



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년09월28일
 (11) 등록번호 10-1901398
 (24) 등록일자 2018년09월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/021 (2006.01)
 A61B 5/024 (2006.01)
 (52) CPC특허분류
 A61B 5/7235 (2013.01)
 A61B 5/02108 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2016-0145830
 (22) 출원일자 2016년11월03일
 심사청구일자 2016년11월03일
 (65) 공개번호 10-2018-0049646
 (43) 공개일자 2018년05월11일
 (56) 선행기술조사문헌
 JP2003199719 A*
 JP10094528 A*
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
 재단법인 아산사회복지재단
 서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 (풍납동)
 울산대학교 산학협력단
 울산광역시 남구 대학로 93(무거동)
 (72) 발명자
 임채현
 서울특별시 광진구 아차산로 549, 1006동 1702호
 (광장동, 광장현대파크빌)
 (74) 대리인
 리엔목특허법인

전체 청구항 수 : 총 11 항

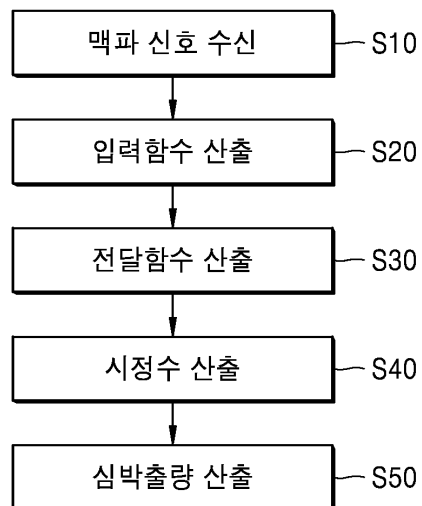
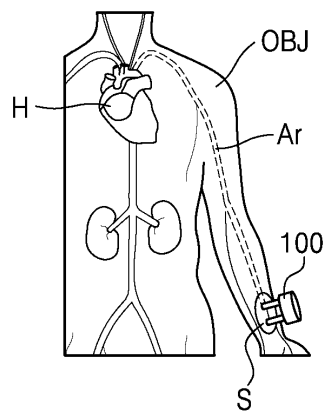
심사관 : 김성훈

(54) 발명의 명칭 **심박출량 추정 방법 및 심박출량 추정 장치**

(57) 요약

본 발명의 일 실시예는 피검체의 체표면에서 검출한 상기 피검체의 심장박동에 의한 맥파(pulse wave)신호로부터, 상기 피검체의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계; 상기 입력함수에 대하여, 상기 맥파를 출력함수로 하는 전달함수(transfer function)를 산출하는 단계; 상기 전달함수의 시정수(time constant)를 산출하는 단계; 및 상기 시정수를 이용하여 상기 피검체의 심박출량을 산출하는 단계;를 포함하는, 심박출량 추정 방법을 제공한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/02416 (2013.01)

A61B 2562/0247 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

피검체의 체표면에서 검출한 상기 피검체의 심장박동에 의한 맥파(pulse wave)신호로부터, 상기 피검체의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계;

상기 입력함수에 대하여, 상기 맥파를 출력함수로 하는 전달함수(transfer function)의 시계열 데이터를 산출한 후, 상기 시계열 데이터를 지수함수로 피팅(fitting)하는 단계;

상기 지수함수의 시정수(time constant)를 산출하는 단계; 및

상기 시정수를 이용하여 상기 피검체의 심박출량을 산출하는 단계;를 포함하고,

상기 지수함수 피팅 단계는,

- i) 심장박동의 한 주기의 구간에서 상기 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 제1피팅하는 단계; 및
- ii) 특정 시간에서, 상기 제1피팅한 지수함수의 값과 상기 전달함수의 시계열 데이터의 값의 차이가 미리 설정한 오차범위보다 큰 오차를 가지는 구간 및 상기 전달함수의 시계열 데이터 값이 상기 전달함수의 시계열 데이터의 최대값의 일정비율 미만인 구간을 제외한 구간에서만 상기 전달함수를 지수함수로 제2피팅하는 단계;를 포함하는, 심박출량 추정 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 피검체의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계는,

상기 심장박동의 한 주기 동안 상기 맥파의 최대값과 최소값의 차이를 넓이로 가지는 임펄스(impulse)함수를 산출하는 단계를 포함하는, 심박출량 추정 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 지수함수 피팅 단계는,

ARMAX(Autoregressive model with exogenous inputs) 모형을 이용하여 상기 입력함수 및 상기 출력함수로부터 상기 전달함수의 상기 시계열 데이터를 얻는 단계를 포함하는, 심박출량 추정 방법.

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 심박출량을 산출하는 단계는,

상기 맥파 신호의 평균값과 비례상수의 곱을 상기 시정수의 값으로 나누어 산출하는, 심박출량 추정 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 비례상수는 상기 피검체의 나이나 신체의 크기에 따라 통계적으로 결정되어 산출되는, 심박출량 추정 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 맥파 신호를 검출하는 단계는,

상기 피검체에 빛을 조사하는 단계;

상기 피검체를 투과한 빛 또는 상기 피검체로부터 반사된 빛을 검출하는 단계; 및

상기 검출된 빛을 광전(photoelectric) 변환하여, 상기 검출된 빛의 세기를 측정하는 단계;를 포함하는, 심박출량 추정 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 맥파 신호를 검출하는 단계는,

압력센서를 이용하여 상기 피검체의 체표면에서의 압력 변화를 측정하는 단계를 포함하는, 심박출량 추정 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 맥파 신호를 검출하는 단계는,

상기 피검체의 경동맥(Carotid artery), 상완동맥(Brachial artery), 요골동맥(Radial artery), 대퇴동맥(Femoral artery) 중 적어도 어느 한 부위의 맥파 신호를 검출하는 단계인, 심박출량 추정 방법.

청구항 11

피검체의 체표면에서, 상기 피검체의 심장박동에 의한 맥파(pulse wave)신호를 검출하는 맥파 신호 검출부; 및

상기 맥파 신호 검출부와 전기 신호를 주고 받는 맥파 신호 처리부;를 포함하고,

상기 맥파 신호 처리부는,

상기 맥파 신호로부터, 상기 피검체의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계;

상기 입력함수에 대하여, 상기 맥파를 출력함수로 하는 전달함수(transfer function)의 시계열 데이터를 산출한 후, 상기 시계열 데이터를 지수함수로 피팅(fitting)하는 단계;

상기 지수함수의 시정수(time constant)를 산출하는 단계; 및

상기 시정수를 이용하여 상기 피검체의 심박출량을 산출하는 단계;를 거쳐 상기 피검체의 심박출량을 추정하고,

상기 지수함수 피팅 단계는,

i) 심장박동의 한 주기의 구간에서 상기 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 제1피팅하는 단계; 및

ii) 특정 시간에서, 상기 제1피팅한 지수함수의 값과 상기 전달함수의 시계열 데이터의 값의 차이가 미리 설정한 오차범위보다 큰 오차를 가지는 구간 및 상기 전달함수의 시계열 데이터 값이 상기 전달함수의 시계열 데이터의 최대값의 일정비율 미만인 구간을 제외한 구간에서만 상기 전달함수를 지수함수로 제2피팅하는 단계;를 포함하는, 심박출량 추정 장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 맥파 신호 검출부는 광전센서를 포함하는, 심박출량 추정 장치.

