



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년08월12일
(11) 등록번호 10-2009337
(24) 등록일자 2019년08월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/053 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/053 (2013.01)
A61B 5/7225 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0154630
(22) 출원일자 2017년11월20일
심사청구일자 2017년11월20일
(65) 공개번호 10-2019-0057555
(43) 공개일자 2019년05월29일
(56) 선행기술조사문헌
JP2005046609 A
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
강원대학교산학협력단
강원도 춘천시 강원대학길 1 (효자동)
(72) 발명자
최성욱
강원도 춘천시 지석로 97 (석사동 현진 에버빌 10차) 110동 1303호
강성민
강원도 춘천시 춘천로 316 (후평동, 춘천더샵아파트) 107동 101호
이도연
경기도 양주시 남면 개나리길 62
(74) 대리인
특허법인빛과소금

전체 청구항 수 : 총 7 항

심사관 : 최성수

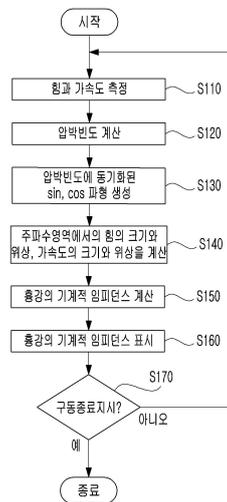
(54) 발명의 명칭 CPR시의 기계적 임피던스 감시 시스템 및 방법

(57) 요약

본 발명은 환자에게 CPR(Cardiopulmonary Resuscitation; 심폐소생술)을 시행하는 경우에 압박에 따른 환자 흉강의 기계적 임피던스를 감시하도록 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 시스템 및 방법에 관한 것이다.

본 발명은 환자에게 CPR을 시행하는 경우에 전극 및 센서를 설치하는 복잡한 과정을 거치지 않고서도 압박에 따른 환자 흉강의 기계적 임피던스를 고속으로 측정하여 제공함으로써 CPR 환자 흉강의 기계적 특성을 신속히 CPR 시술자에게 제공하므로, CPR의 질을 효율적으로 향상시키게 된다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/742 (2013.01)

A61B 2562/0219 (2013.01)

A61B 2562/0247 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

JP2008272447 A

JP2010214122 A

JP2013166022 A

KR101556813 B1

KR1020120062951 A

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 A012100153

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국산업기술진흥원

연구사업명 경제협력권육성사업

연구과제명 CPR feedback 및 제세동기능이 결합된 병원 전 단계(Pre-hospital)부터 원격모니터링이 가능한 all in one 자동심폐소생기 개발

기 여 율 1/1

주관기관 (주)메디아나

연구기간 2017.05.01 ~ 2018.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

CPR(Cardiopulmonary Resuscitation)시에 환자의 압박부에 가해지는 힘을 측정하는 압력센서와;

CPR시에 환자의 압박부에 가해지는 압박에 따른 가속도를 측정하는 가속도센서와;

상기 압력센서로부터 인가되는 아날로그 타입의 힘 데이터를 디지털 타입으로 변환하고, 상기 가속도센서로부터 인가되는 아날로그 타입의 가속도 데이터를 디지털 타입으로 변환하는 ADC(Analog to Digital Converter)와;

내장된 프로그램에 의거하여 CPR환자 흉강의 특성 및 변화를 나타내는 기계적 임피던스를 산출하되, 상기 ADC를 통해 입력된 힘 데이터와 가속도 데이터를 이용하여 상기 기계적 임피던스를 산출하는 MPU(Micro Processing Unit)와;

상기 MPU에 의해 산출된 상기 기계적 임피던스를 표시하는 표시부와;

수동 조작에 따라 구동 명령을 상기 MPU에 입력하는 입력부를 포함하는 것을 특징으로 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 시스템.

청구항 2

MPU가 압력센서에 의해 CPR환자에 가해지는 힘을 측정하고, 가속도센서에 의해 CPR환자에 가해지는 압박에 따른 가속도를 측정하는 단계와;

MPU가 힘의 최대점과 주기를 검출하여 CPR환자에 대한 압박빈도를 계산하되, 힘의 크기의 최대점과 최대점 사이의 데이터 개수(N)와, 데이터의 시간 간격을 곱하여 상기 압박빈도를 계산하는 단계와;

MPU가 압박빈도에 동기화된 cos 및 sin 파형을 생성하여서, CPR과 같은 주기를 가진 cos 및 sin 파형을 생성하는 단계와;

MPU가 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하되, 상기 생성한 cos 파형 및 sin 파형과 상기 측정된 힘과 가속도값을 컨벌루션(convolution) 연산함으로써 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하는 단계와;

MPU가 상기 계산된 주파수 영역에서의 힘과 가속도를 이용하여 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산하는 단계와;

MPU가 상기 계산된 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 표시부에 표시하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 압박빈도에 동기화된 cos 및 sin 파형을 생성하는 단계에서 하기의 수학식1과 같은 cos 파형과 하기의 수학식2와 같은 sin 파형을 생성하는 것을 특징으로 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법.

[수학식 1]

$$f_1(t) = \cos\left(\frac{2\pi}{Period}t\right) = \cos\left(\frac{2\pi}{N/t_s}t\right), f_1(n) = \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right)$$

[수학식 2]

$$f_2(t) = \sin\left(\frac{2\pi}{\text{Period}}t\right) = \sin\left(\frac{2\pi}{N/t_s}t\right), f_2(n) = \sin\left(\frac{2\pi}{N}n\right)$$

수학식1 및 수학식2에서, f1(t)는 압박 주기와 동기화하여 생성된 cos 파형이고, f2(t)는 압박 주기와 동기화하여 생성된 sin 파형이고, t는 시간이고, Period는 흉부압박의 주기 또는 데이터의 측정시간이고, ts는 샘플링 주기이고, N은 1주기 데이터의 수이고, n은 1주기 데이터 중 각각의 데이터 번호이다.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하는 단계는, CPR 주기에 해당하는 각 속도 ω에서 압력센서에 의해 측정된 힘 F(ω)와 가속도센서에 의해 측정된 가속도 a(ω) 성분을 하기의 수학식 3 및 수학식 4와 같이 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법.

[수학식 3]

$$F(\omega) = \frac{2}{N} \left(\sum_{n=n-N+1}^n F(n) \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right) + j \sum_{n=n-N+1}^n F(n) \sin\left(\frac{2\pi}{N}n\right) \right)$$

[수학식 4]

$$a(\omega) = \frac{2}{N} \left(\sum_{n=n-N+1}^n a(n) \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right) + j \sum_{n=n-N+1}^n a(n) \sin\left(\frac{2\pi}{N}n\right) \right)$$

수학식3, 4에서, ω는 압박주기의 각속도이고, F(ω)는 각속도 ω 성분의 힘이고, a(ω)는 각속도 ω 성분의 가속도이고, F(n)은 힘에 대한 측정 데이터이고, a(n)은 가속도에 대한 측정 데이터이다.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하는 단계는, 힘의 크기와 위상을 하기의 수학식 5, 6과 같이 계산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법.

