



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0044207
(43) 공개일자 2013년05월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/39 (2006.01) A61N 1/378 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-7023821
(22) 출원일자(국제) 2011년02월11일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2012년09월12일
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/024464
(87) 국제공개번호 WO 2011/100507
국제공개일자 2011년08월18일
(30) 우선권주장
61/304,119 2010년02월12일 미국(US)
61/307,690 2010년02월24일 미국(US)

(71) 출원인
줄 메디컬 코퍼레이션
미국 매사추세츠 01824-4105 첼름스퍼드 밀 로드 269
(72) 발명자
탄 켈
미국 매사추세츠 02144 소머빌 아파트먼트 넘버1 하이랜드 에비뉴 354
프리맨 게리 에이.
미국 매사추세츠 02159 뉴튼 센터 스톤 스트리트 47
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
신정건, 김태홍

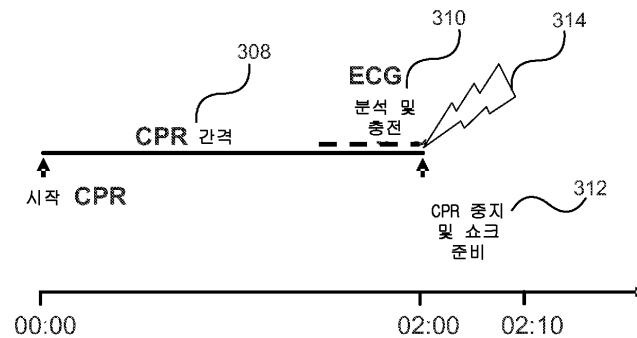
전체 청구항 수 : 총 34 항

(54) 발명의 명칭 제세동기 충전

(57) 요약

심장 소생의 분야에 관련된, 보다 구체적으로는 심폐소생술(CPR)을 수행하는데 있어 구조자들을 돕기 위한 디바이스들에 관련된 시스템들 및 방법들이 여기서 기술된다.

대표도 - 도3b



(72) 발명자

지해브 프리데릭 제이.

미국 메사추세츠 01923 덴버스 케롤린 드라이브 18

베어스 마틴 이.

미국 메사추세츠 02144 소머빌 아파트먼트 에이 카
메론 에비뉴 5

실버 앤마리

미국 메사추세츠 01730 베드포드 레일로드 애비뉴
21

특허청구의 범위

청구항 1

전기 치료법(electrical therapy)을 환자에게 제공하기 위한 방법으로서,
 상기 환자로부터 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들을 분석하는 단계;
 흉부 압박들이 상기 환자에게 운영되고 있는 동안 상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들의 분석에 기초하여 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계; 및
 충전된 제세동 디바이스로부터 제세동 쇼크(defibrillating shock)를 제공하는 단계
 를 포함하는,
 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
 상기 생리적으로 생성된 신호들의 분석으로부터, 희생자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법으로 결정된 경우에만 상기 제세동 디바이스를 충전하는 단계
 를 포함하는, 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,
 상기 제세동 쇼크를 제공하기 이전에, 분석된 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들에 기초하여 희생자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법인지를 결정하는 단계
 를 더 포함하는,
 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,
 상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
 상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들의 분석에 기초하여 상기 제세동 디바이스를 충전할지 또는 상기 제세동 디바이스를 충전함 없이 흉부 압박을 지속하도록 사용자에게 지시할지를 결정하는 단계
 를 포함하는,
 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,
 상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
 상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들에 기초하여 충전 레이트(rate of charge)를 결정하는 단계
 를 포함하는,
 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,
상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
현재의 흉부 압박 사이클이 종료할 때까지 남아있는 결정된 시간의 양에 기초하여 충전 레이트를 결정하는 단계를 포함하는,
전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,
상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들에 기초하여 총 전하량을 결정하는 단계를 포함하는,
전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,
상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
하나 이상의 안전 인터록(safety interlock)들이 상기 제세동 디바이스의 충전 동안 상기 제세동 디바이스의 잘못된(accidental) 방전을 방지하게 하는 단계를 포함하는,
전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,
하나 이상의 ECG(electrocardiogram, 심전도) 신호들을 분석하는 단계는,
진폭 크기 스펙트럼 영역(amplitude magnitude spectrum area; AMSA) 값을 계산하는 단계를 포함하고,
상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
계산된 AMSA 값에 기초하여 상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계를 포함하는,
전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,
상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
적어도 약 30초의 시간 기간에 걸쳐서 상기 제세동 디바이스를 충전하는 단계를 포함하는,
전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 11

제 1 항에 있어서,
 하나 이상의 ECG 신호들을 분석하는 단계는,
 진폭 크기 스펙트럼 영역(AMSA)을 계산하는 단계
 를 포함하고,
 상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
 계산된 AMSA 값에 기초한 충전 속도로 상기 제세동 디바이스를 충전하는 단계
 를 포함하는,
 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,
 상기 충전된 제세동 디바이스로부터 제세동 쇼크를 제공하는 단계는,
 운영되고 있는 흉부 압박들이 정지한 이후 상기 쇼크를 제공하는 단계
 를 포함하는,
 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 13

제 1 항에 있어서,
 상기 충전된 제세동 디바이스로부터 제세동 쇼크를 제공하는 단계는,
 흉부 압박들 동안 상기 쇼크를 제공하는 단계
 를 포함하는,
 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 14

제 1 항에 있어서,
 상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들과 CPR 신호 간의 상호-상관(cross correlation)의 세기를 결정하는
 단계
 를 더 포함하는,
 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 15

제 1 항에 있어서,
 상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는,
 상기 상호 상관의 결정된 세기에 기초하여 상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계
 를 포함하는,
 전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 16

제 15 항에 있어서,
 상기 제세동 쇼크를 제공하기 이전에, CPR 동안 분석된 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들에 기초하여 희생

자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법인지를 결정하고, 상기 상호 상관의 결정된 세기가 임계치를 초과할 때 CPR 압박들의 부재시에 상기 분석된 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들에 기초하여 상기 희생자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법인지를 재확인하는,

전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

청구항 17

제 1 항에 있어서,

배터리 전력 소스는 겨우 5 와트의 연속적인 전력을 전달할 수 있는,

외부 제세동기.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 배터리 전력 소스는 하나의 CR123 배터리인,

외부 제세동기.

청구항 19

제 17 항에 있어서,

상기 배터리 전력 소스의 장애의 경우에 상기 배터리 전력 소스에 대한 백업(backup)으로서 적어도 하나의 백업 배터리가 단독으로 제공되는,

외부 제세동기.

청구항 20

심장 문제들(heart problem)의 희생자들에게 자동으로 제어되는 쇼크를 제공하기 위한 외부 제세동기(external defibrillator)로서,

전기 에너지 저장 소스;

상기 전지 에너지 저장 소스와 전기적으로 연결되고 인간 희생자에게 제세동 쇼크를 전달할 수 있는 임시 전기 저장 디바이스; 및

상기 희생자의 흉부 압박들을 지시하는 동안 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들을 분석하고 상기 전기 에너지 저장 소스로부터 상기 임시 전기 저장 디바이스의 충전을 수행하도록 프로그래밍된 제어기

를 포함하는,

외부 제세동기.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 제어기로부터의 명령들에 응답하여 상기 임시 전기 에너지 저장 디바이스를 충전하기 위한 충전 디바이스

를 더 포함하는,

외부 제세동기.

청구항 22

제 20 항에 있어서,

상기 제어기는,

상기 임시 전기 저장 디바이스를 완전히 충전하는데 필요한 시간과 실질적으로 정합하도록 결정된 현재의 흉부 압박 사이클의 종료 이전의 시간에 상기 임시 전기 에너지 저장 디바이스의 충전을 시작하도록 추가로 프로그래

밍되는,

외부 제세동기.

청구항 23

제 20 항에 있어서,

상기 임시 전기 저장 디바이스는 커패시터(capacitor)를 포함하는,

외부 제세동기.

청구항 24

제 20 항에 있어서,

상기 제세동기에 연결되고 상기 희생자에 부착하기 위한 부착 물질을 포함하며, 상기 임기 전기 저장 디바이스로부터 상기 희생자로 제세동 쇼크를 전달하도록 배열되는 전극 패드들

을 더 포함하는,

외부 제세동기.

청구항 25

제 20 항에 있어서,

상기 제어기는,

상기 생리적으로 생성된 신호들의 분석으로부터 상기 희생자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법으로 결정된 경우에만 상기 임시 전기 저장 디바이스에 전하를 선택적으로 충전하도록 추가로 프로그래밍되는,

외부 제세동기.

청구항 26

제 20 항에 있어서,

상기 제어기는,

상기 분석된 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들에 기초하여 상기 희생자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법인지를 결정하도록 추가로 프로그래밍되는,

외부 제세동기.

청구항 27

제 20 항에 있어서,

상기 제어기는,

상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들의 분석에 기초하여, 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전할지 또는 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전함 없이 흉부 압박들을 지속하도록 상기 사용자에게 지시할지를 결정하도록 추가로 프로그래밍되는,

외부 제세동기.

청구항 28

제 20 항에 있어서,

상기 제어기는,

상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들에 기초하여 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전하는 충전 레이트를 결정하도록 추가로 프로그래밍되는.

외부 제세동기.

청구항 29

제 20 항에 있어서,

상기 제어기는,

현재의 흉부 압박 사이클이 종료할 때까지 남아있는 결정된 시간의 양에 기초하여 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전하는 충전 레이트를 결정하도록 추가로 프로그래밍되는.

외부 제세동기.

청구항 30

제 20 항에 있어서,

상기 제어기는,

상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들에 기초하여 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전하는 총 전하량을 결정하도록 추가로 프로그래밍되는,

외부 제세동기.

청구항 31

제 20 항에 있어서,

상기 임시 전기 저장 디바이스의 충전 동안 상기 임시 전기 저장 디바이스의 잘못된 방전을 방지하도록 하나 이상의 안전 인터록들을

을 더 포함하는,

외부 제세동기.

청구항 32

제 20 항에 있어서,

상기 제어기는,

진폭 크기 스펙트럼 영역(AMSA) 값을 계산함으로써 상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들을 분석하도록, 그리고

계산된 AMSA 값에 기초하여 상기 임시 전기 저장 디바이스를 선택적으로 충전하도록 추가로 프로그래밍되는,

외부 제세동기.

청구항 33

제 20 항에 있어서,

상기 제어기는,

진폭 크기 스펙트럼 영역(AMSA) 값을 계산함으로써 하나 이상의 ECG 신호들을 분석하도록, 그리고

계산된 AMSA 값에 기초한 충전 속도로 상기 임시 전기 저장 디바이스에 전하를 선택적으로 충전하도록 추가로 프로그래밍되는,

외부 제세동기.

청구항 34

전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법으로서,

상기 환자로부터의 하나 이상의 심전도(ECG) 신호들을 분석하는 단계;

흉부 압박들이 상기 환자에게 운영되고 있는 동안 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들의 분석에 기초하여 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계; 및

상기 흉부 압박들이 운영되고 있는 동안 충전된 제세동 디바이스로부터 제세동 쇼크를 전달하는 단계를 포함하는,

전기 치료법을 환자에게 제공하기 위한 방법.

명세서

기술분야

[0001] 관련 출원들에 대한 상호참조

[0002] 본 출원은 2010년 2월 12일 출원되고, 발명의 명칭이 "DEFIBRILLATOR CHARGING"인 미국 가출원 번호 제호 및 2010년 2월 24일 출원되고, 발명의 명칭이 "DEFIBRILLATOR DISPLAY"인 미국 가출원 번호 제61/307,690호에 대한 우선권을 주장하며, 이들 각각의 전체 내용은 여기에 인용에 의해 포함된다.

[0003] 기술분야

[0004] 본 문서는 심장 소생(cardiac resuscitation)에 관한 것으로서, 특히 심폐소생술(cardio-pulmonary resuscitation; CPR)을 수행하는데 있어 구조자들을 돕기 위한 시스템들 및 기법들에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 심장은 효과적으로 고동(beat)하기 위해 전기적 임펄스들의 유기적 시퀀스에 의존한다. 이 정규 시퀀스로부터의 이탈들은 "부정맥"으로서 알려진다. 특정한 의료 디바이스들은 심실세동(VF) 또는 심실빈맥(VT)과 같은 심장 부정맥이 존재할 때를 결정하기 위해 의료 환자(예를 들어, 긴급 장면에서의 희생자)로부터 획득된 심전도 기록(ECG) 신호들을 분석하는 신호 프로세싱 소프트웨어를 포함한다. 이 디바이스들은 자동 제세동기(automated external defibrillator; AED), ECG 리듬 분류자들, 심실성 부정맥 검출기들을 포함한다. AED는 제세동기 - 제어된 전기 쇼크(electrical shock)를 환자에게 전달하는 디바이스 - 이며, 이를테면, 음성 프롬프트(verbal prompt)들을 치료 제공자(provider of care)에게 제공하여 환자를 AED 치료법에 부착하고, AED 치료법을 활성화하기 위해 환자를 평가하는 프로세스 통해 제공자와 "대화"하도록 함으로써 비교적 이용하기 쉽다. 방금 언급한 특정한 의료 디바이스들은 2개의 독특한 심장 파형들, 즉 VT 및 VF를 또한 인지할 수 있다.

[0006] VT는 통상적으로 분당 120 고동(beat)보다 큰 레이트 및 넓은 QRS 콤플렉스들에 의해 특징화되는 심실의 이토픽 포커스(ventricular ectopic focus)로부터 발생하는 부정맥이다. VT는 단형적(monomorphic)(동일한 QRS 콤플렉스들을 갖는 단일의 포커스로부터 발생하는 규칙적인 리듬) 또는, 다형적(불안정함, 다양한 QRS 콤플렉스와 더불어 비규칙적일 수 있음)일 수 있다. 불안정한 VT 예시적인 리듬이 도 1a에서 예시된다. VT가 유지되는 시간의 길이 및 레이트에 의존하여, VT 상태의 심장은 펄스(즉, 순환계를 통한 혈액의 박동 움직임)를 생성하거나 생성하지 않을 수 있다. VT 상태의 심장 활동은 여전히 조직(organization)의 임의의 의미(sense)를 갖는다("루프들"은 기본적으로 모두 동일한 크기 및 형상을 갖는다는 것에 주의함). VT 리듬과 연관된 펄스가 존재하지 않으면, VT는 불안정하며 생명을 위협하는 상태라고 간주된다. 불안정한 VT는 전기 쇼크 또는 제세동으로 조치될 수 있다.