청구항 13

제11항에 있어서,

상기 맥파 신호 검출부는 압력센서를 포함하는, 심박출량 추정 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 비침습적(non-invasive)으로 심박출량을 추정하는 방법 및 장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 맥파(pulse wave)를 이용하여 심박출량을 추정하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 심박출량(Cardiac Output)은 단위 시간 동안 심장의 박동을 통해 신체로 퍼져나가는 혈액의 양으로써, 심장 기능뿐만 아니라 전체 순환계의 상태를 반영하는 지표가 된다. 즉 심박출량은 심장의 질환과 기능의 정상여부를 판단하기 위하여 반드시 측정해야 하는 자료이다.

[0003] 심장 카테터실에서 쓰이던 폐동맥 카테터가 수술장 및 중환자실 환자 관리에 이용되기 시작한 1970년대 초 이후로 임상에서 현재까지 가장 흔히 사용되는 방법은 지시물질 희석법의 일종인 Swan-Ganz 카테터, 즉 폐동맥 카테터를 이용한 열희석법 측정이다.

[0004] 그러나 이러한 열희석법은 카테터를 경동맥과 우심방, 우심실로 삽관하거나 폐정맥을 통하여 좌심실에 삽관하는 등, 체내로 검사체를 침투하는 방식을 사용하고 있다. 이러한 침습적인(invasive) 방법은 숙련된 기술을 요하여, 시술자가 시술 중 실수를 하게 되는 경우 환자에게 합병증이 발생하는 등의 위험부담이 있었다.

[0005] 이러한 단점을 보완하기 위해 동맥압으로부터 심박출량을 산출하는 방법 등이 개발되고 있으나, 여전히 혈관 내로 검사체를 투입하는 침습적인 방식을 사용하고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 한국 공개특허 제2013-0095862호 (2013.08.29)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 포함하여 여러 문제점들을 해결하기 위한 것으로써, 피검체의 체표면에서 검출된 심장박동에 의한 맥파(pulse wave) 신호를 수신하여, 비침습적(non-invasive)인 방식으로 피검체의 심박출량을 추정하는 방법 및 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다. 그러나, 이러한 과제는 예시적인 것으로, 이에 의해 본 발명의 범위가 한정되는 것은 아니다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명의 일 실시예는 피검체의 체표면에서 검출한 상기 피검체의 심장박동에 의한 맥파(pulse wave)신호로부터, 상기 피검체의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계; 상기 입력함수에 대하여, 상기 맥파를 출력함수로 하는 전달함수(transfer function)를 산출하는 단계; 상기 전달함수의 시정수(time constant)를 산출하는 단계; 및 상기 시정수를 이용하여 상기 피검체의 심박출량을 산출하는 단계;를 포함하는, 심박출량 추정 방법을 제공한다.

[0009] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 피검체의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계는, 상기 심장박동의 한 주기 동안 상기 맥파의 최대값과 최소값의 차이를 넓이로 가지는 임펄스(impulse)함수를 산출하는 단계

를 포함할 수 있다.

- [0010] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 전달함수를 산출하는 단계는, ARMAX(Autoregressive model with exogenous inputs) 모형을 이용하여 상기 입력함수 및 상기 출력함수로부터 상기 전달함수의 시계열 데이터를 얻는 단계를 포함할 수 있다.
- [0011] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 전달함수를 산출하는 단계는, 상기 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 피팅(fitting)하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0012] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 피팅하는 단계는, 심장박동의 한 주기의 구간에서 상기 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 제1피팅하는 단계; 및 특정 시간에서, 상기 제1 피팅한 지수함수의 값과 상기 전달함수의 시계열 데이터의 값의 차이가 미리 설정한 오차범위보다 큰 오차를 가지는 구간 및 상기 전달함수의 시계열 데이터 값이 상기 전달함수의 시계열 데이터의 최대값의 일정비율 미만인 구간을 제외한 구간에서만 상기 전달함수를 지수함수로 제2피팅하는 단계;를 포함할 수 있다.
- [0013] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 심박출량을 산출하는 단계는, 상기 맥파 신호의 평균값과 비례상수의 곱을 상기 시정수의 값으로 나누어 산출할 수 있다.
- [0014] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 비례상수는 상기 피검체의 나이나 신체의 크기에 따라 통계적으로 결정되어 산출될 수 있다.
- [0015] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 맥파 신호를 검출하는 단계는, 상기 피검체에 빛을 조사하는 단계; 상기 피검체를 투과한 빛 또는 상기 피검체로부터 반사된 빛을 검출하는 단계; 및 상기 검출된 빛을 광전(photoelectric) 변환하여, 상기 검출된 빛의 세기를 측정하는 단계;를 포함할 수 있다.
- [0016] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 맥파 신호를 검출하는 단계는, 압력센서를 이용하여 상기 피검체의 체표면에서의 압력 변화를 측정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 맥파 신호를 검출하는 단계는, 상기 피검체의 경동맥(Carotid artery), 상완동맥(Brachial artery), 요골동맥(Radial artery), 대퇴동맥(Femoral artery) 중 적어도 어느 한 부위의 맥파 신호를 검출하는 단계일 수 있다.
- [0018] 본 발명의 다른 실시예는, 피검체의 체표면에서, 상기 피검체의 심장박동에 의한 맥파(pulse wave)신호를 검출하는 맥파 신호 검출부 및 상기 맥파 신호 검출부와 전기 신호를 주고 받는 맥파 신호 처리부를 포함하고, 상기 맥파 신호 처리부는, 상기 맥파 신호로부터, 상기 피검체의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계, 상기 입력함수에 대하여, 상기 맥파를 출력함수로 하는 전달함수(transfer function)를 산출하는 단계, 상기 전달함수의 시정수(time constant)를 산출하는 단계 및 상기 시정수를 이용하여 상기 피검체의 심박출량을 산출하는 단계를 거쳐 상기 피검체의 심박출량을 추정하는 심박출량 추정 장치를 제공한다.
- [0019] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 맥파 신호 검출부는 광전센서를 포함할 수 있다.
- [0020] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 맥파 신호 검출부는 압력센서를 포함할 수 있다.
- [0021] 전술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

- [0022] 상기와 같은 본 발명에 따르면, 피검체의 체표면에서 심장박동에 의한 맥파 신호를 검출하여, 비침습적(non-invasive)인 방식으로 피검체의 심박출량을 추정할 수 있다. 따라서 피검체의 심박출량의 변화, 나아가 심질환자의 심장 기능 변화를 손쉽게 확인할 수 있게 된다. 물론 이러한 효과에 의해 본 발명의 범위가 한정되는 것은 아니다.

