(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0054103
(43) 공개일자 2014년05월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61H 31/00 (2006.01) *A61B 5/053* (2006.01)
A61N 1/39 (2006.01) *A61N 1/08* (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-7004400
(22) 출원일자(국제) 2012년07월20일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2014년02월20일
(86) 국제출원번호 PCT/US2012/047604
(87) 국제공개번호 WO 2013/013153
국제공개일자 2013년01월24일
(30) 우선권주장
61/509,952 2011년07월20일 미국(US)

(71) 출원인
레스퍼러토리 모션 인코포레이티드
미국 02452 매사추세츠주 월댐 웨이벌리 오크 로드 411
(72) 발명자
프리먼 제니 이.
미국 02493 매사추세츠주 웨스톤 애쉬 스트리트 59
랄리 마이클
미국 01835 매사추세츠주 하버힐 살렘 스트릿 268
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
유미특허법인

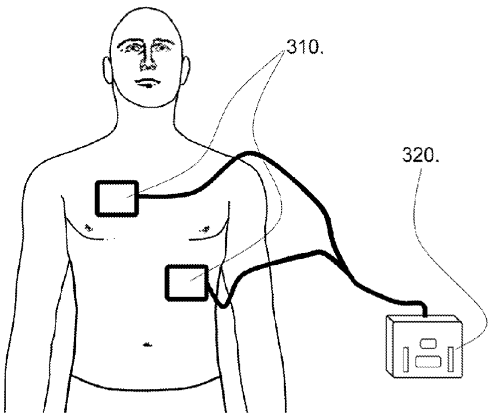
전체 청구항 수 : 총 33 항

(54) 발명의 명칭 **임피던스 측정 디바이스 및 긴급 심혈관 치료를 위한 방법**

(57) 요 약

심폐 소생술(CPR)의 적절성을 결정하기 위한 디바이스, 방법 및 컴퓨터 판독가능 매체가 개시된다. 디바이스는 전류원 발생기, 전류원 발생기로부터의 신호를 수신하는 전기 신호 센서 및 마이크로프로세서를 포함한다. 마이크로프로세서는 환자의 임피던스의 변화를 전기 신호 센서로부터 수신된 신호에 기초하여 결정한다. 마이크로프로세서에서 실행되는 소프트웨어는 흉곽내 부피, 흉곽내 부피의 변화, 흉부압박률, 흉부압박 심도, 호흡량, 및 호흡률 중 적어도 하나를 환자의 임피던스의 변화에 기초하여 결정하고 인공호흡 및 흉부압박의 적절성을 표시하는 신호를 출력한다.

대 표 도 - 도3



(72) 발명자

카르츠 애니타

미국 02472 매사추세츠주 워터타운 베일리 로드 89

파나슉 알렉산더

미국 02420 매사추세츠주 렉싱턴 새들 클럽 로드 28

보케닉 로만

미국 02356 매사추세츠주 노스 이스턴 락랜드 스트리트 205

복 말콤

미국 02052 매사추세츠주 미드필드 텁퀙 드라이브 8

특허청구의 범위

청구항 1

심폐 소생술(Cardiopulmonary Resuscitation; CPR)의 적절성을 결정하기 위한 디바이스로서,

전류원 발생기;

상기 전류원 발생기에 의하여 생성된 전류를 감지하는 전압 센서;

마이크로프로세서로서, 환자의 임피던스의 변화를 전압 센서에 의하여 감지된 전류에 기반하여 결정하는, 마이크로프로세서; 및

상기 마이크로프로세서에서 실행되는 소프트웨어를 포함하며, 상기 소프트웨어는,

흉곽내 부피, 흉곽내 부피의 변화, 흉부압박률(rate of compression), 흉부압박 심도(depth of compression), 호흡량(respiratory volume), 및 호흡률(respiratory rate) 중 적어도 하나를 상기 환자의 임피던스의 변화에 기초하여 결정하고; 그리고

인공호흡(ventilation) 및 흉부압박 중 적어도 하나의 적절성을 표시하는 신호를 출력하는, 디바이스.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 전류원 발생기는 함수 발생기, 전류 발생기, 및 전류 모니터 중 적어도 하나로 이루어지는, 디바이스.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 전압 센서는 입력 증폭기, 신호 필터, 아날로그 디바이더, 정류기, 평균제곱근-직류(RMS-to-DC) 칩, 대역-통과 필터, 멀티플렉서, 및 출력 증폭기 중 적어도 하나를 포함하는, 디바이스.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

두 개의 복조기를 포함하고,

제 1 복조기는 발생기 신호를 캐리어로서 가지고 신호를 필터링하고, 제 2 복조기는 90-도 위상 회전 회로부를 가지고 상기 신호를 필터링하는, 디바이스.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 전류원 발생기, 전압 센서, 및 마이크로프로세서는 리드 임피던스 전극 패드 내에 완전히 통합되는, 디바이스.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기(defibrillator) 중 적어도 하나를 더 포함하는, 디바이스.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 신호는 상기 인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나가 흉부압박률, 흉부압박 심도, 완전 이완, 무흉부압박 활동, 및 인공호흡률 중 적어도 하나를 조절하도록 디렉팅하는 닫힌 피드백

(closed feedback)인, 디바이스.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 디바이스는 제세동의 타이밍을 디렉팅하는, 디바이스.

청구항 9

제 6 항에 있어서,

환자를 상기 전류원 발생기 및 전기 신호 센서에 커플링하는 리드를 더 포함하는, 디바이스.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 리드는 제세동기의 패들(paddles)에 커플링되는, 디바이스.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 디바이스는 상기 제세동기에 의하여 생성되는 쇼크로부터 전자적으로 보호되는, 디바이스.

청구항 12

심폐 소생술(CPR)의 적절성을 결정하는 방법으로서,

전류원 생성기에서 전류를 생성하는 단계;

상기 전류를 환자를 관통하여 전달하는 단계;

상기 전류가 상기 환자를 관통한 이후에 전압 센서에서 상기 전류를 수신하는 단계;

하나 이상의 주파수에서 상기 환자의 임피던스 레벨의 변화를 측정하는 단계;

흉곽내 부피, 흉곽내 부피의 변화, 흉부압박률, 흉부압박 심도, 호흡량, 및 호흡률 중 적어도 하나를 상기 환자의 임피던스의 변화에 기초하여 결정하는 단계; 및

인공호흡 및 흉부압박 중 적어도 하나의 적절성을 표시하는 신호를 출력하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 전류원 발생기는 함수 발생기, 전류 발생기, 및 전류 모니터 중 적어도 하나로 이루어지는, 방법.

청구항 14

제 12 항에 있어서,

상기 전압 센서는 입력 증폭기, 신호 필터, 아날로그 디바이더, 정류기, 평균제곱근-직류(RMS-to-DC) 칩, 대역-통과 필터, 멀티플렉서, 및 출력 증폭기 중 적어도 하나를 포함하는, 방법.

청구항 15

제 12 항에 있어서,

제세동의 타이밍을 디렉팅하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 16

제 12 항에 있어서,

두 개의 복조기를 포함하고,

제 1 복조기는 발생기 신호를 캐리어로서 가지고 신호를 필터링하고, 제 2 복조기는 90-도 위상 회전 회로부를 가지고 상기 신호를 필터링하는, 방법.

청구항 17

제 12 항에 있어서,

인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나를 더 포함하는, 방법.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 신호는 상기 인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나가 흉부압박률, 흉부압박 심도, 완전 이완, 무흉부압박 활동, 및 인공호흡률 중 적어도 하나를 조절하도록 디렉팅하는 닫힌 피드백인, 방법.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

인공호흡의 적절성을 표시하는 상기 출력 신호는 리드 또는 임피던스 전극 패드로부터 가시적이거나 청취되는, 방법.

청구항 20

제 18 항에 있어서,

리드를 상기 환자, 전류 발생기 및 전압 센서에 커플링하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

리드를 상기 제세동기의 패들에 커플링하는 단계를 더 포함하는, 방법.

청구항 22

제 21 항에 있어서,

상기 디바이스는 상기 제세동기에 의하여 생성되는 쇼크로부터 전자적으로 보호되는, 방법.

청구항 23

심폐 소생술(CPR)의 적절성을 결정하기 위한 프로그램 명령어를 포함하는 컴퓨터-판독가능 매체로서, 상기 매체는 컴퓨터로 하여금,

전류 생성기에서 전류를 생성하고;

상기 전류를 환자에게 주입하며;

상기 전류가 상기 환자를 관통한 이후에 전압 센서에서 상기 전류를 수신하고;

상기 환자의 임피던스 레벨의 변화를 측정하며;

흉곽내 부피, 흉곽내 부피의 변화, 흉부압박률, 흉부압박 심도, 호흡량, 및 호흡률 중 적어도 하나를 상기 환자의 임피던스의 변화에 기초하여 결정하고; 그리고

인공호흡 및 흉부압박의 적절성을 표시하는 신호를 출력하게 하는, 컴퓨터-판독가능 매체.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 전류 발생기는 함수 발생기, 전류 발생기, 및 전류 모니터 중 적어도 하나로 이루어지는, 컴퓨터-판독가능 매체.

청구항 25

제 23 항에 있어서,

상기 전압 센서는 입력 증폭기, 신호 필터, 아날로그 디바이더, 정류기, 평균제곱근-직류(RMS-to-DC) 칩, 대역-통과 필터, 멀티플렉서, 및 출력 증폭기 중 적어도 하나를 포함하는, 컴퓨터-판독가능 매체.

청구항 26

제 25 항에 있어서,

두 개의 복조기를 포함하고,

상기 매체는 상기 컴퓨터로 하여금 더 나아가,

제 1 복조기를 통하여 발생기 신호를 캐리어로서 가지고 신호를 필터링하고, 제 2 복조기를 통하여 90-도 위상 회전 회로부를 가지고 상기 신호를 필터링하도록 하는, 컴퓨터-판독가능 매체.

청구항 27

제 23 항에 있어서,

인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나를 더 포함하는, 컴퓨터-판독가능 매체.

청구항 28

제 23 항에 있어서,

상기 매체는 더 나아가, 상기 인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나가 흉부압박률, 흉부압박 심도, 완전 이완, 무흉부압박 활동, 및 인공호흡률 중 적어도 하나를 조절하도록 디렉팅하는, 컴퓨터-판독가능 매체.

청구항 29

심폐 소생술(CPR) 흉곽내 부피 표시기로서,

환자에게 커플링된 임피던스 모니터링 디바이스;

상기 임피던스 모니터링 디바이스와 통신하는 임피던스 처리 디바이스로서, 상기 임피던스 모니터링 디바이스는 임피던스가 선결정된 임피던스 범위 밖으로 떨어지는지를 결정하는, 임피던스 처리 디바이스; 및

CPR 시행자에게 선결정된 임피던스 범위 밖의 임피던스에 대하여 경고하는 표시기를 포함하는, 심폐 소생술 흉곽내 부피 표시기.

청구항 30

제 29 항에 있어서,

상기 임피던스 처리 디바이스는 흉곽내 부피, 흉곽내 부피의 변화, 흉부압박률, 흉부압박 심도, 호흡량, 및 호흡률 중 적어도 하나를 환자의 임피던스의 변화에 기반하여 결정하는, 심폐 소생술 흉곽내 부피 표시기.

청구항 31

제 29 항에 있어서,

상기 표시기는 오디오 및 시각적 표시기 중 적어도 하나인, 심폐 소생술 흉곽내 부피 표시기.

청구항 32

제 29 항에 있어서,

상기 표시기는 자동화된 외부 제세동기에 커플링되고, 상기 제세동기는 쇼크를 환자에게 인가하고 상기 환자로

부터 임피던스를 획득하는 환자 전극을 포함하는, 심폐 소생술 흉곽내 부피 표시기.

청구항 33

제 29 항에 있어서,

상기 디바이스는 리드 임피던스 전극 패드 내에 통합되는, 심폐 소생술 흉곽내 부피 표시기.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 관련 출원에 대한 상호 참조

[0002] 본 출원은 2011 년 7 월 20 일에 출원되고 발명의 명칭이 "Use of Impedance Measurements for Measuring Intrathoracic Volume in Emergency 심혈관 치료"인 미국 가출원 번호 제 61/509952 호에 대한 우선권을 주장하는데, 이 문헌은 그 전체로서 원용된다.

[0003] 발명의 분야

[0004] 본 발명은 심폐 소생술 및 다른 긴급 치료의 적절성을 평가하기 위한 방법 및 디바이스에 직결된다. 특히, 본 발명은 심폐 소생술 및 다른 긴급 치료의 집행을 평가 및 최적화하기 위하여 임피던스 신호를 사용함으로써, 현재 디바이스들의 단점을 극복하는 기구 및 방법에 직결된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 수동 흉부압박에 의하거나 또는 자동 흉부압박에 의하거나, 심폐 소생술(CPR)의 적절성을 평가할 필요성이 존재한다. CPR 도중에 작동자에게 제공되는 피드백은 이것이 CPR의 품질을 개선시키고 환자의 생존 확률을 크게 증가시키기 때문에 매우 중요하다. 현재, Philips, Laerdal, HeartSine, 및 Zoll과 같은 회사로부터 CPR을 모니터링하는 여러 디바이스 및 방법이 존재한다. CPR 모니터링 기술에 발전이 있어 왔으며, 실세계 CPR 성능에서의 개선이 Philips 및 다른 회사에 의하여 기록되어 왔다. 그러나, 현재 시장에 나와 있는 디바이스들은 CPR 도중에 최적의 진행하는 피드백(ongoing feedback)을 제공하기에 부적절하다. CPR의 품질이 생존 및 심장 마비와 연관된 전체 환자 결과에 직접적 효과를 가진다는 것이 명백하게 증명되어 왔다. 불행하게도, 구조자들은 그들이 초보자이건 전문가이건 관계없이 흔히 확립된 가이드라인 내에 CPR을 수행하지 않는다. 빈번하게, 흉부압박률, 심도, 완전 이완과 연관된 반동(recoil), 일관적 흉부압박 활동("손을 뗀" 시간에 대한), 및/또는 인공호흡률 및 심도가 차선이며 결과에 부정적으로 영향을 준다. 부적절한 흉부압박률 및 심도는 CPR 도중에 흔히 발생하며, 결과로서 혈액 및 산소의 부적절한 이동을 야기한다. 흉부압박이 너무 적으면 뇌, 심장, 및 다른 기관의 활력을 유지할 만한 적당한 혈류를 제공하지 않으며, 흉부압박이 너무 크면 늑골 골절, 연골 박리(cartilage separation), 또는 관상 동맥 또는 심장 전도계(cardiac conduction system) 손상을 야기할 수 있다. 최선의 결과와 연관된 소생술의 파라미터들의 이해가 점점 많이 됨에 따라서, 구조자 액션을 평가하고 수정하여 생존율을 개선하고 기능적 생존을 최적화하는 것이 중요하다. CPR에 대하여 요구되는 다양한 액션의 구현형태의 모니터링을 제공할 수 있는 툴은 CPR 프로토콜의 개발을 위하여 사용될 수 있으며, CPR 훈련을 개선하고 임상적 설정에서 실시간 피드백을 제공한다.

[0006] 기본적인 생명 유지(Life Support; BLS) 인공호흡 및 가슴 흉부압박 기술이 초보자 또는 건강치료 제공자에 의하여 언제나 마스터되고 보유되는 것은 아니다. 양호하게 수행된 관람자(bystander) CPR이 갑작스런 심장 마비로부터의 생전에 있어서 결정적인 인자인 것이 증명되어 왔지만, 생존 통계는 낮은 상태로 유지된다. 학습된 가이드라인을 따르는 정도가 심지어 CPR 훈련 코스의 직후에도 낮은 것이 증명된 바 있다. 지나치게 빠른 인공호흡, 부적절하게 빠른 흉부압박, 불충분한 반동으로 실시한 흉부압박 및 부적절하게 얕고 느린 흉부압박을 포함하는 거의 모든 종류의 오류가 병원의 간호 스태프에 의해서 수행되어 왔다는 것이 증명된 바 있다. 특히, 실제 실시 상황에서 CPR 파라미터를 측정하도록 개발된 모든 방법들이 결함을 가지고 있으며, 일반적으로, 다양한 CPR 파라미터를 실제 실시 상황에서 제공하는 것의 효과는 사실상 알려지지 않았다.

[0007] 효과적인 CPR 가슴 흉부압박을 하기 위해서는, 적합한 속도 및 심도에서 흉부압박을 제공하는 것이 필요하다. 현재의 미국 심장 협회(American Heart Association; AHA) 권고는 흉부압박을 분당 100 회의 속도로 제공하는

것이다. 2010 AHA CPR 가이드라인에 따르면, 권고되는 "흉부압박-대-인공호흡 비율은 성인, 소아, 및 유아(신생아 제외)의 단일 구조자에 대하여 30:2이다". 이것은 교유 분당 3-4 호흡에 해당하며 흉부압박에 대하여 교번된다(cycled). CPR 및 긴급 심혈관 치료(Emergency Cardiovascular Care; ECC)에 대한 2010 AHA 가이드라인은 계속하여 응급 호흡이 거의 1 초 동안 공급되어야 한다고 권고한다. 사전 기도가 제자리에 놓이면, 가슴 흉부압박은 연속적이어야 하며(적어도 100 회/분의 속도로) 더 이상 인공호흡과 교번되지 않는다. 그러면, 인공호흡은 매 6 내지 8 초 동안 약 1 호흡의 정도로 제공될 수 있다(분 당 약 8 내지 10 호흡). 과도한 인공호흡은 피해야 한다. 성인에게 적어도 2 인치(5 cm)의 흉부압박 심도 및 유아 및 소아에게 가슴의 전후경(anterior-posterior diameter)의 적어도 삼분의 일(삼분의 일 내지 이분의 일)의 흉부압박 심도(유아에게 약 1.5 인치[4 cm] 및 소아에게 2 인치[5 cm])가 권고된다. 1.5 내지 2 인치의 범위는 성인에 대해서는 더 이상 사용되지 않으며, 어린이 및 유아에 대하여 규정된 절대 심도가 CPR 및 ECC에 대한 AHA 가이드라인의 이전 버전에서보다 더 깊다는 것에 주의한다. 특정한 일호흡용적(tidal volume) 또는 분당 인공호흡 파라미터(minute ventilation parameter)가 권고되지 않는데, 그 이유는 현재까지는 환자에게 삽관되고 인공호흡기가 부착될 때까지 이러한 파라미터를 평가하고 추적하는 것이 가능하지 않기 때문이다.