[수학식 5]

$$|F(\omega)| = \frac{2}{N} \sqrt{\left(\sum_{n=n-N+1}^n F(n) f_1(n) \right)^2 + \left(\sum_{n=n-N+1}^n F(n) f_2(n) \right)^2}$$

[수학식 6]

$$\angle F(\omega) = \tan^{-1} \left(\frac{\sum_{n=n-N+1}^n F(n) f_2(n)}{\sum_{n=n-N+1}^n F(n) f_1(n)} \right)$$

수학식5, 6에서, |F(ω)|는 힘의 크기이고, N은 1주기 데이터의 수이고, F(n)은 힘에 대한 측정데이터이고, f1(n)은 상기 cos 파형과 동기화된 힘 데이터이고, f2(n)은 상기 sin 파형과 동기화된 힘 데이터이고, n은 1주기 데이터 중 각각의 데이터 번호이고, ∠F(ω)는 힘의 위상이다.

청구항 6

제4항 또는 제5항에 있어서,

상기 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하는 단계는, 가속도의 크기와 위상을

하기의 수학적 식 7, 8과 같이 계산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법.

[수학적 식 7]

$$|a(\omega)| = \frac{2}{N} \sqrt{\left(\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_1(n) \right)^2 + \left(\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_2(n) \right)^2}$$

[수학적 식 8]

$$\angle a(\omega) = \tan^{-1} \left(\frac{\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_2(n)}{\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_1(n)} \right)$$

수학적 식 7, 8에서, $|a(\omega)|$ 는 가속도의 크기이고, N 은 1주기간 데이터의 수이고, $a(n)$ 은 가속도에 대한 측정 데이터이고, $a_1(n)$ 은 상기 cos파형과 동기화된 가속도 데이터이고, $a_2(n)$ 은 상기 sin파형과 동기화된 가속도 데이터이고, n 은 1주기간 데이터 중 각각의 데이터 번호이고, $\angle a(\omega)$ 는 가속도의 위상이다.

청구항 7

제2항에 있어서,

상기 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산하는 단계는, 하기의 수학적 식 9, 10와 같이 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산하는 것을 특징으로 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법.

[수학적 식 9]

$$|Z(\omega)| = \omega \frac{|F(\omega)|}{|a(\omega)|}$$

[수학적 식 10]

$$\angle Z(\omega) = \angle F(\omega) - (\angle a(\omega) - 90)$$

수학적 식 9, 10에서, $|Z(\omega)|$ 는 흉강의 기계적 임피던스의 크기이고, ω 는 압박주기의 각속도이고, $|F(\omega)|$ 는 힘의 크기이고, $|a(\omega)|$ 는 가속도의 크기이고, $\angle Z(\omega)$ 는 흉강의 기계적 임피던스의 위상이고, $\angle F(\omega)$ 는 힘의 위상이고, $\angle a(\omega)$ 는 가속도의 위상이다.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 환자에게 CPR(Cardiopulmonary Resuscitation; 심폐소생술)을 시행하는 경우에 압박에 따른 환자 흉강의 기계적 임피던스를 감시하도록 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 CPR 시행 건수는 심장질환의 증가, CPR 교육의 확대, 전용기기의 보급 등으로 인하여 매년 증가하고 있다. CPR은 의식이 없고 심정지 등 위급상황에 있는 환자에게 신속히 시행되기 때문에 CPR을 시행하는 도중에 환자의 상태를 확인하는 것이 어렵다.

[0003] 대부분의 CPR은 정해진 지침에 따라 시행되도록 권고되고 있으나 시술자의 숙련도와 환자의 신체적 특징으로 인하여 CPR 결과에 큰 차이가 발생할 수 있고 부작용이 나타날 가능성도 높기 때문에 CPR 환자의 흉강 상태를 감시할 수 있는 기술의 개발이 요구되고 있다.

[0004] CPR의 효과를 높이고 환자의 생존율을 향상시키기 위하여 환자의 상태 또는 CPR의 질을 측정하려는 다양한 연구가 진행되어 왔다.

[0005] 환자의 상태를 측정하는 가장 대표적인 방법은 카프노그래피(Capnography)이며 CPR 진행 환자의 기도를 통해

배출되는 이산화탄소 배출량을 확인함으로써 심정지 환자의 혈액순환과 호흡이 유지되는 것을 확인할 수 있다. 그러나, 이와 같은 방법은 기도삽관이 어려워 비전문가가 수행하는 것이 불가능하고 CPR 진동으로 인해 기도가 관에 의해 손상될 위험이 있다.

[0006] 대부분의 자동제세동기(Automatic Defibrillator)는 심전도를 측정하는 기능을 갖추고 있는데, 세동(fibrillation) 파형의 주파수 성분을 분석한 후 시술자에게 제세동 보다 CPR을 먼저 수행하도록 안내하는 경우가 있다. CPR로 인해 심실 근육에 혈류가 공급되면 심전도의 세동 파형에서 고주파 성분의 에너지가 증가하고 제세동의 성공 가능성이 높아지기 때문인데 CPR로 인한 동잡음이 크기 때문에 심전도 측정을 위해서는 CPR을 일시적으로 중단해야 한다.

[0007] 뇌전도를 측정하는 시도도 있는데, CPR이 적절히 수행되어 뇌혈류가 증가하면 뇌전도의 신호가 커지는 현상을 이용하였다. 뇌전도의 측정은 CPR 진동에 의한 영향이 적은 환자의 두부에서 측정하는 장점이 있으나, 뇌전도 신호가 매우 작고 주변 잡음의 영향을 쉽게 받으며 신호가 복잡하고 개인의 특성, 전극의 설치위치에 따라 측정값이 다를 수 있기 때문에 뇌전도를 이용하여 환자의 상태 및 CPR 품질을 측정하는 것은 매우 어렵다.

[0008] 환자상태를 측정하는 상술한 장치들은 전극 및 센서를 설치하는 과정이 복잡하고 시간이 소요되며 CPR의 영향이 환자의 상태에 반영되는데에 긴 시간이 소요될 수 있기 때문에 CPR의 질을 향상시키는 데 적용하기 어렵다.