도면의 간단한 설명

- [0023] 도 1은 일 실시예에 따른 심박출량 추정 방법을 나타낸 개념도 및 순서도이다.
- 도 2는 맥파 신호를 예시적으로 나타낸 그래프이다.
- 도 3는 피검체의 한 지점에서 시간에 따른 맥파 신호의 세기를 예시적으로 나타낸 그래프이다.

도 4는 입력함수, 전달함수, 출력함수를 나타낸 그래프이다.

도 5는 심박출량과 동맥압의 관계를 나타내는 공기압력 모형(Windkessel model)을 설명한 그림이다.

도 6은 일 실시예에 따른 맥파 신호 검출 방법을 나타낸 순서도이며, 도 7은 도 6의 방법의 원리를 나타낸 개념도 및 그래프이다.

도 8은 다른 실시예에 따른 맥파 신호 검출 방법을 나타낸 순서도이며, 도 9는 도 8의 방법의 원리를 나타낸 개념도이다.

도 10은 맥파 신호를 측정하는 부위를 나타내는 혈관계(blood vascular system)를 나타낸 도면이다.

도 11은 피검체의 경동맥, 상완동맥, 요골동맥, 대퇴동맥 부위에서 맥파 신호를 통해 추정된 심박출량의 실험 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0024] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.
- [0025] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0026] 이하의 실시예에서, 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용된다.
- [0027] 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.
- [0028] 이하의 실시예에서, 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다.
- [0029] 도면에서는 설명의 편의를 위하여 구성 요소들이 그 크기가 과장 또는 축소될 수 있다. 예컨대, 도면에서 나타난 각 구성의 크기 및 두께는 설명의 편의를 위해 임의로 나타내었으므로, 본 발명이 반드시 도시된 바에 한정되지 않는다.
- [0030] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0031] 도 1은 일 실시예에 따른 심박출량(Cardiac output, CO) 추정 방법을 나타낸 개념도 및 순서도이다.
- [0032] 일 실시예에 따른 심박출량(CO) 추정 방법은, 피검체(OBJ)의 체표면(S)에서 검출한 피검체(OBJ)의 심장박동에 의한 맥파(pulse wave, PW)신호로부터, 피검체(OBJ)의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계(S20), 입력함수에 대하여 맥파(PW)를 출력함수로 하는 전달함수(transfer function, $h(t)$)를 산출하는 단계(S30), 전달함수의 시정수(time constant, τ)를 산출하는 단계(S40) 및 시정수(τ)를 이용하여 피검체(OBJ)의 심박출량(CO)을 산출하는 단계(S50)를 포함한다.
- [0033] 도 1을 참조하면, 피검체(OBJ)는 심장(H) 및 동맥(Artery, Ar)을 가지고 있는 생체이다. 맥파 신호 검출 장치(100)를 통해, 피검체(OBJ)의 체표면(skin, S)에서 맥파(PW) 신호를 검출한다. 이후, 예컨대 맥파 신호 처리부(미도시)에서, 맥파(PW) 신호를 수신받는 단계(S10)가 수행된다.
- [0034] 심장(H)이 수축하면 심장(H)으로부터 동맥(Ar)을 통하여 온몸에 혈액이 공급되는데, 이 때 동맥(Ar)의 압력의 변화 등에 의해 혈관벽을 따라 진동이 퍼지게 되는데, 이를 맥파(PW)라 한다. 맥파(PW)는 심장박동에 의한 혈압 및 혈관의 기계적 요소에 의해 결정되므로, 맥파(PW) 신호를 측정하여 다양한 정보를 얻을 수 있다.
- [0035] 카테터 등으로 혈관 내에 삽관하여 혈압을 잰 후 이를 통해 심박출량(CO)을 추정하는 종래 방식과는 달리, 본 발명에서는 피검체(OBJ)의 체표면(S)에서 심장박동에 의한 맥파(PW) 신호를 검출하여 심박출량(CO)을 추정한다. 맥파(PW) 신호를 감지하는 방법에는, 압력센서를 이용하여 체표면에서의 압력 변화를 측정하는 방식 또는 동맥/정맥의 혈량을 빛의 투과도 또는 반사도를 통해 측정하는 방식 등이 있다. 이에 대하여는 후술한다.