[0008] 2010 가이드라인은 "성인 흉골(sternum)은 적어도 2 인치(5 cm)만큼 압박되어야 한다"고 추천했다. 이것은 "성인 흉골은 약 1.5 내지 2 인치(약 4 내지 5 cm)만큼 압박되어야 한다"고 진술했던 2005 가이드라인과는 상이하다. CPR의 내재된 개념은, 흉부압박이 주로 흉곽내 압력을 증가시키고 직접적으로 심장을 압박함으로써 혈류를 생성한다는 것이다. 흉부압박은 임계 혈류, 산소, 및 다른 물질의 조직, 특히 심장 및 뇌로의 전달을 생성한다. 불행하게도, 구조자는 "강하게 눌러라"라는 권고에도 불구하고 흔히 가슴을 적절하게 압박하지 않는다. 흔히, 중요한 이완(또는 반동) 페이즈가 양호하게 실행되지 않으며, 불완전한 반동이 있으면 심장은 흉부압박 사이에 적절하게 채워지지 않는다. 현재 가용인 과학은 적어도 2 인치의 흉부압박이 1.5 인치의 흉부압박보다 더 효과적이라고 제안한다. 이러한 이유로, 그리고 더 용이한 메시지를 제공하기 위하여, CPR 및 ECC에 대한 2010 AHA 가이드라인은 성인 가슴의 흉부압박의 단일 최소 심도를 권고한다. 그러나, 프로세스를 단순화함에 따라서, 주어진 개인에 대한 최적 치료를 제공할(즉 가슴 벽 및 흉곽내 구조에 손상을 가하지 않고 가장 효과적인 흉부압박을 제공할) 가능성이 감소된다.

[0009] 실세계 CPR의 품질 및 CPR 가이드라인의 준수를 측정하기 위하여 상당한 노력이 있어 왔다. 두 개의 별개의 CPR 연구가 CPR 품질 측정 센서가 있는 프로토타입 제세동기 디바이스를 사용하여 실제 소생술 도중에 수행되었다. 사용된 프로토타입 디바이스는 Laerdal 사에 의하여 설계된 가슴 흉부압박 센서가 있는 Philips 사의 HeartStart 4000SP 제세동기였다. Laerdal 사 및 Philips Healthcare 사는 측정 및 피드백 기술을 프로토타입 HeartStart 4000SP 제세동기에 통합했다. 이 디바이스는 흉부압박을 측정하기 위한, 가속도계 및 압력 센서(Laerdal 사가 설계함)가 있는 가슴 흉부압박 센서를 포함한다. 제세동기는 CPR 청각/시각적 피드백 컴포넌트를 트리거링하는 CPR 품질 분석 소프트웨어를 포함하도록 수정되었다. HeartStart 4000SP는 CPR의 품질을 실세계에서 평가하기 위하여 두 개의 개별 연구에서 채택되었다. 한 연구는 병원-외 심장 마비에 초점을 두었고, 다른 것은 병원-내 심장 마비에 초점을 두었다. 이러한 연구는 실제 소생술 환자에게 제공되는 CPR의 품질(국제적 가이드라인에 의하여 정의된 바와 같은)을 보고하는 객관적 데이터를 제공했고, CPR 품질이 병원-내 및 병원-외 케이스 모두에서 부적절하다는 것을 발견했다.

[0010] Philips 사는 심장 마비가 있는 176 명의 성인 환자에 대한, 준의료원(paramedics) 및 마취전문간호사(nurse anesthetists)의 기량을 국제적 CPR 가이드라인에 대한 그들의 준수에 기반하여 연구한 병원-외 연구를 보고했다. 인공호흡률은 많은 경우 범위 밖이었으며 시간의 60% 이상에서 분당 20 회의 인공호흡보다 더 높은 것으로 지적됐다. 가슴 흉부압박은 자발적 순환이 기록되지 않은 시간 중 겨우 48% 동안에만 집행되었다. 흉부압박의 오직 28% 만이 적합한 심도였다. 정규 재훈련이 있는 이전의 ACLS 훈련을 받은 바 있는 준의료원 및 마취 스태프 모두가 연구에 참가하기 직전에 재교육 코스를 완료했다는 것에 주목하면 흥미롭다.

[0011] 두 번째 병원-내 연구는 CPR 파라미터를 측정했으며 숙련된 기초 생명 유지(BLS) 및 진보된 생명 유지(ALS) 스태프에 의하여 심장 마비에 대한 67 회의 소생술이 AHA 및 국제적 가이드라인을 준수했다고 평가했다. 다음: 흉부압박이 시간의 28% 에서 너무 늦게(<90/min) 집행되었으며, 제공된 흉부압박의 37% 넘는 것이 너무 얕았고, 환자가 심장 마비 상태에 있는 동안 흉부압박을 하지 않은 시간의 평균 퍼센트가 너무 과도했다(24%)는 것이 결정되었다. 병원-내 및 병원-외 심장 마비 케이스 모두에서의 열악한 CPR 품질은 CPR 모니터링 및 작동자에게의 CPR 품질 피드백에 대한 필요성을 제안한다.

[0012] 인간 및 동물 연구 모두에 따르면 적합한 가슴 흉부압박이 양호한-품질의 성공적인 CPR에 관련한 가장 중요한 인자이며, 심지어 흉부압박 도중의 4 초 내지 5 초의 인터럽트도 관상동맥 관류압(perfusion pressure)을 떨어

뜨린다. 관상동맥 관류압, 또는 대동맥압(atrial pressure) 및 우심방압(right atrial pressure) 간의 차이가 자발적인 순환의 복귀를 달성하기 위해서 필요하다. 이것은 CPR 도중의 가슴 흉부압박에 가해지는 인터럽트가 CPR 성능에 불리하게 작용할 수 있다는 것을 의미한다. JAMA(Journal of the American Medical Association)의 논설은 CPR의 품질 및 심장 마비에 대한 열악한 생존율 때문에 CPR 및 ECC 가이드라인을 업데이트할 필요성에 대해 다룬 바 있다.

[0013] 피드백 프로토콜을 CPR 처방에 도입함으로써, 개선되는 것이 관찰되었다. 이러한 개선들에는 다음이 포함되었다: 정확한 심도로 집행된 흉부압박이 두 배가 되었음, 평균 흉부압박률이 떨어짐(이것은 매우 높은 경향을 가졌었음), 및 과도하게 높은 인공호흡률이 감소됨. 실시간 CPR 성능을 지원하는 것에 추가하여, CPR 전달을 모니터링하고 기록하는 디바이스가 매 사용시에 기량을 강화하는 피드백을 제공할 수 있고, CPR 가이드라인을 준수하는 레벨을 나타내는 데이터를 제공할 수 있으며, 그리고 개선된 영역들을 실증할 수 있다는 것이 증명되었다. 프로토콜이 개선될 수 있으며, 이러한 피드백은 성공적 CPR 및 기능성 생존에서의 가장 치명적인 인자에 대한 연구를 지원할 수 있다. 또한, 실시간 피드백은, 관찰자, 병원-내 및 내원-전(pre-hospital)을 포함하는 다양한 설에서의 소생술 교육에 기여할 수 있다. 이러한 피드백은 미국 공개 특허 출원 번호 제 2007/0010764 호에서 논의되는데, 이것은 그 전체로서 본 명세서에 통합된다.

[0014] 동 캐롤라이나 의대에서의 공군 의료 지원 본부에서 수행된 이전의 연구는 비행중인 BO-105 헬리콥터의 설정에서의 가슴 흉부압박 효능의 악화를 증명하였다. 이러한 연구는, 비행 중 흉부압박 효능이 심폐 소생술(CPR) 도중에 실시간 피드백을 제공하는 압력-감지 모니터를 이용함으로써 개선될 수 있는지 여부를 결정하기 위하여 수행되었다. 열 명의 비행 간호병들이 흉부압박 심도 및 손 배치를 전자적으로 측정하는 마네킹에 각각 2 분의 비행 중 가슴 흉부압박을 수행했다. 그 뒤에 이러한 세션은 압력-감지 디바이스로부터의 실시간 피드백을 간호병들에게 추가로 제공하고 반복되었다. 압력-감지 모니터로부터의 피드백을 사용하여 달성된 올바른 흉부압박의 비율(95.7 ± 3.2%)은 제어 그룹(33.4 ± 12.1%)에 대한 대응하는 비례보다 상당히 더 높았다(P <.01). 이러한 연구는, 비행 중 가슴 흉부압박을 수행하는 곤란함이 흉부압박 효능에 대한 실시간 피드백에 의하여 긍정적으로 영향 받을 수 있다는 것을 증명했다.

[0015] *중증 치료 의학(임계 치료 Medicine)*에서의 보고에 따르면 EMS 인력은 병원-외 CPR 도중에 환자를 과다하게 인공호흡하는 경향이 있다. 인공호흡은 폐에 양의 압력을 발생시키고 결과적으로 감소된 관상동맥 관류압(profusion pressure)이 감소된다. 결과적으로, 더 적은 혈액이 흉부압박 사이에 심장의 우심방으로 되돌아가고, 이는 CPR의 효과를 감소시킨다. 후속한 동물 연구는 현장에서 발견되는 바와 같은 인공호흡률이 감소된 생존율을 야기한다는 것을 보여줬다.

[0016] 연구자들은 호출시에 EMS 인력과 동반했으며 CPR 도중에 주어진 인공호흡의 횟수 및 지속기간을 측정했다. 인공호흡은 분당 37 회의 평균 레이트로 주어졌는데, 반면에 AHA에 의한 권고되는 레이트는 역사적으로는 분당 12 내지 15 호흡이었고 현재는 비-인공호흡 CPR에 대해 0 처럼 낮다. 하나의 훈련 연습의 일부로서, EMS 인력에게는 특히 인공호흡의 횟수를 낮추라고 권고하는 훈련이 제공되었다. 결과적으로, 인공호흡의 횟수는 분당 22 회로 감소했는데, 하지만 인공호흡의 길이는 더 길어져서, 훈련 전의 0.85 초 대신에 평균화 1.18 초가 되었다. 훈련 이후에도, 폐 내의 양의 압력은 그 시간의 47% 동안 존재하는 것으로 보고되었다. 관련된 동물 연구에서, 연구자들은 인공호흡이 분당 12 호흡의 속도로 수행되었을 때 7 마리 중 6 마리의 돼지가 생존했으며, 인공호흡이 분당 30 호흡으로 수행되었을 경우 7 마리 중 오직 1 마리만이 생존했다는 것을 발견했다.

[0017] 연구자들은 외견상으로는 적당한 훈련에도 불구하고, 전문 구조자들은 지속적으로 병원-외 CPR 도중에 환자를 과다하게 인공호흡한다고 결론을 내렸다. 연구에 따르면, CPR을 실시하는 개인은 인공호흡률을 모니터링하고 이것을 분당 12 호흡보다 많지 않도록 제한해야 한다. 이 보고서는 더 나아가 이러한 새로운 발견이 CPR 연구 및 의료용 디바이스의 개발에 대해 상당한 암시를 가져야 한다는 것을 제안한다.

[0018] 특정한 환자에 대한 흉곽 압박 및 구조 호흡의 적절성을 정확하게 보고하는 디바이스는 CPR의 효과 및 안전성 모두를 현저하게 향상시킬 수 있다. 치료자에게 어떻게 최적의 실시를 개선하고 유지할지도 지시하는 디바이스는 유용하며 잠재적으로 생명을 구조하는 것일 수 있다. 추가적으로, 흉부압박 사이에 완전한 반동을 하도록 하는 것을 치료자 또는 긴급 구조자가 CPR 도중에 유념하고, 지속적으로 실행하며 효과적으로 모니터링하는 것은 매우 곤란하다. 반동의 적절성을 다음 흉부압박의 개시 이전에 보고하는 디바이스는 이로울 수 있을 것이다.

[0019] 센서들이 CPR 성능을 측정하기 위하여 개발되어 왔고, 알고리즘들이 CPR 권고 및 이것이 실제로 수행되는 방식 사이의 차이 또는 갭을 평가하기 위하여 개발되어 왔으며, 피드백은 시각적, 구두의 또는 다른 청각적 피드백을

통하여 전달되어 왔다. 피드백의 이러한 타입은 이전에 설명되었으며 후속하는 특징을 가지기 위한 목적을 갖는다:

[0020] - 흉부압박 및/또는 인공호흡이 권고되는 CPR 가이드라인으로부터 차이날 때 그리고 그 때에만 정정을 제공하는 것. 이것은 치료자 및 잠재적 구조자가 기억하고 그리고 훈련 도중에 그리고 실세계 CPR 도중에 모두 그들의 CPR을 정밀하게 튜닝하는 것을 도울 수 있다.

[0021] - 명확하고 간결하며 용이하게 해석가능한 데이터를 시각적 또는 청각적 수단을 사용하여 제공함으로써 치료자 또는 구조자가 신속하게 대응할 능력을 최적화하는 것.

[0022] - 정확하며 객관적인 입력을 특히 프로그래밍된 디바이스로부터 제공하는 것 대 주관적인 정보를 다른 개인으로부터 또는 산발적인 데이터를 다른 측정 디바이스로부터 제공하는 것.

[0023] - 실시간 데이터를 제공하여 치료자 또는 구조자가 그들의 액션을 조절하여 흉부압박 및 인공호흡을 최적화할 수 있게 하는 것.

[0024] - 입력을 제공하여 치료자 및 구조자가 CPR의 가장 중요한 측면이 우선 고려되고 적합하도록 정밀-튜닝된다는 것을 확신함으로써 전체 CPR 성능을 최적화할 수 있게 하는 것.

[0025] **현존 디바이스**

[0026] CPR 가슴 흉부압박이 수행되어야 하는 레이트 및 심도를 시각적으로 또는 들릴 수 있게 표시함으로써 구조자가 적절한 레이트 및 심도의 흉부압박을 하도록 보조하는 디바이스들이 이용가능하다. 현재 이용가능한 CPR 디바이스는 메트로놈, 압력 패드, 가속도계, 및 경흉곽(transthoracic) 임피던스 측정과 같은 방법을 CPR의 품질을 모니터링하고 권고 사항들을 통신하기 위한 그들의 내재하는 기술로서 사용한다. 모든 이러한 CPR 모니터링 방법은 열악한 CPR 성능을 야기할 수 있는 결함을 가지는데, 이것은 이 출원에서 설명되는 본 발명에 의하여 극복된다. CPR을 기계적으로 수행하는 디바이스에 대해서 특허가 역시 허여되어 왔다.

[0027] 오디오 피드백의 CPR 성능을 개선하는 것으로 시연되었다. 몇몇 디바이스는 분당 100 개의 톤들의 일정한 레이트로 가청 톤을 및/또는 적합한 레이트에서 시각적 플래시를 제공하여 최적의 CPR을 위하여 가슴이 얼마나 자주 압박되어야 하는지를 표시한다. 이러한 메트로놈 방법은 구조자가 흉부압박을 타이밍하도록 돕는데, 하지만 흉부압박이 제안된 레이트 및 심도에 있는지 여부를 보고하지 않는다.

[0028] 여러 특허가 기계적으로 환자의 가슴을 흉부압박하는 디바이스에 대하여 허여되었는데, 하지만 이러한 방법은 매뉴얼 CPR 보다 개선을 이루는 것으로 보여지지 않는다. 2010 AHA 가이드라인은 "2010 국제 컨센서스 컨퍼런스(International Consensus Conference)의 시점까지 어떤 약물 또는 기계적 CPR 디바이스가 심장 마비 이후의 장기 결과를 개선한다는 것을 증명할 데이터가 여전히 불충분했다. 이러한 개입이 있는 것의 임상적으로 중요한 결과를 검출하도록 적절하게 뒷받침되는 추가적 연구가 필요하다는 것이 명백하다"라고 보고한다. 현재까지, 기계적 CPR을 개인별로 조절하여 결과를 개선하려는 시도는 아직 달성되지 않았으며, 기계적 CPR은 여전히 가이드라인에 포함되지 않는다. 현재의 기계적 CPR의 단점 중 하나는, 이것의 구현형태를 최적화하기 위한 흉곽내 부피의 변화의 적당한 피드백이 없다는 것이다. 그러므로, 바람직하게는, 흉부압박률 및 심도 모두 및 인공호흡의 적절성에 대한 진행하는 오디오 피드백을 제공할 수 있는 통합된 디바이스는 CPR 성능을 최적화한다.