선행기술문헌

특허문헌

(특허문헌 0001) 1. 공개특허공보 제10-2014-0054103호 "임피던스 측정 디바이스 및 긴급 심혈관 치료를 위한 방법" (2014.5.8. 공개)

(특허문헌 0002) 2. 공개특허공보 제10-2016-0052149호 "응급처치용 CPR플레이트" (2016.5.12. 공개)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 상술한 바와 같은 종래기술의 문제점을 해결하기 위하여 제안된 것으로, 환자에게 CPR을 시행하는 경우에 전극 및 센서를 설치하는 복잡한 과정을 거치지 않고서도 압박에 따른 환자 흉강의 기계적 임피던스를 고속으로 측정하여 제공함으로써 CPR 환자 흉강의 기계적 특성을 신속히 CPR 시술자에게 제공하도록 하는 CPR시의 기계적 임피던스 감시 시스템 및 방법을 제공함에 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0010] 상술한 바와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 CPR시의 기계적 임피던스 감시 시스템은, CPR시에 환자의 압박부에 가해지는 힘을 측정하는 압력센서와; CPR시에 환자의 압박부에 가해지는 압박에 따른 가속도를 측정하는 가속도센서와; 상기 압력센서로부터 인가되는 아날로그 타입의 힘 데이터를 디지털 타입으로 변환하고, 상기 가속도센서로부터 인가되는 아날로그 타입의 가속도 데이터를 디지털 타입으로 변환하는 ADC(Analog to Digital Converter)와; 내장된 프로그램에 의거하여 CPR환자 흉강의 특성 및 변화를 나타내는 기계적 임피던스를 산출하되, 상기 ADC를 통해 입력된 힘 데이터와 가속도 데이터를 이용하여 상기 기계적 임피던스를 산출하는 MPU(Micro Processing Unit)와; 상기 MPU에 의해 산출된 상기 기계적 임피던스를 표시하는 표시부와; 수동 조작에 따라 구동 명령을 상기 MPU에 입력하는 입력부를 포함한다.

[0011] 아울러, 상술한 바와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법은, MPU가 압력센서에 의해 CPR환자에 가해지는 힘을 측정하고, 가속도센서에 의해 CPR환자에 가해지는 압박에 따른 가속도를 측정하는 단계와; MPU가 힘의 최대점과 주기를 검출하여 CPR환자에 대한 압박빈도를 계산하되, 힘의 크기의 최대점과 최대점 사이의 데이터 개수(N)와, 데이터의 시간 간격을 곱하여 상기 압박빈도를 계산하는 단계와; MPU가 압박빈도에 동기화된 cos 및 sin 파형을 생성하여서, CPR과 같은 주기를 가진 cos 및 sin 파형을 생성하는 단계와; MPU가 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하되, 상기 생성한 cos 파형 및 sin 파형과 상기 측정한 힘과 가속도값을 컨볼루션(convolution) 연산함으로써 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하는 단계와; MPU가 상기 계산된 주파수 영역에서의 힘과 가속도를

이용하여 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산하는 단계와; MPU가 상기 계산된 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 표시부에 표시하는 단계를 포함한다.

[0012] 본 발명에 따른 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법에 의하면, 상기 압박빈도에 동기화된 cos 및 sin 파형을 생성하는 단계에서 하기의 수학식1과 같은 cos 파형과 하기의 수학식2와 같은 sin 파형을 생성하는 것을 특징으로 한다.

[0013] [수학식 1]

[0014]
$$f_1(t) = \cos\left(\frac{2\pi}{\text{Period}}t\right) = \cos\left(\frac{2\pi}{N/t_s}t\right), f_1(n) = \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right)$$

[0015] [수학식 2]

[0016]
$$f_2(t) = \sin\left(\frac{2\pi}{\text{Period}}t\right) = \sin\left(\frac{2\pi}{N/t_s}t\right), f_2(n) = \sin\left(\frac{2\pi}{N}n\right)$$

[0017] 수학식1 및 수학식2에서, f1(t)는 압박 주기와 동기화하여 생성된 cos 파형이고, f2(t)는 압박 주기와 동기화하여 생성된 sin 파형이고, t는 시간이고, Period는 흉부압박의 주기 또는 데이터의 측정시간이고, ts는 샘플링 주기이고, N은 1주기간 데이터의 수이고, n은 1주기간 데이터 중 각각의 데이터 번호이다.

[0018] 본 발명에 따른 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법에 의하면, 상기 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하는 단계는, CPR 주기에 해당하는 각속도 ω 에서 압력센서에 의해 측정된 힘 F(ω)와 가속도센서에 의해 측정된 가속도 a(ω) 성분을 하기의 수학식 3 및 수학식 4와 같이 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0019] [수학식 3]

[0020]
$$F(\omega) = \frac{2}{N} \left(\sum_{n=n-N+1}^n F(n) \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right) + j \sum_{n=n-N+1}^n F(n) \sin\left(\frac{2\pi}{N}n\right) \right)$$

[0021] [수학식 4]

[0022]
$$a(\omega) = \frac{2}{N} \left(\sum_{n=n-N+1}^n a(n) \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right) + j \sum_{n=n-N+1}^n a(n) \sin\left(\frac{2\pi}{N}n\right) \right)$$

[0023] 수학식3, 4에서, ω 는 압박주기의 각속도이고, F(ω)는 각속도 ω 성분의 힘이고, a(ω)는 각속도 ω 성분의 가속도이고, F(n)은 힘에 대한 측정 데이터이고, a(n)은 가속도에 대한 측정 데이터이다.

[0024] 또한, 본 발명에 따른 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법에 의하면, 상기 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하는 단계는, 힘의 크기와 위상을 하기의 수학식 5, 6과 같이 계산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0025] [수학식 5]

[0026]
$$|F(\omega)| = \frac{2}{N} \sqrt{\left(\sum_{n=n-N+1}^n F(n) f_1(n) \right)^2 + \left(\sum_{n=n-N+1}^n F(n) f_2(n) \right)^2}$$

[0027] [수학식 6]

[0028]
$$\angle F(\omega) = \tan^{-1} \left(\frac{\sum_{n=n-N+1}^n F(n) f_2(n)}{\sum_{n=n-N+1}^n F(n) f_1(n)} \right)$$

[0029] 수학식5, 6에서, |F(ω)|는 힘의 크기이고, N은 1주기간 데이터의 수이고, F(n)은 힘에 대한 측정데이터이고, f1(n)은 상기 cos 파형과 동기화된 힘 데이터이고, f2(n)은 상기 sin 파형과 동기화된 힘 데이터이고, n은 1주기간 데이터 중 각각의 데이터 번호이고, $\angle F(\omega)$ 는 힘의 위상이다.

[0030] 본 발명에 따른 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법에 의하면, 상기 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하는 단계는, 가속도의 크기와 위상을 하기의 수학식 7, 8과 같이 계산하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0031] [수학식 7]

[0032]
$$|a(\omega)| = \frac{2}{N} \sqrt{\left(\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_1(n) \right)^2 + \left(\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_2(n) \right)^2}$$

[0033] [수학식 8]

[0034]
$$\angle a(\omega) = \tan^{-1} \left(\frac{\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_2(n)}{\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_1(n)} \right)$$

[0035] 수학식7, 8에서, $|a(\omega)|$ 는 가속도의 크기이고, N 은 1주기간 데이터의 수이고, $a(n)$ 은 가속도에 대한 측정데이터이고, $a_1(n)$ 은 상기 cos파형과 동기화된 가속도 데이터이고, $a_2(n)$ 은 상기 sin파형과 동기화된 가속도 데이터이고, n 은 1주기간 데이터 중 각각의 데이터 번호이고, $\angle a(\omega)$ 는 각속도의 위상이다.

[0036] 아울러, 본 발명에 따른 CPR시의 기계적 임피던스 감시 방법에 의하면, 상기 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산하는 단계는, 하기의 수학식9, 10과 같이 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산하는 것을 특징으로 한다.

