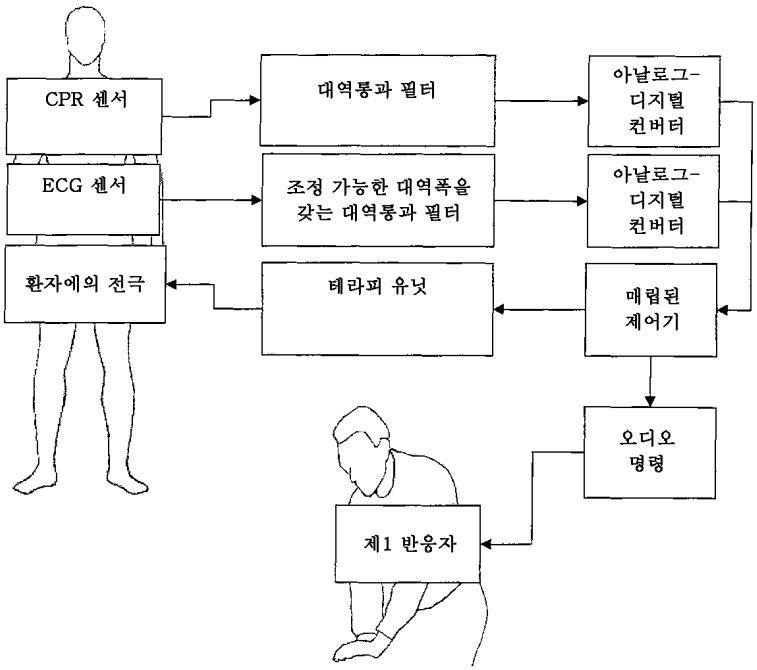
[0127] 전술된 문서들을 참조한 임의의 통합은, 본원의 명백한 기재에 반하는 어떠한 전제부도 통합되지 않도록 제한된다. 또한 전술된 문서를 참조한 임의의 통합은, 문서에 포함된 어떠한 청구항도 본원에 참조로 통합되지 않도록 제한된다. 또한 전술된 문서를 참조한 임의의 통합은, 문서에 제공된 임의의 설명이 본원에 명백하게 포함되지 않는다면, 본원에 참조로 통합되지 않도록 제한된다.

[0128] 본 발명의 청구항을 해석하기 위하여, 35 U.S.C.의 6번째 단락의 섹션 212 조항은, 특정한 용어 "를 위한 수단" 또는 "를 위한 단계"가 청구항에 언급되지 않는 한 실시되지 않는 것으로 명백히 의도된다.