[0029] 하나의 디바이스인 ZOLL 사의 CPR-D-padz는 흉골 상에 배치된 패드 내에 통합된 가속도계를 이용한다. 이 시스템은 시간이 지남에 따른 가속도계의 모션을 각각의 흉부압박 도중에 이동된 거리로 변환하며, 흉부압박의 레이트 및 심도의 실시간 평가를 제공한다. 이 디바이스는 디스플레이 스크린 상에 CPR 흉부압박 심도를 표시한다. 또한 이것은 구조자에게 적합한 레이트 및 심도를 이용하여 돕기 위한 적응적 메트로놈을 제공하며, 권고를 할 것이다, 즉 필요할 때 "더 세게 누르시오" 또는 "양호한 흉부압박임"이라고 할 것이다. 이러한 디바이스는 각각의 흉부압박의 심도의 측정을 제공하기 위하여 가속도계의 이동에 의존하는데, 이것은 2010 가이드라인에 의하면 2 인치보다 더 크도록 권고된다. 최적 흉부압박은 환자의 신체 상태 및 해부학적 상태에 의존하여 변동될 것인데, 하지만 가이드라인은 거의 모든 CPR이 이러한 피드백이 없이 수행되기 때문에 단순화된다. 예를 들면, 해당 분야의 몇몇 전문가는 더 큰 남성에 대해서는 3 인치를 권고한다.

[0030] 시장에 나와 있는 다른 제품 (Philips 사의 Q-CPR)은 객관적인 측정 및 실시간 정정 피드백을 CPR의 흉부압박 및 인공호흡 컴포넌트 모두에 대하여 제공하기 위한 실시간 CPR 측정 및 피드백 툴을 제공한다. 이러한 피쳐는 매뉴얼 제세동 및 AED 모드 모두에서 이용가능하다. 이러한 디바이스는 치료자가 성인에게 CPR을 AHA/ILCOR 가

이드라인에 따라서 수행하도록 독려하기 위한 추가적 데이터를 제공하기 위하여, 흉부압박 심도 및 레이트에 대한 정보를 가속도계 및 압력 센서를 통하여 유도하는 것뿐만 아니라 제세동 패드를 통하여 측정된 흉곽내 임피던스를 사용하여 인공호흡률을 계산한다. 흥미롭게도, Philips 사의 Q-CPR은 흉곽 임피던스 측정을 흉곽내 또는 폐 부피에 관련된 정보를 측정 또는 전달하기 위하여 사용하지 않으며, 오직 인공호흡률을 보고하기 위해서만 사용하는데, 이것은 분당 인공호흡수(ventilations-per-minute; vpm)로 제공된다. 이러한 시스템은 심장 흉부압박 및/또는 인공호흡기 부피와 연관된 흉곽내 부피 또는 흉곽내 부피 변화를 측정할 능력을 가지지 않는다.

[0031] 적합한 흉부압박 심도를 결정하기 위하여 오직 가속도계에만 의존하는 Philips Q-CPR 디바이스, Zoll CPR-D padz, 및 다른 디바이스에는 여러 특정한 단점들이 존재한다. 측정된 가속도에 존재하는 작은 오류가 보고된 가슴 이격에서의 용납할 수 없는 큰 오류를 야기할 수 있다. 측정된 가속도에서의 0.02 인치/초^2 만큼 작은 오류가 0.25 인치의 이격 오류를 가져온다는 것이 증명되었다. 이격에서의 오류는, 비록 AHA 가이드라인이 가슴이 적어도 2 인치만큼 압박되어야 한다고 규정하지만, 예를 들어 체구가 작은 여성에게 가해지는 상당히 더 큰 흉부압박은 늑골에 상당한 손상을 가져올 수 있기 때문에, 문제가 된다. 심지어 흉부압박의 권고되는 2 인치도 골다공증이 있는 노년의 쇠약한 여성에게는 너무 과할 수도 있다.

[0032] 추가적으로, 현재의 디바이스는 외부 가속도 오류 및 초기 기동 포지션으로부터의 드리프트에 기인한 오류에 취약하다. CPR의 적용 이외의 가속도에 의하여 야기되는 가속도 오류는 가속도계가 어디에서 가속도가 유래했는지를 결정할 수 없기 때문에 발생할 수 있다. 그러므로, 만일 환자가 앰뷸런스에서 이송 중이라면, 가속도계는 도로에 있는 진동 및 턱을 측정하고 이격 오류를 생성할 수 있다. 결과적으로, 작동자는 부정확한 타이밍 및 흉부압박 심도로 CPR을 수행하라고 지시될 수 있다.

[0033] 가속도계 기초 디바이스에서의 오류의 다른 가능한 원인은 가속도계의 실제 또는 보고된 기동 포지션으로부터의 드리프트이다. 가속도계는 기동 포지션으로부터의 이격을 계산하기 위하여 사용되는데, 이것은 흉부압박 이전에 가슴 상부에 존재한다. 제 1 흉부압박 이후에, 가속도계는 정확한 초기 기동 위치가 아니라 기동 포인트에 대한 상대적인 위치만을 검출한다. 반복된 흉부압박이 적용된 이후에, 보고된 이격은 드리프트될 수도 있는데 이것은 가속도계가 초기 기동 포지션의 "메모리"를 가지지 않기 때문이다.

[0034] 드리프트는, 예를 들어 가슴이 흉부압박들 사이에서 완전히 이완된 포지션으로 복귀하도록 허용되지 않는다면 발생할 수 있다. 가속도계는 새롭고 더 낮은 기동 포지션을 이것이 원래의 기동 포지션인 것으로 사용하기 시작할 수 있다. 결과적으로, 디바이스는 작동자에게 필요한 것보다 더 세고 깊게 가슴을 압박하도록 지시하고 잠재적으로 환자의 늑골을 파괴할 것이다. 또한 드리프트는 가속도계의 신체 상에서의 점진적 슬립에 기인하거나 또는 인공호흡이 CPR과 동시에 수행된다면 발생할 수 있다.

[0035] 심지어 이상적인 조건 하에서 적합하게 작동된다고 해도, 드리프트는 가속도계 기초 CPR 디바이스에서 여전히 발생한다. 만일 늑골이 CPR 도중에 부러지면, 가슴은 점진적으로 형상을 변화하며 가속도계의 기동 포지션이 드리프트하도록 야기한다. 부상 또는 질병의 다른 타입도 역시 가슴이 형상을 점진적으로 변화하도록 할 수 있다. 또한, 전극 및 가속도계가 이러한 디바이스에서 단일 엔티티이므로, 배치가 타협된다. 전후(Anterior-posterior) 및 심첨부(apex)-흉골이 CPR 작동자에게 제공되지 않는다. 따라서, 이러한 디바이스를 소아과에서 사용하는 것이 가능하지 않다. CPR 디바이스는 작동자가 오류가 있는 드리프트가 없이 그리고 외부 가속도에 의하여 영향받지 않으면서 올바른 빈도 및 흉부압박 심도로써 CPR을 수행하도록 지시할 수 있는데, 이것은 현재의 가속도계 기초 CPR 디바이스에서는 가능하지 않다.

[0036] Circulatory Systems, Inc. 사에 의하여 개발된 ResQPOD라고 알려진 한 제품은 안면 마스크 또는 기관내관(endotracheal tube)에 부착된 단-방향 밸브이며 인공호흡 주머니와 함께 사용된다. 이것은 공기가 CPR의 흉부압박해제(decompression) 페이즈 동안 폐에 진입하는 것을 본질적으로 차단하며, 이를 통하여 폐에 진공을 생성한다. 진공은 석션을 형성하며, 이것이 팔 및 다리의 정맥으로부터 더 많은 탈산소화된 혈액을 끌어당기고, 이제 이것이 더 많은 혈액이 특히 뇌로 흘러 들어가도록 한다.

[0037] 시장에 나와 있는 하나의 제품(Philips 사의 Q-CPR)은 객관적인 측정 및 실시간 정정 피드백을 CPR의 흉부압박 및 인공호흡 컴포넌트 모두에 대하여 제공하기 위한 실시간 CPR 측정 및 피드백 툴을 제공한다. 이러한 제품은 매뉴얼 제세동 및 자동화된 외부 제세동기(AED) 모드 모두에서 이용가능하여 치료자가 CPR을 성인에게 AHA / ILCOR(*International Liaison Committee on Resuscitation*) 가이드라인에 따라서 수행하도록 독려하기 위한 흉부압박 심도 및 레이트 및 인공호흡률에 대한 정보를 제공한다.

[0038] 시장에 있는 다른 Philips 디바이스는 CPR 미터가 환자의 가슴의 중앙에 적용되며 환자의 가슴에 배치되는 다기

능 패드를 이용한다. 사용 중에, 인공호흡 알고리즘이 다기능 패드로부터의 가슴 임피던스를 분석하여 인공호흡률을 생성하는 동안 CPR 미터는 가슴 흉부압박 심도 및 레이트를 측정한다. 이 알고리즘이 임피던스의 변화를 흉곽/흉골 배치에 기초하여 해석하기 때문에 전/전(anterior/anterior) 패드 배치가 요구된다. 흉부압박 및 인공호흡 알고리즘은, 적절한 시각적 측정 및 관련된 음향/문자 피드백을 피드백 알고리즘을 통하여 생성한다.

[0039] Philips 디바이스에서, 흉부압박 심도는 CPR 미터로부터의 신호로부터 유도된 바와 같이, 흉부압박의 약 10 초를 나타내는 파형으로서 제공된다. 가슴이 압박될 때, 이러한 압박은 파의 하향 스트로크이며 흉부압박 압력이 이완될 때 베이스라인으로부터 되튀어오른다. -38 mm 및 -51 mm(-1.5" 및 -2")에서 그려진 파 섹터의 두 개의 수평 라인은 타겟 존을 표시하여 양호한 흉부압박 심도를 얻도록 돕는다. 계산된 분당 흉부압박수(compressions-per-minute; cpm) 레이트가 디스플레이된다. 만일 흉부압박 심도 또는 레이트가 AHA/ILCOR 가이드라인으로부터 크게 벗어나면, 모니터/제세동기는 시각적이고 정정하는 가청 피드백을 제공한다. 만일 검출가능한 흉부압박이 없다면, No Flow 시간 값이 "손 뗌"의 초를 2 초에서 기동하여 각각의 추가적 초마다 증분하게 카운트할 것이다.

[0040] 제세동 패드는 흉곽 임피던스의 변화를 검출함으로써 인공호흡 데이터를 수집한다. 인공호흡률은 분당 인공호흡수(vpm)로서 제공된다. 흉부압박과 같이, 만일 인공호흡률이 AHA/ILCOR 가이드라인 밖으로 벗어나면, 시각적 및 가청 피드백이 주어진다.

[0041] 가청 보이스 프롬프트(매뉴얼 및 자동화된 외부 제세동기(AED) 모드에서) 및 온-스크린 텍스트 프롬프트(AED 모드 - 기본적인 뷰에서만)가 치료자에게 CPR 성능에서의 필요한 조절에 대해 알리는데, 이것은 흉부압박 활동의 경과 시간을 포함한다. 피드백은 우선순위화되고 임상적 중요도의 순서로 전달된다. 또한 피드백은 층상화되어 치료자가 우선 시각적 피드백을 수신하고 보이스 프롬프트는 초기 시각적 프롬프트에 기초하여 정정이 이루어지지 않은 경우에만 수신하도록 한다. LED 압력 센서가 존재하여 작동자가 일관적인 가슴 흉부압박을 제공하도록 보조한다. 하나의 이러한 디바이스(CPREzy Pad, CPREzy, Herfordshire, UK)는 압력이 손으로부터 패드로 인가될 때, 압력 감응 발광 다이오드가 각각의 가슴 흉부압박에 대하여 요구되는 힘의 올바른 양을 표시하도록 설계된다. 4 개의 녹색 LED들이 디바이스에 존재하여 상이한 체중 및 체격의 환자에 대해 요구되는 타겟 압력을 표시한다. 구조자는 환자의 체격을 추정하고 대응하는 LED를 발광시키기 위한 충분한 압력을 인가할 필요가 있다. 황색 광은 구조자에게 너무 큰 압력이 인가되는 중이라고 경고할 수 있다. 구조자는 피해자의 근사적 체격에 대응하는, LED를 발광시키기 위해 충분한 정도의 힘만을 인가함으로써 이러한 위험 감소를 달성한다. 구조자는 또한 경고 광이 흉부압박 도중에 발광되는 경우의 가슴 부상의 증가된 위험성에 대해 알고 있을 필요가 있다. 더욱이, 이러한 디바이스는 번거로우며 CPR 설정에서 용이하게 구현되지 않는다.

[0042] CPR의 품질을 평가하는 것을 돕도록 설계된 다른 디바이스는 내장된 제세동기를 가지는 HeartSine Samaritain PAD500P이다. Samaritan PAD500P는 ICG(Impedance Cardiogram)를 사용하여 CPR이 얼마나 양호하게 수행되는지를 평가한다. ICG 파형은 심장 출력을 나타내고, 그리고 대동맥 및 폐 혈관을 통한 혈류를 검출하기 위하여 사용될 수 있다. ICG 신호는 마이크로프로세서에서 진단 알고리즘에 의해 검사되고 작동자에게 흉부압박 심도 피드백을 제공하기 위하여 사용된다. 디바이스는 또한 ECG를 측정하는데, 이것은 언제 제세동기로부터의 전기적 쇼크가 전달되어야 하는지를 분석하기 위하여 사용된다.

[0043] ICG 파형을 획득하기 위하여, 경흉곽 임피던스가 전극을 사용하여 측정된다. 경흉곽 임피던스 측정으로부터의 호흡 영향이 신중하게 필터링되어 ICG를 획득한다. 그러므로 PAD500P는 심장 출력만을 측정하며 인공호흡 부피 또는 호흡률을 측정하기 위하여 사용될 수 없다.

[0044] 임피던스 심박(cardiography)은 천연 카테콜아민(catecholamines)또는 주사된 에피네프린(epinephrine) 때문에 본질적으로 부정확한데, 이것은 혈액 혈관을 수축시키고 혈류가 가슴을 통과하여 흐르는 경로를 변경한다. 수화(hydration)의 복부 상태를 가진 환자는 베이스라인 임피던스를 변경시킴으로써 임피던스 심박에 추가적 문제를 부가하는데, 이것이 임피던스 심박을 임피던스 폐도(pneumography)와 결합하는 것이 중요한 이유이다.

[0045] 흉곽내 부피, 일호흡량(tidal volume) 및 분호흡량을 측정하는 것은 CPR을 최적화하기 위하여 유용하다. 상황에 따라, CPR은 구조 호흡(rescue breathing)을 포함할 수도 포함하지 않을 수도 있다. CPR이 구조 호흡을 포함하지 않는 경우에, 흉부압박 도중에 폐로 그리고 그로부터 이동하는 공기의 부피를 기록하는 것은 더욱 더 필수적이다. 구조 호흡이 처방되는 경우, 구강대 구강 소생술에 의하거나 또는 호흡관을 통한 것이거나와 무관하게, 구조 호흡은 환자에 대하여 최적화되어야 한다. 높은 속도 및 큰 부피에서의 구조 호흡은 폐에 손상을 주고 흉곽내 압력을 증가시킴으로써 가슴 흉부압박의 효능을 감소시킬 수 있다. 구조 호흡 또는 인공호흡을 CPR 도중에 집행하는 최적의 방법은 분당 8 내지 10 회 인공호흡이다. 이것이 낮은 평균 흉곽내 압력을 가지는 우

선순위를 그 환자에 산소를 공급하는 우선순위와 균형을 이루게 한다. 낮은 평균 흉곽내 압력은 심장이 더 용이하게 혈액을 주위 맥관구조(vasculature)로 펌핑하도록 한다. 들이쉰 공기의 부피를 모니터링하고 CPR 기술자 또는 인공호흡 유닛에 피드백을 제공하는 것은, CPR의 처방이 AHA 또는 ERC의 가이드라인에 맞게 된다는 것과 구조 호흡이 최적화되어 환자 생존율을 최대화한다는 것을 보장할 수 있다.

[0046] 제세동 및 CPR이 집행되고 심장이 스스로 펌핑을 시작하기에 충분하게 복구한 이후에, 펌핑이 가능한 한 적은 에너지를 요구하는 것을 보장하는 것이 중요하다. 흉곽내 압력이 낮은 경우, 심장은 혈액을 더 적은 에너지로 주위 조직 내로 펌핑할 수 있다. 낮은 흉곽내 압력을 유지하기 위하여 중요한 것은 호흡을 일정한 분 인공호흡을 유지한 채 호흡률을 낮춤으로써 호흡을 제어하려고 시도하는 것에 의한 것이다. 이것은 낮은 평균 흉곽내 압력을 유지한 동안에 충분한 공기가 호흡되도록 보장하여 심장이 복구되도록 한다.