[0037] [수학식 9]

[0038]
$$|Z(\omega)| = \omega \frac{|F(\omega)|}{|a(\omega)|}$$

[0039] [수학식 10]

[0040]
$$\angle Z(\omega) = \angle F(\omega) - (\angle a(\omega) - 90)$$

[0041] 수학식9, 10에서, $|Z(\omega)|$ 는 흉강의 기계적 임피던스의 크기이고, ω 는 압박주기의 각속도이고, $|F(\omega)|$ 는 힘의 크기이고, $|a(\omega)|$ 는 가속도의 크기이고, $\angle Z(\omega)$ 는 흉강의 기계적 임피던스의 위상이고, $\angle F(\omega)$ 는 힘의 위상이고, $\angle a(\omega)$ 는 가속도의 위상이다.

발명의 효과

[0042] 본 발명에 의하면, 환자에게 CPR을 시행하는 경우에 전극 및 센서를 설치하는 복잡한 과정을 거치지 않고서도 압박에 따른 환자 흉강의 기계적 임피던스를 고속으로 측정하여 제공함으로써 CPR 환자 흉강의 기계적 특성을 신속히 CPR 시술자에게 제공하므로, CPR 시술에 도움을 주어서 CPR의 질을 효율적으로 향상시키게 된다.

도면의 간단한 설명

- [0043] 도 1은 본 발명에 따른 CPR시의 기계적 임피던스 감시 시스템을 예시한 블록도이다.
- 도 2는 본 발명에 따른 기계적 임피던스 감시 시스템에서의 감시 처리 과정을 예시한 순서도이다.
- 도 3은 본 발명에 따른 기계적 임피던스 감시 시스템에서의 감시 처리 과정을 설명하기 위하여 예시한 그래프이다.
- 도 4 및 도 5는 본 발명에 따른 기계적 임피던스 감시 시스템의 특성 평가를 예시한 그래프이다.
- 도 6은 본 발명에 따른 기계적 임피던스 감시 시스템의 잡음 영향 평가를 예시한 그래프이다.
- 도 7은 본 발명에 따른 기계적 임피던스 감시 시스템을 CPR 보조기구에 적용하는 경우를 설명하기 위하여 예시한 도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0044] 이하 첨부 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 이하에서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 본 명세서의 설명 과정에서 이용되는 숫자는 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위한 식별기호에 불과하다.

[0045] 또한, 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어는 사전적인 의미로 한정 해석되어서는 아니되며, 발명자는 자신의 발명을 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절히 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여, 본 발명의 기

술적 사상에 부합되는 의미와 개념으로 해석되어야 한다.

- [0046] 따라서, 본 명세서에 기재된 실시예 및 도면에 도시된 구성은 본 발명의 바람직한 실시예에 불과할 뿐이고, 본 발명의 기술적 사상을 모두 표현하는 것은 아니므로, 본 출원 시점에 있어 이를 대체할 수 있는 다양한 균등물과 변형예들이 존재할 수 있음을 이해하여야 한다.
- [0047] 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 구체적으로 설명하되, 이미 주어진 기술적 부분에 대해서는 설명의 간결함을 위해 생략하거나 압축하기로 한다.
- [0048] 본 발명은 CPR 수행시 압박부에서 측정된 힘과 가속도를 이용하여 흉강의 특성 및 변화를 나타내는 기계적 임피던스를 측정하여 CPR 시술자에게 CPR환자의 흉강 상태 정보로서 제공하도록 구현된다.
- [0049] 본 발명에 따른 CPR시의 기계적 임피던스 감시 시스템(100)은, 도 1에 예시된 바와 같이, 압력센서(110), 가속도센서(120), ADC(Analog to Digital Converter)(130), MPU(Micro Processing Unit)(150), 표시부(160) 및 입력부(170)를 포함하여 이루어진다.
- [0050] 압력센서(110)는 CPR시에 환자의 압박부에 가해지는 힘(압박력)을 측정하여 ADC(130)에 출력한다. 가속도센서(120)는 CPR시에 환자의 압박부에 가해지는 압박에 따른 가속도를 측정하여 ADC(130)에 출력한다.
- [0051] ADC(130)는 압력센서(110)로부터 인가되는 아날로그 타입의 힘 데이터를 디지털 타입으로 변환하여 MPU(150)에 인가하고, 가속도센서(120)로부터 인가되는 아날로그 타입의 가속도 데이터를 디지털 타입으로 변환하여 MPU(150)에 인가한다.
- [0052] 입력부(170)는 사용자의 구동 명령을 입력하기 위한 것으로, 사용자의 조작에 따라 구동 명령을 MPU(150)에 입력한다.
- [0053] MPU(150)는 자체에 내장되어 있는 프로그램에 의거하여 CPR환자 흉강의 특성 및 변화를 나타내는 기계적 임피던스를 산출한다. MPU(150)는 입력부(170)로부터의 구동 명령에 따라 구동하여 흉강의 기계적 임피던스를 산출하기 위한 제반 처리를 수행한다. MPU(150)는 ADC(130)를 통해 힘 데이터와 가속도 데이터를 인가받아서, 해당 힘과 가속도를 이용하여 CPR환자 흉강의 특성 및 변화를 나타내는 기계적 임피던스를 산출하여 표시부(160)에 출력함으로써 CPR 환자 흉강의 기계적 임피던스를 감시할 수 있게 한다.
- [0054] MPU(150)는 압력센서(110)로부터의 힘 데이터와 가속도센서(120)로부터의 가속도 데이터에 의거하여 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 감시하도록 처리하는 경우에, 도 2의 순서도에 예시된 바와 같은 과정을 통해 처리한다.
- [0055] MPU(150)는 압력센서(110)에 의해 CPR환자에 가해지는 힘(압박력)을 측정하여 ADC(130)를 통해 입력받고, 가속도센서(120)에 의해 CPR환자에 가해지는 압박에 따른 가속도를 측정하여 ADC(130)를 통해 입력받는다(S110).
- [0056] 이처럼 MPU(150)가 힘과 가속도를 측정하는 경우 전원 등에서 유입된 다양한 잡음이 발생할 수 있기 때문에 이동평균필터(moving average filter)를 사용하여 힘과 가속도를 측정한다.
- [0057] 그리고, MPU(150)는 힘의 최대점과 주기를 검출하여 CPR환자에 대한 압박빈도를 계산하는데, 압박빈도는 힘의 크기의 최대점과 최대점 사이의 데이터 개수(N)와, 데이터의 시간 간격을 곱하여 계산된다(S120).
- [0058] 그후에, MPU(150)는 압박빈도에 동기화된 cos 및 sin 파형을 생성하여서, CPR과 같은 주기를 가진 cos 및 sin 파형을 생성하되, 수학식1과 같은 cos 파형과 수학식2와 같은 sin 파형을 생성한다(S130).