[0007] 상실성 빈맥(supraventricular tachycardia; SVT)은 심장의 하위 챔버들(심실들) 위에서 시작하는 빠른 심장고동이다. SVT는 심장의 상위 챔버들 중 하나, AV(atrioventricula) 노드라 불리는 심장 전도계의 컴포넌트, 또는 둘 다에서 시작하는 비정상적으로 빠른 심장 리듬이다. SVT가 거의 생명을 위협하진 않지만, 질주하는 심장의 느낌, 흉부의 두근거림 또는 세계 침(pounding) 또는 추가의 심장고동들(심계항진) 또는 어지럼증을 포함하는 그의 징후들은 고통스러울 수 있다.

[0008] VF는 보통 중간의 생명 위협이다. VF는 심장이 펌프로서의 자신의 능력을 바로 손실하는 심실 수축(ventricular contraction) 및 비규칙적이고 혼란스러운 전기적 활동을 갖는 무펄스 부정맥(arrhythmia)이다. VF는 심장 돌연사(SCD)의 주요 원인이다. VF에 대한 예시적인 리듬은 도 1b에서 예시된다. 이 파형은 그것과 연관된 펄스를 갖지 않는다. 이 리듬에 대한 조직(organization)이 존재하지 않는다(루프들의 불규칙적인 크기 및 형상에 주의함). 심장의 펌핑부는 주머니속 지렁이(bag of worm)와 같이 흔들리며, 이 활동이 임의의 혈액을 이동할 가능성이 매우 낮다. 이 리듬의 보정 동작은 전기적 전하를 이용하여 심장을 제세동시키는 것이다.

- [0009] 정상 심장 고동 파형은 SA 노드(sinoatrial node)에서 시작하고, 남은 심실의 먼쪽 하부 모서리를 향해 진행된다. 심장으로의 대량의 전기적 쇼크는 VF 및 불안정한 VT 리듬들을 수정할 수 있다. 이 대량의 전기 쇼크는 심장 내의 모든 심장 세포들을 동시에 소극(depolarize)하게 할 수 있다. 후속적으로, 심장 세포들 모두는 짧은 휴식 기간으로 진입한다. 그 바깥은 SA 노드(sinoatrial node)가 임의의 다른 세포에 앞서 이 쇼크로부터 회복할 것이고 결과적인 리듬은 정상 동리듬(sinus rhythm)이 아닌 경우 펄스-생성 리듬일 것이라 점이다.
- [0010] 다수의 AED들은 제세동 및 심폐소생술(CPR)을 이용하여 환자의 구조 이벤트 동안 특정한 횡수들로 ECG 분석들을 수행함으로써 VT 및 VF 파형들을 인지하기 위한 알고리즘들을 구현한다. 제 1 ECG 분석은 보통 제세동 전극들이 환자에게 부착된 이후 수초 내에 시작된다. 후속 ECG 분석들은 제 1 분석의 결과들에 기초하여 시작되거나 시작되지 않을 수 있다. 통상적으로, 제 1 분석이 쇼크 가능한 리듬을 검출하는 경우, 구조자에게는 제세동 쇼크를 전달하도록 권고된다. 쇼크 전달에 이어서, 제 2 분석은 제세동 조치가 성공적인지 아닌지(즉, 쇼크 가능한 ECG 리듬이 정상 또는 다른 비-쇼크 가능한 리듬으로 변환됨)를 결정하기 위해 자동으로 시작될 수 있다. 이러한 제 2 분석이 쇼크 가능한 부정맥의 계속되는 존재를 검출하는 경우 AED는 제 2 제세동 조치를 전달하도록 사용자에게 권고한다. 제 3 ECG 분석은 이어서 제 2 쇼크가 유효한지 아닌지를 결정하기 위해 실행될 수 있다. 쇼크 가능한 리듬이 지속되는 경우, 구조자는 이어서 제 3 제세동 조치를 전달하도록 권고된다.
- [0011] 제 3 제세동기 쇼크에 이어서 또는 위에서 기술된 분석들 중 임의의 분석이 비-쇼크 가능한 리듬을 검출할 때, 미국 심장 연합(American Heart Association) 및 유럽 심폐소생 카운실(European Resuscitation Council)에 의해 권장되는 조치 프로토콜들(treatment protocols)은 구조자가 순환의 기호(sign)들에 대해 환자를 평가하거나 또는 환자의 펄스를 검사하도록 요구한다. 펄스 또는 순환의 기호가 존재하지 않는 경우, 구조자는 1분 이상의 기간 동안 희생자에게 CPR를 수행하도록 지시될 수 있다. CPR은 구조 인공호흡(rescue breathing) 및 흉부 압박들을 포함한다. 이러한 CPR의 기간에 이어서 AED는 위에서 기술된 바와 같은 적절한 제세동 조치들 사이에 산재되는 일련의 3개까지의 부가적인 ECG 분석들을 재시작한다. 3개의 ECG 분석들/제세동 쇼크들에 이은 1-3분의 CPR의 시퀀스는 AED의 전력이 턴 온되고 환자가 AED 디바이스에 연결되어 있는 한 반복적인 방식으로 지속된다. 통상적으로 AED는 분석을 막 시작한 시기, 분석 결과가 무엇인지를, 그리고 CPR의 전달의 시작 및 정지할 시기를 통지하기 위해 오디오 프롬프트들을 제공한다.
- [0012] 다수의 연구들은 심장 앞의 압박(precordial compression)의 중단이 희생자들에 대한 24시간 생존률 및 자발적인 순환의 회복률을 상당히 감소시킬 수 있다는 것을 보고하였다. 따라서, 흉부 압박 동안 비정상적인 심장 리듬을 인지하는 것이 유용하다. 몇몇 상황들 하에서 환자는 제세동하기 이전에 흉부 압박을 수행하는 것이 유리할 수 있다는 것을 보여주는 최근의 임상 증거가 존재한다. 구체적으로, 환자가 4분을 초과하는 동안 심장 마비 상태에 있도록 의료 긴급 시스템의 응답 시간들이 4분을 초과하는 지연을 초래하는 경우 제세동 이전에 흉부 압박으로 환자를 조치하는 것이 임상적으로 유리하다. 흉부 압박 인공물 제거는 ECG의 스펙트럼 분석을 이용할 수 있고, 제세동 성공 예측, 및 치료 판단 내리기는 통상적으로 ECG 주파수 스펙트럼에서 검출될 파라미터들의 세트를 특정한다. 예를 들어, US 5,683,424는 제세동 쇼크가 필수적인지를 결정하기 위해 ECG의 계산된 주파수 스펙트럼으로부터의 중심 또는 중간 주파수 또는 피크 전력 주파수를 임계치들과 비교한다.
- [0013] 불행히도, 기존의 AED들은 제세동기 고 전압 커패시터들의 충전 요건들로 인해 많은 양의 전류를 전달할 수 있는 배터리들을 요구한다. 이는 그들의 휴대성, 편의성, 및 라이프베스트(LifeVest)(ZOLL Medical, Chelmsford, MA)와 같이 외부의 착용 가능한 제세동기들의 경우, 그들의 착용성 및 안락함을 제한하는 크기 및 무게 둘 다에서 과도한 배터리들을 초래하게 된다. 또한, 배터리들은 계속 적어도 현재 제조되는 AED들의 신뢰 가능한 엘리먼트가 되어야 하지만, 배터리들과 관련하여 항상 발생하는 보통의 수명 단절 저하(end-of-life degradation)는 물론 제조 결함들로부터 발생하는 정규적인 리콜(recall)들로 인해, 생명-구조 장비에 있어서 특히 문제가 될 수 있다.

발명의 내용

- [0014] 여기서 기술되는 시스템들 및 기법들은 제세동을 제세동기의 운용자가 쉽게 이용 가능하게 하고, 제세동기의 배터리 수명을 또한 연장하도록, AED와 같은 제세동기의 충전의 제어에 관한 것이다. 예를 들어, 시스템은 구조자가 CPR을 제공하는 동안 ECG 분석을 수행함으로써 또는 제세동 펄스가 적절한지 여부를 결정할 수 있고, 사용자가 CPR을 여전히 수행하는 동안 커패시터 또는 다른 에너지 제공 매커니즘을 충전할 수 있다. 그 결과, 에너지는 사용자가 쇼크를 제공할 시간이 될 때 이미 저장될 수 있다.

- [0015] 일 구현에서, 전기 치료법(electrical therapy)을 환자에게 제공하기 위한 방법은 환자로부터 하나 이상의 심전도(ECG) 신호들을 분석하는 단계를 포함할 수 있다. 이 방법은 또한 흉부 압박들이 상기 환자에게 운영되고 있는 동안 상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들의 분석에 기초하여 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계를 포함한다.
- [0016] 실시예들은 다음 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 이 방법은 운영되고 있는 흉부 압박들이 정지한 이후 상기 쇼크를 제공하는 단계 충전된 제세동 디바이스로부터 제세동 쇼크(defibrillating shock)를 제공하는 단계를 포함할 수 있다. 이 방법은 흉부 압박들이 운영되고 있는 동안 충전된 제세동 디바이스로부터 제세동 쇼크를 제공하는 단계를 포함할 수 있다. 이 방법은 또한 상기 생리적으로 생성된 신호들의 분석으로부터, 희생자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법으로 결정된 경우에만 상기 제세동 디바이스를 충전하는 단계를 포함하는 상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계를 포함할 수 있다. 이 방법은 또한 상기 제세동 쇼크를 제공하기 이전에, 분석된 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들에 기초하여 희생자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법인지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는 상기 하나 이상의 생리적으로 생성된 신호들의 분석에 기초하여 상기 제세동 디바이스를 충전할지 또는 상기 제세동 디바이스를 충전함 없이 흉부 압박을 지속하도록 사용자에게 지시할지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는 하나 이상의 ECG 신호들에 기초하여 충전 레이트(rate of charge)를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는 현재의 흉부 압박 사이클이 종료할 때까지 남아있는 결정된 시간의 양에 기초하여 충전 레이트를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는 상기 하나 이상의 ECG 신호들에 기초하여 총 전하량을 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는 하나 이상의 안전 인터록(safety interlock)들이 상기 제세동 디바이스의 충전 동안 상기 제세동 디바이스의 잘못된(accidental) 방전을 방지하게 하는 단계를 포함할 수 있다. 하나 이상의 ECG 신호들을 분석하는 단계는 진폭 크기 스펙트럼 영역(amplitude magnitude spectrum area; AMSA) 값을 계산하는 단계를 포함할 수 있고 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는 계산된 AMSA 값에 기초하여 상기 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계를 포함할 수 있다. 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는 적어도 약 30초의 시간 기간에 걸쳐서 상기 제세동 디바이스를 충전하는 단계를 포함할 수 있다. 제세동 디바이스를 선택적으로 충전하는 단계는 적어도 약 1분의 시간 기간에 걸쳐서 상기 제세동 디바이스를 충전하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 몇몇 부가적인 구현들에서, 심장 문제들(heart problem)의 희생자들에게 자동으로 제어되는 쇼크를 제공하기 위한 외부 제세동기(external defibrillator)는 전기 에너지 저장 소스 및 상기 전기 에너지 저장 소스와 전기적으로 연결되고 인간 희생자에게 제세동 쇼크를 전달할 수 있는 임시 전기 저장 디바이스를 포함한다. 제세동기는 또한 상기 희생자의 흉부 압박들을 지시하는 동안 하나 이상의 심전도(ECG) 신호들을 분석하고 상기 전기 에너지 저장 소스로부터 상기 임시 전기 저장 디바이스의 충전을 수행하도록 프로그래밍된 제어기를 포함한다.
- [0018] 몇몇 실시예들은 다음 중 하나 이상을 포함할 수 있다. 외부 제세동기는 또한 상기 제어기로부터의 명령들에 응답하여 상기 임시 전기 에너지 저장 디바이스를 충전하기 위한 충전 디바이스를 포함할 수 있다. 제어기는 상기 임시 전기 저장 디바이스를 완전히 충전하는데 필요한 시간과 실질적으로 정합하도록 결정된 현재의 흉부 압박 사이클의 종료 이전의 시간에 상기 임시 전기 에너지 저장 디바이스의 충전을 시작하도록 추가로 프로그래밍될 수 있다. 임시 전기 저장 디바이스는 커패시터(capacitor)일 수 있다. 외부 제세동기는 또한 상기 제세동기에 연결되고 상기 희생자에 부착하기 위한 부착 물질을 포함하며, 상기 임시 전기 저장 디바이스로부터 상기 희생자로 제세동 쇼크를 전달하도록 배열되는 전극 패드들을 더 포함할 수 있다. 제어기는 상기 ECG 신호들의 분석으로부터 상기 희생자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법으로 결정된 경우에만 상기 임시 전기 저장 디바이스를 선택적으로 충전하도록 추가로 프로그래밍될 수 있다. 제어기는 상기 분석된 하나 이상의 ECG 신호들에 기초하여 상기 희생자의 심장에 대한 제세동 쇼크가 적합한 치료법인지를 결정하도록 추가로 프로그래밍될 수 있다. 제어기는 상기 하나 이상의 ECG 신호들의 분석에 기초하여, 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전할지 또는 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전함 없이 흉부 압박들을 지속하도록 상기 사용자에게 지시할지를 결정하도록 추가로 프로그래밍될 수 있다. 제어기는 상기 하나 이상의 ECG 신호들에 기초하여 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전하는 충전 레이트를 결정하도록 추가로 프로그래밍될 수 있다. 제어기는 현재의 흉부 압박 사이클이 종료할 때까지 남아있는 결정된 시간의 양에 기초하여 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전하는 충전 레이트를 결정하도록 추가로 프로그래밍될 수 있다. 제어기는 상기 하나 이상의 ECG 신호들에 기초하여 상기 임시 전기 저장 디바이스를 충전하는 총 전하량을 결정하도록 추가로 프로그래밍될 수 있다. 외부 제세동기는 또한 상기 임시 전기 저장 디바이스의 충전 동안 상기 임시 전기 저장 디바이스의 잘못된 방전을 방

지하도록 하나 이상의 안전 인터록들을 포함할 수 있다. 제어기는 진폭 크기 스펙트럼 영역(AMSA) 값을 계산함으로써 상기 하나 이상의 ECG 신호들을 분석하도록, 그리고 계산된 AMSA 값에 기초한 가변 충전 속도로 상기 임시 전기 저장 디바이스를 선택적으로 충전하도록 추가로 구성될 수 있다.