[0047] 심장 활동의 측정을 시도하면서, Atzler 및 Lehmann은 호흡과 함께 변화하는 경흉강(transthoracic) 전기 임피던스를 주목하였다. 이들은 호흡 임피던스 변화를 아티팩트로 간주하고, 측정을 행하는 동안 환자에게 호흡을 중단할 것을 요청하였다. 1940 년에, 심장 임피던스를 연구하는 중에, Nyboer는 그의 측정에서 동일한 호흡 임피던스 아티팩트를 발견하였다. 그는 최초로 동시에 경흉강(transthoracic) 임피던스와 부피 변화를 모두 기록함으로써 폐활량계(spirometer)를 이용하여 경흉강 임피던스를 부피 변화와 관련시켜 아티팩트의 기원을 확인하였다. Goldensohn 및 Zablow는 최초로 호흡된 부피와 경흉강 임피던스를 정량적으로 연관시킨 연구자가 됨으로써 임피던스 호흡 기록법(impedance pneumography)을 한 단계 발전시켰다. 이들은 심장 신호 아티팩트를 분리함에 있어서 어려움을 보고하였으며, 또한 신체 운동 도중의 아티팩트를 주목하였다. 최소 제곱 회귀 분석에 의하여 임피던스 변화와 호흡된 부피 변화를 비교한 후, 이들 둘이 선형적으로 관련됨을 결정했다. 기타 그룹들은 경흉강 임피던스 변화와 호흡기 호흡 간의 선형적 관련성을 확인하고, 폐활량 신호의 대략 90%가 흉곽(thoracic) 임피던스 신호에 의하여 설명될 수 있음을 발견하였다. 관련성은 선형적인 것으로 나타났으나, 많은 그룹들은 환자 내 및 환자 간에 대한 보정 계수가 시도들 사이에서 매우 가변적임을 발견하였다. 이러한 보정 계수에 있어서의 차이는 다양한 생리적 특성 및 전극 특성에 기인할 수 있으며, 고려되어야 한다.

과제의 해결 수단

[0048] 본 발명은 현재 전략 및 디자인과 연관된 문제 및 단점을 극복하며, 환자를 모니터링하는 신규한 시스템 및 방법을 제공한다. 현재의 CPR 모니터링 방법 및 디바이스는 열악한 CPR 성능을 야기할 수 있다는 단점을 가진다. 본 발명의 디바이스 및 방법은 본 명세서에서 설명되는 결함을 극복한다. 본 발명은 또한 메트로놈 기초, 가속도계 기초, 및 다른 형태의 경흉곽 임피던스 기초 디바이스와 연관된 커다란 단점을 극복한다.

[0049] 본 발명에서, 일정한(100 회) 흉부압박이 분당 메트로놈 디바이스에 의하여 제공되는 것과 달리, 피드백은 CPR 성능에 기초하여 주어진다. 피드백은 작동자에게 흉부압박을 더 빠르게 또는 더 느리게 실시하도록 조언할 수 있다. 또한 메트로놈 디바이스와 달리, 본 발명은 작동자에게 가슴 흉부압박의 심도에 대해 조언할 수 있으며 인공호흡 파라미터를 표시할 수 있다.

[0050] 가속도계 기초 디바이스(예를 들어 Philips 사 및 Zoll 사의 제품)와는 달리, 본 발명은 CPR 모니터링 도중에 드리프트 또는 외부 가속도에 의하여 영향받지 않는다. 이것은 이동하는 운송체에서 정확한 CPR 피드백을 허용한다. 본 발명은 또한 심지어 작동자가 흉부압박 사이에 가슴에 어느 정도의 힘을 인가하는 경우에도 작동자가 환자의 가슴을 적합한 심도로 압박하도록 한다. 이것은 흔히 CPR 도중에 발생하며 가속도계 기초 디바이스에서 드리프트 오류를 야기할 것이다.

[0051] HeartSine PAD500P와 달리, 본 발명은 흉곽내 부피에 대한 가슴 흉부압박의 효과를 보고하기 위하여 임피던스 기록을 이용하며, 구조 호흡 및 가슴 흉부압박 모두를 최적화하기 위하여 사용될 수 있다. 흉곽 임피던스 측정은 일호흡량, 레이트, 및 구조 호흡의 분당 부피를 결정하기 위하여 사용될 수 있다. 구조 호흡에 관련한 가청 및 시각적 피드백은 과도한 인공호흡을 CPR 도중에 피하는 것을 도울 수 있는데, 이것이 환자의 장애 결과를 야기하는 것을 알려진다.

[0052] 본 발명의 일 실시예는 심폐 소생술(CPR)의 적절성을 결정하기 위한 디바이스에 직결된다. 이 디바이스는 전류원 발생기, 전류원 발생기에 의하여 생성된 전류를 감지하는 전압 센서, 마이크로프로세서로서, 환자의 임피던스의 변화를 전압 센서에 의하여 감지된 전류에 기반하여 결정하는, 마이크로프로세서, 및 마이크로프로세서에서 실행되는 소프트웨어를 포함한다. 상기 소프트웨어는 흉곽내 부피, 흉곽내 부피의 변화, 흉부압박률, 흉부압박 심도, 호흡량, 및 호흡률 중 적어도 하나를 환자의 임피던스의 변화에 기초하여 결정하고 인공호흡 및 흉부압박의 적절성을 표시하는 신호를 출력한다.

[0053] 바람직한 실시예에서, 상기 전류원 발생기는 함수 발생기, 전류 발생기, 및 전류 모니터 중 적어도 하나로 이루어진다. 바람직하게는, 전압 센서는 입력 증폭기, 신호 필터, 아날로그 디바이더, 정류기, 평균제곱근-직류(RMS-to-DC) 칩, 대역-통과 필터, 멀티플렉서, 및 출력 증폭기 중 적어도 하나를 포함한다. 바람직하게는 디바이스는 두 개의 복조기를 포함하고, 제 1 복조기는 발생기 신호를 캐리어로서 가지고 신호를 필터링하고, 제 2 복조기는 90-도 위상 회전 회로부를 가지고 상기 신호를 필터링한다.

[0054] 바람직하게는, 상기 전류원 발생기, 전압 센서, 및 마이크로프로세서는 리드 임피던스 전극 패드 내에 완전히 통합된다. 바람직하게는 상기 디바이스는 인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나를 더 포함한다. 바람직하게는, 상기 신호는 상기 인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나가 흉부압박률, 흉부압박 심도, 완전 이완, 무흉부압박 활동, 및 인공호흡률 중 적어도 하나를 조절하도록 디렉팅하는 닫힌 피드백이다. 바람직하게는, 상기 디바이스는 제세동의 타이밍을 디렉팅한다.

[0055] 바람직한 실시예에서, 상기 디바이스는 환자를 상기 전류원 발생기 및 전기 신호 센서에 커플링하는 리드를 더 포함한다. 바람직하게는 리드는 제세동기의 패들에 커플링된다. 바람직하게는, 상기 디바이스는 제세동기에 의하여 생성된 쇼크로부터 전자적으로 보호된다.

[0056] 본 발명의 다른 실시예는 심폐 소생술(CPR)의 적절성을 결정하기 위한 방법에 직결된다. 이러한 방법은 전류원 생성기에서 전류를 생성하는 단계, 상기 전류를 환자를 관통하여 전달하는 단계, 상기 전류가 상기 환자를 관통한 이후에 전압 센서에서 상기 전류를 수신하는 단계, 하나 이상의 주파수에서 상기 환자의 임피던스 레벨의 변화를 측정하는 단계, 흉곽내 부피, 흉곽내 부피의 변화, 흉부압박률, 흉부압박 심도, 호흡량, 및 호흡률 중 적어도 하나를 상기 환자의 임피던스의 변화에 기초하여 결정하는 단계, 및 인공호흡 및 흉부압박 중 적어도 하나의 적절성을 표시하는 신호를 출력하는 단계를 포함한다.

[0057] 바람직하게는, 상기 전류원 발생기는 함수 발생기, 전류 발생기, 및 전류 모니터 중 적어도 하나로 이루어진다. 바람직하게는, 전압 센서는 입력 증폭기, 신호 필터, 아날로그 디바이더, 정류기, 평균제곱근-직류(RMS-to-DC) 칩, 대역-통과 필터, 멀티플렉서, 및 출력 증폭기 중 적어도 하나를 포함한다. 바람직하게는, 이러한 방법은 제세동의 타이밍을 디렉팅하는 단계를 더 포함한다. 여기서 이 방법은 두 개의 복조기를 포함하고, 제 1 복조기는 발생기 신호를 캐리어로서 가지고 신호를 필터링하고, 제 2 복조기는 90-도 위상 회전 회로부를 가지고 상기 신호를 필터링하는 디바이스에서 실행된다.

[0058] 바람직하게는 이 방법은 인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나를 더 포함한다. 바람직한 실시예에서, 상기 신호는 상기 인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나가 흉부압박률, 흉부압박 심도, 완전 이완, 무흉부압박 활동, 및 인공호흡률 중 적어도 하나를 조절하도록 디렉팅하는 닫힌 피드백이다. 바람직하게는, 인공호흡의 적절성을 표시하는 상기 출력 신호는 리드 또는 임피던스 전극 패드로부터 가시적이거나 청취된다.

[0059] 바람직하게는, 이 방법은 리드를 상기 환자, 전류 발생기 및 전압 센서에 커플링하는 단계를 더 포함한다. 바람직하게는, 이 방법은 리드를 상기 제세동기의 패들에 커플링하는 단계를 더 포함한다. 바람직하게는, 상기 디바이스는 제세동기에 의하여 생성된 쇼크로부터 전자적으로 보호된다.

[0060] 다른 본 발명의 실시예는 심폐 소생술(CPR)의 적절성을 결정하기 위한 프로그램 명령어를 포함하는 컴퓨터-판독가능 매체로서, 상기 프로그램 명령어는 컴퓨터로 하여금, 전류원 생성기에서 전류를 생성하고; 상기 전류를 환자에게 주입하며; 상기 전류가 상기 환자를 관통한 이후에 전압 센서에서 상기 전류를 수신하고; 상기 환자의 임피던스 레벨의 변화를 측정하며; 흉곽내 부피, 흉곽내 부피의 변화, 흉부압박률, 흉부압박 심도, 호흡량, 및 호흡률 중 적어도 하나를 상기 환자의 임피던스의 변화에 기초하여 결정하고; 그리고 인공호흡 및 흉부압박의 적절성을 표시하는 신호를 출력하게 하는, 컴퓨터-판독가능 매체에 직결된다.

[0061] 바람직하게는, 상기 전류 발생기는 함수 발생기, 전류 발생기, 및 전류 모니터 중 적어도 하나로 이루어진다. 바람직한 실시예에서, 전압 센서는 입력 증폭기, 신호 필터, 아날로그 디바이더, 정류기, 평균제곱근-직류(RMS-to-DC) 칩, 대역-통과 필터, 멀티플렉서, 및 출력 증폭기 중 적어도 하나를 포함한다. 바람직하게는, 컴퓨터는 두 개의 복조기에 커플링되고, 상기 매체는 상기 컴퓨터로 하여금 더 나아가, 제 1 복조기를 통하여 발생기 신호를 캐리어로서 가지고 신호를 필터링하고, 제 2 복조기를 통하여 90-도 위상 회전 회로부를 가지고 상기 신호를 필터링하도록 한다. 바람직하게는 컴퓨터는 인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나에 커플링된다. 바람직하게는, 상기 미디어는 더 나아가, 상기 인공호흡기, 자동 흉부압박 디바이스, 및 제세동기 중 적어도 하나가 흉부압박률, 흉부압박 심도, 완전 이완, 무흉부압박 활동, 및 인공호흡률 중 적어도

하나를 조절하도록 디렉팅한다.

[0062] 본 발명의 다른 실시예는 심폐 소생술(CPR) 흉곽내 부피 표시기에 직결된다. CPR 흉곽내 부피 표시기는 환자에게 커플링된 임피던스 모니터링 디바이스; 상기 임피던스 모니터링 디바이스와 통신하는 임피던스 처리 디바이스로서, 상기 임피던스 모니터링 디바이스는 임피던스가 선결정된 임피던스 범위 밖으로 떨어지는지를 결정하는, 임피던스 처리 디바이스; 및 CPR 시행자에게 선결정된 임피던스 범위 밖의 임피던스에 대하여 경고하는 표시기를 포함한다.

[0063] 바람직한 실시예에서, 상기 임피던스 처리 디바이스는 흉곽내 부피, 흉곽내 부피의 변화, 흉부압박률, 흉부압박심도, 호흡량, 및 호흡률 중 적어도 하나를 환자의 임피던스의 변화에 기반하여 결정한다. 바람직하게는, 표시기는 오디오 및 시각적 표시기 중 적어도 하나이다. 바람직하게는, 상기 표시기는 자동화된 외부 제세동기에 커플링되고, 상기 제세동기는 쇼크를 환자에게 인가하고 상기 환자로부터 임피던스를 획득하는 환자 전극을 포함한다. 바람직하게는, 상기 디바이스는 리드 임피던스 전극 패드 내에 통합된다.

[0064] 본 발명의 다른 실시예 및 장점은 부분적으로는 다음 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용에서 설명되며, 그리고 부분적으로 이러한 설명으로부터 명백하거나, 또는 본 발명의 실시로부터 지득될 수도 있다.

도면의 간단한 설명

[0065] 도 1 은 본 발명의 시스템의 일 실시예를 도시한다.

도 2 는 본 발명의 디바이스의 일 실시예를 도시한다.

도 3 은 환자에 사용되는 본 발명의 디바이스의 일 실시예를 도시한다.

도 4 는 본 발명의 일 실시예를 나타내는 디바이스의 상이한 부분을 통한 전류 및 정보의 흐름을 도시한다.

도 5 는 본 발명의 사용자 인터페이스의 일 실시예를 도시한다.

도 6 은 들이쉰 공기의 부피에 관련된 흉곽 임피던스의 상대적인 레벨을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0066] 본 명세서에서 구체화되고 광범위하게 설명되는 바와 같이, 본 명세서의 개시물은 본 발명의 상세한 실시예를 제공한다. 그러나, 개시된 실시예는 다양하고 대안적인 형태로 구현될 수도 있는 본 발명의 단순한 예이다. 그러므로, 특정한 구조적 및 기능적 세부 사항들이 한정하는 것이라는 것이 의도되지 않으며, 오히려 이들이 청구항들에 대한, 그리고 대표성 측면에서 당업자가 다양한 본 발명을 채용하도록 교시하기 위한 기초를 제공한다는 것이 의도이다.

[0067] 흉곽 임피던스의 측정이, 침투식 카테터가 필요없이, 번거로운 디바이스가 흉곽 상에 배치됨이 없이, 공기 흐름을 방해함이 없이, 신체 이동을 제한함이 없이, CPR이 행해지는 지점에 디바이스가 삽입될 필요가 없이, 그리고 CPR을 실시하기 위하여 가슴 및 기도로의 액세스를 제한함이 없이 흉곽내 부피에 관련된 간헐적 판독 및 연속 추적을 산출할 수 있는 간단한 방법이라는 것이 놀랍게도 발견되었다.

[0068] 임피던스는 양(z)으로서 표현되며 복소 임피던스란 용어는 상호 교환가능하도록 사용될 수도 있다; 은 크기 및 위상 특징 모두를 편리하게 캡쳐하는데, $z = |z|e^{j\theta}$, 여기에서 크기 $|z|$ 는 전류 진폭에 대한 전압 차분 진폭의 비율을 나타내는 반면에 인수 θ 는 전압 및 전류 사이의 위상 차를 제공한다. j는 허수 단위이고, 이러한 콘텍스트에서는 전류에 대한 기호와의 혼동을 피하기 위하여 i 대신에 사용된다. 데카르트 형식에서, $z = R + jX$인데, 여기에서 임피던스의 실수부는 저항 R 이고 허수부는 리액턴스 x이다.

[0069] 이는 교류에 대한 반대의 측정으로서 사용된다. 수학적으로, 임피던스는 옴의 법칙과 유사한 다음 수학식에 의하여 측정된다:

[0070] Z=V/I (1)

[0071] 수학식 1 에서 전압=V, 전류=I, 및 임피던스=Z이다. 알려지지 않은 임피던스를 가지는 전기를 통전하는 대상은 단순한 회로로부터 결정될 수 있다. 기지의 교류를 대상을 통과시켜 인가하면서 이것 양단의 전압을 측정하고 수학식 1 을 사용하면 임피던스가 산출된다. 흉곽은 부피 도전체(volume conductor)를 나타내고, 이 때문에 이

온성 도전체를 규율하는 법칙이 적용될 수 있다. 또한, 호흡 또는 흉부압박 도중의 기관의 운동 및 흉강(thoracic cage)의 확대는 측정가능한 도전율(conductivity)에 변화를 일으킨다. 흉곽(thorax)을 가로지르는 임피던스는 기지의 전류를 도입하고 전극으로써 흉곽 양단의 전압 변화를 측정함으로써 측정된다.

[0072] 흉곽 및 복부를 이루는 조직층들 모두 경흉곽 임피던스 측정에 영향을 미친다. 각각의 조직은 전극 사이에 흐르는 전류의 크기 및 방향에 영향을 미치는 상이한 도전율을 가진다. 최외곽층에서 시작하여, 신체 표면은 높은 저항을 나타내나 약 1 mm 두께에 불과한 피부로 덮혀 있다. 피부 아래에 지방층이 있으며, 이 또한 높은 저항을 가진다. 그러나, 이러한 층의 두께는 매우 가변적이며, 대상의 신체 위치 및 신체 유형에 따른다. 후방에서 전방으로 이동하면, 피부 및 지방층 아래에 이방성인 자세근(postural muscle)이 있다. 이는 길이 방향으로 낮은 저항을 가지나 다른 모든 방향으로 높은 저항을 가져, 피부와 평행한 방향으로 전류를 통전하려는 경향을 초래한다. 근육 아래, 골(bone)로서 높은 절연성을 가지는 늑골(ribs)이 있다. 따라서, 흉곽을 통한 전류는 골 사이에만 흐를 뿐이다. 일단 전류가 폐에 도달하면, 전류는 신체 조직의 최저 저항 중 하나를 가지는 혈액을 통하여 흐르는 것으로 가설이 제기된다. 폐의 통기(aeration)는 가슴의 압박은 폐의 크기 및 전류 경로를 변화시키며, 그 자체를 측정될 수 있는 저항 또는 임피던스 변화로서 나타낸다.