수학식 1

[0059]
$$f_1(t) = \cos\left(\frac{2\pi}{Period}t\right) = \cos\left(\frac{2\pi}{N/t_s}t\right), f_1(n) = \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right)$$

수학식 2

[0060]
$$f_2(t) = \sin\left(\frac{2\pi}{Period}t\right) = \sin\left(\frac{2\pi}{N/t_s}t\right), f_2(n) = \sin\left(\frac{2\pi}{N}n\right)$$

[0061] (수학식1 및 수학식2에서, f1(t)는 압박 주기와 동기화하여 생성된 cos 파형이고, f2(t)는 압박 주기와 동기화하여 생성된 sin 파형이고, t는 시간이고, Period는 흥부압박의 주기 또는 데이터의 측정시간이고, ts는 샘플링 주기이고, N은 1주기간 데이터의 수이고, n은 1주기간 데이터 중 각각의 데이터 번호이다)

[0062] 그리고, MPU(150)는 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하되, 상술한 S130에서 생성한 cos 파형 및 sin 파형과 상술한 S110에서 측정된 힘과 가속도값을 컨벌루션(convolution) 연산함으로써 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산한다(S140).

[0063] S140에서의 연산을 살펴보면 수학식 3 내지 수학식 8과 같이 연산을 진행한다,

[0064] 먼저, CPR 주기에 해당하는 각속도 ω 에서 압력센서(110)에 의해 측정된 힘 F(ω)와 가속도센서(120)에 의해 측정된 가속도 a(ω) 성분을 수학식 3 및 수학식 4와 같이 계산한다.

수학식 3

[0065]
$$F(\omega) = \frac{2}{N} \left(\sum_{n=n-N+1}^n F(n) \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right) + j \sum_{n=n-N+1}^n F(n) \sin\left(\frac{2\pi}{N}n\right) \right)$$

수학식 4

[0066]
$$a(\omega) = \frac{2}{N} \left(\sum_{n=n-N+1}^n a(n) \cos\left(\frac{2\pi}{N}n\right) + j \sum_{n=n-N+1}^n a(n) \sin\left(\frac{2\pi}{N}n\right) \right)$$

[0067] (수학식3, 4에서, ω 는 압박주기의 각속도이고, F(ω)는 각속도 ω 성분의 힘이고, a(ω)는 각속도 ω 성분의 가속도이고, F(n)은 힘에 대한 측정 데이터이고, a(n)은 가속도에 대한 측정 데이터이다.)

[0068] 그리고, 힘의 크기와 위상을 수학식 5, 6과 같이 계산하고, 가속도의 크기와 위상을 수학식 7, 8과 같이 계산한다.

수학식 5

[0069]
$$|F(\omega)| = \frac{2}{N} \sqrt{\left(\sum_{n=n-N+1}^n F(n)f_1(n) \right)^2 + \left(\sum_{n=n-N+1}^n F(n)f_2(n) \right)^2}$$

수학식 6

[0070]
$$\angle F(\omega) = \tan^{-1} \left(\frac{\sum_{n=n-N+1}^n F(n)f_2(n)}{\sum_{n=n-N+1}^n F(n)f_1(n)} \right)$$

[0071] (수학식5, 6에서, |F(ω)|는 힘의 크기이고, N은 1주기간 데이터의 수이고, F(n)은 힘에 대한 측정데이터이고, f1(n)은 cos 파형과 동기화된 힘 데이터이고, f2(n)은 sin 파형과 동기화된 힘 데이터이고, n은 1주기간 데이터 중 각각의 데이터 번호이고, $\angle F(\omega)$ 는 힘의 위상이다.)

수학식 7

[0072]
$$|a(\omega)| = \frac{2}{N} \sqrt{\left(\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_1(n) \right)^2 + \left(\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_2(n) \right)^2}$$

수학식 8

$$\angle a(\omega) = \tan^{-1} \left(\frac{\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_2(n)}{\sum_{n=n-N+1}^n a(n)a_1(n)} \right)$$

[0073]

[0074]

(수학식7, 8에서, $|a(\omega)|$ 는 가속도의 크기이고, N은 1주기간 데이터의 수이고, a(n)은 가속도에 대한 측정데이터이고, a1(n)은 cos파형과 동기화된 가속도 데이터이고, a2(n)은 sin파형과 동기화된 가속도 데이터이고, n은 1주기간 데이터 중 각각의 데이터 번호이고, $\angle a(\omega)$ 는 가속도의 위상이다.)

[0075]

상술한 바와 같이 MPU(150)에 의해 S140에서 계산된 힘과 가속도의 위상 $\angle F(\omega)$, $\angle a(\omega)$ 은 힘 F(t)와 해당 힘 F(t)의 이동평균필터 결과인 cos 함수의 위상차를 의미하는데, 이동평균필터의 특징에 따라 위상의 크기가 달라질 수 있다.

[0076]

그 후에, MPU(150)는 S140에서 산출된 힘 F(ω)과 가속도 a(ω)를 이용하여 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산하는데 수학식8, 9와 같이 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산한다(S150).

수학식 9

$$|Z(\omega)| = \omega \frac{|F(\omega)|}{|a(\omega)|}$$

[0077]

수학식 10

$$\angle Z(\omega) = \angle F(\omega) - (\angle a(\omega) - 90)$$

[0078]

[0079]

(수학식9, 10에서, $|Z(\omega)|$ 는 흉강의 기계적 임피던스의 크기이고, ω는 압박주기의 각속도이고, $|F(\omega)|$ 는 힘의 크기이고, $|a(\omega)|$ 는 가속도의 크기이고, $\angle Z(\omega)$ 는 흉강의 기계적 임피던스의 위상이고, $\angle F(\omega)$ 는 힘의 위상이고, $\angle a(\omega)$ 는 가속도의 위상이다.)

[0080]

그리고, MPU(150)는 S150에서 계산한 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 표시부(160)에 표시하여 CPR시술자에게 보여주고서(S160), 입력부(170)를 통해 구동 종료 명령이 입력되는지의 여부를 확인하여(S170), 구동 종료 명령이 입력되지 않았으면 상술한 S110으로 귀환하여 상술한 처리를 반복적으로 수행하고, 구동 종료 명령이 입력되었으면 처리 종료한다.

[0081]

상술한 바와 같은 본 발명에 따른 기계적 임피던스 감시 시스템(100)은 다음과 같이 작용한다.

[0082]

MPU(150)는 상술한 S110에서 압력센서(110)에 의해 측정되는 도 3의 (a)에 예시된 바와 같은 힘(압박력)을 입력받음과 아울러 가속도센서(120)에 의해 측정되는 도 3의 (b)에 예시된 바와 같은 압박에 따른 가속도를 입력받는다.

[0083]

그리고, MPU(150)는 상술한 S120에서 힘의 최대점과 주기를 검출하여 CPR환자에 대한 압박빈도를 계산하되, 압박빈도는 힘의 크기의 최대점과 최대점 사이의 데이터 개수(N)와, 데이터의 시간 간격을 곱하여 계산된다.