- [0036] 도 2는 맥파의 예시를 나타낸 그래프이다. 도 2를 참조하면, 맥파(PW)는 심장(H)의 수축에 의해 발생해 진행되는 진행과와, 피검체(OBJ)의 신체 말단 등에서 반사되어 나온 반사파가 중첩된 형태를 가지게 된다.
- [0037] 도 3는 피검체(OBJ)의 한 지점에서 시간에 따른 맥파(PW) 신호의 세기를 예시적으로 나타낸 그래프이다. 이 때 그래프는 연속적인 것으로 도시되어 있으나, 실제로 맥파(PW) 신호는 이산적인(discrete) 시계열 데이터(time series)의 형태로 얻어질 수 있다. 도 3을 참조하면, 심장박동의 한 주기(A)에 맞춰 맥파(PW) 신호의 세기 $y(t)$ 역시 주기적으로 변하게 된다. 심장근이 수축하는 때 동맥압(artery blood pressure, ABP)이 급격히 증가하는 시점에 맞추어 맥파(PW)의 세기 역시 급속히 증가하는 지점(upstroke)을 가지고, 이후 심장근이 이완함에 따라 맥파(PW)는 최대값을 가졌다가 점점 감소하게 된다.
- [0038] 도 4는 입력함수, 전달함수, 출력함수를 나타낸 그래프이다.
- [0039] 맥파(PW) 신호를 수신하는 단계(S10) 후에는, 피검체(OBJ)의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계(S20)가 수행된다. 일 실시예에 따르면, 입력함수를 산출하는 단계(S20)는, 심장박동의 한 주기 동안 맥파(PW)의 최대값(PW_{max})과 최소값(PW_{min})의 차이를 넓이로 가지는 임펄스 함수(impulse function)를 산출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0040] 혈압을 통해 심박출량(CO)을 추정하는 종래 기술의 경우, 혈압의 파형에서 혈압의 최대값과 혈압의 최소값의 차이, 즉 맥압(Pulse Pressure, PP)과 심박출량(CO)이 비례함을 이용하여 심박출량(CO)을 추정한다.
- [0041] 본 발명은 맥파(PW)의 파형에서 심장박동의 한 주기 동안 맥파의 최대값(PW_{max})과 맥파의 최소값(PW_{min})의 차이(d)의 변화양상을 전달함수를 이용하여 심박출량(CO)을 추정에 필요한 시정수를 산출한다.
- [0042] 심장박동이 한 번 일어날 때, 심장에서의 혈압 또는 심전도는 업스트로크(upstroke) 지점에서 급격하게 올라갔다가 다시 떨어지는 형태의 그래프를 가지게 된다. 이를 근사적으로 도 4의 입력함수 $x(t)$ 와 같이 임펄스 열(impulse train) 함수로 취급하는 경우, 수학적 계산이 용이해지게 된다. 이 때 각 임펄스 함수의 넓이를 맥파의 최대값(PW_{max}) 및 최소값(PW_{min})의 차이(도 3, d)로 정의할 수 있다.
- [0043] 입력함수를 산출한 이후에는, 입력함수에 대하여 맥파(PW)를 출력함수로 하는 전달함수(transfer function, $h(t)$)를 산출하는 단계(S40)가 수행된다. 입력함수 $x(t)$ 는 심장박동의 한 주기마다 맥파의 최대값(PW_{max}) 및 최소값(PW_{min})의 차이(d)를 너비로 가지는 임펄스 열 함수일 수 있음은 위에서 설명한 바와 같다. 심장박동마다 d의 값에는 차이가 있을 수 있는데, 도 4에서는 예시적으로, j-1, j, j+1번째 심장박동마다 각각 d_{j-1} , d_j , d_{j+1} 만큼의 넓이를 가지는 임펄스 함수가 도시되어 있다. 이러한 임펄스 형태의 입력함수 $x(t)$ 에 의해, 출력함수에 해당하는 맥파세기 $y(t)$ 는 최종적으로 j-1, j, j+1번째 심장박동마다 PW_{j-1} , PW_j , PW_{j+1} 와 같은 그래프를 가지게 된다.
- [0044] 이 때 전달함수 $h(t)$ 는 아래 [수학식 1]에 의해 정의되는 함수이다.
- [0045] [수학식 1]
- [0046] $y(t) = x(t) * h(t)$
- [0047] 즉 전달함수 $h(t)$ 는 입력함수 $x(t)$ 와 컨벌루션(convolution)되어 출력함수 $y(t)$ 를 생성하는 함수이다. 이 때 맥파(PW) 신호로부터 계산된 입력함수 $x(t)$ 는 심장박동을 모사하는 것일 뿐 실제의 심장박동 신호와는 다르므로, j번째 임펄스(impulse)에 의한 전달함수 $h(t)$ 의 모양과 실제의 맥파세기 $y(t)$ 의 j번째 피크(peak)에서의 모양은 다르게 된다.
- [0048] 한편, 맥파(PW) 신호, 즉 출력함수 $y(t)$ 로부터 입력함수 $x(t)$ 를 산출하였으므로, 입력함수 $x(t)$ 와 출력함수 $y(t)$ 를 알고 있는 상황에서 전달함수 $h(t)$ 를 연산(computation)할 수 있다.
- [0049] 일 실시예에 따르면, 전달함수를 산출하는 단계는 ARMAX(Autoregressive model with exogenous inputs) 모형을 이용하여 입력함수 및 출력함수로부터 전달함수의 시계열 데이터를 얻는 단계를 포함할 수 있다. ARMAX 모형은, 현재의 출력함수의 값을 과거의 함수값 및 외부의 시계열 변수의 선형 합(linear sum)으로 근사하는 회귀 모형이다. 즉 맥파(PW) 신호인 출력함수는 아래의 수학식 2와 같이 표현할 수 있다.

[0050] [수학식 2]

$$y(t) = \sum_{k=1}^m a_k y(t-k) + \sum_{k=1}^n b_k x(t-k) + e(t)$$

[0051] 여기서 $x(t)$ 는 맥파(PW) 신호로부터 도출한 입력함수, $y(t)$ 는 출력함수인 맥파(PW) 신호, $\{a_k, b_k\}$ 는 파라미터, $e(t)$ 는 맥파(PW) 신호 검출시 발생할 수 있는 잡음 신호에 의한 잔차(residual)를 의미한다.

[0052] 여기서, 예컨대 최소자승법(least square method)을 이용한 연산을 통해 잔차 $e(t)$ 를 최소화 하는 파라미터 $\{a_k, b_k\}$ 를 구할 수 있다. 이 때 파라미터의 개수 m, n 은, 잔차(residual)가 허용 범위 내에 있도록 하는 m, n 중 최소인 것으로 정하는 것이 바람직하다.

[0053] 파라미터 $\{a_k, b_k\}$ 가 결정되면, 전달함수의 시계열 데이터 $h(t)$ 는 아래의 식과 같이 정해진다.

[0054] [수학식 3]

$$h(t) = \sum_{k=1}^m a_k h(t-k) + \sum_{k=1}^n b_k \delta(t-k)$$

[0055] 여기서 $\delta(t)$ 는 단위 임펄스 함수를 의미한다. [수학식 3]의 양변에 $x(t)$ 를 컨벌루션하면 잔차 $e(t)$ 를 제외한 [수학식 2]를 얻게 된다. 상기 [수학식 3]과 같은 ARMAX 모형에 의해, 전달함수 $h(t)$ 의 시계열 데이터가 얻어진다. 추후 이 데이터로부터 $h(t)$ 를 피팅(fitting)할 수 있다.

[0056] 일 실시예에 따르면, 전달함수를 산출하는 단계는, 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 피팅하는 단계를 포함할 수 있다. 이하 전달함수 $h(t)$ 가 지수함수로 피팅될 수 있는 이론적 배경을 설명한다.

[0057] 도 5는 심박출량(CO)과 동맥압(ABP)의 관계를 나타내는 공기압력 모형(Windkessel model)을 설명한 그림이다.