[0073] 조직의 이방성 특성으로 인하여, 가슴을 통한 방사상 전류는 예상되는 것보다 훨씬 적다. 전류 대부분은 가슴을 통과하기보다 그 주위에서 흐른다. 그 결과, 임피던스 변화가 흉곽 둘레 변화, 폐 크기 변화, 및 횡경막-간 매스(diaphragm-liver mass) 운동으로부터 초래된다. 하부 흉곽 수준에서의 측정은 횡경막 및 간의 운동에 기인하며, 상부 흉곽 수준에서 측정은 폐의 통기 및 팽창에 기인한다. 정상 상황 아래에서 그리고 CPR 도중에, 임피던스는 흉부압박과 연관된, 폐로부터의 공기의 방출 및 CPR 자체, 마우스-투-마우스, 마스크 인공호흡, 말단 기관절개용 튜브(end tracheal tube)의 주머니 인공호흡, 또는 기계적 인공호흡과 연관된 공기 유입을 포함하는 자연적 및 인공적 수단에 의한 폐의 인공호흡 모두를 반영한다. 임의의 상황 아래에서, 임피던스 신호의 분석은 흉곽내 부피를 반영한다. 이것은 분석될 수 있고, CPR 도중의 인공호흡 및 순환 모두를 반영하는 전체 흉곽 부피에 대한 정보를 전달하고, 추가적으로, 인공호흡을 분리하고 정량화하며 순환을 분리하고 정량화하기 위한 알고리즘이 개발되고 사용될 수 있다. 이것은 전체 신호를 분석함으로써 또는 폐 부피 및 레이트에 관련된 RVM(Respiratory Variation Monitoring)으로부터의 그리고 순환 생리(circulatory physiology)에 적절한 ICG(Impedance Cardiography)로부터의 데이터를 결합함으로써 수행될 수 있다. ICG만으로는 흉곽내 부피에 대한 심장 흉부압박의 효과 때문에 그리고 내인성 또는 외인성 카테콜아민 및 다른 약물 또는 정맥 수액(intravenous fluid)의 복용 때문에 CPR과 연관된 변화를 보고하기에 불충분하다. 일 실시예에서, 본 발명은 CPR 도중에 전체 임피던스 변화에 관련된 정보를 필터링 없이 전달하는데, 이것은 혈류역학(hemodynamic) 정보 및 조직 내의 혈액 또는 유체의 상태에 포커싱한다. 다른 실시예에서, 본 발명은 흉부압박 도중에 가슴으로부터의 공기의 방출에 관련된 임피던스에서의 변화에 관련된 정보만을 전달한다. 다른 실시예에서, 임피던스 신호 내의 혈류역학에 관련된, ICG와 유사하거나 동일한 정보는 RVM 측정에 가산되어 치료자에게 흉부압박의 적절성, 인공호흡의 적절성, 또는 일반적으로 CPR의 적절성에 대한 정보를 전달할 수 있다. CPR의 경우에, 임피던스 신호는 폐의 팽창 및 통기 및 흉강(chest cavity)의 압축 및 횡경막-간 매스의 운동으로부터의 변화의 합이다. 제세동의 타이밍이 내재적 심장 액션 또는 가슴 흉부압박에 기반한 심장의 충진의 상태에 상대적이라는 증거를 가지고, 일 실시예에서, 제세동은 가슴 흉부압박의 타이밍과 조율되어 결과를 최적화한다. 일 실시예에서, 제세동은 보이스 또는 다른 신호에 의하여 권고되거나, 또는 자동적 또는 구조자에 의하여 실시된 가슴 흉부압박 및 기계적 또는 주머니 인공호흡을 반영하는 임피던스 측정에 의하여 결정된 시각에 자동적으로 제공된다.

[0074] CPR

[0075] 놀랍게도, 임피던스 측정이 CPR 상황에서 폐 부피 및 심장 부피에 관련되는 전체 흉곽내 부피를 반영할 수 있다는 것이 발견되었다. CPR은 흉곽을 압박하고 심장으로부터 혈액을 뽑아내어 뇌 및 신체로 강제로 보냄으로써 수행된다. 삽관되지 않은 환자 내에서 각각의 흉부압박은 혈액을 심장으로부터 그리고 공기를 폐로부터 밀어낸다. 이러한 경우에, 측정된 임피던스는 감소한다. 이것이 정확히 언제 그리고 어떻게 혈액이 CPR 도중에 신체, 뇌 및 심장으로 펌핑되는지에 대한 것이다. 구강 대 구강 또는 비-삽관된 환자에서의 마스크 인공호흡에 의한 소생 호흡 동안에, 또는 삽관된 환자에서의 주머니 인공호흡(또는 기계적 인공호흡) 동안에, 공기는 폐 및 흉곽 내로 밀려 들어간다. 인공호흡 도중에 흉곽내 압력이 상승되고 폐가 확장되면, 임피던스가 증가한다. 인공호흡과 연관된 흉곽내 압력의 증가는 혈액을 심장으로부터 강제로 신체로 공급하기 위한 심장 압박과 상승효과를 일으킬 수도 경쟁적일 수도 있다. 임피던스의 변화를 모니터링하는 것은 심장 흉부압박의 효과를 최적화한다. 본 발명은 데이터를 수집 및 분석하고 피드백을 치료자에게 제공하여 흉부압박 및 인공호흡 모두를 고려

하는 임피던스에 기초하여 CPR의 실시를 최적화할 수 있다.

[0076] **타이밍**

[0077] 제세동의 타이밍이 내재적 심장 액션 또는 가슴 흉부압박에 기반한 심장의 충진의 상태에 상대적이라는 증거를 가지고, 일 실시예에서, 제세동은 가슴 흉부압박의 타이밍과 조율되어 결과를 최적화한다. 일 실시예에서, 제세동은 보이스 또는 다른 신호에 의하여 권고되거나, 또는 자동적 또는 구조자에 의하여 실시된 가슴 흉부압박 및 기계적 또는 주머니 인공호흡을 반영하는 임피던스 측정에 의하여 결정된 시각에 자동적으로 제공된다.

[0078] **전극 배치의 영향**

[0079] 소정의 부피 변화에 대하여, 누워있게 하면 호흡 중 최대 신호 진폭 및 최저 신호 대 잡음을 산출한다. 모든 CPR 환자들은 바람직하게는 누워있다.

[0080] 본 발명의 일 실시예는 흉곽 임피던스의 절대 측정을 제공한다; 본 발명의 다른 실시예는 흉곽 임피던스에서의 경향을 제공한다. 흉곽내 부피의 절대 측정 또는 경향 중 하나가 CPR 제공자에게 유용할 수 있다.

[0081] 동일한 전극 배치를 가짐에도, 상이한 크기의 개개인에 대한 보정 계수 및 신호 진폭은 가변성을 나타냈다. 소정의 부피 변화에 대한 임피던스 변화는 가슴이 얇은 사람에 있어서 최대이며 더 큰 크기를 가진 사람에 있어서 더 작다. 이러한 관찰되는 차이는 더 큰 대상에서 전극과 폐 간의 지방 조직 및 근육과 같은 저항성 조직의 더 큰 양으로 인한 것이며, 이는 더 큰 대상에 대한 소정의 부피 변화에 대하여 전체적으로 임피던스의 더 작은 퍼센트 변화를 산출한다. 반면, 아동에서, 임피던스 트레이스의 심장 성분은 일반적으로 성인에서보다 더 크다. 이는 아동보다 성인에서 심장 주위에 더 큰 지방 침적으로 인한 것이며, 이것이 심장이 임피던스 측정 내에 포함되지 않게 막는다.

[0082] 실험에서, 여섯 번째 늑골 수준에서 액와선(mid-axillary line)에 부착되는 전극은 호흡 도중 임피던스 변화를 측정하는 정확한 방법을 산출했다. 전극을 흉곽 상에 더 높게 배치함으로써 두 변수 사이의 최대 선형성이 얻어졌다. 임피던스 측정에서의 가변성은 혈압과 같은 기타 활력 징후(vital sign)의 측정에서 보여지는 것들과 비슷하다. 흉곽 임피던스 측정은 임상적 목적을 위하여 충분히 정확하다. 디지털 신호 처리는 실시간 임피던스 측정의 거의 즉각적인 필터링 및 평활화를 허용하며, 이는 아티팩트 및 잡음을 최소화한다. 흉곽 임피던스는 장기 환자 모니터링에서 사용된다. 전극이 비교적 이동하지 않고 유지되는 한, 임피던스 변화와 부피 변화의 관련성은 장기간 동안 안정하다. 이러한 정보는 환자가 CPR을 떼기 시작할 때 사용되어 인공호흡 및 순환의 적절성을 보장할 수 있다.

[0083] 일 실시예에서, 임피던스의 변화 또는 δI가 흉부압박 부피를 계산하기 위하여 사용될 수 있다. 임피던스 곡선에 대한 두 개의 큰 영향이 존재한다. 첫 번째는 심장으로 그리고 그로부터의 혈액의 흐름이고, 두 번째는 공기의 폐로 그리고 그로부터의 흐름이다. 이러한 두 개의 프로세스는 서로 용이하게 구분될 수 있는 신호를 생성한다. 혈류에 대응하는 신호는 결과적으로 모든 흉부압박의 끝에서 임피던스의 감소를 야기하는데, 이것은 낮은 임피던스 유체인 혈액이 회로로부터 제거되어 전류가 더 높은 임피던스 채널을 통하여 흐르도록 강제하기 때문이다. 폐를 통한 공기의 흐름은 결과적으로 흉부압박의 끝에서 임피던스의 감소를 야기하는데, 이것은 전기를 통전하지 않는 공기가 회로로부터 제거되기 때문이다.

[0084] 두 신호들은 각각의 프로세스가 임피던스 신호에 영향을 주는 레이트가 상이하기 때문에 서로로부터 용이하게 필터링될 수 있다. 대부분의 경우에서, 폐 밖으로 흐르는 공기에 대해서는 거의 저항이 없을 것인데, 반면에, 혈액을 펌핑하기 위하여 심실 내의 압력은 동맥에서의 압력을 초과해야 한다. 이것이 심장 내의 혈류에 의하여 생성된 신호에 명확한 지연을 야기하고 폐동맥 및 폐동맥판이 개방되고 혈액이 심실 밖으로 흘러나오는 명확한 임계를 야기할 것이다.

[0085] 동일한 전극이 제세동 및 임피던스 판독 모두를 위하여 사용될 수 있다. 그러나, 데이터의 충실도를 최대화하기 위하여, 4극성(tetrapolar) 전극 또는 5 개 내지 6 개의 전극 구성을 임피던스 기록을 위하여 사용하는 것이 바람직하다. 이러한 전극은 현존 제세동기 패드 내에 통합될 수 있다. 일 실시예에서, 6 개의 전극이 두 개의 패드 내에 제작되는데, 여기에서 각각의 패드 내의 하나의 전극이 제세동 쇼크를 전달하기 위하여 사용되며, 각각의 패드 내의 하나의 전극은 임피던스를 측정하기 위하여 전류를 전달하기 위하여 사용되고, 각각의 패드 내의 하나의 전극은 임피던스를 측정하기 위하여 전압을 기록하기 위하여 사용된다.

[0086] 다른 실시예에서, 두 개의 패드 각각은 두 개의 전극을 가진다. 각각의 패드 내의 하나의 전극은 임피던스 측정을 위하여 전류를 공급하기 위하여 사용되고, 각각의 패드 내의 하나의 전극은 전압을 기록하고 및 임피던스

를 측정하기 위하여 사용된다. 그러면, 각각의 패드 내의 하나 또는 두 개의 전극은 제세동 쇼크를 전달하기 위하여 사용된다. 5 개 전극 실시예에서, 하나의 전극은 신호를 생성하고 기록하는 것을 모두 수행한다. 다른 실시예에서, 두 개의 패드 각각은 단일 전극만을 가지는데, 이것이 임피던스 측정 전류를 전달하고 전압을 기록하며, 그리고 제세동 쇼크를 전달하기 위하여 사용된다.

[0087] 모든 실시예에서, 임피던스 측정 회로부는 바람직하게는 제세동 쇼크로부터 보호 회로부에 의하여 보호되는데, 이것은 제세동 쇼크가 전달되기 이전에 스위치오프되는 전자 스위치, 퓨즈, 회로 차단기, 및 보호 단락 회로를 생성하는 스위치를 포함하지만 이들로 제한되는 것은 아니다.

[0088] 실제로는, 심장으로부터의 부피를 드라이빙하여 신체, 뇌, 및 심장 자체에 공급하는 중요한 것은 흉부압박 심도가 아니라 오히려 흉곽내 부피의 변화이다. 본 발명의 일 실시예는 이격의 단일 선분을 따른 전류 측정보다 더 이로운 3 차원의 흉곽내 부피의 변화와 더욱 상관되는 특정한 구성을 제공한다. 현재까지, 디바이스는 이러한 1-차원의 흉골 이격만을 측정할 수 있었으며, 권고들도, 흉부압박에 대한 권고가 가슴의 전후방향의 직경(anteroposterior diameter)의 1/3 및 1/2 사이인 소아에 대한 경우를 제외하고는 기술상 환자의 체격과 연관된 차이점들을 해결하는 곤란함에 대해 규정하지 못했다. 본 디바이스의 일 실시예는 주어진 환자의 흉곽내 부피의 변화를 측정하고 가슴 흉부압박의 효과의 더 적합한 메트릭을 제공한다. 일 실시예에서, 본 디바이스는 구조자가 주어진 환자의 체격 및 흉곽내 해부학에 적합한 CPR을 제공하도록 돕기 위한 피드백을 위하여 흉곽내 부피에 기초한 측정을 제공한다.

[0089] 일 실시예에서, 흉곽내 부피를 측정하는 디바이스는, 또한 동시에 인공호흡률(ventilatory rate)에 대한 정보를 전달한다. 바람직한 실시예에서, 디바이스는 인공호흡률만이 아니라 인공호흡(일간) 부피도 역시 전달한다. 일간 부피는 적합한 환자 인공호흡을 제공하는 레이트에 대해 동일하게 중요하며, 사실상, 임계 값은 일분 내에 교환된 공기의 실제량인 분당 인공호흡(일호흡량 및 호흡률)이다. 불행하게도, 일호흡량 및 분당 인공호흡은, 부피 기초 파라미터를 측정 또는 추적하기 위한 방법의 부족으로 인하여 인공호흡기에 놓여있지 않은 환자에서는 일반적으로 무시된다. 일 실시예에서, 디바이스는 구조자에게 피드백을 제공하여 인공호흡된 호흡이 완전히 내쉬어져서 베이스라인 흉곽내 압력을 최소화하고 이에 따라 각각의 심장 흉부압박의 효과를 최대화하도록 보장한다.

[0090] 일 실시예에서, 흉부압박에 후속한 흉곽의 완전 팽창, 또는 "반동"이 평가될 수 있다. 일 실시예에서, 흉곽내 부피의 곡선의 형상은, 일 회의 반복에서, 흉부압박을 전달하는 속도(레이트가 아니라 흉부압박 모션 자체의 신속성, 및 "놓아두기(letting go)" 또는 반동 페이즈의 신속성 및 완결성)를 최대화하기 위하여 분석될 수 있고, 디바이스는 이러한 정보를 디스플레이한다. 바람직한 실시예에서, 디바이스는 이러한 정보를 분석하고 흉부압박을 최적화하기 위한 오디오 및/또는 가시적 자극을 제공한다. 이와 유사하게, 다른 실시예에서, 인공호흡기 호흡과 연관된 곡선의 형상이 보여질 수 있고 피드백이 여러 방법으로 제공될 수 있다. 인공호흡기 상에 배치되기 이전에, 최적 호흡이 신속하게 그리고 적합한 부피로써 전달되고 신속하게 이완되어야 한다. 일 실시예에서, 디바이스는 호흡 곡선을 분석하고 치료자에게 기법을 최적화하여 인공호흡 및 심장 개입 모두를 최적화하도록 디렉팅한다.

[0091] CPR을 모니터링하는 종래의 방법의 하나의 주된 단점은 압력 센서가 환자의 신체가 CPR 도중에 이동된다면 부정확한 결과를 산출할 것이라는 것이다. 예를 들어, 만일 환자가 소프트 베드 상에 있다면, 센서는 환자의 신체를 가속화하는 힘을 보고할 것이다. 이러한 힘은 가슴을 전혀 압박하지 않고, 오히려 단순히 환자를 이동시키는 것일 수도 있다. 이러한 디바이스는 번거로우며 CPR 설정에서 용이하게 구현되지 않는다. 이와 비교하여, 본 명세서에서 설명되는 방법은 환자의 신체의 모션에 의하여 영향받지 않는다. 종래 기술의 몇몇 디바이스가 CPR의 적절성을 결정하려고 시도하기 위하여 혈류의 측정을 사용하고, 다른 것들은 선형 가슴 벽 모션을 사용하는 반면에, 놀랍게도, 추가적 정보가 있건 없건 간에, 흉강 및 폐 내의 공기의 임피던스에 관련된 바와 같은 흉곽 임피던스의 변화의 측정이 CPR의 적절성의 훌륭한 메트릭을 제공한다는 것이 발견되었다.