[0019] 이러한 특징들은 몇몇 특징한 구현들에서 하나 이상의 이점들을 제공할 수 있다. 예를 들어, 제세동기는 구조자가 CPR을 제공하는 것로부터 제세동 쇼크를 전달하는 것으로 빠르게 이동하고 그 이후 생명구조 노력들을 지속하는 것을 가능하게 할 수 있다. 조치(treatment)가 중단된 시간의 최소화는 특히, 아마추어(lay) 대응자들이 전문 대응자들의 도달까지의 가교로서 치료를 제공하는 경우 환자의 생존을 위한 중요한 인자(factor)일 수 있다. 또한, 제세동기에 대한 배터리 수명은 필요할 가능성이 높을 때, 필요하게 될 정도까지만 에너지 전달 디바이스를 충전함으로써 연장될 수 있다. 그 결과, 제세동기는 더 오래 사용가능하게 될 가능성이 더 높아질 수 있고, 이에 따라 추후의 치료가 요구될 때 이용 가능하다. 또한, 제세동기의 수명은 필요할 가능성이 높을 때만 에너지 전달 디바이스를 충전함으로써 디바이스(예를 들어, 커패시터)에 관한 마모 및 손상(tear)을 감소시킴으로써 연장될 수 있다.

[0020] 다른 특징들 및 이점들은 상세한 설명, 도면들 및 청구항들로부터 자명해질 것이다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1a는 심실빈맥(VT) 리듬의 크기 대 시간 플롯을 도시하는 도면.

도 1b는 심실세동(VF) 리듬의 크기 대 시간 플롯을 도시하는 도면.

도 2는 자동 제세동기와 다수의 리드(lead) 심전도 기록(ECG) 디바이스를 포함하는 일 구현의 다이어그램.

도 2a는 도 2의 AED의 다이어그램.

도 3a 및 3b는 ECG 분석 및 충전 사이클들의 예들을 도시하는 도면.

도 4a는 CPR 간격과 연관된 흉부 압박들 동안 제세동 디바이스를 충전하기 위해 취해지는 동작들을 도시하는 흐름도.

도 4b는 쇼크 가능한 리듬이 관측되는 가능성에 기초하여 선택되는 상이한 전류 레벨들을 이용하여 제세동 디바이스를 충전하기 위해 취해지는 동작들을 도시하는 흐름도.

도 4c는 쇼크 가능한 리듬이 관측되는 가능성에 기초한 상이한 전류 레벨들을 이용하여 제세동 디바이스를 적응적으로 충전하기 위해 취해지는 동작들을 도시하는 흐름도.

도 4d는 ECG 분석에 기초하여 선택된 레벨로 제세동 디바이스를 적응적으로 충전하기 위해 취해지는 동작들을 도시하는 흐름도.

도 5a는 ECG 신호의 다이어그램.

도 5b는 ECG 신호와의 강한 상호-상관을 도시하는 CPR 가속 신호의 다이어그램.

도 6a는 ECG 신호의 다이어그램.

도 6b는 ECG 신호와의 낮은 상호-상관을 도시하는 CPR 가속 신호의 다이어그램.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 본 설명은 제어된 방식으로 제세동 에너지를 제공하기 위한 시스템들 및 기법들을 논의한다. 일반적으로 이러한 에너지는 이블테면, 커패시터를 충전함으로써 상승(built up)될 필요가 있고, 이러한 에너지의 상승은 상당한 길이의 시간을 소요할 수 있다. 여기서 논의되는 기법들을 이용하여, 시스템은 제세동 펄스를 전달하는 시간에 앞서(예를 들어, 구조자가 흉부 압박을 수행하는 동안) 환자의 요구들을 분석할 수 있고 쇼크(shock)가 필요로 되자마자 전달될 수 있도록 쇼크가 요구될 시간에 앞서 커패시터 또는 다른 적절한 에너지 전달 메커니즘을 충분히 충전하기 시작할 수 있다.

[0023] 이제 도 2를 참조하면, 적절한 시간에 제세동 쇼크를 제공하기 위해 이용될 수 있는 AED(10)가 도시된다. 예시적인 구현을 도시하는 이 도면에서, 구조자는 심장 소생(cardiac resuscitation) 동안 희생자를 자동으로 모니터링하기 위해 AED(10)를 이용한다. 희생자가 흉부 압박 기법들을 이용하여 소생되는 동안 AED(10)는 희생자의 심장을 모니터링하기 위해 측정된 ECG 신호들을 이용하고 AED 내의 제세동 디바이스를 충전한다. 몇몇 예들에

서, 제세동 디바이스가 충전되는(예를 들어, 충전 레이트, 저장된 전하의 총량) 방식은 측정된 ECG 신호들에 기초할 수 있다. 유리하게는, CPR 흉부 압박들 동안 제세동 디바이스의 충전은, 쇼크 가능한 리듬이 존재하는 경우 구조자가 흉부 압박들을 완료하자마자 쇼크를 전달하도록 디바이스는 필요한 것이 갖춰지고(armed) 준비되기 때문에 희생자가 흉부 압박들을 받지 않는 시간의 양을 감소시킨다.

[0024] AED(10)는 스피커(16), 디스플레이 스크린(18), 아날로그-디지털 변환기(20), 프로세서(22) 및 제세동기 펄스 생성기(24)를 포함한다. 아날로그-디지털 변환기(20)는 결국 희생자에 부착되는 ECG 리드들의 세트에 연결된다. ECG 리드들은 희생자의 심장의 전기적 리듬을 모니터링하기 위해 신호들을 프로세서(22)에 전달한다. 변환기(20)는 ECG 리드들로부터 프로세서(22)로 신호들을 송신한다. 프로세서(22)는 희생자가 흉부 압박 기법들을 이용하여 소생되는 동안 ECG 신호들을 이용하여 위험한 리듬들에 대해 희생자의 심장을 모니터링한다.

[0025] AED(10)가 위험한 심장 리듬을 검출하는 경우 AED(10)는 경고 신호를 생성한다. 경고 신호는 구조자의 주의를 끌 수 있다. 구조자가 쇼크를 지시하는 명령을 AED(10)에 발행할 때 AED(10)는 희생자에게 이러한 제세동 쇼크를 생성할 수 있다. 제세동 쇼크는 희생자의 심장의 위험한 리듬을 치유하도록 의도된다.

[0026] AED(10)는 또한 흉부 압박들 동안 AED를 충전하도록 구성되는 충전 모듈(19)을 포함한다. 모듈(19)은 모니터링되는 ECG 신호들에 기초하여 AED를 적응적으로 충전할 수 있다. 몇몇 예들에서, 모니터링되는 ECG 신호들의 분석에 의해 결정되는 바와 같이 쇼크 가능한 리듬이 존재할 가능성이 높은 경우에만 제세동기가 사전-충전된다. 몇몇 추가적인 예들에서, 디바이스에 대한 충전의 레벨은 모니터링되는 ECG 신호들에 기초하여 결정되고 세팅된다. 몇몇 추가적인 예들에서, 충전의 방법(예를 들어, 충전 레이트)은 전력을 보존하기 위한 노력으로 모니터링되는 ECG 신호들에 기초하여 변한다. 예를 들어, 시간이 허용되는 경우, 커패시터는 전력을 보존하기 위해 커패시터가 보통 충전되는 것보다 느리게 충전될 수 있지만, 커패시터는 제세동기가 구조자에 의해 필요로 될 때 그의 완전한 충전에 도달할 것임을 여전히 보장한다.

[0027] AED(10)는 a) ECG 신호들의 주파수-도메인 특징들을 정량화하고; b) VF와 같이 비정상 또는 정상 ECG 리듬들을 구분하고; c) 비정상 ECG 리듬들의 발병(onset)을 검출하고, d) 심장의 생리적 상태들에 관한 판단을 내리기 위해 리듬 권고 방법을 이용한다. 이 주파수-도메인 측정(measure)은 ECG 신호들에서 흉부 압박 인공물의 존재가 있든 또는 없든 신뢰할 수 있다. AED(10)는 심장의 현재 생리적인 상태를 식별한 이후 구조자가 행할 적절한 치료 동작에 관한 판단을 내리고 스피커(16) 및 디스플레이 스크린(18)을 이용하여 구조자에게 이 동작을 통신한다.

[0028] AED(10)는 흉부 압박들, 환기(ventilation)들, 또는 신진대사 또는 구조적인 영양분을 포함하는 정맥액(intravenous solution)의 전달과 같이 추가적인 치료 동작들을 수행하기 위한 기능을 포함할 수 있다. 리듬 권고 방법의 분석의 결과들에 기초하여, AED(10)는 적절한 치료를 환자에 자동으로 전달할 수 있다.

[0029] AED(10)는 또한 AED(10)가 최상의 치료의 결정을 내린 이후에 간호인에게 프롬프트하는 "권고" 모드로 구성될 수 있고, 음성-검출 확인응답 또는 버튼 누르기의 형태의 간호인/디바이스 운용자에 의한 확인응답은 치료가 환자에게 전달되기 이전에 요구된다.

[0030] AED(10)는 그것이 제세동에 또는 흉부 압박들과 같은 대안적인 치료 아드리날린제(epinephrine)와 같은 약, 포도당과 같은 구조적 영양분들 또는 페이스(pacing)과 같은 다른 전기 치료에 적절한지를 판단하는 것을 물론 제세동 성공을 예측하기 위해 ECG 신호들을 분석한다.

[0031] 몇몇 예들에서, 하나 이상의 치료 전달 디바이스들(30)은 적절한 치료를 환자에게 자동으로 전달한다. 치료 전달 디바이스들(30)은 예를 들어, 휴대용 흉부 압박 디바이스, 약 주입 디바이스, 제세동, 흉부 압박, 환기 및 약 주입과 같은 다수의 치료들을 포함하는 디바이스 및/또는 환기기(ventilator)일 수 있다. 치료 전달 디바이스들(30)은 제세동기 AED(10)로부터 물리적으로 분리되고, 치료 전달 디바이스들(30)의 제어는 통신 링크(32)에 의해 달성될 수 있다. 통신 링크(32)는 케이블의 형태를 취하지만, 바람직하게는 링크(32)는 무선 프로토콜을 통해 이루어진다.

[0032] 다른 예들에서, 다양한 치료들의 전달 및 전체 소생 이벤트에 대한 제어 및 조절은 AED(10) 외부의 디바이스(34) 또는 프로세싱 엘리먼트에 의해 달성될 수 있다. 예를 들어, 디바이스(34)는 AED(10)로부터 ECG 데이터를 다운로드 및 프로세싱하고; ECG 신호들을 분석하고, 이 분석에 기초하여 위에서 그리고 아래에서 기술되는 것과 같은 관련된 결정들을 수행하고, AED(10)를 포함하는 다른 치료 디바이스들(30)을 제어할 수 있다. 다른 예들에서, AED(10)는 ECG 신호들의 분석을 포함해서 ECG의 프로세싱을 모두 수행할 수 있고, 적절한 치료의 최종 결

정만을 제어 디바이스(34)에 전송할 수 있으며, 여기서 제어 디바이스(34)는 다른 링크된 디바이스들(30) 상에서 제어 동작들을 수행할 것이다.

[0033] 흉부 압박 인공물들은 ECG 신호 컴포넌트들로부터 분리될 수 있어서, 흉부 압박들 동안 프로세싱을 중지함 없이 AED(10)가 ECG 신호를 프로세싱하는 것이 가능하다. 쇼크 가능한 리듬이 존재하지를 결정하기 위해 ECG 신호를 분석하기 위한 예시적인 방법들은 예를 들어, 발명의 명칭이 "ECG Rhythm Advisory Method" 인 미국 특허 제 7,565,194호에서 기술되며 그의 내용은 그 전체가 인용에 의해 여기에 포함된다.

[0034] CPR 동안 양호한 흉부 압박들은 심장 마비의 희생자들을 더 잘 구조하기 위해 필수적이라는 것이 인지되었다. 미국 심장 연합에 의해서 그의 가이드라인에서 권고되는 압박 레이트는 분당 100 압박들을 초과한다. 다수의 연구들은 이를테면, 흔히 제세동기의 충전 및 ECG 분석으로 이루어지는 흉부 압박들의 중단이 24-시간 생존률 및 자발적인 순환의 회복률을 상당히 감소시킬 수 있다는 것을 보고하였다. 1000 내지 2000 볼트의 전압들을 갖는 높은 전압 제세동 쇼크들의 전달과 관련된 안전 이슈들로 인해, 구조자들은 제세동 쇼크를 개시하기에 앞서 흉부 압박들을 중지하고 환자의 흉부로부터 그들의 손들을 제거하도록 교육받는다. 제세동기 디바이스에서 에너지 전달 디바이스(예를 들어, 커패시터)의 앞선 충전을 허용하기 위한 매커니즘들로서 흉부 압박들 동안 ECG 신호들을 분석함으로써, 흉부 압박들을 제공하는데 있어 간극들은 감소될 수 있고 환자 치료가 증가한다.

[0035] 도 3a는 CPR 간격이 종료된 이후 제세동기 디바이스의 충전이 시작하는 충전 사이클 및 ECG 분석의 예를 도시한다. 도면에서 도시된 바와 같이, 몇몇의 AED 디바이스들에서, 구조자는 2분 CPR 간격(300) 동안 흉부 압박들을 수행하도록 지시되고, 그 후에 구조자가 CPR에 대한 그의 또는 그녀의 수행을 중지(304)하도록 지시된다. 이 지점에서, 구조자는 그의 또는 그녀의 손들을 희생자로부터 제거하고, ECG 분석이 수행되고 제세동기 디바이스는 충전된다(간격 302). 그럼으로써 구조자가 희생자에게 흉부 압박을 전달하지 않는 시간 기간이 경과한다(시간 기간(302)). 쇼크(307)의 전달 이전의 이러한 경과된 시간 기간은 예를 들어, 약 10초일 수 있으며, 그 일부는 ECG 분석을 수행하는데 헌납되고 일부는 제세동 디바이스를 충전하는데 헌납된다. CPR 흉부 압박들 동안 프로세싱을 중지하지 않고 ECG 신호들을 프로세싱하기 위한 방법들이 존재하지만, 여전히 쇼크를 전달하기 위해 충분한 전하의 가용성과 흉부 압박들의 정지 사이에 시간 기간이 경과할 수 있다.