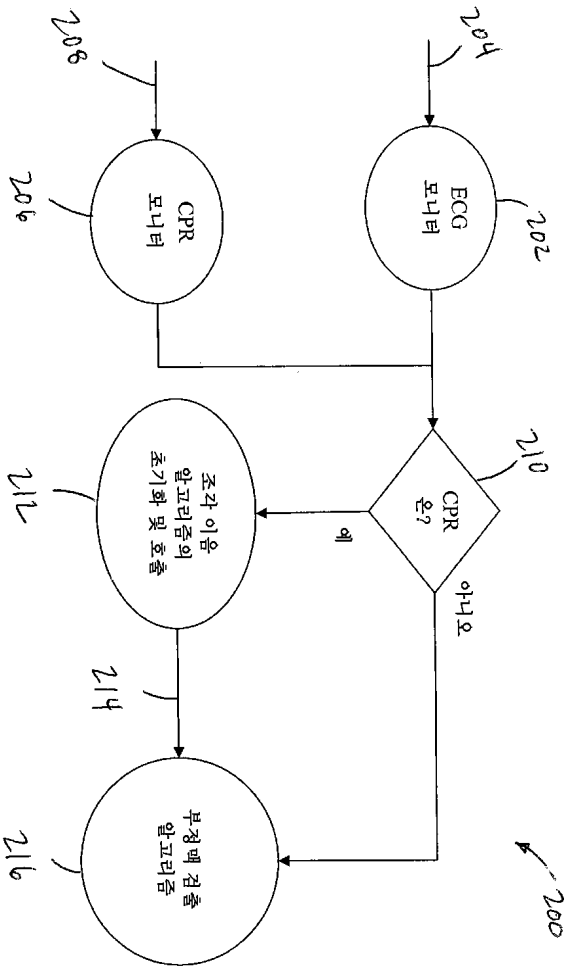
도면

도면1

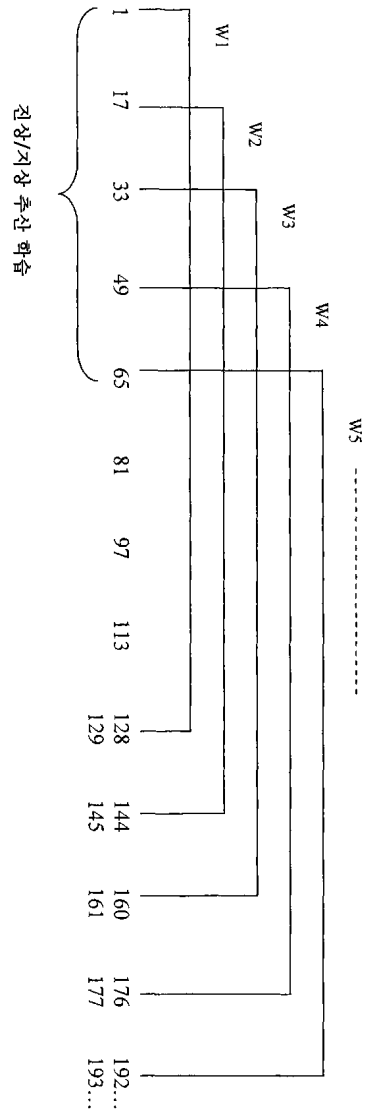
종래 기술


CPR 센서
ECG 센서
환자에의 전극
대역통과 필터
조정 가능한 대역폭을 갖는 대역통과 필터
테라피 유닛
아날로그-디지털 컨버터
아날로그-디지털 컨버터
매립된 제어기
오디오 명령
제1 반응자

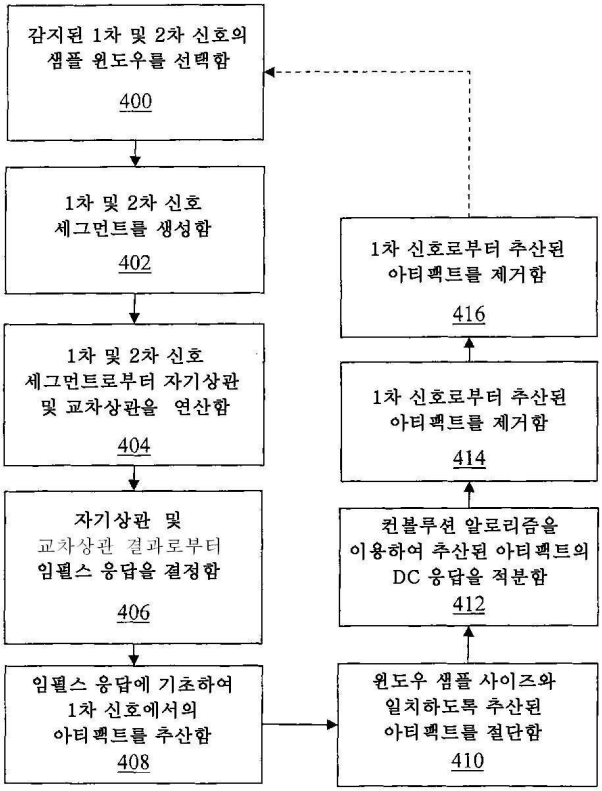
도면2


ECG 모니터
202
CPR 모니터
206
CPR 온?
210
예
아니오
조각 이음 알고리즘의 초기화 및 호출
212
부정맥 검출 알고리즘
216
204
208
214
200