[0084]

그후에, MPU(150)는 상술한 S130에서 압박빈도에 동기화된 sin 및 cos 파형을 생성하여서, CPR과 같은 주기를 가진 sin 및 cos 파형을 생성하되 수학식1과 같은 cos 파형과 수학식2와 같은 sin 파형을 생성함으로써 도 3의 (c)에 예시된 바와 같이 파선으로 표시된 cos 파형과 실선으로 표시된 sin 파형을 생성한다.

[0085]

아울러, MPU(150)는 상술한 S140에서 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산하되, 상술한 S130에서 생성한 cos 파형 및 sin 파형과 상술한 S110에서 측정된 힘과 속도값을 컨벌루션(convolution) 연산을 수행하여서 수학식 3 내지 수학식 8에 의한 연산 과정을 거쳐 주파수 영역에서의 힘의 크기와 위상, 가속도의 크기와 위상을 계산함으로써, 도 3의 (d)에 예시된 바와 같이, 실선으로 표시된 바와 같은 주파수 영역

에서의 힘 $F(\omega)$ 의 변화와, 파선으로 표시된 바와 같은 주파수 영역에서의 가속도 $a(\omega)$ 의 변화를 파악한다.

- [0086] 그리고, MPU(150)는 상술한 S150에서 기 산출된 힘 $F(\omega)$ 과 가속도 $a(\omega)$ 를 이용하여 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산하되 수학식9, 10과 같이 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 계산함으로써, 도 3의 (e)에 예시된 바와 같이, 실선으로 표시된 바와 같은 임피던스의 크기 $|Z(\omega)|$ 와, 파선으로 표시된 바와 같은 임피던스의 위상 $\angle Z(\omega)$ 을 산출하고서, S160에서 표시부(160)에 표시한다.
- [0087] 상술한 본 발명에 따른 CPR 수행시의 기계적 임피던스 감시 시스템(100)을 다양한 역학 모델에 적용하여 실험을 시행하였는바, 시험 결과는 다음과 같다.
- [0088] 먼저, 도 4의 (a)에 예시된 바와 같이 CPR 압박빈도를 100 bpm으로 하고 힘의 크기가 20 Kgf에서 100 Kgf로 증가했을 때, 질량에 의한 힘, 마찰력, 탄성력을 가진 각각의 역학 모델을 가정한 데이터를 이용하여 본 발명에서 제안한 기계적 임피던스 감시 알고리즘의 특성을 평가하였다.
- [0089] 도 4의 (b)에 예시된 바와 같이 CPR 시행 시 흉부의 부하가 50 kg의 단순한 질량체인 경우, 힘과 가속도의 관계는 비례하고, 도 4의 (c)에 예시된 바와 같이 수학식5, 6에 의한 주파수 분석을 통해 힘의 크기가 증가함에 따라 힘과 가속도의 크기는 동시에 증가하는 것으로 나타났다. 속도는 가속도의 값에서 각주파수를 나누어주고 위상이 90도 늦추어지는 것으로 계산된다. 그리고, 도 4의 (d)에 예시된 바와 같이 수학식9, 10을 이용하여 얻어진 임피던스의 크기와 위상은 힘, 가속도의 증가와 상관없이 일정하며 질량체의 특성에 나타나는 것과 같이 90도의 위상이 확인되었다.
- [0090] 도 4의 (e)에 예시된 바와 같이 CPR의 부하가 마찰력을 발생시키는 감쇠성분의 역학 모델인 경우, 해당 모델에서 힘과 속도의 관계는 비례하며, 가속도는 힘에 비해 위상이 90도 지연되어 측정될 것이다. 도 4의 (f)에 예시된 바와 같이 수학식5, 6에 의한 주파수 분석 결과 힘의 크기가 증가함에 따라 힘과 가속도의 크기는 동시에 증가하고, 도 4의 (g)에 예시된 바와 같이 수학식 9, 10을 이용하여 얻어진 임피던스의 크기와 위상은 힘, 가속도의 증가와 상관없이 일정하며 저항체의 특성에서 나타나는 것과 같이 0에 가까운 위상이 나타났다.
- [0091] 도 4의 (h)에 예시된 바와 같이 CPR의 부하가 탄성체로 이루어진 모델인 경우, 힘은 압박거리에 비례하며, 가속도는 힘의 위상에 비해 180도 늦게 측정될 것이다. 도 4의 (i)에 예시된 바와 같이 수학식5, 6에 의한 주파수 분석 결과 힘의 크기가 증가함에 따라 힘과 가속도의 크기는 동시에 증가하고, 도 4의 (j)에 예시된 바와 같이 수학식9, 10을 이용하여 얻어진 임피던스의 크기와 위상은 힘, 가속도의 증가와 상관없이 일정하지만 탄성체의 특성과 같은 -90의 위상이 나타났다.
- [0092] 그리고, 도 5의 (a)에 예시된 바와 같이 힘의 크기가 50 Kgf이고 CPR의 압박빈도를 80 bpm에서 120 bpm으로 증가했을 때, 질량에 의한 힘, 마찰력, 탄성력을 가진 각각의 역학 모델을 이용하여 본 발명에서 제안한 기계적 임피던스 감시 알고리즘의 특성을 평가하였다.
- [0093] 도 5의 (b)에 예시된 바와 같이 CPR 시행 시 흉부의 부하가 50 Kg의 단순한 질량체인 경우, 힘이 일정하게 유지되면 가속도의 크기 또한 일정하게 유지된다. 도 5의 (c)에 예시된 바와 같이 수학식5, 6에 의한 주파수 분석을 시행했을 때, 실제 입력된 힘이 일정하였음에도 분석된 힘이 약간 증가하는 것으로 나타났는데, 이것은 CPR 주기가 지속적으로 짧아지고 있음에도 주파수 분석을 시작할 때의 주기를 기준으로 적분하여 더 넓은 범위의 값이 포함되기 때문이다. 도 5의 (d)에 예시된 바와 같이 수학식9, 10을 이용하여 얻어진 임피던스의 크기는 압박빈도가 증가함에 따라 증가하였고 위상은 90도에서 일정하게 유지되었는데 이것은 질량체의 역학적 모델에서 예상되는 것이다.
- [0094] 도 5의 (e)에 예시된 바와 같이 CPR의 부하가 감쇠성분인 역학적 모델인 경우, 힘과 속도의 관계는 비례하며, 가속도는 박동수가 증가할수록 커지고 힘에 비해 위상이 90도 늦게 측정된다. 도 5의 (f)에 예시된 바와 같이 수학식5, 6에 의한 주파수 분석 결과 압박빈도가 증가함에 따라 가속도의 크기는 증가하였다. 도 5의 (g)에 예시된 바와 같이 수학식9, 10을 이용하여 얻어진 임피던스의 크기는 비교적 일정하게 유지되었으며 위상의 크기는 0에 가깝게 나타났는데 이것은 감쇠성분의 역학적 모델에서 예상되는 것이다.
- [0095] 도 5의 (h)에 예시된 바와 같이 CPR의 부하가 순수한 탄성체 성분인 역학적 모델인 경우, 힘은 압박거리 비례하며, 가속도는 박동수 증가할 때 더욱 커지고 힘에 비해 위상이 180도 늦게 나타난다. 도 5의 (i)에 예시된 바와 같이 수학식5, 6에 의한 주파수 분석 결과 압박빈도가 증가함에 따라 가속도의 크기가 증가하는 것이 나타났다. 도 5의 (j)에 예시된 바와 같이 수학식9, 10에 의해 얻어진 임피던스의 크기는 감소되지만, 위상은 -90에서 일정하게 유지되었는데 이러한 특징은 탄성체 성분의 역학적 모델에서 예상되는 것이다.