[0036] 도 3b는 CPR 간격이 종료되기 이전에 제세동기 디바이스의 충전이 시작하는 충전 사이클 및 ECG 분석의 예를 도시한다. CPR 간격은 흉부 압박들의 운영 시간의 길이(예를 들어, 도 3b에 도시된 바와 같이), 흉부 압박들의 총 수, 압박의 깊이 또는 레이트에 기초한 유효 흉부 압박들의 총 수, 유효 흉부 압박들의 총 시간 길이에 기초할 수 있거나, 또는 ECG 분석과 같은 하나 이상의 관측되는 인자들에 기초하여 가변 가능할 수 있다. CPR 간격은 부가적으로 디바이스가 충전되고 제세동 치료가 프로토콜에 따라 전달되도록 상이한 CPR 프로토콜을 처리하기 위해 소프트웨어 또는 펌웨어에 의해 업데이트될 수 있다. 도면에서 도시되는 바와 같이, 여기서 기술되는 동작 방법들에서, 제세동 디바이스는 구조자가 CPR 흉부 압박들을 제공하는 동안 충전된다. 도 3a에 관하여 기술된 방법과 유사하게, 구조자는 2분의 CPR 간격(308) 동안 흉부 압박들을 수행하도록 지시된다. 2분의 CPR 간격 동안, ECG 분석이 수행되고 제세동기 디바이스가 충전된다(간격 310). CPR 간격이 완료된 이후, 구조자는 CPR(312)을 중지하도록 지시되고, 쇼크(314)는 제세동기 디바이스가 이미 충전을 위한 시간을 가졌었기 때문에 희생자에게 거의 바로 전달될 수 있다. 구조자가 흉부 압박들을 정지하기 이전에 제세동기 디바이스가 완전히 충전되기 때문에, 구조자가 희생자에게 흉부 압박을 전달하지 않는 시간 기간은 크게 감소될 수 있고, 흉부 압박들이 완료된 이후 쇼크가 바로 또는 거의 바로 전달될 수 있다. 예를 들어, CPR 간격의 종료와 (쇼크 가능한 리듬이 존재하는 경우) 쇼크의 전달 간의 경과된 시간은 약 5초 미만(예를 들어, 약 5초 미만, 약 3초 미만, 약 2초 미만, 약 1초 미만, 약 1/2초 미만)일 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 구조자가 흉부 압박을 정지한 것과 쇼크의 전달 간의 시간의 길이는 단순히 AED 디바이스가 희생자에게 쇼크를 전달하게 하는 AED 디바이스 상의 버튼을 구조자가 발견하고 누르는데 소비한 시간의 양에 기초할 수 있다.

[0037] 몇몇 부가적인 실시예들에서, AED 디바이스는 희생자에게 쇼크를 전달하는 바람직함(desirability)을 재확인하기 위해 구조자가 흉부 압박들을 정지한 이후 잠깐의 시간 기간(예를 들어, 구조자가 버튼을 발견하고 누르는 동안)을 활용할 수 있다. 예를 들어, 구조자는 쇼크 가능한 리듬이 존재한다는 것을 시각적으로 검사하고 확인하도록 지시될 수 있고 그리고/또는 AED 디바이스는 쇼크 전달의 바람직함을 재확인하기 위해 ECG 신호들을 수집하고 분석(흉부 압박들의 부재시에 ECG 신호들에 더 적은 인공물들을 초래함)하기를 지속할 수 있다. 일반적으로, 흉부 압박 인공물들 없이 ECG 신호의 분석에 기초하여 재확인을 위한 시간 기간은 간결할 수 있다(예를 들어, 약 5초 미만, 약 3초 미만, 약 2초 미만). 재확인을 위한 시간 기간은 생리적 특성들(예를 들어, 빠른

또는 느린 심박동수) 및/또는 ECG 분석에 대한 원하는 신뢰도 레벨에 기초할 수 있다.

- [0038] 구조자가 희생자에 접촉하는 동안 제세동 디바이스를 1000-2000볼트의 전압으로 충전하는 것과 관련된 안전 이슈들로 인해, 구조자가 그의 또는 그녀의 손을 희생자들로부터 제거하기 이전에 전압이 방전되지 않는다는 것을 보장하기 위해 안전 인터록(safety interlock)들이 제세동기 디바이스에 포함될 수 있다. 제세동기 안전 인터록들은 제세동기가 유닛의 외부에서 잘못하여 방전하는 것을 방지하는 하나 이상의 소프트웨어-제어되는 하이브리드 및/또는 소프트웨어 매커니즘들을 포함할 수 있다. 제세동기가 쇼크를 전달하기 위해, AED 디바이스는 충전 프로세스 동안 다양한 소프트웨어 및 하드웨어 상태들이 충족됨을 확인한다. 제세동기가 완전한 전하 레벨에 도달하면, 치료 버튼을 인에이블 된다. 치료 버튼을 인에이블 하는 것은 최종 하드웨어 안전 인터록을 제거하고 쇼크가 전달되지 않을 때 전하를 소산(dissipate)하는데 이용되는 내부 레지스터 네트워크(internal resistor network) 대신, 환자 커넥터로의 치료 전하를 위한 출력을 선택한다. 인에이블되면, 구조자는 치료 버튼을 누르고 AED는 치료 전달 중계를 마감하고 제세동 펄스를 전달하는 누름을 등록한다. 안전 인터록들은 치료 버튼의 인에이블을 제어하고 안전 인터록을 디스에이블하는 다른 동작들이 발생할 때까지 다른 동작들이 구조자가 희생자에게 쇼크를 전달하는 것을 허용하지 않는다.
- [0039] 몇몇 부가적인 방법들에서, 전기적으로 절연성 보호층이 환자의 표면 위로 연장하여 수동 압박들은 제세동 디바이스의 충전 및 제세동 쇼크의 전달 동안 계속 안전하고 그리고 약해지지 않을 수 있다. 예시적인 전기적으로 절연성 보호층은 미국 특허 제6,360,125호에서 기술되며, 그 전체가 여기에 인용에 의해 포함된다.
- [0040] 몇몇 실시예들에서, 흉부 압박들의 운영을 위한 기간은 미리 설정되지 않고 오히려 이 기간은 관측된 ECG 신호들에 기초하여 변할 수 있다. ECG 분석은 CPR 흉부 압박들이 운영되고 있는 동안 시작할 수 있다. AED 디바이스는 ECG 신호들에 기초하여 쇼크 가능한 리듬이 존재한다고 결정하거나, 그렇지 않고 적절한 치료는 제세동 쇼크를 전달하는 것이 될 수 있다는 결정을 내리면, AED 디바이스는 충전을 시작할 수 있다. CPR 흉부 압박들은 디바이스가 충전되고 있는 동안 지속된다. AED 디바이스는 선택적으로 구조자가 제세동기 디바이스를 충전하는데 이용되는 시간의 길이에 기초하여 흉부 압박들을 지속해야 하는 시간의 양을 구조자에게 지시할 수 있다. 디바이스가 완전히 충전되면, 구조자는 흉부 압박들을 정지하도록 지시될 수 있고, 쇼크는 희생자에게 거의 바로 전달될 수 있다.
- [0041] 도 4a는 CPR 간격과 연관된 흉부 압박들 동안 제세동 디바이스를 충전하기 위해 취해지는 동작을 도시하는 흐름도이다. 위에서 언급한 바와 같이, 흉부 압박들 동안 ECG 신호의 분석 이외에 제세동 디바이스의 충전은 구조자가 희생자에게 흉부 압박들을 운영하지 않는 시간의 양을 감소시키는 이점을 제공할 수 있다. 일반적으로, 간격(예를 들어, 시간의 세트 길이)은 흉부 압박들의 운영을 위해 세팅된다. 이 간격 동안, 시스템은 ECG 신호를 분석하고 제세동 디바이스를 충전한다. CPR 흉부 압박 간격 동안 제세동 디바이스에서 전하의 잘못된 소산을 방지하는 안전 인터록들이 인에이블된다. CPR 간격의 종료 시에, ECG 신호 분석에 기초하여 희생자에게 쇼크를 가할지에 관한 판단이 내려지고, 저장된 전하는 희생자에게 운영되거나 내부적으로 소산된다.
- [0042] 여기서 예시적인 프로세스는 쇼크 가능한 리듬이 희생자에게 존재하는지를 결정하기 위해 AED가 ECG 신호를 분석하는 박스(402)에서 시작한다. ECG 신호는 흉부 압박들이 희생자에게 운영되고 있는 동안 측정된다. 이러한 것으로서, AED는 (예를 들어, 미국 특허 제7,565,194호에서 기술되는 바와 같이) CPR 흉부 압박들 동안 프로세싱을 중지함 없이 ECG 신호를 프로세싱하기 위해 ECG 신호 컴포넌트를 흉부 압박 인공물과 분리시킨다.
- [0043] 박스(404)에서, AED는 현재 시간이 CPR 간격의 종료 근처(예를 들어, CPR 간격의 종로의 약 10-30초 이내)인지를 결정한다. 예시적인 CPR 간격들은 약 2분 내지 5분일 수 있다(예를 들어, 2분, 3분, 4분, 및 5분). 흉부 압박을 수행하기 위해 결정된 윈도우 내의 현재 시간이 CPR 간격의 종료 근처에 있지 않으면, AED 디바이스는 ECG 신호들을 계속 분석한다(박스(402)). 현재 시간의 CPR 간격의 종료 근처에 있으면, AED는 (인터록들이 이 시간에 앞서 인에이블 될 수 있지만) 박스(406)에서 안전 인터록들을 인에이블한다.
- [0044] 흉부 압박들이 지속되면, AED는 박스(408)에서 제세동 디바이스를 충전하기 시작하여 안전 인터록들이 인에이블되게 한다. 제세동 디바이스를 충전하는데 필요로 되는 시간의 양은 디바이스를 충전하는데 이용되는 전류 및 원하는 전하의 총량에 기초하여 변할 수 있다. 이러한 것으로서, 시스템은 제세동 디바이스가 CPR 간격의 종료 시에 완전히 충전되도록 CPR 간격의 종료 이전에 제세동 디바이스를 충전하기 시작한다. 예를 들어, CPR을 수행하기 위한 윈도우는 CPR 사이클이 시작할 때 결정될 수 있고, 제세동 디바이스를 충전하기 위한 시간은 룩업(look up)되거나 다른 방식으로 결정될 수 있고, 시스템은 충전 시간에 실질적으로 대응하는 윈도우의 종료에 앞선 시간에, 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지를 확인하도록 프로그래밍될 수 있다.

- [0045] 박스(410)에서, AED는 쇼크 가능한 리듬이 희생자에게 존재하는지를 결정하기 위해 ECG 신호의 최종 분석을 수행한다. 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지를 결정하기 위해 ECG 신호를 분석하기 위한 예시적인 방법들은 예를 들어, 발명의 명칭이 "ECG Rhythm Advisory Method"인 미국 특허 제7,565,194호에서 기술되며, 그 내용들은 전체가 인용에 의해 여기에 포함된다. 쇼크 가능한 리듬이 관측되지 않는 경우, 박스(422)에서, AED는 흉부 압박들을 지속하도록 구조자에게 지시한다. 이에 따라, 쇼크 가능한 리듬이 존재하지 않는 경우, 희생자는 중단없는 흉부 압박들을 받을 수 있다. 이러한 흉부 압박들은 심장을 정상 동작으로 되돌려놓을 수 없을 수 있지만, 그럼에도 불구하고 이러한 흉부 압박들은 보다 고도로-훈련된 구조자가 도달하여 인수받을 때까지 심장을 통한 혈액의 관류(perfusion)를 최대화할 수 있다.
- [0046] 박스(424)에서, AED는 쇼크를 희생자에게 전달하지 않고 제세동 디바이스로부터 전하를 소산시킨다. 예를 들어, AED는 흉부 압박들을 중단하도록 구조자에게 요구함 없이 전하가 소산될 수 있도록 AED 디바이스 내부의 레지스터 네트워크를 이용하여 저장된 전하를 소산할 수 있다. 소산은 예를 들어, 전하를 덤프(dumping)함으로써 발생할 수 있다. 전하는 배터리 수명을 연장하도록 디바이스 상의 배터리내로 "재순환(recycle)"될 수 있다.
- [0047] 쇼크 가능한 리듬이 관측되는 경우, 박스(414)에서, AED 디바이스는 흉부 압박들을 중단하도록 구조자에게 지시한다. 예를 들어, AED 디바이스는 스피커를 통해 구조자에게 청취 가능한 명령들을 제공하고 그리고/또는 디스플레이 디바이스를 통해 구조자에게 시각적인 명령을 제공할 수 있다. 박스(416)에서, AED는 안전 인터록들을 디스에이블하고, 이에 따라 희생자에게 부착된 전극들을 통해 쇼크가 전달되는 것을 가능하게 한다.
- [0048] 박스(418)에서, AED 디바이스는 제세동 쇼크를 희생자에게 전달한다. 이러한 전달은 쇼크를 전달하게 하기 위한 명령을 제공하기 위해 구조자가 AED 상의 버튼을 누르는 것에 응답하여 발생할 수 있다. 쇼크는 또한 이를 태면, 희생자로부터 떨어지도록 하기 위한 명령을 AED가 음화(voice)한 이후, 자동으로 전달될 수 있다. 쇼크는 흉부 압박들이 운영되고 있는 동안 디바이스가 이전에 사전-충전되기 때문에 흉부 압박들의 정지 이후에 상당한 지연 없이 전달된다.
- [0049] 박스(420)에서, AED 디바이스는 흉부 압박들을 재개하도록 사용자에게 지시한다. 이는 유사한 ECG 분석이 수행될 다른 CPR 사이클을 개시한다. 방금 기술된 프로세스는 이에 따라 쇼크가 희생자의 심장을 정상 동작 모드로 대략적으로 되돌려놓는 데 성공할 때까지 또는 부가적인 간호인들이 상이한 소생 접근법들을 시도하기 위해 도달할 때까지 반복될 수 있다.
- [0050] 몇몇 실시예들에서, 제세동 쇼크를 희생자에게 전달하는데 있어서의 바람직함의 재확인 은 구조자가 흉부 압박들을 정지한 이후에 수행된다. 구조자가 흉부 압박들을 전달하지 않을 때 재확인이 수행되기 때문에, 재확인 동안 AED 디바이스에 의해 분석된 ECG 신호들은 흉부 압박들로부터의 인공물들이 더 이상 존재하지 않기 때문에 잡음이 더 적고 더 적은 인공물들을 가질 것으로 예상된다. 이러한 것으로서, ECG 분석은 더 높은 정도의 신뢰도를 가질 수 있다. 일반적으로, 위에서 기술된 바와 같이, 흉부 압박 인공물들 없이 ECG 신호의 분석에 기초한 재확인을 위한 시간 기간은 간결할 수 있다(약 5초 미만, 약 3초 미만, 약 2초 미만).
- [0051] 몇몇 실시예들에서, AED 디바이스는 확실성 값과 같이 이전의 ECG 분석과 연관된 하나 이상의 인자들에 기초하여 재확인 분석을 수행할지를 결정할 수 있다. 예를 들어, 희생자에게 제세동 쇼크를 전달하는 것이 적절한 치료라는 높은 확실성(예를 들어, 관류 리듬(perfusing rhythm)으로의 변환의 높은 확실성)을 이전의 ECG 분석이 발생시키는 경우, AED는 구조자가 흉부 압박들을 정지한 이후 거의 바로(예를 들어, 재확인 기간 없이) 쇼크를 전달할 수 있다. 다른 한편, 희생자에게 제세동 쇼크를 전달하는 것이 적절한 치료라는 낮은 확실성을 이전의 ECG 분석이 갖는 경우, AED는 제세동 쇼크를 전달할지에 관한 최종 결정을 내리기 이전에 재확인 분석을 수행할 수 있다. 부가적으로 또는 대안적으로, 재확인 분석을 수행할지에 관한 결정은 ECG 신호 분석이 정확하다는 신뢰도의 레벨과 연관된 신뢰도 값에 기초할 수 있다. 예를 들어, 신호가 극도로 잡음이 많고 많은 인공물들이 존재하는 경우, 분석의 신뢰도 레벨은 낮아질 수 있고, 이는 흉부 압박들의 부재 시에 분석을 재확인하는 것을 바람직하게 한다.
- [0052] 도 4b는 쇼크 가능한 리듬이 관측되는 가능성에 기초하여 선택되는 상이한 전류 레벨들을 이용하여 제세동 디바이스를 충전하기 위해 취해지는 동작들을 도시하는 흐름도이다. 휴대용 AED 디바이스들은 배터리 또는 제한된 수명시간을 갖는 다른 전력 공급기에 의해 전력공급될 수 있다. 단일의 희생자에게 다수의 쇼크들의 운영을 위해 또는 AED 디바이스의 미래의 이용들을 위해 전력을 보존하기 위해서, 다양한 충전 알고리즘들이 이용될 수 있다. 몇몇 예들에서, AED 디바이스는 쇼크 가능한 리듬이 희생자에게 존재하는지에 관한 결정을 내리고 쇼크 가능한 리듬이 존재하는 경우에만 제세동기 디바이스를 충전한다. 이러한 충전 알고리즘은 쇼크 가능한 리듬이

관측되지 않는 경우, AED 디바이스가 제세동기를 충전하지 않고, 전하를 덤핑 또는 소산하기 때문에 전력을 보존한다.