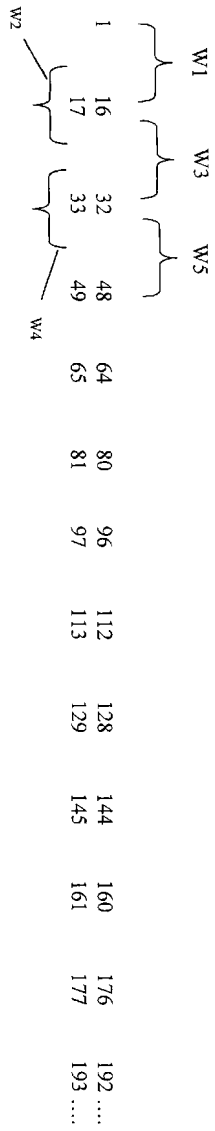
도면3


권상/지상 추산 학습
1
17
33
49
65
81
97
113
128
129
144
145
160
161
176
177
192...
193...
W1
W2
W3
W4
W5

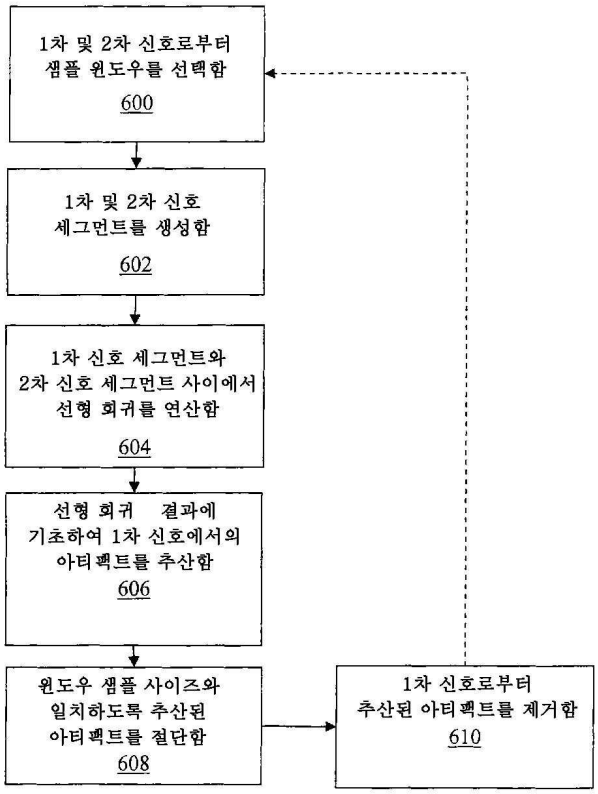
도면4


감지된 1차 및 2차 신호의 샘플 윈도우를 선택함
400
1차 및 2차 신호 세그먼트를 생성함
402
1차 및 2차 신호 세그먼트로부터 자기상관 및 교차상관을 연산함
404
자기상관 및 교차상관 결과로부터 임펄스 응답을 결정함
406
임펄스 응답에 기초하여 1차 신호에서의 아티팩트를 추산함
408
윈도우 샘플 사이즈와 일치하도록 추산된 아티팩트를 절단함
410
컨볼루션 알로리즘을 이용하여 추산된 아티팩트의 DC 응답을 적분함
412
1차 신호로부터 추산된 아티팩트를 제거함
414
1차 신호로부터 추산된 아티팩트를 제거함
416