[0058] 도 5를 참조하면, 심장에서 심박출량(CO)은 혈관의 수축 또는 팽창 지수를 나타내는 동맥유순도(AC) 및 모세혈관에서의 혈류저항(TPR)에 의하여 정해지게 된다. 이를 도 5의 맨 위 그림과 같이 전기회로도 모형을 할 수 있는데, 심박출량(CO)은 전류량, 동맥유순도(AC)는 커패시터(capacitor), 혈류저항(TPR)은 전기저항(resistor)에 대응된다. 여기서 회로도의 상단 마디의 전압에 대응되는 값이 동맥압(ABP)이 된다. 따라서 공기압력 모형의 등가 RC회로도를 분석하면 심박출량(CO)과 동맥압(ABP)의 관계를 분석할 수 있다.

[0059] 1차 RC회로의 경우, 단위 임펄스 함수(unit impulse function)에 의한 출력, 즉 전달함수는 지수함수 형태를 가지게 된다. 도 5의 아래 그래프를 참조하면, 심박출량(CO)은 임펄스 함수와 비슷하게 폭이 좁고 높이가 큰 형태를 가지는 함수로 근사할 수 있으므로, 출력함수인 동맥압은 시정수(τ)를 가지는 지수함수가 주기적으로 반복되는 형태가 된다.

[0060] 이 때 동맥압(APB)과 비슷하게, 심장에서 심박출량(CO)과 맥파(PW)의 세기와 관계 역시 공기압력 모형을 통해 설명할 수 있다. 이는 맥파(PW)와 동맥압(APB)이 밀접한 관계를 가지고 있기 때문이다. 따라서 RC회로와 비슷하게, 맥파(PW) 신호를 출력신호로 하는 전달함수 $h(t)$ 의 시계열 데이터로부터 아래와 같은 형태의 지수함수를 피팅할 수 있다.

[0061] [수학식 4]

$$h(t) = Ae^{-t/\tau} + w(t)$$

[0062] 여기서 τ 는 시정수, $w(t)$ 는 측정오차를 의미한다. 여기서, 최소자승법을 통해 $w(t)$ 를 최소화하는 방식으로 계수 A 및 시정수 τ 를 구할 수 있다.

[0063] 일 실시예에 따르면, 전달함수를 지수함수로 피팅하는 단계는, i) 심장박동의 한 주기의 구간에서 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 제1피팅하는 단계, ii)특정 시간에서, 제1피팅한 지수함수의 값과 전달함수의 시계열 데이터의 값(이하, '전달함수의 값'이라 한다)의 차이가, 미리 설정한 오차범위보다 큰 오차를 가지는 구간(A구간) 및 전달함수의 값이 전달함수의 최대값의 일정비율 미만인 구간(C구간)을 제외한 구간(B구간)에서만 전달함수를 지수함수로 제2피팅하는 단계를 포함할 수 있다.

[0064] 도 4를 다시 참조하면, 상기 언급한 바와 같이, 전달함수 $h(t)$ 는 지수함수적으로 감소한다. 그러나 RC 회로로

단순화시킨 모델과는 달리, 실제로는 심장박동이 정확한 임펄스 함수가 아닐 뿐만 아니라 다양한 변수들이 존재하게 되므로, 실제의 맥파(PW) 신호는 심장박동 발생 직후에는 진동(fluctuation)이 심하게 발생하게 된다. 따라서 전달함수 역시 심장박동 발생 직후(A구간)에는 진동이 많다가 시간이 갈수록(B구간, C구간) 진동이 감소하는 형태가 된다.

[0068] 이 때 진동이 감소하기 시작한 시간에서부터, 전달함수의 값이 최대값의 일정비율 이상이 되는 시간까지의 구간에서 전달함수를 지수함수로 피팅하는 것이 바람직하다. 왜냐하면 진동이 많은 A구간에서는 피팅시 오차가 크며, 전달함수의 값의 크기가 최대값의 일정비율(예컨대, 3%) 미만인 C구간에서는 측정 오차 때문에 잡음비가 커 데이터를 신뢰할 수 없기 때문이다. 따라서 특정 구간(B구간)에서만 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 피팅하는 것이 바람직하다. 이 때, B구간의 범위는 임의로 선택되는 것이 아니라 계산에 의하여 결정된다.

[0069] 다시 도 1을 참조하면, 상기 과정을 통해, 지수함수 형태의 전달함수 $h(t)$ 를 산출한 후에는 시정수를 산출하는 단계(S40)가 수행된다. 전달함수를 산출하는 단계(S30)와 시정수를 산출하는 단계(S40)는 실질적으로 동시에 수행될 수 있다. 이후, 시정수(τ)를 이용하여 피검체(OBJ)의 심박출량(CO)을 산출하는 단계(S50)가 수행된다.

[0070] 아래는 동맥압(ABP)을 이용하여 심박출량(CO)을 구하는 공기압력 모형에 따를 때, 심박출량(CO)과 시정수(τ)의 관계를 나타낸 식이다.

[0071] [수학식 5]

[0072]
$$CO = ABP \cdot AC / \tau$$

[0073] 여기서 CO는 심박출량, ABP는 심장박동의 한 주기 동안의 동맥압의 평균값, AC는 동맥유순도, τ 는 시정수를 의미한다. 이와 비슷하게, 맥파(PW)를 이용하여 심박출량(CO)을 구하는 경우 아래와 같은 식을 사용하게 된다.

[0074] [수학식 6]

[0075]
$$CO = k \cdot PW / \tau$$

[0076] 여기서 CO는 심박출량, k는 비례상수, PW는 심장박동의 한 주기 동안의 맥파(PW)의 평균값, τ 는 전달함수를 지수함수로 피팅하여 구한 시정수를 의미한다. 즉 심박출량(CO)과 시정수는 반비례하는 관계에 있다. 이 때 k는 동맥압(ABP)을 통해 심박출량(CO)을 구할 때 사용하는 동맥유순도(AC)에 대응되는 비례상수인데, 일 실시예에 따르면 비례상수 k는 피검체(OBJ)의 나이나 신체의 크기에 따라 통계적으로 결정되어 산출될 수 있다.

[0077] 한편, 입력함수, 전달함수, 출력함수를 산출하는 모든 과정은 맥파 신호 검출 장치(100) 내부 또는 외부의 맥파 신호 처리부(미도시)에서 컴퓨터 연산을 통해 이루어질 수 있다. 이에 대하여는 후술한다.

[0078] 도 6은 일 실시예에 따른 맥파(PW) 신호 검출 방법을 나타낸 순서도이며, 도 7은 도 6의 방법의 원리를 나타낸 개념도 및 그래프이다.