[0053] 예시적인 프로세스는 (예를 들어, 미국 특허 제7,565,194호에 기술된 바와 같이) CPR 간격의 종료 시에 쇼크 가능한 리듬이 희생자에게 존재할 가능성이 있는지를 결정하기 위해 흉부 압박들이 희생자에게 운영되고 있는 동안 AED가 ECG 신호를 분석하는 박스(425)에서 시작한다. 박스(426)에서, AED는 CPR 간격의 종료시에 쇼크 가능한 리듬이 희생자에게 존재할 가능성이 높은지를 결정한다. CPR 간격은 분석의 결과에 무관하게 지속될 것이지만, 이 결정은 제세동기 디바이스의 충전을 시작할지를 판단하기 위해 이용된다. 이러한 결정을 내리는 시간은 제세동기 디바이스를 충전하는데 얼마나 오래 걸릴 것인지에 관한 결정에 의해 세팅될 수 있다. 상이한 가능한 충전 레이트가 시스템에 대해 이용 가능하고, 최대 시간 충전이 ECG 분석을 위해 세팅될 때, 충전 레이트가 결정될 수 있고, 이어서 실제 충전은 실질적으로 계산된 충전 레이트로 충전하는데 걸리는 시간의 양인 CPR의 종료에 앞선 시간에 시작할 수 있다.

[0054] 제세동기를 사전-충전할지에 관한 결정을 위한 임계치는 희생자에게 쇼크를 운영할지를 결정하기 위해 이용되는 임계치와 상이할 수 있다. 예를 들어, 이 결정이 AED 디바이스를 사전-충전할지 여부를 판단하는데 이용되기 때문에, 쇼크가 운영되는 경우 디바이스가 CPR 간격의 종료 시에 완전히 충전되도록 더 낮은 임계치가 이용될 수 있다. 예를 들어, 정확도 측정(accuracy measure)이 임계치들을 세팅하기 위해 이용될 수 있다. 예를 들어, 높은 정확도 값(예를 들어, 약 90%보다 큰 신뢰도)을 발생시키는 관측된 신호는 제세동 쇼크를 희생자에게 운영할지를 결정하기 위한 임계치를 세팅하도록 이용될 수 있는 반면에, 낮은 신뢰도(예를 들어, 50% 이상의 신뢰도)는 제세동 디바이스의 충전을 시작할지를 결정하기 위한 임계치를 세팅하는데 이용될 수 있다. 예를 들어, 성공적인 변환을 예측하는데 있어 특정한 정확도 레벨과 연관되는 ASMA 번호는 제세동기를 사전-충전할지 여부, 제세동기를 충전하는 레이트, 제세동 쇼크를 운영할지 여부를 판단하기 위한 임계치들을 세팅하는데 이용될 수 있다. 이 AMSA 번호는 구조자 또는 의료 디렉터(medical director)의 요청에 기초하여 고객맞춤될 수 있다. 예를 들어, 성공적인 변환을 예측하는데 있어 90% 이상(예를 들어, 90% 또는 95%)의 정확도 레벨과 연관되는 ASMA 번호는 제세동 쇼크를 운영하기 위한 임계치를 세팅하는데 이용될 수 있고, 성공적인 변환을 예측하는데 있어 70% 이상(예를 들어, 70%, 80%, 90%)의 정확도 레벨과 연관되는 ASMA 번호는 제세동기를 사전-충전할지를 판단하기 위한 임계치를 세팅하는데 이용될 수 있다. 다른 예들에서, 성공적인 변환을 예측하는데 있어 70% 이상(예를 들어, 70%, 80%, 90%)의 정확도 레벨과 연관되는 ASMA 번호는 제세동기를 충전하는데 있어 가장 빠른 가능한 레이트와 연관될 수 있고; 더 낮은 값의 AMSA 번호는 충전의 레이트이다(예를 들어, 50%의 정확도 레벨과 연관된 AMSA 번호가 관측될 때 절반의 충전 속도). 몇몇 실시예들에서, 변환 성공의 다른 예측기들(예를 들어, SCE)이 이용될 수 있다.

[0055] 쇼크 가능한 리듬이 CPR 간격의 종료 시에 희생자에게 존재할 가능성이 낮은 경우, AED는 ECG 신호들을 계속 수신 및 분석한다. 박스(428)에서, CPR 사이클의 종료 근처에서, AED 디바이스는 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지를 결정하기 위해 ECG 신호의 최종 분석을 수행한다. 쇼크 가능한 리듬이 존재할지 여부의 이러한 제 2 결정은 쇼크 가능한 리듬이 여전히 존재하지 않는다는 확인으로서 역할하여서, 구조자는 환자의 상태가 어느 정도 쇼크가 유익할 수 있게 변경된 상황에서 희생자에게 쇼크를 제공하는 것을 보류하지 않게 된다.

[0056] 대조적으로, 쇼크 가능한 리듬이 존재할 가능성이 높다고 시스템이 결정하는 경우, 박스(427)에서, AED는 제세동 디바이스를 사전-충전한다. 이 충전은 구조자가 CPR 흉부 압박을 운영하는 동안 발생한다. 박스(428)에서, CPR 사이클의 종료 근처에서, AED 디바이스는 ECG 신호의 최종 분석을 수행한다.

[0057] 박스(429)에서, AED 디바이스는 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지를 결정한다. 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지에 관한 이러한 제 2 결정은 쇼크 가능한 리듬이 여전히 존재하지 않는다는 확인으로서 역할하여서, 구조자는 쇼크가 본질적으로 무익하게 환자의 상태가 변경되었을 때 환자에게 쇼크를 제공하지 않게 된다. 제세동기를 사전-충전할지를 결정하는데 이용된 임계치와 희생자에게 쇼크를 운영할지를 결정하기 위해 이용되는 임계치가 상이할 수 있다.

[0058] 쇼크 가능한 리듬은 이 추후의 표준 하에서 그리고 이러한 추후의 시간에 존재하지 않는 경우(비록 이 표준은 사전-충전할지를 판단하기 위해 그리고 안전 인터록들을 제거하고 실제로 쇼크가 전달되도록 허용할지를 판단하기 위해 동일할 수 있지만), AED는 희생자가 중단없는 흉부 압박들을 받게 하기 위해 박스(434)에서 흉부 압박들을 지속하도록 구조자에게 지시한다. 박스(435)에서, AED는 디바이스가 사전-충전된 경우(예를 들어, 박스(427)에서) 희생자에게 쇼크를 전달함 없이 제세동 디바이스로부터 전하를 (예를 들어, 여기서 기술된 방법들 중 하나 이상을 이용하여) 소산한다.

- [0059] 쇼크 가능한 리듬이 관측되는 경우, 박스(430)에서, AED 디바이스는 제세동기가 사전-충전되었는지(예를 들어, 박스(427)에서)를 결정하고, 제세동기가 이전에 사전-충전되지 않은 경우 제세동기를 충전(또는 임의의 아직-비완료된 충전을 완료)한다. 박스(431)에서, AED 디바이스는 (예를 들어, 여기서 기술된 방법들 중 하나 이상의 이용하여) 흉부 압박들을 중단하도록 구조자에게 지시한다. 박스(432)에서, AED 디바이스는 쇼크를 전달하고, 박스(433)에서, AED 디바이스는 흉부 압박들을 재개하도록 사용자에게 지시한다. 이는 유사한 ECG 분석이 수행될 다른 CPR 사이클을 개시한다.
- [0060] 도 4c는 쇼크 가능한 리듬이 관측되는 가능성에 기초하여 상이한 전류 레벨들을 이용하여 제세동 디바이스를 충전하기 위해 취해지는 동작들을 도시하는 흐름도이다. AED에서 전력을 보존하기 위한 하나의 예시적인 방식은 더 긴 시간의 기간에 걸쳐서(예를 들어, 적어도 30초의 기간에 걸쳐서) 더 낮은 전류로 AED를 충전하여, 결과적으로 더 짧은 시간 기간(예를 들어, 많아야 10초의 기간에 걸쳐) 및 더 높은 전류를 이용하여 동일한 총 전하로 AED 디바이스를 충전하는 것에 비해 배터리 전력의 고갈을 더 적게 한다. 더 낮은 전류를 더 높은 충전 전류로 나눔으로써 계산되는 퍼센티지는 약 50%보다 더 클(예를 들어, 약 50%보다 더 큼, 약 60%보다 더 큼, 약 75%보다 더 큼) 수 있고, 약 90%보다 작을(예를 들어, 약 90%보다 작음, 약 80%보다 작음) 수 있다.
- [0061] 더 낮은 전류로 더 긴 시간 기간에 걸쳐서 AED 디바이스를 충전하는 것은 통상적인 CPR 간격이 2분 내지 5분 사이이기 때문에 CPR 간격 동안 발생할 수 있다. (쇼크가 필요로 될 수 있기 전에 이용 가능한 충전 간격 동안 실질적으로 완전한 충전 또는 완전한 충전을 허용하도록 선택된) 더 낮은 전류로 디바이스를 충전하는 것 및/또는 쇼크가 희생자에게 운영될 가능성이 높은 경우에만 디바이스를 충전하는 것은 AED 디바이스를 위한 배터리 수명의 연장에 기여할 수 있다. 배터리로부터 더 적은 총 전류를 추출(drawing)하는 것은 이를 테면, 더 작은 배터리의 이용을 가능하게 하고(및 그림으로써 더 작은 및 더 가벼운 AED가 가능함) 및/또는 태양 전력 및/또는 인간 생성 전력과 같은 대안적인 전력 디바이스들의 이용을 가능하게 하는 부가적인 이점들을 제공할 수 있다.
- [0062] 일 실시예에서, "크랭크(crank)" 생성기가 이용될 수 있다. 제세동기 커패시터를 충전하는데 이용 가능한 시간은 여기서 기술된 시스템들을 이용하여 3 내지 10분 만큼까지 증가될 수 있고, 200 줄 커패시터(joule capacitor)는 3분 충전 지속기간 및 75%의 높은 전력 재생 회로 효율(high voltage flyback circuitry efficiency)을 가정하면, 많아야 대략 1.5 와트 전력 소스만을 필요로 한다. 대략 2 와트의 최대 전력에서 통상적인 막 커패시터의 누설로 인해, 2.5 내지 3 와트의 생성기가 필요로 될 것이다. 이러한 전력 공급기는 상업적으로 이용 가능한 외부의 핸드 크랭크 전력 공급기(뉴저지의 Teledex, Inc의 SuperBattery with Crank Generator) 또는 할당된 시간에 제세동기 커패시터를 충전하기에 충분한 전력 출력을 갖는 제세동기 내의 내장된 크랭크 생성기일 수 있다. 생성기의 부분으로서, 예를 들어, 위에서 기술된 슈퍼배터리(Superbattery)에 포함된 것과 같은 배터리, 또는 예를 들어, Maxwell Technologies(샌디에고)에 의해 제조된 것과 같은 이른바 "울트라커패시터(ultracapacitor)", 예를 들어, 350 Farad, 부품 번호 BCAP0350 E270 Ti 1과 같은 부가적인 에너지 저장 엘리먼트가 바람직하게는 포함될 수 있다. 울트라커패시터는 구조자가 기계적인 에너지에 제공하는 것을 정지하면 신호 증폭기들 및 디지털 프로세싱 회로와 같은 저-전압 회로를 위한 전력을 유지하는데 이용된다. 생성기를 위한 기계적인 에너지는 대안적으로는 심폐 소생술 동안 압박될 환자의 흉골 상에 위치한 구조물에 포함될 수 있다. 현재, 구조자들이 CPR 동안 환자의 흉골을 압박하는 동안 구조자들의 손들 아래에 위치한 로우-프로파일 하우징(low-profile housing) 내의 가속도계 센서를 통해 압박 깊이를 측정함으로써 구조자가 흉부 압박들을 행하는 성능을 측정하는 디바이스들이 상업적으로 존재한다(CPR-STATPADZ, ZOLL Medical, Chelmsford, MA). 하우징은 부가적으로 흉골 압박들 동안 유연하게 변형하도록 구성될 수 있고, 이에 따라 생성기, 예를 들어, 미국 특허 제5,818,132호에 기술된 바와 같이 선형 움직임 전기 전력 생성기의 액추에이터의 움직임을 야기한다. 통상적인 환자는 대략적으로 미국 심장 연합 권고들에 따라 2인치의 요구 깊이로 흉골을 누르기 위해 대략적으로 100 파운드의 힘을 필요로 한다. 따라서, 0.5 내지 1 인치의 하우징의 변형을 허용함에 의해서 2인치의 동일한 흉골 깊이를 달성하기 위해 2.5 내지 3인치까지 구조자의 압박 깊이를 증가시킬 것이지만, 40%의 생성기 효율을 가정하면, 2.5 내지 3와트의 필수 전력의 필요조건을 제공할 것이다. 대안적으로, 하우징은 하우징 내에 포함된 생성기 및 가속도계를 갖는 스프링으로 고정된 2 조각의 하우징(spring-loaded two piece housing)일 수 있으며, 생성기 액추에이터의 상위 부분은 하우징의 상위 부분에 부착되고 액추에이터의 하위 부분은 하우징의 하위 부분에 부착되고, 상위 하우징과 하위 하우징 간의 간격이 변경될 때 전력이 생성된다.
- [0063] 다른 실시예에서, AED의 뚜껑은 태양 전지로 포장될 수 있고, 이에 따라 대략적으로 100 제곱 인치의 이용 가능한 표면 영역을 제공한다. 표준의, 상업적으로 이용 가능한 비정질 실리콘 결정 셀들은 현재 제곱 인치 당 대

략 45 밀리와트들을 제공한다. 이 전력은 대안적인 구조물들은 물론 더욱 고가의 결정질 셀을 이용함으로써 2배가 될 수 있다. 따라서 태양 전지는 여기서 기술된 시스템들에 충분한 것 이상인 4 내지 10 와트의 전력을 제공할 수 있을 것이다. 인간 전력 생성 접근법에서 마찬가지로, 예를 들어, 구조자로부터의 그림자가 디바이스 이용 동안 태양 전지 앞을 통과하는 경우, 아날로그 및 디지털 저-전압 전자기기를 전력공급하기 위해 제세동기 커패시터 외에 울트라커패시터와 같은 전기 에너지 저장 엘리먼트가 포함될 것이다. 따라서, 배터리들이 제세동기에 전력을 공급할 수 없는 지점까지 성능이 열화되거나 고장난 배터리들에 있어서 조차도, 긴급상황에서 이용하기 위한 백업 전력 소스를 갖는 것이 이제 가능하며, 이는 기존의 기술과 관련하여 현재 이용 가능하지 않다. 바람직한 실시예에서, 전자기기로부터 고장난 배터리들을 분리하는 이중-안전장치의 스위치(fail-safe switch), 중계기 또는 트랜지스터가 이용되어서, 전력은 동작 동안 배터리들에 의해 태양 전지 또는 생성기로부터 전환되지 않게 될 것이다.