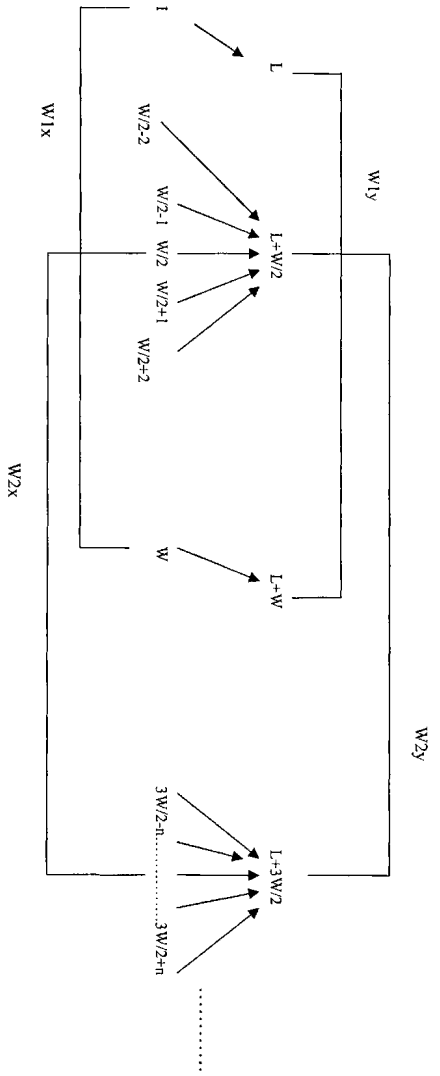
도면5


W1
W3
W5
W2
W4
1
16
17
32
33
48
49
64
65
80
81
96
97
112
113
128
129
144
145
160
161
176
177
192 ....
193 ....

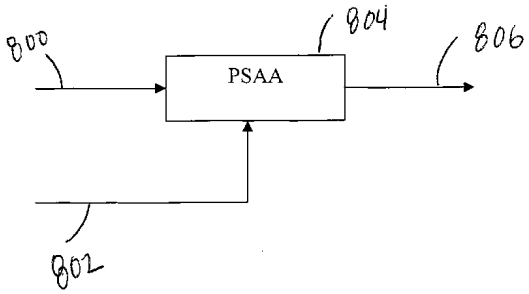
도면6


1차 및 2차 신호로부터
샘플 윈도우를 선택함
600
1차 및 2차 신호
세그먼트를 생성함
602
1차 신호 세그먼트와
2차 신호 세그먼트 사이에서
선형 회귀를 연산함
604
선형 회귀 결과에
기초하여 1차 신호에서의
아티팩트를 추산함
606
윈도우 샘플 사이즈와
일치하도록 추산된
아티팩트를 절단함
608
1차 신호로부터
추산된 아티팩트를 제거함
610