[0079] 일 실시예에 따르면, 맥파(PW) 신호를 검출하는 단계는, 피검체(OBJ)에 빛을 조사하는 단계, 피검체(OBJ)를 투과한 빛 또는 상기 피검체(OBJ)로부터 반사된 빛을 검출하는 단계 및 검출된 빛을 광전(photoelectric) 변환하여, 상기 검출된 빛의 세기를 측정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0080] 도 6 및 도 7을 참조하면, 맥파 신호 검출 장치(100)의 광원부(LS)에서, 피검체(OBJ)에 빛을 조사하는 단계가 수행된다. 빛은 피검체(OBJ) 내의 구성성분, 예컨대 동맥(Artery, Ar) 및 정맥(Vein, Ve)에서 흡수되어 일부만이 투과하고, 다른 일부는 체표면에서 반사된다. 피검체(OBJ)를 투과한 빛 또는 피검체(OBJ)로부터 반사된 빛은 광전센서(photoelectric sensor, PES)에서 검출되어 전류로 변환되고, 이는 추후 전압 신호로 변환될 수 있다. 이 때 피검체(OBJ)를 투과한 빛을 입력 신호로 할 것인지, 피검체(OBJ)에서 반사된 빛을 입력 신호로 할 것인지는 선택적으로 정할 수 있다. 이하에서는 전자를 기준으로 설명한다.

[0081] 피검체(OBJ) 내의 동맥에 흐르는 혈량에 따라, 빛의 투과도가 달라진다. 예컨대 동맥압이 강한 상태, 즉 동맥혈량이 많은 상태에서는, 빛의 투과도가 작아지게 된다. 광전센서(PES)는 이와 같은 투과도의 변화를 감지할 수 있게 된다. 따라서 심장박동에 의한 맥파(PW) 신호가 검출될 수 있다.

[0082] 도 8은 다른 실시예에 따른 맥파(PW) 신호 검출 방법을 나타낸 순서도이며, 도 9는 도 8의 방법의 원리를 나타낸 개념도이다.

[0083] 일 실시예에 따르면, 맥파(PW) 신호를 검출하는 단계는, 압력센서를 이용하여 상기 피검체(OBJ)의 체표면에서의

압력 변화를 측정하는 단계를 포함할 수 있다. 도 8 및 도 9를 참조하면, 맥파 신호 검출 장치(100)의 압력센서 (piezoelectric sensor, PZ)에서, 압력 변화를 측정하는 단계가 수행된다. 심장박동에 의한 신호는 동맥(Ar)을 타고 펄스(PS)의 형태로 전달되는데, 이 때 펄스의 진행에 따라 동맥(Ar)이 팽창하게 되고, 이는 피검체(OBJ)의 체표면(S)에 압력을 가하게 된다. 이 때 맥파 신호 검출 장치(100)와 체표면(S) 사이에는 진동 전달 매질이 있게 되는데, 매질의 진동이 압력센서(PZ)에 압력(pressure, P)를 가하면, 압력센서(PZ)는 이의 세기를 검출한다. 즉, 체표면(S)에서의 압력 변화를 통해 맥파(PW) 신호를 검출할 수 있다. 한편, 진동 전달 매질은 공기일 수 있으나 이에 제한되는 것은 아니다. 진동 전달 매질이 공기인 경우, 맥파 신호 검출 장치(100)와 체표면(S) 사이로 공기가 유출입되는 것을 막기 위해, 맥파 신호 검출 장치(100)는 실리콘 또는 고무 재질의 흡착부(미도시)를 포함할 수 있다.

[0084] 상기와 같이 광전센서(PES)를 이용하는 방식 또는 압력센서(PZ)를 이용하는 방식은 선택적으로 차용될 수도 있으나, 동시에 차용될 수도 있다. 즉 맥파 신호 검출 장치(100)가 광전센서(PES) 및 압력센서(PZ)를 모두 포함하는 것도 가능하다.

[0085] 도 10은 맥파(PW) 신호를 측정하는 부위를 나타내는 혈관계(blood vessel system)를 나타낸 도면이다.

[0086] 일 실시예에 따르면, 맥파(PW) 신호를 검출하는 단계는, 피검체(OBJ)의 경동맥(Carotid artery, CA), 상완동맥(Brachial artery, BA), 요골동맥(Radial artery, RA), 대퇴동맥(Femoral artery, FE) 중 적어도 어느 한 부위의 맥파(PW) 신호를 검출하는 단계일 수 있다.

[0087] 맥파(PW)는, 압박시에 뼈 또는 잘 발달된 근육 등 단단한 표면에 의해 눌릴 수 있는 동맥에서 특히 잘 검출된다. 경동맥(CA), 상완동맥(BA), 요골동맥(RA), 대퇴동맥(FE)은 이러한 맥파(PW) 신호의 세기가 강한 동맥들이므로, 상기와 같은 부위의 체표면(S)에서 맥파(PW) 신호를 검출하는 것이 바람직하다.

[0088] 도 11은 피검체(OBJ)의 경동맥(CA), 상완동맥(BA), 요골동맥(RA), 대퇴동맥(FE) 부위에서 맥파(PW) 신호를 통해 추정된 심박출량(CO)의 실험그래프이다. 그래프에서 보듯, 경동맥(CA), 상완동맥(BA), 요골동맥(RA), 대퇴동맥(FE)의 네 부위에서 구한 심박출량(CO) 추정값은 서로 매우 유사한 결과를 보여준다. 이는 동맥압에 적용되는 공기압력 모형(Windkessel model)의 원리가 맥파(PW)에도 적용됨을 보여준다.

[0089] 본 발명의 다른 실시예에 따른 심박출량 추정 장치는, 피검체(OBJ)의 체표면(S)에서, 피검체(OBJ)의 심장박동에 의한 맥파(PW) 신호를 검출하는 맥파 신호 검출부(100) 및 맥파 신호 검출부(100)와 전기 신호를 주고 받는 맥파 신호 처리부(미도시)를 포함하고, 상기 맥파 신호 처리부는, 맥파(PW) 신호로부터, 피검체(OBJ)의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계, 상기 입력함수에 대하여, 상기 맥파를 출력함수로 하는 전달함수(transfer function)를 산출하는 단계, 상기 전달함수의 시정수(time constant)를 산출하는 단계 및 상기 시정수를 이용하여 피검체(OBJ)의 심박출량을 산출하는 단계를 거쳐 피검체(OBJ)의 심박출량을 추정한다.

[0090] 도 7 및 도 9를 다시 참조하면, 심박출량 추정 장치는 맥파(PW) 신호를 검출하는 맥파 신호 검출부(100) 및 이와 전기 신호를 주고 받는 맥파 신호 처리부(미도시)를 포함한다. 상기 맥파 신호 처리부는 맥파 신호 검출부(100)로부터 유선 또는 무선으로 맥파(PW) 신호를 전달받아 컴퓨터 연산하여 피검체(OBJ)의 심박출량을 산출한다.