[0092] 일 실시예에서, 전체 흉곽내 및 흉부압박 측정 시스템은 완전히 리드/임피던스 전극 패드 내에 통합된다. 이것은 낮은 비용의 경량이며 이상적으로 위치된 심장 흉부압박 및 인공호흡의 성능의 표시기의 고유한 장점을 제공한다. 이러한 통합에 의하여 장비의 전력, 전기적 격리 및 크기의 현재의 문제점들이 제거될 것이다. 응급 치료 설정의 고유한 적용 및 환경은 이러한 저 전력의 간단하고 스마트한 전극 패드 시스템에 대한 고유한 도전 및 기회를 제공한다. 이러한 고유하며 기대되지 않은 간단한 솔루션은 임상의, EMS 및 화재 전문가들에게 이상적인 솔루션을 제공할 것이다. 이러한 최적의 경량 디자인은 호흡 및 심장 진단 표시기 모두를 제공하며 또한 숙련된 그리고 초보인 긴급 치료 제공자 모두에게 호흡 및 심장 치료를 위한 적합한 진단 및 처리의 단계들을

통하여 유도할 것이다.

[0093] 도 1 을 참조하면, 예시적이며 바람직한 시스템은, 처리 유닛(CPU)(120) 및 판독 전용 메모리(ROM)(140) 및 랜덤 액세스 메모리(RAM)(150)와 같은 시스템 메모리를 포함하는 다양한 시스템 컴포넌트를 처리 유닛(120)에 커플링하는 시스템 버스(110)를 포함하는 적어도 하나의 범용 컴퓨팅 디바이스(100)를 포함한다. 다른 시스템 메모리(130)도 역시 사용가능할 수도 있다. 바람직하게는, 본 발명은 두 개 이상의 CPU(120)를 가지는 컴퓨팅 디바이스에서 또는 함께 네트워킹되어 더 큰 처리 능력을 제공하는 컴퓨팅 디바이스의 그룹 또는 클러스터에서 동작한다. 시스템 버스(110)는 메모리 버스 또는 메모리 제어기, 주변 버스, 및 다양한 버스 아키텍처 중 임의의 것을 사용하는 로컬 버스를 포함하는, 여러 타입의 버스 구조 중 임의의 것일 수도 있다. 바람직하게는, ROM(140) 또는 기타 등등에 저장된 BIOS(basic input/output)는 정보를 컴퓨팅 디바이스(100) 내의 엘리먼트들 사이에서, 예컨대 시동 도중에 전달하도록 돕는 기본적인 루틴을 제공한다. 바람직하게는, 컴퓨팅 디바이스(100)는 추가로 하드 디스크 드라이브(160), 자기디스크 드라이브, 광디스크 드라이브, 테이프 드라이브 등과 같은 저장 디바이스를 포함한다. 스토리지 디바이스(160)는 드라이브 인터페이스에 의하여 시스템 버스(110)에 접속된다. 드라이브 및 연관된 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 판독가능 명령, 데이터 구조체, 프로그램 모듈 및 컴퓨팅 디바이스(100)에 대한 다른 데이터의 비휘발성 스토리지를 제공한다. 기본적 구성 성분은 당업자에게 공지되어 있으며, 디바이스가 작은지 여부, 소형 컴퓨팅 디바이스, 데스크탑 컴퓨터, 랩탑 컴퓨터, 컴퓨터 서버, 무선 디바이스, 웹-가능 디바이스, 또는 무선 전화기 등인지 여부와 같은 디바이스 유형에 따라 적절한 변형이 고려된다.

[0094] 일부 실시예에서, 시스템은 바람직하게 단일 CPU에 의하여 제어되지만, 다른 실시예에서, 하나 이상의 시스템 구성 성분이 하나 이상의 마이크로프로세서(MP) 또는 다른 컴퓨팅 디바이스에 의하여 조절된다. 부가적으로, CPU와 MP의 조합이 사용될 수 있다. 바람직하게, MP가 마이크로컨트롤러 내에 임베딩되지만, 기타 명령을 처리할 수 있는 디바이스들 또한 사용가능하다.

[0095] 비록 본 명세서에서 설명되는 예시적인 환경이 하드 디스크를 채용하지만, 컴퓨터에 의하여 액세스가능한 데이터를 저장할 수 있는 컴퓨터 판독가능 매체의 다른 타입, 예컨대 자기적 카세트, 플래시 메모리 카드, 디지털 다기능 디스크, 카트리지, 랜덤 액세스 메모리(RAMs), 판독 전용 메모리(ROM), 비트 스트림 및 기타 등등을 포함하는 케이블 또는 무선 신호가 예시적인 동작 환경에서 역시 사용될 수도 있다는 것을 당업자들은 이해할 것이다.

[0096] 사용자와 컴퓨팅 디바이스(100)와의 상호작용을 가능케 하기 위하여, 입력 디바이스(190)는 스피치용 마이크, 제스처 또는 그래픽 입력에 대한 접촉 감지 스크린, 전기 신호 센서, 키보드, 마우스, 모션 입력, 스피치 등과 같은, 임의의 개수의 입력 메커니즘을 나타낸다. 디바이스 출력(170)은 당업자들에게 공지된 다수 개의 출력 메커니즘, 예를 들어, 프린터, 모니터, 조명, 프로젝터, 스피커, 및 플로터 중 하나 이상일 수 있다. 몇 가지 실시예들에서, 출력은 네트워크 인터페이스를 통하여 일어날 수 있으며, 예를 들어 웹사이트로의 업로딩, 다른 전자 파일에 첨부되거나 그 안에 포함된 것을 이메일로 보내는 것, 및 SMS 또는 MMS 메시지를 전송하는 것일 수 있다. 몇 가지 실례들에서, 멀티모드의(multimodal) 시스템은 사용자가 컴퓨팅 디바이스(100)와 통신하기 위한 여러 타입의 입력을 제공한다. 통신 인터페이스(180)는 일반적으로 사용자 입력 및 시스템 출력을 관장하고 관리한다. 임의의 특정 하드웨어 배치구성물에서 동작하는 본 발명에 대한 제한 사항은 없으며, 그러므로 여기의 기본적인 피쳐는 이들이 개발됨에 따라 개선된 하드웨어 또는 펌웨어 배치구성물과 용이하게 대체될 수도 있다.

[0097] 설명의 명확화를 위하여, 예시적인 시스템 실시예는("프로세서"라고 명명된 기능성 블록을 포함하는) 개개의 기능성 블록을 포함하고 있는 것으로 제시된다. 이러한 블록이 나타내는 기능은 소프트웨어를 실행할 수 있는 하드웨어를 포함하지만 이에 한정되는 것은 아닌, 공유 또는 전용 하드웨어를 사용함으로써 제공될 수도 있다. 예를 들어, 도 1 에서 제공된 하나 이상의 프로세서의 기능은 단일 공유 프로세서 또는 다중 프로세서에 의하여 제공될 수도 있다. ("프로세서"라는 용어를 사용하는 것은 소프트웨어를 실행할 수 있는 하드웨어를 배타적으로 지칭하는 것으로 이해되어서는 안 된다.) 예시적인 실시예는 마이크로프로세서 및/또는 디지털 신호 프로세서(DSP) 하드웨어, 아래에서 논의되는 동작을 수행하는 소프트웨어를 저장하기 위한 판독-전용 메모리(ROM), 및 결과를 저장하기 위한 랜덤 액세스 메모리(RAM)를 포함할 수도 있다. 초고밀도 집적 회로(VLSI) 하드웨어 실시예, 및 범용 DSP 회로와 조합된 맞춤형 VLSI 회로부도 역시 제공될 수도 있다.

[0098] 본 발명의 범위 내에 속하는 실시예는 또한 그것에 저장된 컴퓨터-실행가능 명령 또는 데이터 구조체를 운반하거나 가지는 컴퓨터-판독가능 미디어를 포함할 수도 있다. 이러한 컴퓨터-판독가능 매체는 범용 또는 특수 목적 컴퓨터에 의하여 액세스될 수 있는 임의의 이용가능한 매체들일 수 있다. 비한정적인 예로서, 이러한 컴퓨

터-판독가능 저장 매체는 RAM, ROM, EEPROM, CD-ROM 또는 기타의 광 디스크 저장소, 자기 디스크 저장소, 또는 다른 자기 저장 디바이스, 플래시 메모리, 또는 원하는 프로그램 코드를 컴퓨터-실행가능 명령어 또는 데이터 구조체의 형태로 운반하거나 저장하기 위하여 사용될 수 있는 임의의 다른 매체를 포함할 수 있는데, 이에 한정되는 것은 아니다. 정보가 네트워크 또는 다른 통신 접속(하드와이어드, 무선, 또는 이들의 조합 중 하나일 수 있음)을 통하여 컴퓨터로 전달 또는 제공되는 경우, 이 컴퓨터는 이러한 접속을 컴퓨터-판독가능 매체라고 적합하게 간주한다. 그러므로, 임의의 이러한 접속이 컴퓨터-판독가능 매체라고 적절하게 명명된다. 상기한 것들의 조합도 역시 컴퓨터-판독가능 매체의 범위 내에 포함되어야 한다.

[0099] 컴퓨터-실행가능 명령은, 예를 들어, 범용 컴퓨터, 특수 목적 컴퓨터, 또는 특수 목적 처리 디바이스가 어떤 기능 또는 기능들의 그룹을 수행하도록 하는 명령 및 데이터를 포함한다. 컴퓨터-실행가능 명령은 또한 독립형으로 또는 네트워크 환경에서 컴퓨터에 의하여 실행되는 프로그램 모듈을 포함한다. 일반적으로, 프로그램 모듈은 특정 태스크를 수행하거나 특정 추상적 데이터 타입을 구현하는 루틴, 프로그램, 오브젝트, 컴포넌트, 및 데이터 구조체, 등을 포함한다. 컴퓨터-실행가능 명령, 연관된 데이터 구조체, 및 프로그램 모듈은 본 명세서에서 설명된 방법의 단계를 실행하는 프로그램 코드 수단의 예를 나타낸다. 이러한 실행가능한 명령의 특정 시퀀스 또는 연관된 데이터 구조체는 이러한 단계에서 설명된 기능을 구현하기 위한 대응하는 동작의 예를 나타낸다.

[0100] 당업자들은 본 발명의 다른 실시예가, 개인용 컴퓨터, 핸드-헬드 디바이스, 멀티-프로세서 시스템, 마이크로프로세서-기초 또는 프로그래밍가능한 소비자 전자제품, 네트워크 PC, 미니컴퓨터, 메인프레임 컴퓨터, 및 기타 등등을 포함하는 컴퓨터 시스템 구성의 많은 타입을 가지는 네트워크 컴퓨팅 환경에서 실시될 수도 있다는 것을 이해할 것이다. 네트워크는 인터넷, 하나 이상의 근거리 네트워크("LAN"), 하나 이상의 대도시 네트워크("MAN(Metropolitan Area Network)"), 하나 이상의 광역 네트워크("WAN(Wide Area Network)"), 하나 이상의 인트라넷, 등을 포함할 수도 있다. 실시예는 또한 태스크가(하드와이어드 링크, 무선 링크에 의하여, 또는 이들의 조합에 의하여) 통신 네트워크를 통하여 링크되는 로컬 및 원격 처리 디바이스에 의하여 수행되는 분산 컴퓨팅 환경에서 실시될 수도 있다. 분산 컴퓨팅 환경에서, 프로그램 모듈은 로컬 및 원격 메모리 스토리지 디바이스 모두에 위치될 수도 있다.

[0101] 본 발명은 바람직하게는 흉곽내 부피를 통합된 전자장치로써 측정하고 측정된 임피던스 값을 부피로 변환하는 임피던스 시스템, 임피던스 측정 디바이스 및 컴퓨터를 포함한다. 임피던스 측정 디바이스는 회로부, 적어도 하나의 컴퓨팅 디바이스, 바람직하게는 마이크로프로세서, 및 바람직하게는 4 개의 리드를 포함하는데, 여기에서 두 개의 리드는 전류를 대상자의 신체로 주입하기 위하여 사용되고 적어도 두 개는 상기 환자의 신체의 전압 응답을 판독하기 위하여 사용된다. 일 실시예에서, 전극은 본 명세서에서 설명된 바와 같이 제세동기 패드에 통합된다. 일 실시예에서, 전극은 표준 EKG 또는 ICG 판독을 역시 전달하는 시스템의 일부일 수도 있다. 일 실시예에서 전극은 EKG 입력을 제공하는 것들과 동일할 수도 있다. 일 실시예에서, 전극은 수평으로 여섯 번째 늑골 수준에서 액와선에 부착된다. 그러나, 전극들은 흉곽 상에 더 높거나 더 낮게 배치될 수 있다. 일 실시예에서, 다중 전극이 사용되는데, 몇 개는 제세동기 패드 내에 통합되고 다른 것들은 EKG 신호 리드 내에 통합된다. 또한, 전극들은 환자, 상황, 및 기타 생리학적 관심사에 따라(예를 들어, 환자가 심박조율기 또는 기타 인공 디바이스를 가지는지) 다른 위치 및 구조로 배치될 수도 있다(예를 들어, 흉곽을 따라 수직으로, 흉곽을 가로지르는 각도로, 또는 환자 정면 위치로부터 환자의 등 위치로).

[0102] 임피던스 측정 디바이스는 바람직하게는 제세동기 디바이스 또는 다른 CPR 지원 디바이스에 커플링되는 컴퓨팅 디바이스에 접속된다. 디지털 인터페이스가 데이터를 전송 시에 손상되는 것으로부터 방지하기 위하여 사용된다. 일 실시예에서, 인터페이스는 제세동 쇼크로부터의 보호를 시스템에 제공한다.

[0103] 바람직한 실시예에서, 과도전압억제 다이오드(Transient Voltage Suppression diodes)가 고임피던스 저항과 함께, 디바이스를 단락시킴으로써 그리고 디바이스를 통해 전류를 흘리는 것을 제한하여 제세동기의 전류 분산과의 간섭을 회피하도록 함으로써, 디바이스를 제세동기로부터의 고전압 펄스를 포함하는 ESD 펄스로부터 동시에 보호하기 위하여 사용된다. 디바이스 데이터는 바람직하게는 ESD 이벤트 또는 제세동기 방전에 의하여 오류가 생기지 않으며, 디바이스 기능성은 바람직하게는 절대로 방해받지 않는다. 다른 실시예에서, 임피던스 측정 디바이스는 다음: 고임피던스 저항, 퓨즈, 회로 차단기, 트랜지스터, MOSFET, 또는 스위치 중 적어도 일부를 포함하는 회로부의 다른 타입에 의하여 보호된다.

[0104] 바람직한 실시예에서, 디바이스는 자동적으로 디바이스를 교정하는 회로부 및 소프트웨어를 포함한다. 일 실시예에서, 교정은 생체전위(bioelectrical) 스펙트럴 임피던스 분석을 통해서 획득된 데이터에 의하여

보조되는데, 이 프로세스는 다양한 주파수들에서 조직 임피던스를 측정한다. 이러한 실시예에서, 생체전위 임피던스 분석으로부터의 데이터는 다음: 수화 레벨, 베이스라인 임피던스, 및 신체 조성을 포함하지만 이들로 제한되는 것은 아닌 대상자의 특징을 계산하기 위하여 사용될 수도 있다. 낮은 수준의 수화는 신체의 전기 임피던스가 더 크게 되도록 한다. 높은 수준의 체지방 또한 신체의 평균 전기 임피던스 증가를 초래하지만, 전기가 최소 저항 경로를 통과하므로 전체 임피던스 감소를 초래할 것이다. 근육은 지방보다 훨씬 더 혈관성이며, 더 많은 도전성 전해질을 함유하므로, 근육질 환자의 신체는 근육질이 아닌 유사한 크기의 사람보다 훨씬 더 낮은 전기 임피던스를 가질 것이다. 이러한 입력 값에 근거한 보정 인자의 교정을 수행하면 순환을 더욱 정확하게 한다.

[0105] 일 실시예에서, 본 발명의 디바이스의 교정은 신체 조직의 대사 요구량에 기초한다. 예측은 바람직하게는 환자의 측정 체중, 추정 체중, 또는 이상적 체중을 체중의 단위에 의하여 요구되는 공기의 부피 또는 분당 공기의 부피로 승산하는 것을 수반한다. 이상 체중은 환자 신장, 인종, 및/또는 연령에 의하여 결정되며, Devine, Robinson, Hamwi 및 Miller 식 중 하나 이상에 의하여 추가로 결정될 수도 있다.

[0106] 다른 실시예에서, 디바이스는 바람직하게는 환자를 시뮬레이션하고 자동화된 시스템 테스팅 및 실증화(demonstrations)를 허용하는 통합된 모듈을 포함한다. 자동화된 시스템 테스트는 디바이스의 성능을 개선시키고 사용 전에 이것이 정확하게 동작한다는 것을 보장한다.

[0107] 바람직한 실시예에서, 디바이스는 아날로그 디바이더를 사용하여 주입된 전류의 다소의 편차들을 보상하고 획득된 데이터의 정확도를 증가시다. 바람직한 실시예에서 아날로그 디바이더는 복조기 이후에 그리고 정류기 이전에 배치될 것이다. 다른 실시예들에서 아날로그 디바이더는 회로 내의 다른 위치로서, 정밀 정류기 이후에 또는 복조기 이전을 포함하지만 이들로 제한되는 것은 아닌 위치에 배치될 수도 있다.