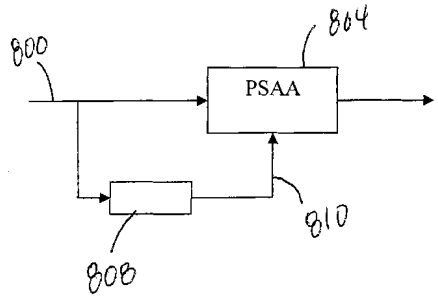
도면7


1
L
W1x
W/2-2
W/2-1
W/2
W/2+1
W/2+2
L+W/2
W1y
W2x
W
L+W
W2y
3W/2-n
3W/2+n
L+3W/2

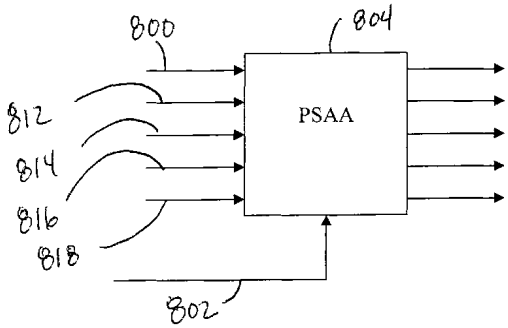
도면8a


800
804
806
PSAA
802

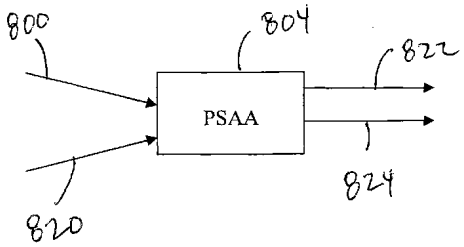
도면8b



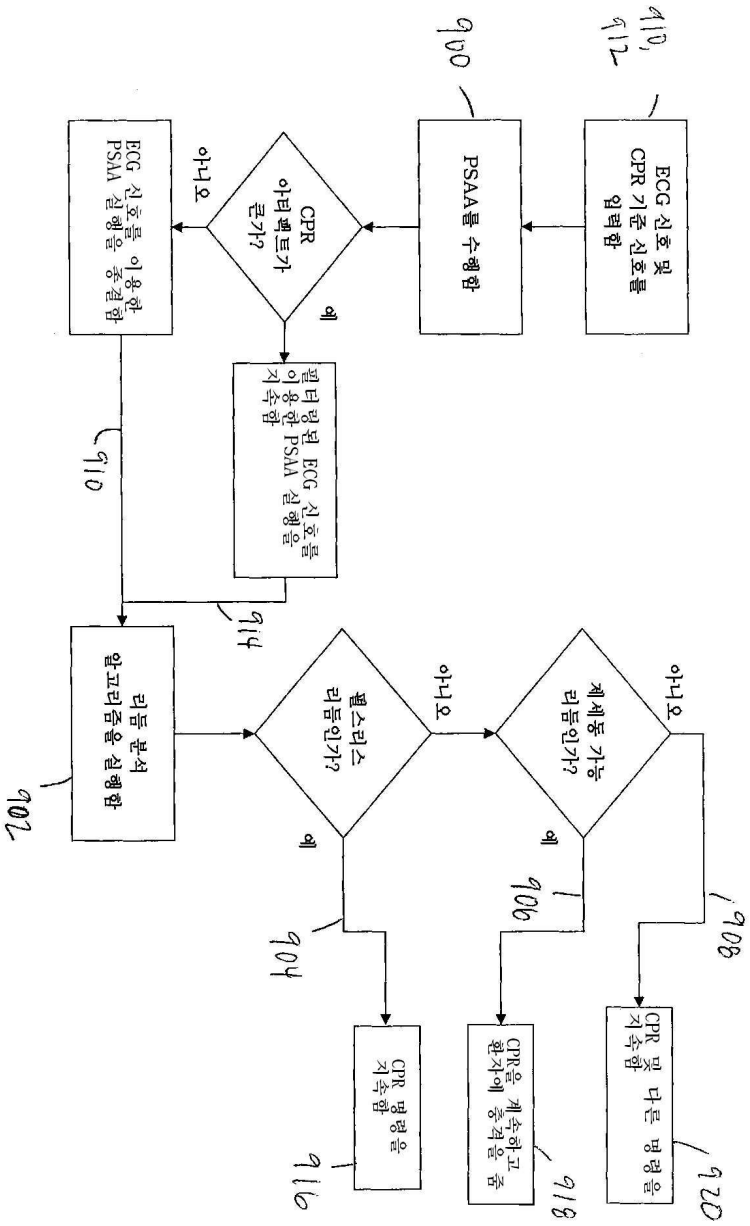
도면8c



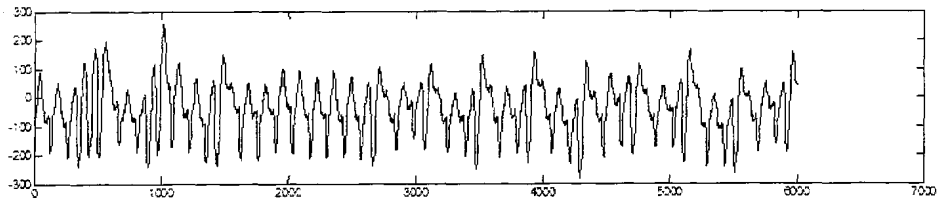
도면8d



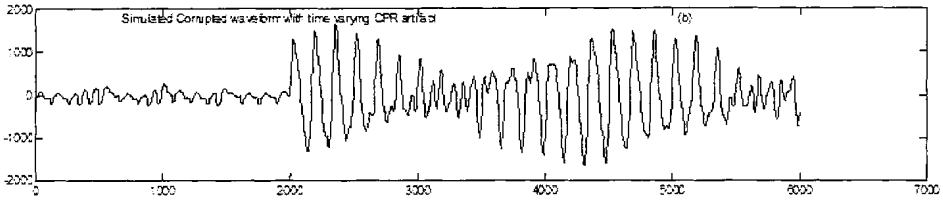
도면9


ECG 신호 및 CPR 기준 신호를 입력함
PSAA를 수행함
CPR 아티팩트가 큰가?
아니오
예
ECG 신호를 이용한 PSAA 실행을 종결함
필터링된 ECG 신호를 이용한 PSAA 실행을 지속함
리듬 분석 알고리즘을 실행함
펄스리스 리듬인가?
제세동 가능 리듬인가?
CPR 명령을 지속함
CPR을 계속하고 환자에 충격을 줌
CPR 및 다른 명령을 지속함
110
112
900
902
904
906
908
910
914
916
918
920