[0064] 제세동기 커패시터는 상당히 증가된 시간 기간에 걸쳐서 충전될 수 있기 때문에 피크 충전 전류(peak charging current)는 10배 이상까지 상당히 감소될 수 있다. 이는 상당히 더 적은 배터리들이 제세동기를 전력공급하는데 이용되는 것을 허용한다. 이는 상당히 더 적은 배터리들이 제세동기를 전력공급하는데 이용되는 것을 허용한다. 일반적으로, 배터리들은 하나 이상의 주 전지들 및/또는 하나 이상의 보조(예를 들어, 재충전 가능한) 전지들을 포함할 수 있다. 제세동기를 전력공급하는데 이용될 수 있는 상당히 더 적은 배터리들의 예들은 예를 들어, 약 10W 미만(예를 들어, 약 10W 미만, 약 7W 미만, 약 5W 미만, 약 4W 미만, 약 3W 미만)의 비교적 낮은 전력 출력을 갖는 임의의 배터리(또는 다수의 배터리들의 조합)를 포함한다. 몇몇 예들에서, 전력 출력은 약 2.5W 보다 크고 10W 미만(예를 들어, 약 2.5W와 약 10W 사이, 약 2.5W와 약 7W 사이, 약 2.5W와 약 5W 사이, 약 2.5W와 약 4W 사이, 약 2.5W와 약 3W 사이)일 수 있다. 하나의 특정한 예에서, 현재 ZOLL AEDPlus는 상당한 크기, 무게 및 값비싼 비용으로 제세동기를 전력공급하기 위해 10 리튬 CRT123 상업적 배터리들을 필요로 한다. 여기서 기술된 시스템들 및 충전 방법들에 있어서, 이는 1개 또는 많아야 2개의 CR123 배터리들로 감소될 수 있다. 또한, 표준의 상업적으로 이용 가능한 'C' 크기 알카라인 전지와 같이 훨씬 더 적은 알카라인 배터리들을 이용하는 것이 이제 가능하다.

[0065] 박스(436)에서, 흉부 압박들이 운영되고 있는 동안, AED는 ECG 신호를 분석(예를 들어, 미국 특허 제7,565,194호에 기술된 바와 같이)하고, 박스(437)에서, AED는 쇼크 가능한 리듬이 CPR 간격의 종료시에 희생자에게 존재할 가능성이 높은지를 결정한다. CPR 간격이 분석의 결과와 무관하게 지속되는 동안, 이러한 결정은 제세동기 디바이스의 충전을 시작할지를 판단하는데 이용된다.

[0066] 쇼크 가능한 리듬이 CPR 간격의 종료 시에 희생자에게 존재할 가능성이 낮은 경우, AED는 ECG 신호들을 계속 수신 및 분석한다. 박스(439)에서, CPR 사이클의 종료 근처에서, AED는 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지를 결정하기 위해 ECG 신호의 최종 분석을 수행한다. 이 분석은 또한 쇼크 가능한 리듬이 존재할 때까지 지속될 수 있다.

[0067] 대조적으로, 쇼크 가능한 리듬이 존재할 가능성이 높다고 시스템이 결정하는 경우(초기에 또는 추가의 모니터링 및 분석시에), 박스(438)에서, AED 디바이스는 낮은 충전 전류로 제세동 디바이스를 사전-충전하기 시작한다. 다른 예들에서, 충전 전류는 CPR 간격에서 잔여 시간의 길이에 기초할 수 있다. 예를 들어, 충전 전류는 CPR 간격의 종료시에 디바이스가 완전히 충전되도록 선택될 수 있다. 이는 결과적으로 연장된 시간 기간에 걸쳐서(예를 들어, 약 30초를 초과하는 시간의 기간에 걸쳐서, 약 45초를 초과하는 시간의 기간에 걸쳐서, 약 1분을 초과하는 시간의 기간에 걸쳐서) 낮은 레이트로 충전이 되게 할 수 있다. 예를 들어, 쇼크 가능한 리듬이 초기에 결정된 경우, 충전 레이트는 상대적으로 낮을 수 있는 반면에, 초기 쇼크 가능한 리듬이 존재하지 않았지만, 디바이스가 흉부 압박 사이클에서 추후에 쇼크 가능한 리듬을 감지한 경우, 충전 레이트는 비교적 빠를 수 있다. 이 충전은 구조자가 CPR 흉부 압박들을 운영하는 동안(일부가 CPR 흉부 압박들의 제공의 종료 이후에 발생할 수 있을지라도, 그것이 CPR의 타이밍에 관한 실제 영향을 생성하는데 충분하지 않을지라도) 일어난다.

[0068] 박스(439)에서, CPR 사이클의 종료 근처에서, AED 디바이스는 ECG 신호의 최종 분석을 수행하고, 박스(440)에서 AED 디바이스는 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지를 결정한다. 쇼크 가능한 리듬이 존재하지 않는 경우, AED는 희생자가 중단없는 흉부 압박들을 받도록 박스(450)에서 흉부 압박을 지속하게 구조자에게 지시한다. 박스(452)에서, AED는 디바이스가 사전-충전된 경우(예를 들어, 박스(438)에서), 희생자에게 쇼크를 전달함 없이 제세동 디바이스로부터 전하를(예를 들어, 여기서 기술된 방법들 중 하나 이상을 이용하여) 소산한다.

[0069] 쇼크 가능한 리듬이 관측되는 경우, 박스(441)에서, AED 디바이스는 제세동기가 완전한 충전 레벨에 도달하였는지를 결정하고 높은 전류로 완전한 충전 레벨(필요로 되는 경우)까지 제세동기를 충전한다. 예를 들어, 연장된

시간 기간에 걸쳐서 낮은 전류로 사전-충전이 될 수 있지만, 디바이스가 시간 내에 완전히 충전되지 않는 경우 완전한 충전에 도달하기 위한 충전(또는 사전-충전되지 않은 경우의 충전)은 높은 전류로 그리고 실제적이 되는 짧은 기간만큼 동안 발생할 수 있다.

[0070] 블록(444)에서, AED 디바이스는 (예를 들어, 여기서 기술된 방법들 중 하나 이상을 이용하여) 흉부 압박을 중단하도록 구조자에게 지시한다. 박스(446)에서, AED 디바이스는 쇼크를 전달하고, 박스(448)에서, AED 디바이스는 흉부 압박들을 재개하도록 사용자에게 지시한다. 이는 유사한 ECG 분석이 수행될 다른 CPR 사이클을 개시한다.

[0071] 도 4d는 ECG 분석에 기초하여 선택된 레벨(예를 들어, 원하는 총 전압 또는 충전)까지 제세동 디바이스를 적응적으로(adaptively) 충전하기 위해 취해지는 동작들을 도시하는 흐름도이다. 예를 들어, 제세동 디바이스를 위한 충전의 레벨(및 희생자에게 전달되는 전하의 총량)은 ECG 신호의 진폭, 주파수, 및/또는 AMSA 값과 같은 ECG 분석과 관련된 인자들에 기초하여 적응적으로 결정될 수 있다. 예를 들어, 희생자가 높은 진폭 ECG 신호를 갖는 VF를 경험하고 있으면, 쇼크에서 나온 레벨의 에너지만이 이용될 수 있다. 대조적으로, ECG 신호가 낮은 진폭을 나타내는 상황과 같이 낮은 에너지 쇼크에 의해 관류 리듬으로의 변환이 발생할 가능성이 낮은 상황들에서, 제세동 디바이스는 더 높은 에너지 레벨로 충전될 수 있다.

[0072] 몇몇 구현들에서, 진폭 크기 스펙트럼 영역(amplitude magnitude spectrum area; AMSA) 값은 제세동 디바이스를 어떻게 충전할지 그리고 제세동 쇼크를 언제 운영할지를 결정하는데 이용될 수 있다. 예를 들어, 높은 AMSA 값은 관류 리듬으로의 변환의 높은 가능성에 상관된다고 여겨진다. AMSA 값은 모니터링될 수 있고, 흉부 압박이 운영되는 시간의 길이는 AMSA 값에서 관측된 경향들(trends) 및/또는 임계 AMSA 값에 기초하여 수정될 수 있다. 예를 들어, AMSA 값에서 변화(예를 들어, 감소)가 AED 디바이스에서 제공되는 시스템들에 의해 관측될 때 쇼크가 운영될 수 있다. AMSA 값은 또한 제세동기를 충전하는 레이트를 결정하는데 이용될 수 있다. 예를 들어, 성공적인 변환을 예측하는데 있어 70% 이상의 정확도 레벨(예를 들어, 70%, 80%, 90%)과 연관된 AMSA 번호는 제세동기를 충전하는데 있어 가장 빠른 가능한 레이트와 연관될 수 있고; 더 낮은 값의 AMSA 번호는 충전의 레이트이다(예를 들어, 50%의 정확도 레벨과 연관된 AMSA 번호가 관측될 때 절반의 충전 속도).

[0073] 도 4d에서, 블록(462)에서, 흉부 압박들이 운영되고 있는 동안, AED 디바이스는 ECG 신호를 분석하고, 박스(464)에서, AED 디바이스는 쇼크 가능한 리듬이 CPR 간격의 종료 시에 희생자에게 존재할 가능성이 높은지를 결정한다. 쇼크 가능한 리듬이 CPR 간격의 종료 시에 희생자에게 존재할 가능성이 낮은 경우, AED는 박스(468)에서 다른 CPR 간격 동안 흉부 압박들을 지속하도록 구조자에게 지시하고, ECG 신호들을 계속 수신 및 분석한다. 쇼크 가능한 리듬이 존재할 가능성이 높다고 시스템이 결정하는 경우, 박스(466)에서, AED 디바이스는 ECG 신호의 분석에 기초하여 충전의 레벨을 결정한다. 예를 들어, 충전의 레벨 또는 충전의 레이트는 ECG 신호의 진폭, ECG 신호의 주파수 및/또는 ECG 신호의 AMSA 값에 기초할 수 있다. 충전의 레벨은 낮은 충전에서 높은 충전으로 변할 수 있다. 일반적으로, AMSA 값이 이용되는 경우, 충전의 레벨은 AMSA 값에 비례하여서, AMSA 값이 더 높은 경우 디바이스는 더 높은 레벨로 충전하게 된다. 박스(470)에서, AED는 결정된 충전 레벨로 제세동 디바이스를 충전한다. 충전의 레이트는 또한 느린 충전 레이트에서 빠른 충전 레이트로 변할 수 있는데; 예를 들어, AMSA 값이 이용되는 경우, 충전 레이트는 AMSA 값에 비례할 수 있어서, AMSA 값이 더 높은 경우 디바이스는 더 빨리 충전되게 된다.

[0074] 대안적으로, 희생자의 생리적 조직(physiologic tissue)의 근본적인 에너지 상태 또는 관류 상태(ESPPT)의 다른 측정들은 방금 기술된 AMSA 대신 활용될 수 있다. ESPPT의 이러한 대안적인 측정들은 미토콘드리아 에너지 상태는 물론 조직(pH)을 측정할 수 있을 수 있도록 보여지는 근-적외선 분광기 사용법(near-infrared spectroscopy)을 포함할 수 있다. 대안적인 ESPPT 센서들은 "Simultaneously monitoring of tissue O2 and CO2 partial pressures by means of miniaturized implanted fiber optical sensors"(IEEE 센서들 2009 컨퍼런스)에서 Cajlakovic와 동료들에 의해 기술된 것과 같은 광섬유 pO2 및 pCO2 센서들을 포함할 수 있다. ESPPT를 감지하기 위한 위치는 바람직하게는, 구강(buccal cavity)에 있으며, 이는 필수적 유기 생리적 상태에 대한 양호한 상관을 제공하기 위해 외상성정지(tramatic arrest), 쇼크 및 심장 마비에 대한 이전의 연구에서 보여진다. 다른 위치들은 정맥주사로(intravenously) 정맥 또는 동맥, 또는 골격근 조직(skeletal muscle tissue)으로의 광섬유 바늘 탐침을 통한 귀의 이모(tragus)일 수 있다.

[0075] 박스(472)에서, CPR 간격의 종료 근처에서, AED 디바이스는 최종 분석을 수행하고 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지를 결정(박스(474))한다. 쇼크 가능한 리듬이 존재하지 않는 경우, AED는 박스(482)에서 흉부 압박을 지속하도록 구조자에게 지시하여서 희생자는 중단없는 흉부 압박들을 받게 된다. 박스(484)에서, AED는 쇼크를 희생

자에게 전달함 없이 제세동 디바이스로부터 전하를 (예를 들어, 여기서 기술된 방법들 중 하나 이상을 이용하여) 소산한다.