[0108] 바람직한 실시예에서, 디바이스는 회로내의 상이한 증폭기 상에 적합한 이득을 유지함으로써 신호가 범위 밖으로 벗어나는 것을 방지하고 높은 S/N 비율을 유지하기 위한, 마이크로프로세서에 의하여 구동되는 적응적 전자기를 이용한다. 마이크로프로세서는 하드웨어 증폭기의 각각에서의 각각을 추적하고 자신의 계산 도중에 적절하게 보상함으로써 이것이 언제나 적합한 값을 출력하게 한다.

[0109] 도 2 는 본 발명의 시스템(200)의 일 실시예의 개략도이다. 전기 신호는 신호원(205)으로부터 유래한다. 바람직하게, 조절가능한 함수 발생기(210)(예를 들어, XR2006 칩)가 전기 신호를 발생시키기 위하여 사용된다. 함수 발생기(210)는 바람직하게 마이크로프로세서(MP)(275)를 통하여 또는 수동적으로 조절가능하다. 일부 실시예에서, 함수 발생기는 신호를 개선시키기 위하여 튜닝될 수 있다. 튜닝은 한 번 또는 여러 번 일어날 수 있다. 바이오-임피던스 분광기를 사용하여 상이한 주파수에서 수화 수준(levels of hydration)을 감지할 수 있으며, 이를 이용하여 함수 발생기(210)를 교정할 수 있다. 유사하게, 신체 지방 퍼센티지가 계산될 수 있다.

[0110] 신호원(205)은 또한 전류 발생기(215)(예를 들어, Howland 회로)를 포함한다. 전류 발생기(215)는 바람직하게 패드 접촉 변화에도 불구하고(접촉이 완전히 파괴되지 않으면) 소스 전류를 일정하게 유지시킨다. 바람직한 실시예에서, 전류 발생기(215)를 튜닝하여 성능을 개선시킬 수 있으며, 이는 MP(275)에 의하여 수동적으로 또는 자동적으로 수행될 수 있다. 바람직한 실시예에서, 패드 접촉 품질이 모니터링되고, 패드 접촉이 파괴되거나 너무 저조하면 경고가 발생되어 전자 디바이스 품질을 보상한다. 신호원(205)은 또한 임피던스를 계산하기 위한 전류 모니터(220)를 포함할 수도 있다.

[0111] 바람직한 실시예에서, 신호원(205)은 또한 환자 시뮬레이터(225)를 포함한다. 환자 시뮬레이터(225)는 실제 환자와 유사한 파라미터로 임피던스 변화를 시뮬레이션할 수 있다. 환자 시뮬레이터(225)는 회로의 교정뿐만 아니라 시험 시스템(200)에 사용될 수 있다.

[0112] 신호원(205)으로부터의 신호는 환자(230)를 거쳐 지나가고, 센서(235)에 의하여 수신된다. 바람직하게, 센서(230)는 입력 임피던스 증폭기(240)를 포함한다. 임피던스 증폭기(240)는 저조하거나 가변적인 패드 접촉의 측정에 대한 영향을 억제한다. 임피던스 증폭기(240)의 이득이 바람직하게 MP(275)에 의하여 제어되어 다른 모듈에 강화된 신호를 제공한다. 센서(230)는 바람직하게 파워 그리드로부터 간섭을 제거하기 위한 신호 필터(245)를 포함한다. 신호 필터(245)는 표준 하이 패스 필터, 복조기, 또는 다른 신호 필터일 수도 있다. 동기 복조기는 종종 바이오-임피던스 변화를 감지하고 신호 내 운동 아티팩트를 제거하기 위하여 사용된다.

[0113] 바람직한 실시예에서, 신호는 두 경로로 나누어진다. 바람직하게는, 제1 경로는 전류 발생기 신호를 캐리어로서 사용하여 측정된 신호를 복조한다. 바람직하게는, 제2 경로는 복조 전에 90도 위상 회전 회로를 이용한다. 두 복조 신호 모두 전압-투-RMS 변환기를 이용하여 RMS 값으로 변환될 수 있다. 별개로 측정된 이후, 신호들을

합산되고, 이제 제곱근이 계산된다. 이는 대상 내의 임의의 위상 천이에 대한 보상 및 저항 및 리액턴스의 별도 측정을 허용하며, 이것은 운동 아티팩트 보상 및 수화 수준, 지방 백분율, 및 보정 계수 계산에 대한 값진 정보를 제공한다.

[0114] 부가적으로, 센서(230)는 측정된 전압 신호를 전류 모니터링 회로로부터의 신호로 나누어 임피던스를 계산하는 아날로그 제산기(250)를 포함할 수도 있다. 바람직하게는 센서(230)는 캐리어 주파수를 제거하기 위한 저역 통과 필터를 가지는 정밀 정류기 또는 평균 평방근-투-직류((RMS-to-DC) 칩(255)을 더 포함한다. 센서(230)의 출력은 바람직하게는 환자의 임피던스에 비례하는 DC 신호이다. 센서(230)는 또한 호흡에 대응하지 않는 신호 부분을 필터링함으로써 호흡 레이트만을 선택하기 위한 대역 통과 필터(260)를 포함할 수도 있다. 대역 통과 필터(260)는 MP(275)에 의하여 수동으로 또는 자동으로 교정될 수도 있다. 바람직하게, 센서(230)는 다중 프루브 쌍을 수용하기 위하여 MP(275)에 의하여 제어되는 멀티플렉서(265)를 포함한다. 바람직하게, 2 개의 프로브 쌍이 있는데, 그러나 더 많거나 적은 프로브 쌍이 고려된다. 센서(230)는 출력 증폭기(270)를 더 포함할 수도 있다. 출력 증폭기(270)는 바람직하게 MP(275)에 의하여 제어되고, 고정밀 디지털화를 위하여 아날로그-디지털 변환기(ADC)(280)에 신호를 제공한다. 오버샘플링이 상이한 소스(예를 들어, 열, 전자, 생물학적 또는 EM 간섭)로부터 유래될 수도 있는 측정 노이즈를 감소시키기 위하여 사용된다. MP(275)는 ADC가 가능한 높은 카덴스(cadence)를 가지는 측정치를 취하도록 명령한 다음, 샘플링 주파수에 상응하는 시간 간격 동안에 획득된 데이터를 평균화한다. 샘플링 주파수는 임피던스 측정 디바이스에 의하여 컴퓨터에 제시될 때의 임피던스 샘플링의 주파수이다. 주파수는 바람직하게 호흡의 매순간 특징을 모니터링하기에 충분히 높게 설정된다.

[0115] 조절가능한 이득 및 오버샘플링의 사용은 바람직하게 시스템이 매우 고효율적인 정밀도로 임피던스를 측정하는 것을 허용한다(전류 구현예에 대해서는 28-비트 또는 4 ppb로 추정됨).

[0116] 신호원(205) 및 센서(230)는 모두 MP(275)에 의하여 제어된다. MP(275)는 바람직하게 신호 처리를 모니터링하는 적어도 하나의 ADC(280), 및 디지털 전위차계, 멀티플렉서, 연산증폭기, 신호 발생기, 및 기타 디바이스를 조절하기 위한 적어도 하나의 디지털 출력(285)을 포함한다. 바람직하게는, MP(275)는 인터페이스 디바이스(예를 들어, 태블릿 PC, 랩탑, 넷북, 셀 폰 또는 다른 휴대용 컴퓨팅 디바이스)와 유선(예를 들어 USB, 시리얼) 또는 무선(예를 들어 블루투스 또는 무선 인터넷) 접속을 사용하여 통신한다. 바람직하게는, 인터페이스 디바이스는 피드백을 CPR 기술자에게 디스플레이할 것이다. 바람직하게는, 인터페이스는 다음 메트릭: 일호흡량, 호흡률, 분당 부피, 흉부압박 심도, 및 흉부압박률 중 하나 이상을 디스플레이할 것이다.

[0117] 도 3 은 CPR 세션 도중에 사용되는 본 발명의 일 실시예를 도시한다. 리드(310)는 흉곽 임피던스를 측정하기 위하여 환자의 가슴에 배치된다. 디바이스(320)는 환자 곁에 있다. 디바이스는 흉곽 임피던스를 해석하고 오디오, 시각적 및/또는 텍스트 포맷으로 피드백을 CPR 작동자에게 제공한다.

[0118] 도 4 는 본 발명의 일 실시예를 통한 전류 및 데이터 신호의 흐름을 도시한다. 디바이스 내의 신호 발생기(405)는 전류를 리드(410)를 통하여 환자의 가슴을 통과하게 주입한다. 리드 내의 임피던스 센서(415)가 흉곽 임피던스를 측정하고 호흡 신호는 증폭된다(420). 그러면 디바이스는 아날로그 흉곽내 임피던스 신호를 교정 및 처리(430)를 위하여 사용될 디지털 신호(425)로 변환한다. 그러면 환자의 흉곽내 부피가 계산되고(435), 및 자신의 폐(445) 및 심장 컴포넌트(440)로 분리된다. 그러면 디바이스는 소생술이 적당한지 그리고 어떤 피드백이 소생술의 품질을 개선할 수 있는지 여부를 결정한다. 적합한 오디오 및/또는 시각적 피드백이 사용자 인터페이스(455)를 통하여 부여된다.

[0119] 도 5 는 본 발명의 사용자 인터페이스의 가능한 실시예를 도시한다. 디바이스는 대상자의 흉곽 임피던스를 측정하는 리드(550)로 접속된다. 디바이스는 CPR의 품질을 모니터링하고 피드백을 작동자에게 제공한다. 디바이스는 오디오 피드백을 스피커(510)를 통하여 제공하여 작동자에게 가슴 흉부압박의 속도 또는 심도를 변경하도록 말할 수 있다. 디바이스는 또한 LED 표시기를 사용하여 어떠한 조절이 이루어져야 하는지를 작동자에게 보여줄 수 있다. 흉부압박 속도 표시기(520)는 흉부압박의 타이밍에서의 조절이 필요하다면 작동자에게 경고한다. 흉부압박 심도 표시기(530)는 흉부압박 심도에서의 조절이 필요하다면 작동자에게 경고한다. 모든 LED 표시기는 CPR 성능이 이상적인 케이스로부터 어긋난 정도를 "양호함" LED로부터 더 멀리 발광함으로써 보여줄 수 있다.

[0120] 도 6 은 인공호흡 부피를 계산하기 위하여 어떻게 흉곽 임피던스가 사용되는지를 보여준다. 환자가 들이쉴 때, 횡경막은 수축하고(650) 및 가슴이 확장한다(610). 더 많은 공기가 폐 내에 있을수록, 흉곽 양단의 임피던스가 증가한다. 반대로, 환자가 내쉴 때, 횡경막은 이완하고(660) 및 가슴이 수축한다(620). 가슴 내에는 더 적은 공기가 존재하며 흉곽 양단의 임피던스가 감소한다.

[0121] 흉부압박의 적절성을 결정하는 것은 흉골의 이격보다 흉곽내 부피의 변화에 더욱 관련된다. 단순한 흉골 이격은 흉부압박의 적절성의 양호한 결정인자가 아닌데, 이는 이것이 전체 환자의 이동을 고려하지 않기 때문이다. 예를 들어, 가속도계는 환자가 소프트 베드 상에 있으며 전체 환자가 2 인치 이동한다면 큰 이격을 판독할 수 있다. 이러한 경우에, 시스템은 이러한 이격이 정당한 것으로 등록할 것이며, 시스템이 제공했던 명령은 부적절한 CPR이 수행되는 중이었다는 상황에 이르를 것이다. 흉골 이격은 또한 환자 체격, 체중, 또는 신체 체질에서의 차이를 고려하지 않는다. 날씬한 20 세의 5 피트 100 파운드 여성에서의 2 인치 이격은 50 세의 6 피트 300 파운드 남성에서의 그것과는 매우 상이한 효과를 가진다.

[0122] 긴급 상황에서는, 첫 번째 응답자는 자동화된 외부 제세동기만 필요한 것이 아니라, 심폐 소생술(CPR) 도중에 "쇼크"가 필요한지 여부를 결정하도록 지원할 수 있는 디바이스도 필요하다. 본 명세서에서 설명된 발명은 가슴 흉부압박의 적절성을 보장하기 위한, 우수하며 임상적으로 더 유용하고 사용하기 더 용이한 방법을 제공할 수 있다. 신규한 솔루션은 흉곽내 부피(폐 부피)의 변화에서의 변화를 보고하는데, 이것은 CPR의 적절성을 더 정확하게 반영한다. 본 발명은 바람직하게는 흉부압박 및 인공호흡에 대한 거의 실시간의 객관적인 측정 및 집합적 피드백을 제공하여, 숙련되거나 미숙한 구조자에 의한 확립된 가이드라인에 따른 CPR 수행을 독려할 것이다. 일 실시예에서, 본 발명으로부터의 정보는 치료자에게 "쇼크"를 주는 것, 흉부압박의 심도를 증가 또는 감소시키는 것, 흉부압박률을 증가 또는 감소시키는 것, 인공호흡률을 증가 또는 감소시키는 것, 인공호흡의 부피를 증가 또는 감소시키는 것과 같은 액션을 디렉팅하는 알고리즘에 대한 입력을 제공할 것이다.

[0123] 일 실시예에서, 측정은 주어진 환자의 파라미터에 대하여 예측된 흉곽내 부피와 관련된다. 다른 실시예에서 측정은 전극의 배치에 의하여 환자 체격에 대하여 정정된다. 바람직한 실시예에서, 흉곽내 부피는 임피던스 측정으로부터 계산된다. 다른 실시예에서, 흉골 이격은 임피던스 데이터로부터 계산된다. 다른 실시예에서, 흉곽내 부피는 가속도계의 세트(계산 흉곽내 부피 및 부피 변화를 계산하기 위하여 실제로 사용되며 간단한 흉골 이격을 측정하기 위하여 사용되는 것들과는 다름)로부터 계산된다. 다른 실시예에서, 흉곽내 부피는 현존 가속도계 기술에 의한 흉곽내 부피 또는 가속도계로부터의 다른 이격의 조합으로부터 계산된다.

[0124] 일 실시예에서, 흉곽내 부피 및 흉곽내 부피의 변화의 임피던스 또는 가속도계 기초 측정은 흉부압박률의 변화를 역시 제공한다. 일 실시예에서, 흉곽내 부피 및 흉곽내 부피의 변화의 임피던스 또는 가속도계 기초 측정은 디바이스가 구조자에게 명령하거나 코멘트하여 CPR을 개선하거나 이것의 적절성을 확인하게 하는 알고리즘으로의 입력을 제공한다. 커맨드는, 예를 들어 더 세게 압박함, 더 약하게 압박함, 흉부압박 심도를 바꿈, 더 빨리 압박함, 더 느리게 압박함, 흉부압박의 양호한 속도임, 인공호흡 부피를 바꿈, 인공호흡이 전달되는 속도를 바꿈(더 짧은 호흡을 제공함, 더 긴 호흡을 제공함), 더 빨리 인공호흡함, 더 느리게 인공호흡함, 및 인공호흡의 양호한 속도임을 포함한다. 다른 실시예에서, 본 발명은 오디오 신호, 시각적 신호 또는 텍스트 신호를 제공한다. 일 실시예에서, 본 발명은 각각의 흉부압박을 개시할 단서를 제공한다. 일 실시예에서, 본 발명은 각각의 인공호흡을 개시할 단서를 제공한다.

[0125] 일 실시예에서, 흉곽내 부피 및 흉곽내 부피의 변화의 임피던스 또는 가속도계 기초 측정은, 이제 개루프 또는 폐루프 시스템인 자동 CPR 흉부압박 디바이스를 제어하는 알고리즘으로의 입력을 제공한다. 일 실시예에서, 흉곽내 부피 및 흉곽내 부피의 변화의 임피던스 또는 가속도계 기초 측정은, 이제 개루프 또는 폐루프 시스템인 자동 인공호흡 디바이스를 제어하는 알고리즘으로의 입력을 제공한다. 일 실시예에서, 흉곽내 부피 및 흉곽내 부피의 변화의 임피던스 또는 가속도계 기초 측정은, 이제 개루프 또는 폐루프 시스템인 자동 결합된 CPR 흉부압박 및 인공호흡 디바이스를 제어하는 알고리즘으로의 입력을 제공한다.

[0126] 일 실시예에서, 본 발명은 인공호흡의 적절성을 보고하고, 핸드백 형태의 장치가 된 환자(hand-bagged patient) 또는 이동식 인공호흡기로의 폐루프 시스템에 대한 개선을 위한 지시를 제공한다. 일 실시예에서, 본 발명은 인공호흡 및 흉부압박 모두의 적절성을 보고하고, 개선을 위한 지시를 제공하며, 또는 폐루프 제어를 위하여 다른 장비와 통합한다.

[0127] 시장에 나와 있는 하나의 제품인 Philips 사의 Q-CPR meter는 객관적인 측정 및 실시간 정정 피드백을 CPR의 흉부압박 및 인공호흡 컴포넌트 모두에 대하여 제공하기 위한 실시간 CPR 측정 및 피드백 툴을 제공한다. Q-CPR 디바이스는 흉부압박 심도 및 레이트 및 인공호흡률에 대한 정보를 제공하여 치료자에게 AHA/ILCOR 가이드라인에 따라서 성인에게 CPR을 수행하도록 독려하는데, 하지만 흉곽내 또는 폐 부피에 대한 정보를 제공하지는 않는다. 본 발명의 일 실시예는 호흡량을 측정하는 성능을 다른 기술에 의해 제공된 호흡률 측정에 추가한다. 본 발명의 일 실시예는 소생술의 적절성을 위하여, 흉부압박 심도 대신에 또는 이에 추가하여 흉곽내 부피의 측정의 증가된 활용성을 추가한다. 본 발명의 일 실시예는 심장 임피던스 데이터로부터 유도된 심장 혈류/출력에

대한 정보를 정보의 세트에 추가한다.