- [0096] 한편, 상술한 본 발명에 따른 CPR 수행시의 기계적 임피던스 감시 시스템(100)에 의해 산출한 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스가 힘과 가속도의 측정값에 포함될 수 있는 잡음에 의해 어떠한 영향을 받는지를 평가하였는바, 평가 결과는 다음과 같다.
- [0097] 도 6의 (a), (b)에 예시된 바와 같이 힘과 속도의 측정 값에 포함시킨 잡음의 평균 크기가 신호 크기의 25% 이며 힘과 속도 및 다른 잡음에 대해 서로 독립적으로 발생하는 경우에, 잡음의 최대 크기는 신호 크기의 50% 까지 발생하였다. 잡음 크기에 따른 발생확률은 최대값까지 동일하게 설정되었으며 실제 잡음이 가우시안(Gaussian) 분포를 가지기 때문에 실제보다 엄격한 조건으로 설정하였다. 도 6의 (c), (g), (h)에 예시된 바와 같이 임피던스의 평균 값은 잡음이 발생하지 않았을 때와 거의 동일하다. 그리고, 도 6의 (d), (e)에 예시된 바와 같이 잡음의 평균 크기가 신호 크기의 50%이고 최대값이 신호 크기의 100%까지 발생하는 것으로 검증되었으며, 도 6의 (f), (g), (h)에 예시된 바와 같이 수학적9, 10에 의해 얻어진 임피던스의 평균 값은 거의 변하지 않았다.
- [0098] 상술한 바와 같은 본 발명에 따른 CPR 수행시의 기계적 임피던스 감시 시스템(100)은 도 3에 예시된 바와 같은 CPR 보조기구(200)에 내장함으로써 CPR 시행시에 압력센서(110)에 의해 측정되는 힘(압박력)과 가속도센서(120)에 의해 측정되는 압박에 따른 가속도에 의거하여, CPR 환자 흉강의 기계적 임피던스를 산출하여 표시부(160)를 통해 CPR 시술자에게 보여줌으로써 CPR의 질을 확인시켜 주어서 CPR 시행에 도움을 주게 된다.
- [0099] CPR 보조기구(200)는 CPR시술자가 손으로 잡을 수 있는 손잡이(210)와, 환자의 흉부에 밀착하는 압박판(220)을 구비하고 있는데, 압박판(220)의 내부에 압력센서(110)와 가속도센서(120)를 장착하고, 표시부(160)는 손잡이(210) 부위에 시각적으로 확인 가능하게 장착하고, ADC(130)와 MPU(150)는 손잡이(210)의 내부에 장착되며, 구동 명령을 입력하는 입력부(170)는 수동 스위치로 구현하되 손잡이(210)의 하단 부위 등과 같이 CPR시술자가 조작할 수 있는 위치에 장착한다.
- [0100] CPR 보조기구(200)의 압박판(220) 내부에 장착된 센서(110, 120)들로부터 출력되는 신호를 ADC(130)에 의해 디지털 타입의 신호로 변환하여 MPU(150)에 입력함으로써, MPU(150)가 해당 입력된 힘과 가속도 데이터에 의거하여 상술한 도 2에 예시된 바와 같은 과정을 거쳐서 CPR환자 흉강의 기계적 임피던스를 산출하여 표시부(160)에 표시한다.
- [0101] CPR시술자가 CPR 보조기구(200)를 이용하여 환자에 대해 CPR을 시행하는 경우, 입력부(170)를 통해 구동 명령을 입력하여 CPR 보조기구(200)에 내장된 기계적 임피던스 감시 시스템(100)을 구동시키고서, 압박판(220)을 환자의 흉부에 밀착한 상태로 압박을 가하여 CPR을 시행한다. 이때, CPR 보조기구(200)에 내장된 기계적 임피던스 감시 시스템(100)은, 압력센서(110)에 의해 측정되는 힘(압박력)과 가속도센서(120)에 의해 측정되는 압박에 따른 가속도에 의거하여, 상술한 바와 같이 CPR 환자 흉강의 기계적 임피던스를 산출하여 표시부(160)를 통해 CPR 시술자에게 보여줌으로써 시행중인 CPR의 질을 확인시켜 주어서 CPR 시행에 도움을 주게 된다.
- [0102] 상술한 바와 같이, 본 발명에 대한 구체적인 설명은 실시예에 의해 이루어졌지만, 상술한 실시예는 본 발명의 바람직한 예를 들어 설명하였을 뿐이기 때문에, 본 발명이 상기의 실시예에만 국한되는 것으로 이해되어져서는 아니 되며, 본 발명의 권리범위는 후술하는 청구범위 및 그 등가개념으로 이해되어져야 할 것이다.

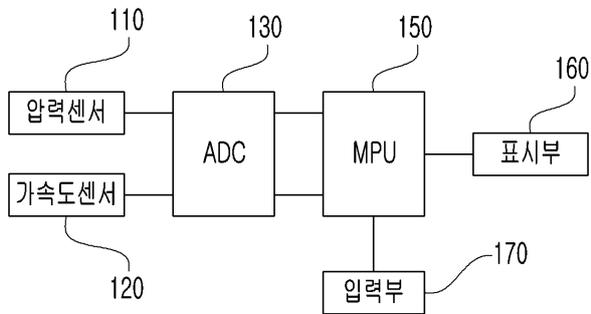
부호의 설명

- [0103] 100; CPR시의 기계적 임피던스 감시 시스템
- 110; 압력센서
- 120; 가속도센서
- 130; ADC(Analog to Digital Converter)
- 150; MPU(Micro Processsing Unit)
- 160; 표시부
- 170; 입력부