[0091] 일 실시예에 따르면, 맥파 신호 검출부(100)는 광전센서(PES)를 포함할 수 있다. 광전센서(PES)의 작동 원리는 상기에서 언급한 바와 같다.

[0092] 일 실시예에 따르면, 맥파 신호 검출부(100)는 압력센서(PZ)를 포함할 수 있다. 압력센서(PZ)의 작동 원리는 상기에서 언급한 바와 같다.

[0093] 일 실시예에 따르면, 상기 맥파 신호 처리부에서 피검체(OBJ)의 심장박동을 모사하는 입력함수를 산출하는 단계는, 상기 심장박동의 한 주기 동안 상기 맥파의 최대값과 최소값의 차이를 넓이로 가지는 임펄스(impulse)함수를 산출하는 단계를 포함한다. 이의 원리는 상기에서 언급한 바와 같다.

[0094] 일 실시예에 따르면, 상기 맥파 신호 처리부에서 상기 전달함수를 산출하는 단계는, ARMAX(Autoregressive model with exogenous inputs) 모형을 이용하여 상기 입력함수 및 상기 출력함수로부터 상기 전달함수의 시계열 데이터를 얻는 단계를 포함한다. 이의 원리는 상기에서 언급한 바와 같다.

[0095] 일 실시예에 따르면, 상기 맥파 신호 처리부에서 상기 전달함수를 산출하는 단계는, 상기 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 피팅(fitting)하는 단계를 더 포함한다.

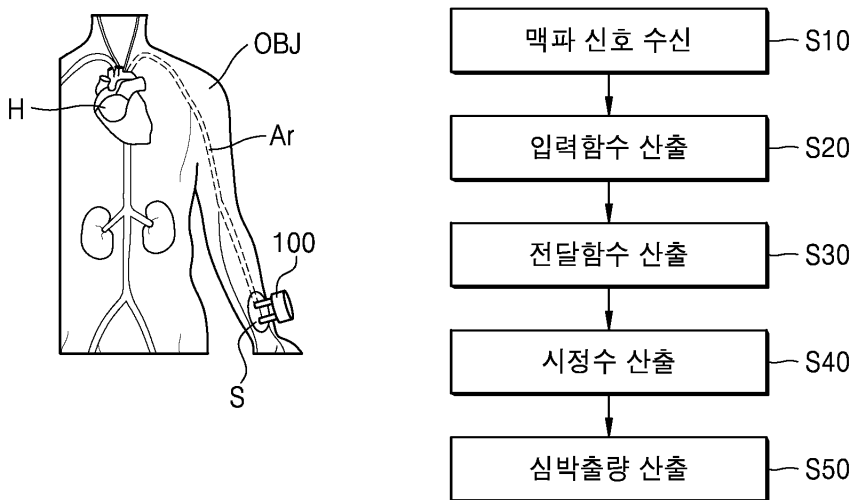
- [0096] 일 실시예에 따르면, 상기 맥파 신호 처리부에서 상기 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 피팅하는 단계는,
- [0097] i) 심장박동의 한 주기의 구간에서 상기 전달함수의 시계열 데이터를 지수함수로 제1피팅하는 단계 및
- [0098] ii) 특정 시간에서, 상기 제1피팅한 지수함수의 값과 상기 전달함수의 시계열 데이터의 값의 차이가 미리 설정한 오차범위보다 큰 오차를 가지는 구간 및 상기 전달함수의 시계열 데이터 값이 상기 전달함수의 시계열 데이터의 최대값의 일정비율 미만인 구간을 제외한 구간에서만 상기 전달함수를 지수함수로 제2피팅하는 단계를 포함한다.
- [0099] 이의 원리는 상기에서 언급한 바와 같다.
- [0100] 상기와 같은 본 발명에 따르면, 피검체(OBJ)의 체표면에서 심장박동에 의한 맥파(PW) 신호를 검출하여, 비침습적(non-invasive)인 방식으로 피검체(OBJ)의 심박출량(CO)을 추정할 수 있다. 따라서 피검체(OBJ)의 심박출량(CO)의 변화, 나아가 심질환자의 심장 기능 변화를 손쉽게 확인할 수 있게 된다.
- [0101] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 다른 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

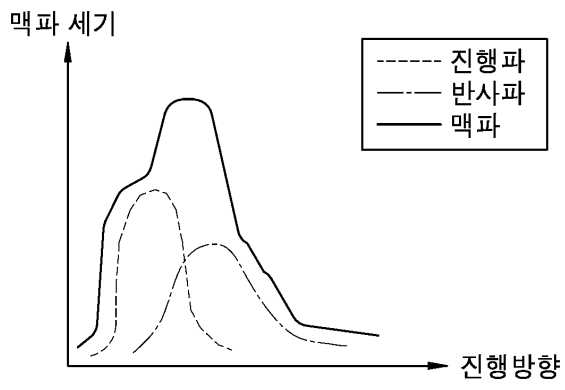
- [0102] 100: 맥파 신호 검출 장치 H: 심장
- OBJ: 피검체 PW: 맥파
- Ar: 동맥 S: 체표면
- CO: 심박출량 ABP: 동맥압
- AC: 동맥유순도 LS: 광원부
- PES: 광전센서 PZ: 압전센서
- PS: 펄스