[0076] 쇼크 가능한 리듬이 관측되는 경우, 박스(476)에서, AED는 (예를 들어, 여기서 기술된 방법들 중 하나 이상을 이용하여) 흉부 압박을 중단하도록 구조자에게 지시한다. 박스(478)에서, AED 디바이스는 쇼크를 전달하고, 박스(480)에서, AED 디바이스는 흉부 압박들을 재개하도록 사용자에게 지시한다.

[0077] ECG 데이터 외의 다른 데이터가 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지에 관한 결정의 부분으로서 포함될 수 있고, 분석 알고리즘, 예를 들어, 펄스 산소측정법(pulse oximetry), 카프노그래피(capnography), 호흡, 임피던스 심박동 기록(impedance cardiography), 혈압 측정들에 통합될 수 있다. 데이터 중 적어도 일부는 그것 상에서 임의의 푸리에 또는 다른 변환 방법이 수행되지 않고 시간 도메인에서 유지될 수 있다. 펄스 산소측정법, 임피던스 심박동 기록, 혈압 측정들은 펄스가 존재하는지를 결정하기 위해 ECG를 증대(augment)시키는데 이용될 수 있다. 카프노그래피는 심폐 소생술의 전반적인 효과를 결정하는데 이용될 수 있다. 부가적인 측정들은 또한 "Method and Apparatus for Enhancement of Chest Compressions During Chest Compressions"의 미국 특허 제7,220,335호(그 내용은 그 전체가 여기에 인용에 의해 포함됨) 및 발명의 명칭이 "ECG rhythm advisory method"인 미국 특허 출원 제11/430,579호(그 내용은 그 전체가 여기에 인용에 의해 포함됨)에 의해 교시된 기법들에 따라 흉부 압박들 동안 흉부 압박의 속도 또는 가속도의 측정을 포함할 수 있다.

[0078] 몇몇 실시예들에서, ECG 신호(CPR, 인공물들 가짐)와 CPR 신호(압박 가속도, 속도 또는 변위(displacement)의 형태) 간의 상호-상관이 계산될 수 있다. ECG 신호와 CPR 신호 간의 상호-상관의 세기에 기초하여, 시스템은 ECG 신호로부터 인공물들을 제거하기 위해 적절한 분석 방법을 선택하고 ECG 신호에 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지를 결정한다. 예를 들어, ECG 신호와 CPR 신호 간의 높은 상호-상관 값은 대부분의 인공물이 흉부 압박들에 기인한다는 것을 표시하고, 이에 따라 CPR 인공물들을 갖는 ECG에 대해 설계된 분석 방법은 다른 분석 방법들보다 더 신뢰할 수 있다. 대안적으로 낮은 상호-상관 값은 통상적으로 기록된 ECG 신호에서 강한 비-CPR-관련 인공물들이 존재한다는 것을 표시한다.

[0079] 도 5a 및 5B는 ECG 신호가 비-CPR 잡음이 없다는 것을 표시하는, CPR 가속도 신호(acceleration signal)(도 5a)와의 강한 상호-상관을 도시하는 관측된 ECG 신호(도 5a)의 예를 예시한다. 강한 상호 상관은 CPR 신호와 ECG 신호의 형상에서의 유사성에 기초하여 관측될 수 있다. 상호 상관은 ECG 신호의 분석 동안 자동으로 계산될 수 있다.

[0080] 위에서 언급한 바와 같이, ECG 신호와 CPR 신호 간의 낮은 상호-상관 값은 통상적으로 기록된 ECG 신호에서 강한 비-CPR-관련된 인공물들이 존재한다는 것을 표시한다. 비-CPR-관련된 인공물들의 존재에 있어서, CPR 동안 수행된 ECG 분석은 덜 신뢰할 수 있을 수 있다(또는 신뢰할 수 없을 수 있음). ECG 분석의 더 적은 신뢰도로 인해, 시스템은 재확인 분석에서 더 긴 기간의 CPR-없는 시간을 활용할 수 있다(예를 들어, 더 긴 분석 기간은 쇼크 가능한 리듬이 존재하는지에 관한 결정 이전에 그리고 CPR의 정지 이후에 활용될 수 있음). 도 6a 및 6B는 CPR 가속도 신호(도 6b)와의 약한 상호-상관을 갖는 관측된 ECG 신호(도 6a)의 예를 예시한다. 이는 ECG가 강한 비-CPR 잡음을 갖는다는 것을 표시하고 더 긴 재확인 분석 기간이 이용될 수 있다.

[0081] 정보 프로세싱 기법은 단순한 조합 규칙들 또는 수학(math), 신경망들, 모호한 또는 표준의 로직, 또는 다른 인공 지능 기법들을 포함하는 전문가 시스템들을 포함할 수 있지만, 이들로 제한되지 않는다. 예를 들어, 다수의 인자들이 제세동할지에 관한 결정을 내리기 위해 조합될 수 있다. 몇몇 상황들에서, (예를 들어, ECG 분석에 기초하여 결정된 바와 같이) 쇼크 가능한 리듬이 존재하는 경우조차도, AED 디바이스는 다른 조치가 더 효율적일 가능성이 있다는 것을 하나 이상의 다른 인자들이 제안하기 때문에 쇼크를 환자에게 전달하는 것을 권고하지 않을 수 있다. 예를 들어, 쇼크 가능한 리듬이 존재하지만, 속도, 가속도 또는 압박들의 깊이 중 하나 이상에 기초하여 측정된 바와 같은 CPR 흉부 압박의 품질이 낮은 경우, AED 디바이스는 쇼크를 전달하기 위해 흉부 압박들을 중지하기 보다는 혈액 순환을 증가시키도록 흉부 압박들을 지속하기를 권고할 수 있다.

[0082] 몇몇 실시예들에서, AED 디바이스는 상이한 측정들을 조합하고 구조자에게 전달되는 흉부 압박들의 효과 및/또는 제세동의 바람직함에 관련된 결과들을 출력할 수 있다. 예시적인 출력들은 "제세동에 대한 강한 필요성", "제세동에 대한 약한 필요성", "더 빠른 흉부 압박들이 필요함", 또는 "부가적인 흉부 압박들이 필요함"과 같은 진술(statement)들을 포함할 수 있다.

[0083] 몇몇 실시예들에서, AED 디바이스는 흉부 압박 사이클 동안(예를 들어, 구조자가 흉부 압박들을 전달하는 동안) 제세동 쇼크를 전달할 수 있다. 예를 들어, AED는 흉부 압박 사이클과 제세동 쇼크를 동기화할 수 있다. 흉부

압박의 감압(decompression)(심장 확장(diastolic)) 단계의 앞선 부분(대략 최초의 300밀리초) 동안 제세동 쇼크의 전달은 전달된 쇼크의 성공 가능성을 개선할 수 있다. 감압 단계는 구조자가 흉부 상에서 압박 힘을 감소시켜, 흉부가 올라오고 심장이 팽창하도록 허용할 때 시작한다. AED 디바이스는 흉부 압박 단계 및 감압 단계의 선두를 나타내는 타이밍 정보를 검출하고 감압 단계의 시작의 300 밀리초 내에 전자기 치료의 전달을 개시할 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 전자기 치료의 전달은 감압 단계의 시작의 25 내지 250 밀리초 내에 개시될 수 있다. 흉부 압박 단계 타이밍 정보의 검출을 위한 회로 및 프로세싱은 압박 센서 및/또는 가속도계를 포함할 수 있다. 제세동과 흉부 압박 단계의 동기화를 위한 예시적인 방법들은 발명의 명칭이 "Synchronization of Defibrillation and Chest Compressions"인 미국 특허 출원 제12/263,813호에서 기술되며, 그 내용 전체가 인용에 의해 여기에 포함된다.

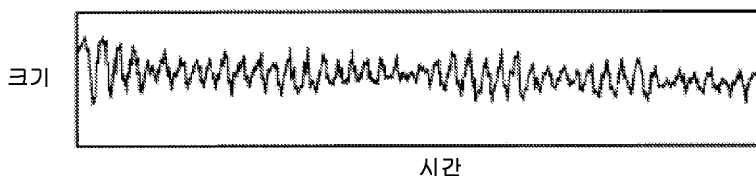
- [0084] 대형 자가-부착 전극 패드들(~5"의 직경)은 통상적으로 제세동 치료를 환자들에게 전달하는데 이용된다. 패드들은 또한 치료를 전달하는 도전성 표면들을 통해 ECG 모니터링을 제공한다. 일 구현에서, 부가적인 소형(~0.5"의 직경) ECG 전극들은 큰 패드들 내에 통합될 수 있다.
- [0085] 일 실시예에서, 2개의 소형 ECG 전극들 및 대형 패드들은 적어도 2개의 서로 직교하는 ECG 리드들이 생성되도록 구성된다. 이 리드들의 벡터 합(vector sum)은 시간에 따른 궤도(trajecory)를 생성한다. 위에서 기술된 궤도 분석을 위한 동일한 방법들이 이 궤도를 분석하는데 또한 이용될 수 있다.
- [0086] 부가적으로, 제세동기는 ZOLL Medical(MA의 Chelmsford)에 의해 제조되는 LifeVest와 같은 착용 가능한 제세동기의 형태를 취할 수 있다.
- [0087] 기술된 것 이외의 다수의 다른 구현들이 이용될 수 있으며, 다음의 청구범위에 의해 포함될 수 있다.