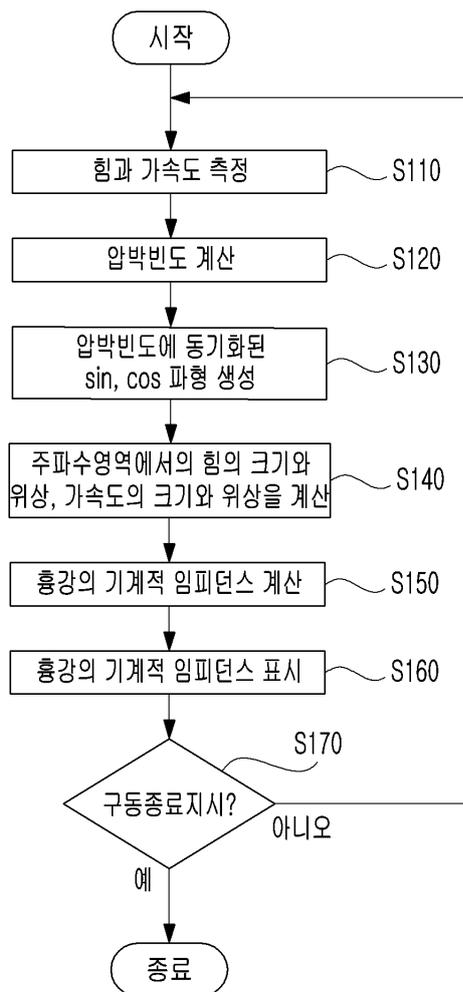
도면

도면1

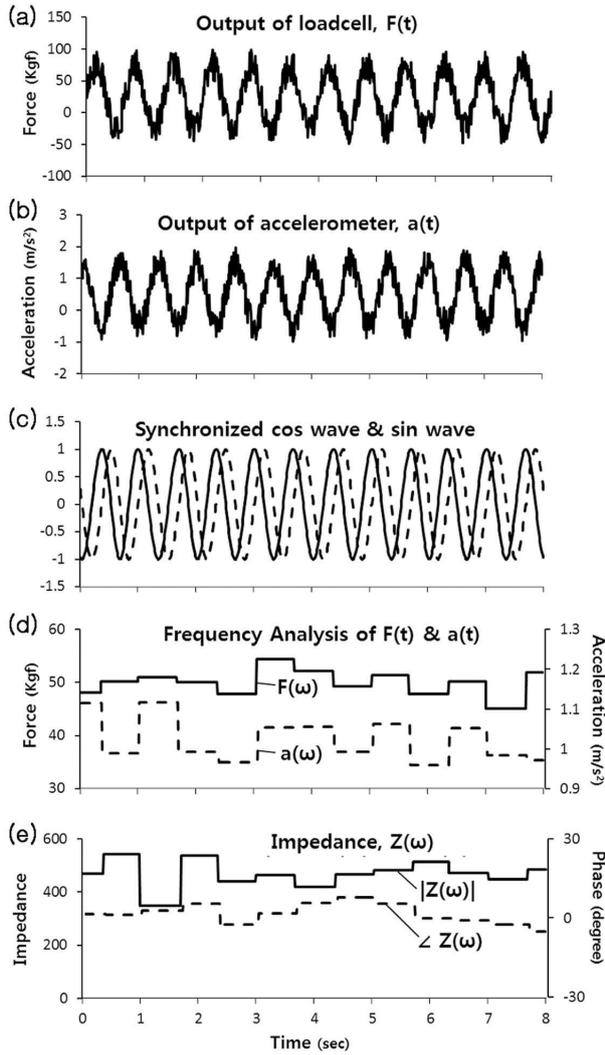
100



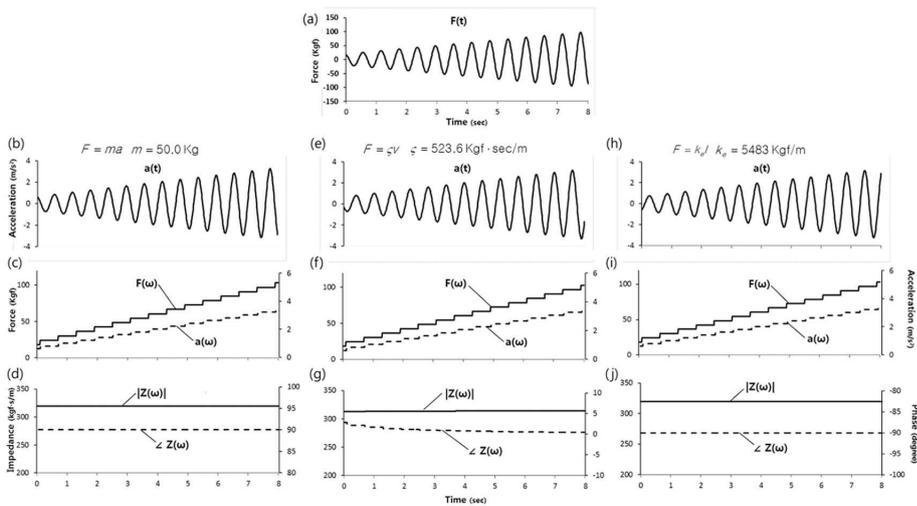
도면2



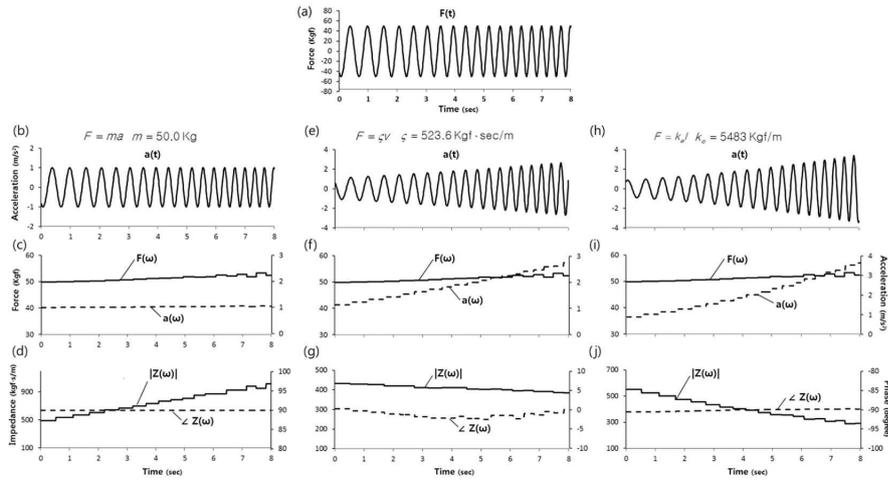
도면3



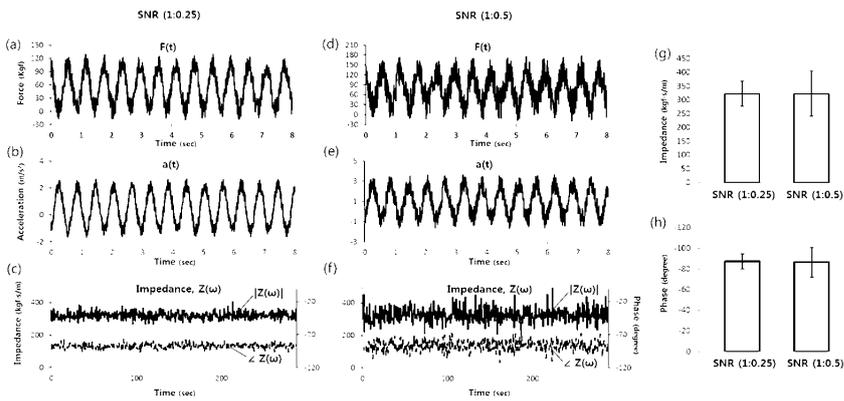
도면4



도면5



도면6



도면7