[0128] 시장에서의 다른 제품인 Phillips HeartStart MRx는 흉곽 임피던스의 변화를 검출함으로써 제세동 패드를 통한 인공호흡을 측정한다. 인공호흡률은 분당 인공호흡수(vpm)로서 제공된다. Phillips 시스템은 흉곽내 부피를 측정하는 성능을 가지지 않는데, 이는 이것이 흉부압박과 연관된 인공호흡량 또는 흉곽내 부피 변화에 관련되기 때문이다. 흉곽내 부피에 대한 특정한 정보가 흉부압박 및 인공호흡을 CPR 도중에 더 양호하게 디렉팅하기 위하여 이용될 수 있도록, 임피던스 신호가 수집되고 처리된다는 것이 본 발명의 신규한 점이다.

[0129] 일 실시예에서, 임피던스 전극(바람직하게는 4 개)은 이동식 모니터/제세동기의 제세동기 패드 내에 포함된다. 다른 실시예에서, 임피던스 전극(바람직하게는 4 개)은 해부학적으로 관련된 위치에서 제세동기 패드로부터 별개로 배치되어 흉곽내 부피 변화를 기록한다. 바람직하게는, EKG 신호는 4 개의 임피던스 전극으로부터 획득됨으로써 추가적 리드가 배치될 필요가 없게 한다. 바람직하게는, 임피던스 디바이스는 제세동기 쇼크로부터 차폐된다.

[0130] 본 발명은 바람직하게는 CPR이 필요한 임의의 환자 또는 CPR의 필요성에 대한 평가를 위하여 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 디바이스는 EMT 및 군용 인력에 대한 긴급 이송 도중의 사용을 위하여 강인하게 만들어질 것이다. 본 발명의 실시예는 치료자가 베리어 디바이스, 마스크 또는 기관내관에 의하여 흉부압박 및 호흡의 전달(인공호흡)의 타이밍 및 성능 및 조율의 적절한 관리를 제공하는 것을 보조한다.

[0131] 일 실시예는 응급 전문가 또는 군의관에게 결과를 개선시키기 위한 CPR 흉부압박에 관련된 특정한 명령 및 정정으로써 보조할 수 있는 CPR 피드백 디바이스를 포함한다. 일 실시예에서, 본 발명은 통상적 AED와 연관된 리드를 이용한다. EMT는 현존 제세동기 패드 및/또는 EKG 리드 내에 통합된 리드를 흉부압박 이전에 부착할 것이다. 임피던스의 변화가 흉곽을 통하여 교류 또는 직류 전류를 발생시킴으로써 검출된다. 임피던스의 변화는 가슴이 압박되는 레이트 및 각각의 흉부압박의 심도와 관련된다. 측정된 흉부압박률은 최적의 값과 비교되고, 경보 시스템에 의하여 집행될 수도 있는데, 여기에서 구조자에게는 흉부압박률이 너무 높은지 또는 너무 낮은지 또는 적합한지가 통보된다. 경보는 가청적, 시각적, 또는 이들의 조합일 수 있다. 측정된 흉부압박 심도는 최적의 값과 비교되고, 경보 시스템에 의하여 집행되는데, 여기에서 흉부압박을 하는 사람에게는 흉부압박 심도가 너무 높은지 또는 너무 낮은지 또는 적절한지가 통보된다.

[0132] 이러한 디바이스의 일 실시예는 다른 흉곽내 부피 측정 디바이스의 임피던스를 결합하고, 이 데이터를, 기록된 로그, 제세동기, 심장 모니터, 호흡 모니터, 단부 일간 CO2(end tidal; ETCO2) 모니터, 펄스 산소농도계(oximeter), 인공호흡기를 포함하지만 이들로 제한되는 것은 아닌 다른 디바이스 또는 기록 방법에 의하여 유도되는 다른 정보와 함께 전달하며, 이러한 데이터를 저장하거나 이 데이터의 감소 세트를 거의 실시간으로 치료자에게 제공하여 진행중인 CPR을 보조한다.

[0133] 일 실시예는 가장 효과적으로 CPR을 제공하기 위한 기계적 디바이스에 대한 개발 프로세스의 일부로서 품질 개선을 위하여 사용된다. 다른 실시예는 치료자가 CPR을 수행하는 동안 해당 분야에 진행하는 품질 개선을 그에게 제공하기 위한 것이다. 다른 실시예는, 품질 개선을 위하여 CPR 이벤트 이후에, 임피던스 또는 다른 흉곽내 부피 측정 디바이스로부터의 데이터를 저장고 이 데이터를 기록된 로그, 제세동기, 심장 모니터, 호흡 모니터, ETCO2 모니터, 펄스 산소농도계, 인공호흡기를 포함하지만 이들로 제한되는 것은 아닌 다른 디바이스 또는 기록 방법에 의하여 유도되는 다른 정보와 함께 전달함으로써, 브리핑(debriefing)하기 위한 데이터를 제공하기 위한 것이다. 일 실시예에서 별개의 리드가 임피던스를 자극하고 모니터링하기 위하여 사용된다. 일 실시예에서, EKG 리드가 임피던스를 자극하고 모니터링하기 위하여 사용된다. 일 실시예에서, 제세동기 패드가 임피던스를 자극하고 모니터링하기 위하여 사용된다.

[0134] 일 실시예에서 본 발명은, 호흡률, 일호흡량 및 분당 인공호흡을 포함하는 환자의 호흡 파라미터를 제공하여(이것은 스크린 상에 또는 보이스/청각적 컴포넌트 또는 다른 방법을 통하여 보고될 수 있음), 치료자에게 자발적 호흡 또는 핸드 백(hand bagging), 또는 이동식, 또는 다른 인공호흡기에 의하여 제공되던지 무관하게 호흡의 적절성에 대하여 조언한다. 일 실시예는 경험이 없는 구조자도 가이드라인에 따라서 CPR을 제공하도록 지시될 수 있게 정보를 제공한다.

[0135] 일 실시예는 BLS 및 ALS 레벨 치료자 및 비-의료 인력도 그들의 CPR 전달을 최적화하도록 세부사항의 가변하는 양을 가진 정보를 제공한다. 일 실시예에서, 본 발명은 흉부압박률, 심도, 및 완전 이완, 및 무흉부압박 활동(또는 "손을 뗀" 시간), 및 인공호흡률에 관련된 피드백을 구조자에게 제공한다.

[0136] 일 실시예에서, 본 발명은 다음: 흉부압박률, 심도, 및 완전 이완, 및 무흉부압박 활동(또는 "손을 뗀" 시간),

인공호흡률 중 하나 이상에 관련된 개방 또는 닫힌 피드백을 자동 흉부압박 디바이스로 제공한다.

[0137] 일 실시예에서, 본 발명은: 흉부압박률, 심도, 및 완전 이완, 및 무흉부압박 활동(또는 "손을 뗀" 시간), 및 인공호흡률 중 하나 이상에 관련된 개방 또는 닫힌 피드백을 인공호흡 및 자동 흉부압박 모두를 수행하는 통합된 시스템으로 제공한다.

[0138] 일 실시예에서, 본 발명은 다음: 흉부압박률, 심도, 및 완전 이완, 및 무흉부압박 활동(또는 "손을 뗀" 시간), 및 인공호흡률 중 하나 이상에 관련된 개방 또는 닫힌 피드백을 인공호흡기로 제공한다.

[0139] 일 실시예는 흉곽내 폐 부피에 관련된 임피던스에서의 변화를 측정함으로써, 가슴 흉부압박의 적절성의 평가를 제공한다(이것은 스크린 상에 또는 보이스/청각적 컴포넌트 또는 다른 방법을 통하여 보고될 수 있음).

[0140] 일 실시예는 임피던스 측정에 기초한 실제 또는 상대적인 심장 혈류/출력의 평가를 제공한다(이것은 스크린 상에 또는 보이스/청각적 컴포넌트 또는 다른 방법을 통하여 보고될 수 있음). 이것은 독립적으로 측정 및 보고될 수 있으며, 또는 흉곽 부피 데이터와 통합되어 CPR 흉부압박의 적절성을 정의할 수 있다. 일 실시예에서, 디바이스는 절대 값 또는 경향 측정을 보고한다(이것은 스크린 상에 또는 보이스/청각적 컴포넌트 또는 다른 방법을 통하여 보고될 수 있음). 일 실시예에서, 디바이스는 추후 리뷰를 위하여 결과를 저장한다.

[0141] 기계적 CPR은 여전히 AHA(American Heart Association) 가이드라인에는 포함되지 않는다. 본 발명의 일 실시예는 기계적 CPR 디바이스로 피드백을 제공하여 이것의 흉부압박 전달을 최적화한다.

[0142] 기계적 디바이스는 단일 베이스라인 레벨에서 작동할 수 있고, 또는 최초에, 간헐적으로, 또는 실시간으로 흉부압박 및/또는 인공호흡의 적절성을 검출 및 보고하는 디바이스로부터의 피드백에 기초하여 조절될 수 있다. 이러한 조절은 치료자에 의하여(개방된 루프 제어) 또는 기계적 디바이스 자체에 의하여(닫힌 루프 제어) 수행될 수 있다.

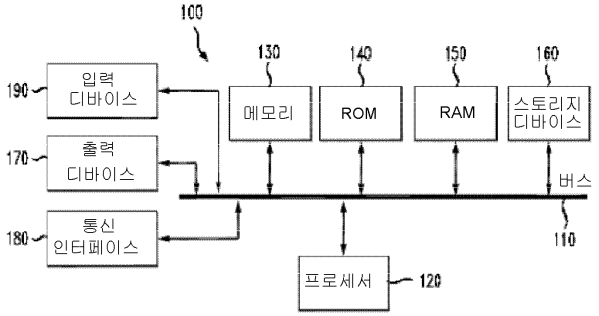
[0143] 현재의 기계적 CPR의 단점 중 하나는, 이것의 구현형태를 최적화하기 위한 흉곽내 부피의 변화의 적당한 피드백이 없다는 것이다. 본 발명의 일 실시예는 CPR 수행을 최적화할 진행하는 오디오 피드백을 흉부압박 및 인공호흡 모두에 대하여 제공할 수 있는 통합 디바이스를 포함한다.

[0144] 수화(hydration)의 복부 상태를 가진 환자는 베이스라인 임피던스를 변경시킴으로써 임피던스 심박에 추가적 문제를 부가하는데, 이것이 임피던스 심박을 임피던스 폐도(pneumography)와 결합하는 것이 중요한 이유이다.

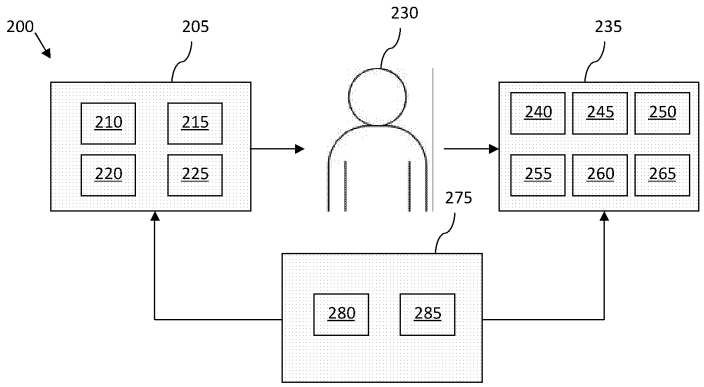
[0145] 본 발명의 다른 실시예 및 용법들은 본 명세서에서 개시된 본 발명의 명세서 및 실시를 고려하는 것으로부터 당업자들에게 명확해질 것이다. 모든 간행물, 미국 및 외국 특허, 및 특허 출원을 포함하는, 본 명세서에서 인용된 모든 참조 문헌들은 참조에 의하여 구체적이고 전체적으로 본원에 통합된다. 추가적으로, 미국 가출원 번호 제 61/449811 호 및 제 61/480105 호가 본 명세서에 원용에 의하여 특정하게 그리고 그 전체로서 통합된다. 본 발명의 진정한 범위 및 사상은 다음 청구항에 의해서 표시되며, 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용 및 예들은 오직 예시적으로 간주될 것이 의도된다. 더욱이, "포함하는"이라는 용어는 "~으로 이루어진" 및 "본질적으로 ~으로 이루어진"을 포함하고, 포함하는, 구비하는, 그리고 보유하는 이라는 용어들은 한정적인 것으로 의도되지 않는다.

도면

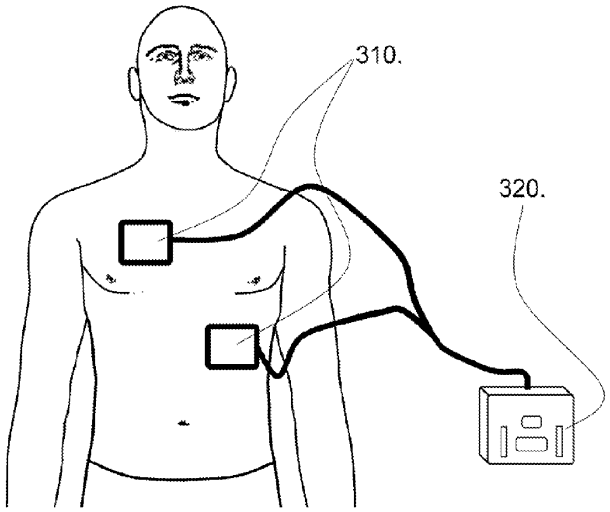
도면1



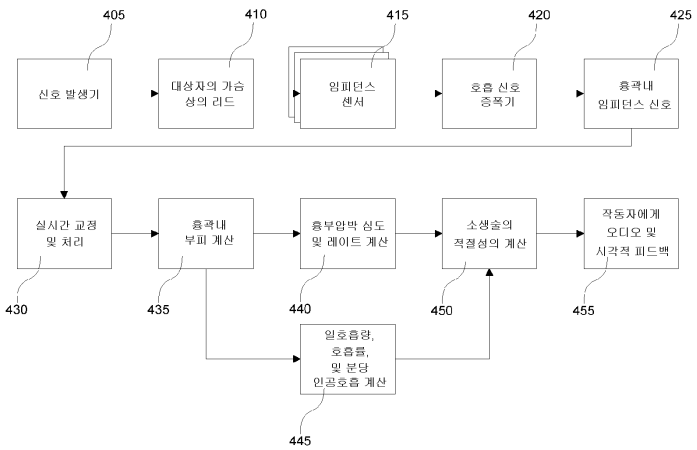
도면2


200
205
210
215
220
225
230
235
240
245
250
255
260
265
275
280
285

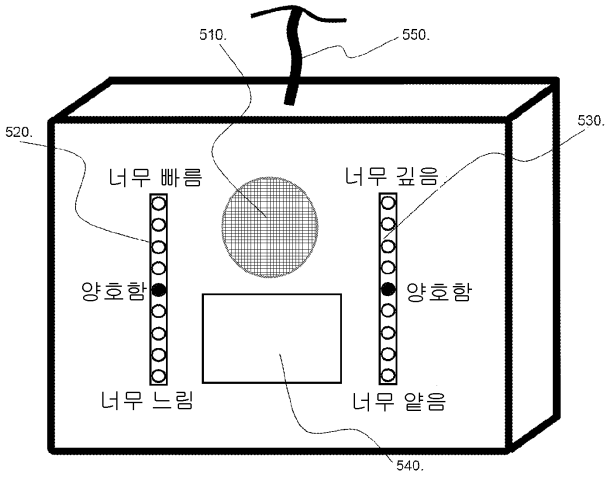
도면3


310.
320.

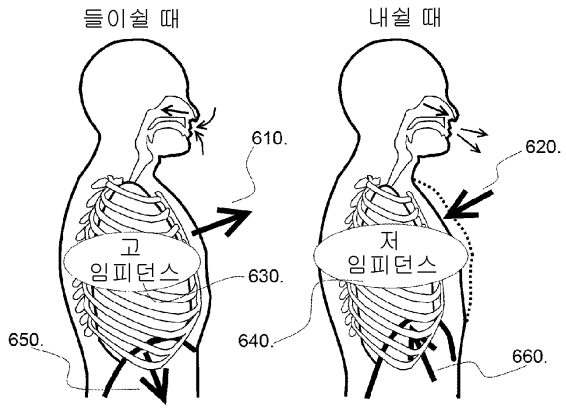
도면4


405
신호 발생기
410
대상자의 가슴 상의 리드
415
임피던스 센서
420
호흡 신호 증폭기
425
흉곽내 임피던스 신호
430
실시간 교정 및 처리
435
흉곽내 부피 계산
440
흉부압박 심도 및 레이트 계산
445
일호흡량, 호흡률, 및 분당 인공호흡 계산
450
소생술의 적절성의 계산
455
작동자에게 오디오 및 시각적 피드백

도면5


510.
550.
520.
530.
너무 빠름
너무 깊음
양호함
양호함
너무 느림
너무 얕음
540.

도면6


들이쉴 때
내쉴 때
610.
620.
고
임피던스
저
임피던스
630.
650.
640.
660.