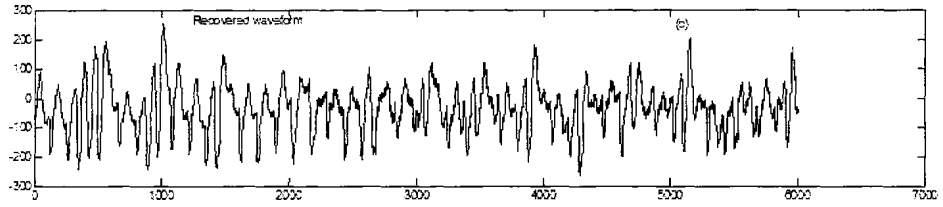
도면10a


300
200
100
0
-100
-200
-300
0
1000
2000
3000
4000
5000
6000
7000

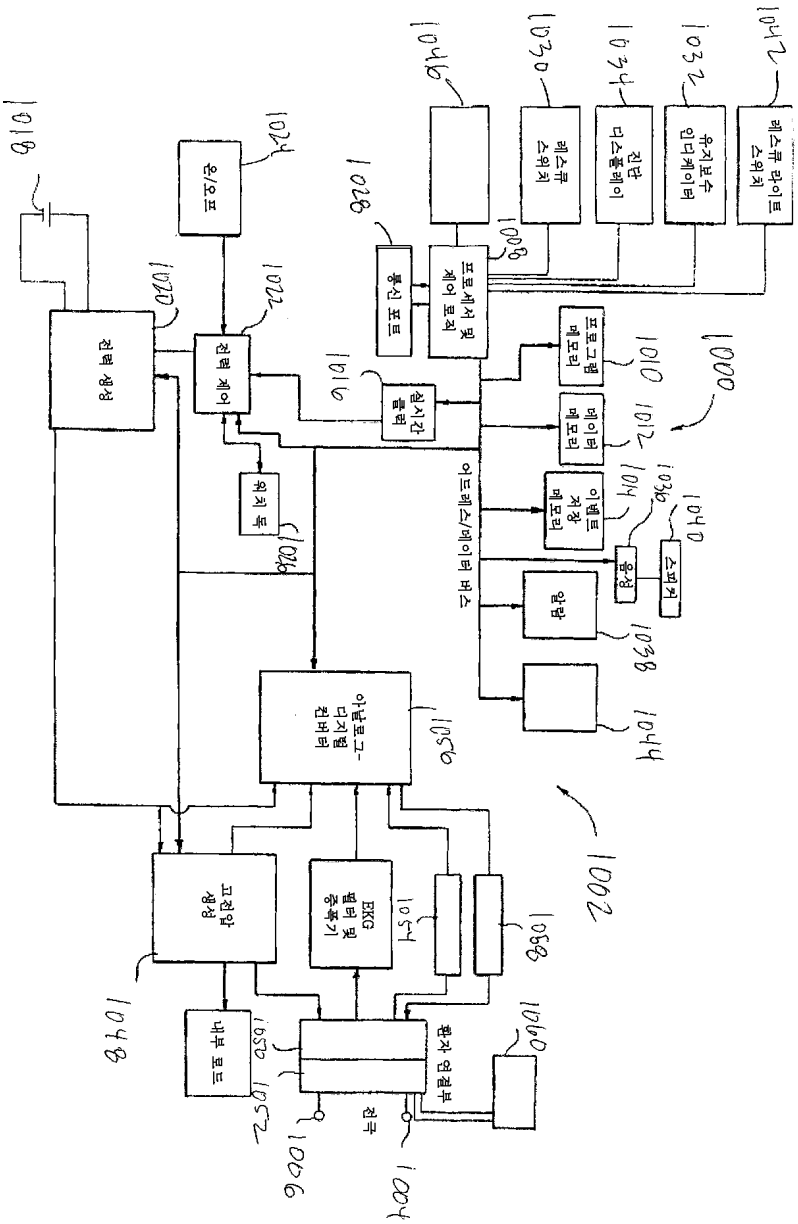
도면10b


Simulated Corrupted waveform with time varying CPR artifact
(b)
2000
1000
0
-1000
-2000
0
1000
2000
3000
4000
5000
6000
7000

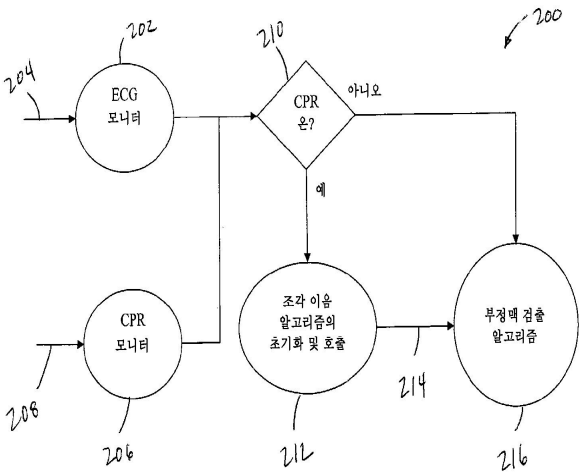
도면10c


Recovered waveform
(c)
300
200
100
0
-100
-200
-300
0
1000
2000
3000
4000
5000
6000
7000

도면11


전력 생성
전력 제어
온/오프
실시간 클럭
통신 포트
프로세서 및 제어 로직
레스큐 스위치
진단 디스플레이
유지보수 인디케이터
레스큐 라이트 스위치
프로그램 메모리
데이터 메모리
이벤트 저장 메모리
음성
스피커
알람
아날로그-디지털 컨버터
고전압 생성
EKG 필터 및 증폭기
내부 로드
환자 연결부
전극

专利名称(译)	自适应分割算法在心肺复苏中的固有心电图		
公开(公告)号	KR101683908B1	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	KR1020100108896	申请日	2010-11-03
[标]申请(专利权)人(译)	心脏科学公司		