도면

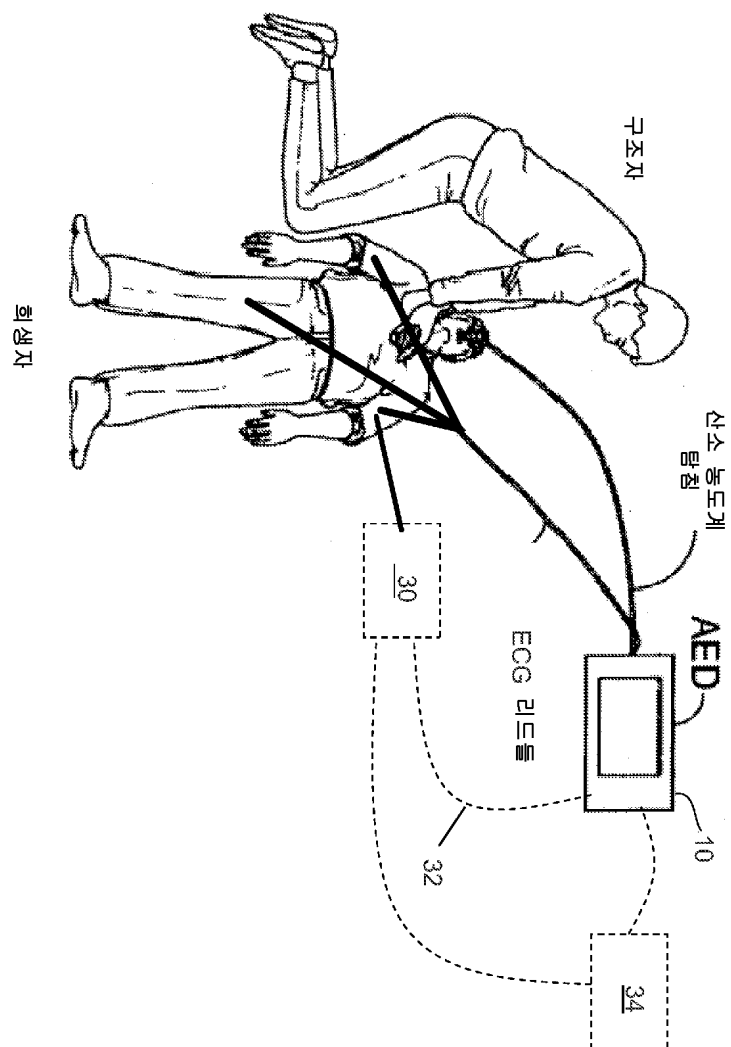
도면1a



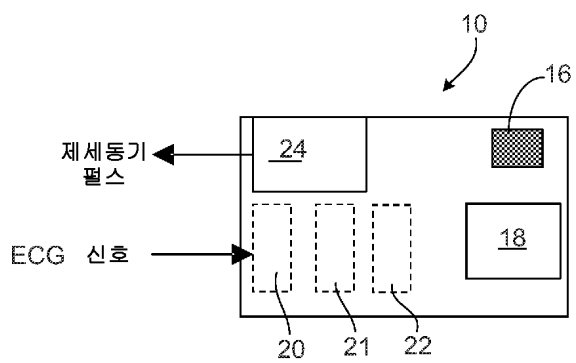
도면1b



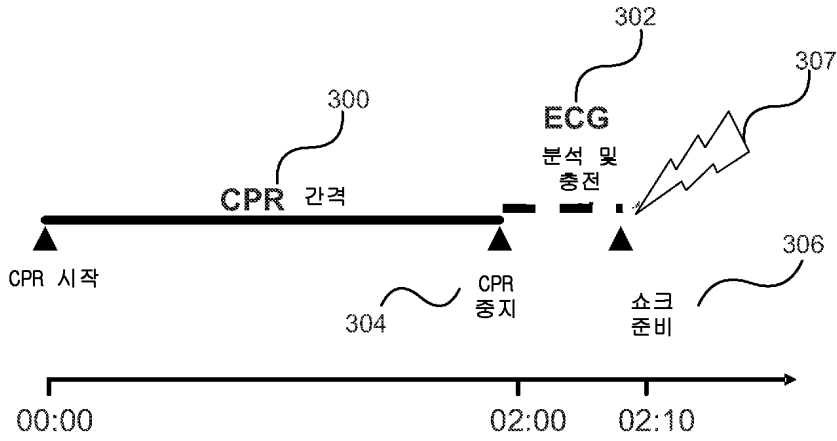
도면2



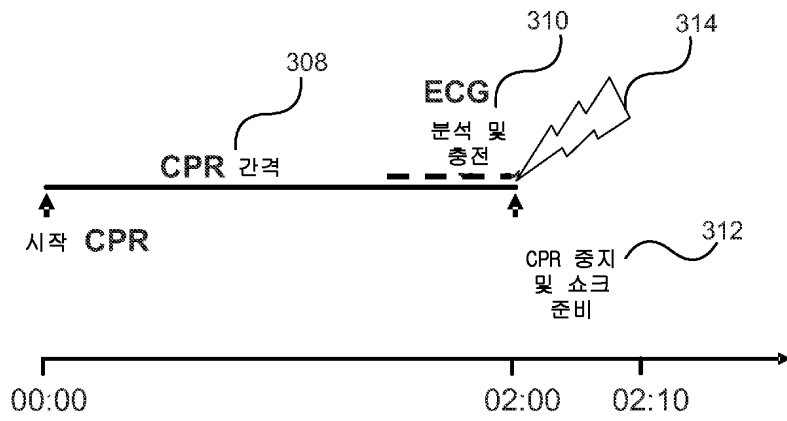
도면2a



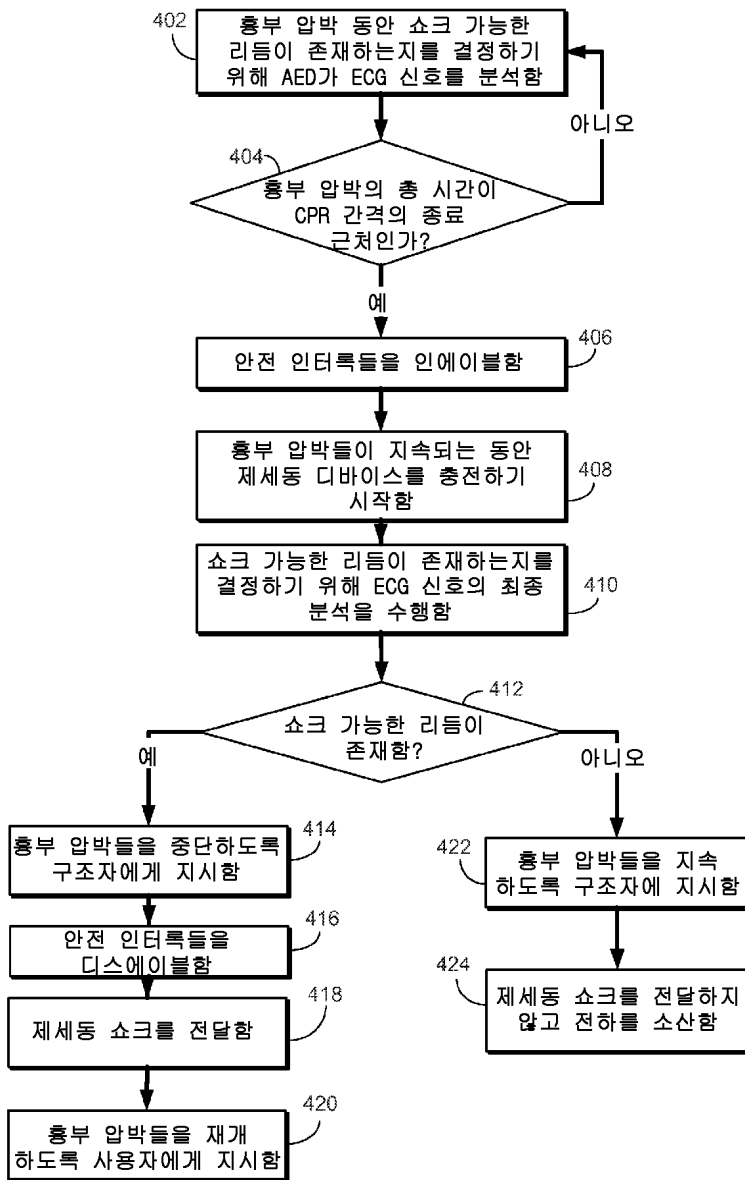
도면3a



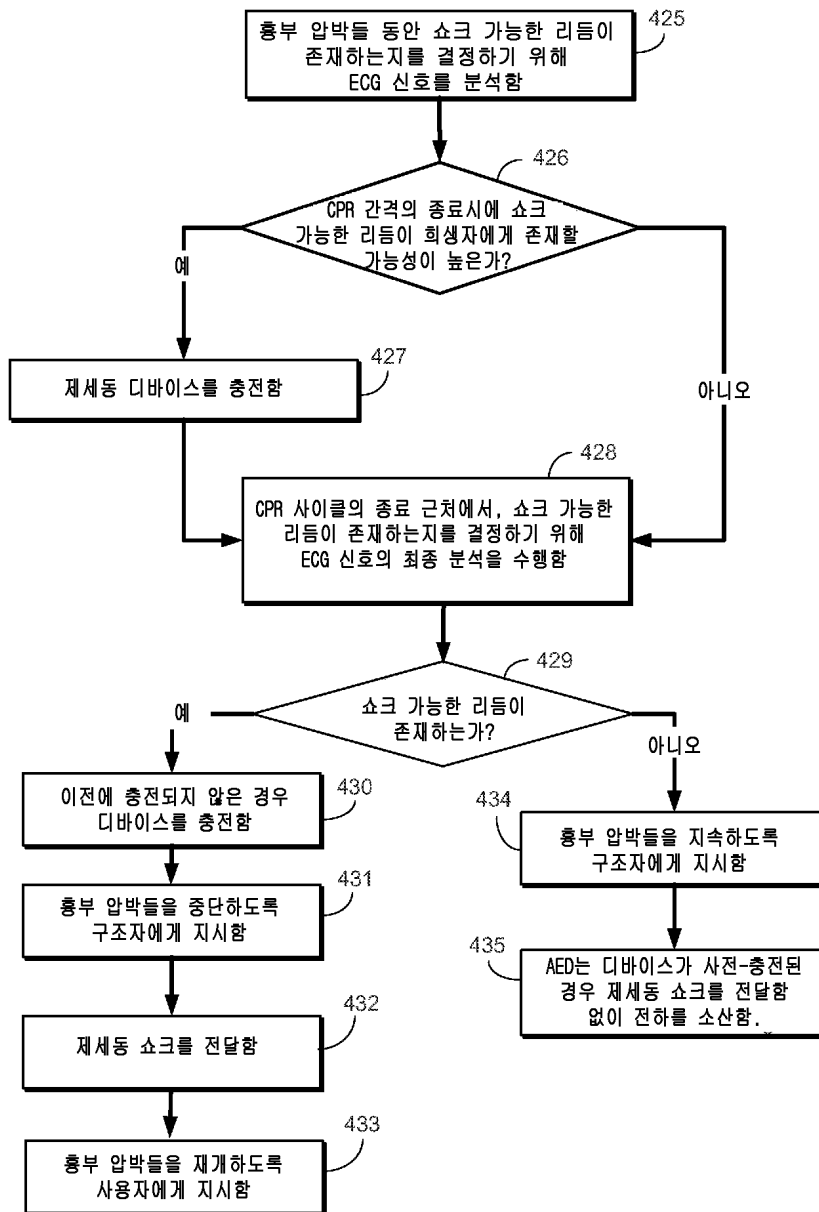
도면3b



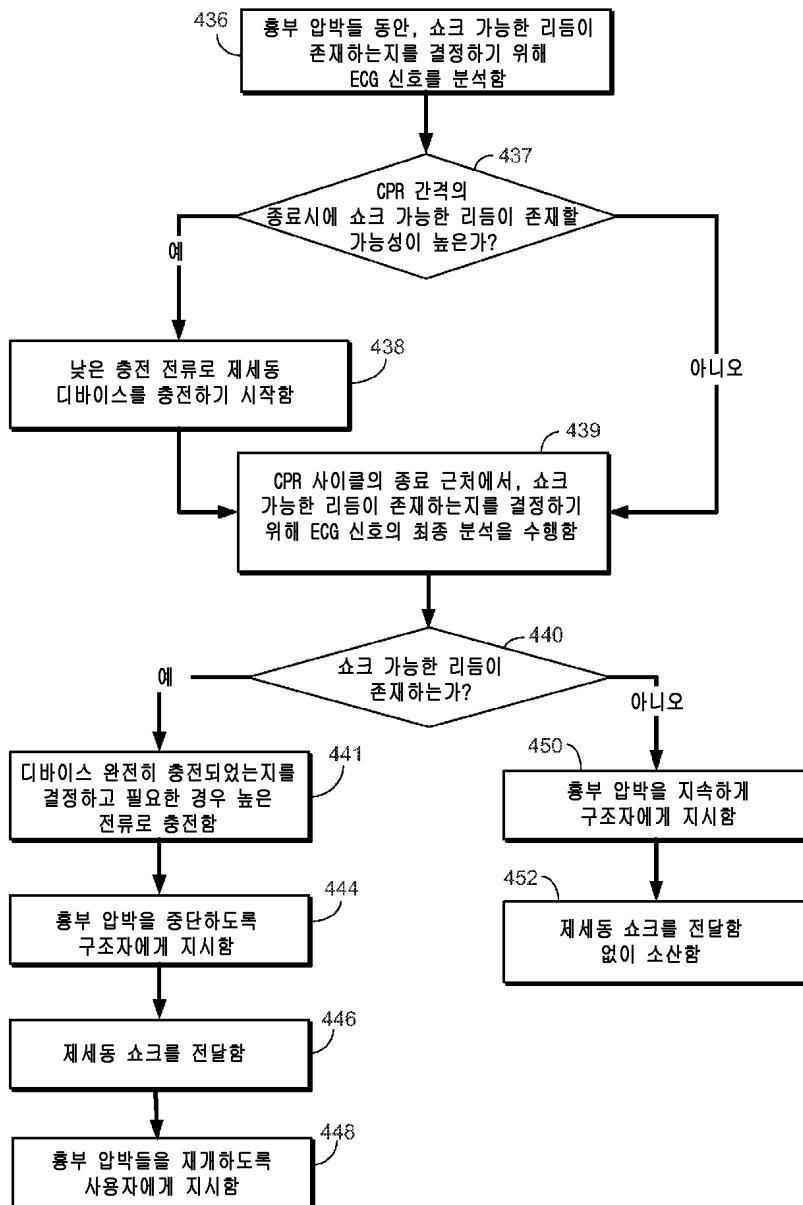
도면4a



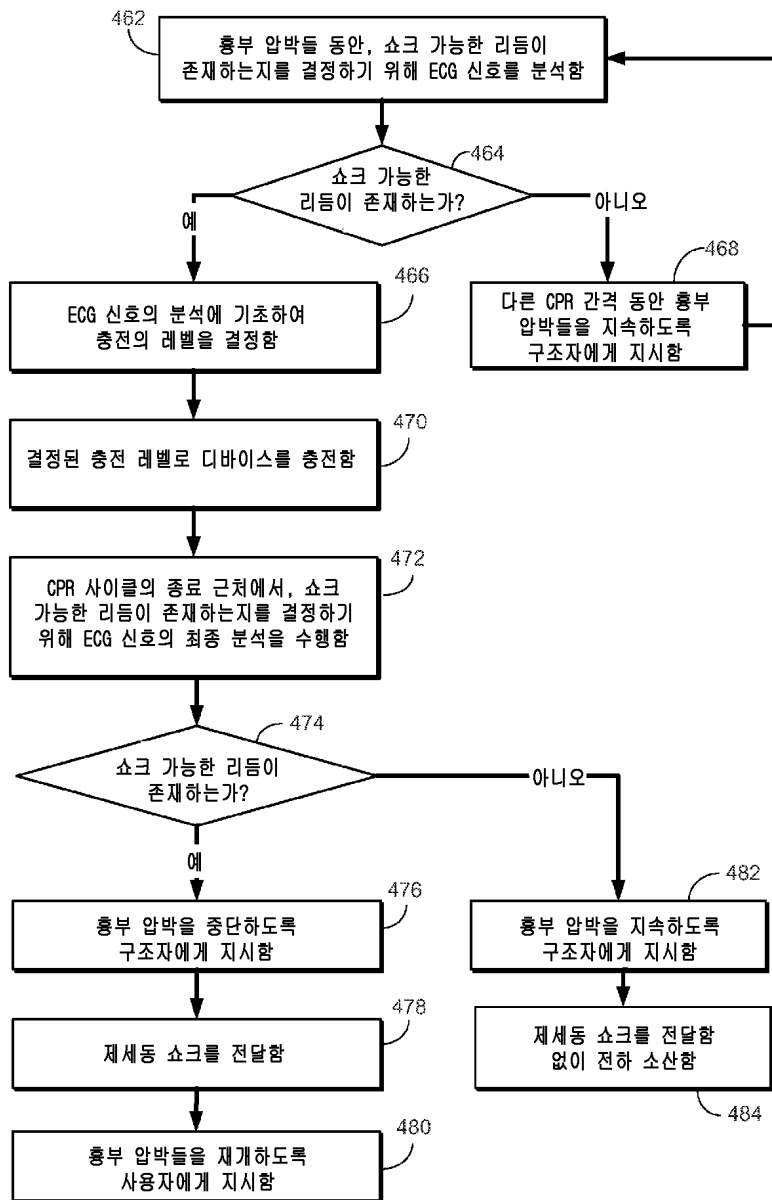
도면4b



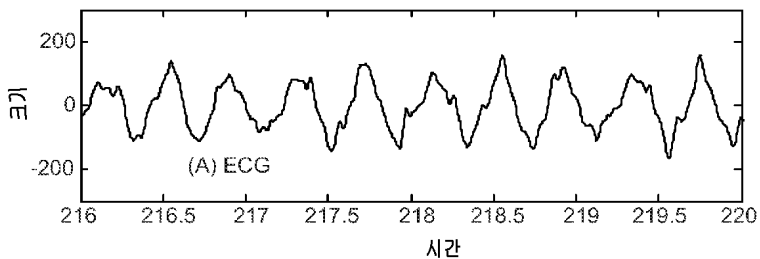
도면4c



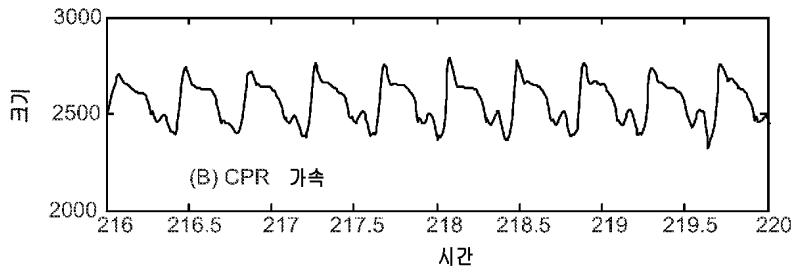
도면4d



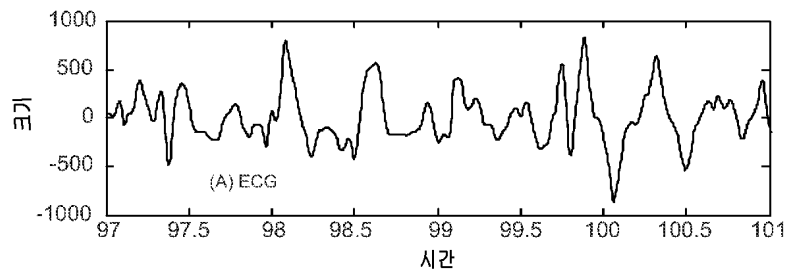
도면5a



도면5b



도면6a



도면6b