申请(专利权)人(译)	心脏恶科学科捕法		
当前申请(专利权)人(译)	心脏恶科学科捕法		
[标]发明人	THIAGARAJAN SRIKANTH 티아그라잔스리칸스 MATHUR PRABODH 마더프라보드		
发明人	티아그라잔스리칸스 마더프라보드		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0468 A61B5/00 A61N1/39 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/04023 A61B5/0468 A61B5/721 A61N1/3987 A61B5/04017 A61B5/7235 A61B5/725 A61N1/39 A61B5/7217		
代理人(译)	Yangyoungjun Angukchan		
优先权	12/611679 2009-11-03 US		
其他公开文献	KR1020110049725A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种使用分段自适应算法（PSAA）来过滤信号伪像的装置和方法，该信号伪像是由CPR从实时感测信号中引起的。 PSAA是估计存在于与第二信号高度相关的第一信号中的伪影分量的方法。 PSAA可以使用自相关和互相关计算来确定第一和第二信号中的信号样本窗口。 PSAA可以基于确定的主信号和伪影信号之间的相关性来估计主信号段的信号伪影。 PSAA可以消除从主要信号估计的信号伪影。在没有伪影信号的情况下，PSAA可以使用滤波器来估计第一信号中的伪像。 PSAA可以在体外自动心脏除颤器，监测除颤器或能够检测高度相关信号的其他装置中实施，例如ECG和CPR信号。