도면

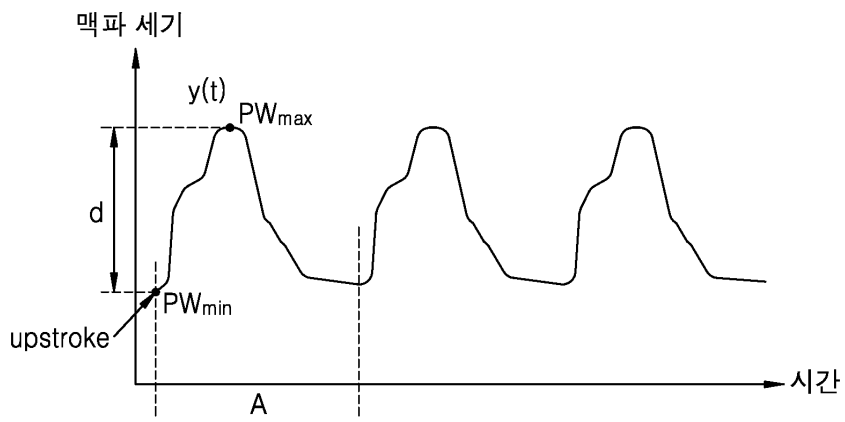
도면1



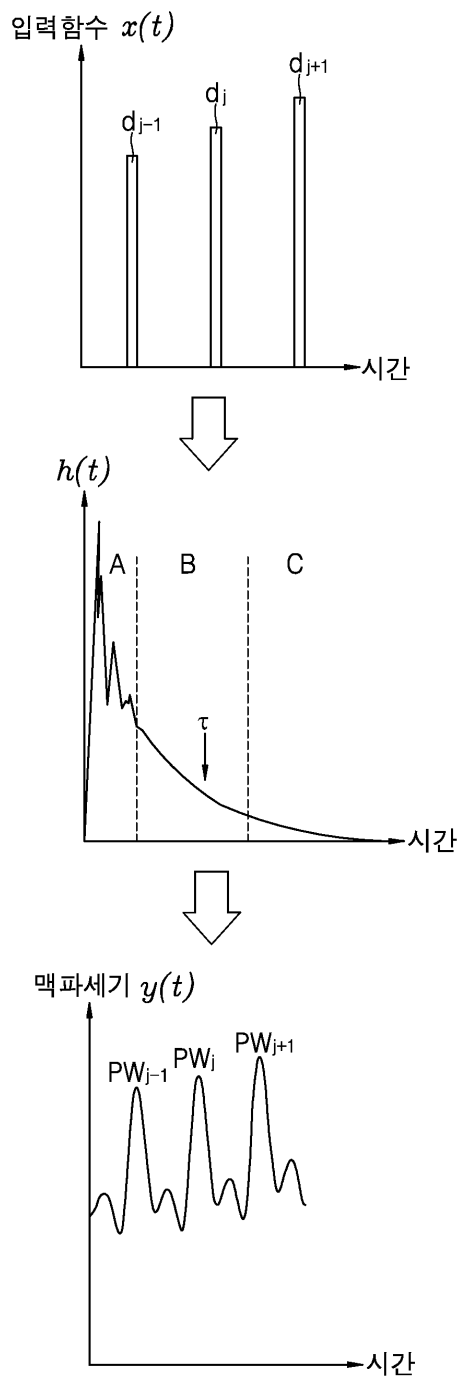
도면2



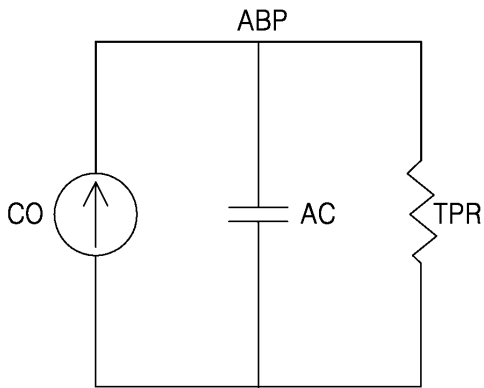
도면3



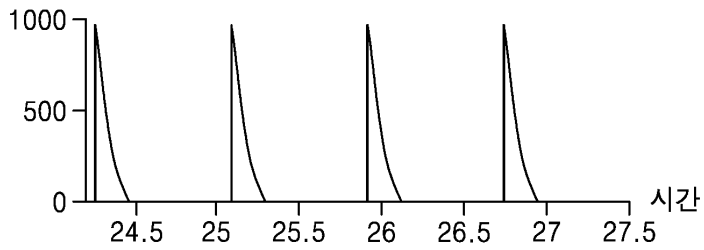
도면4



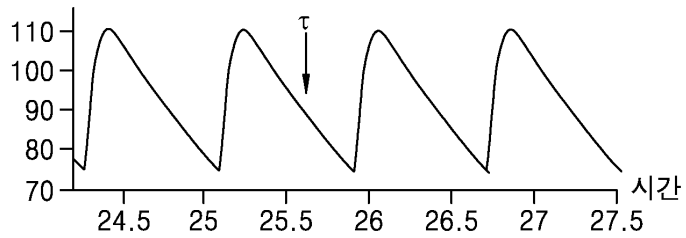
도면5



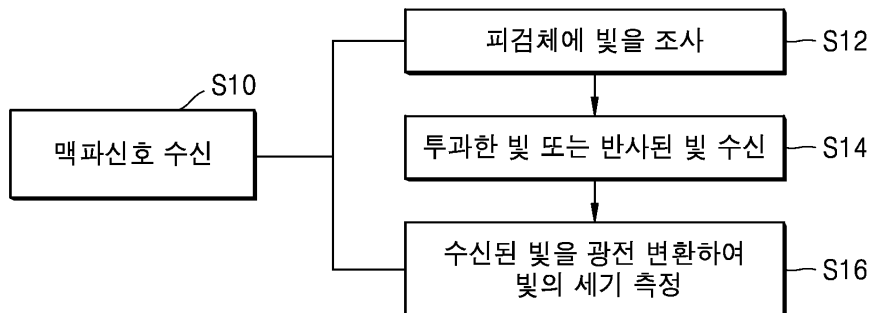
심박출량 (CO)



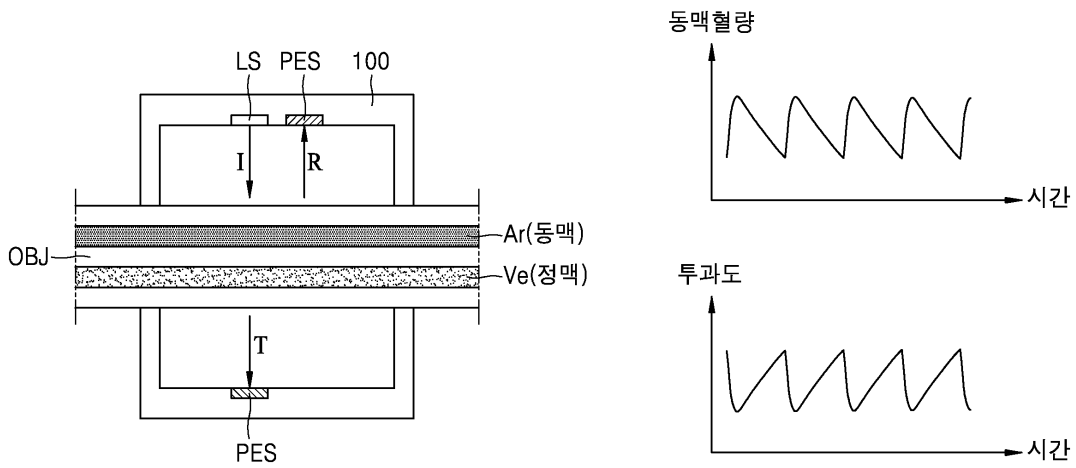
동맥압 (AMP)



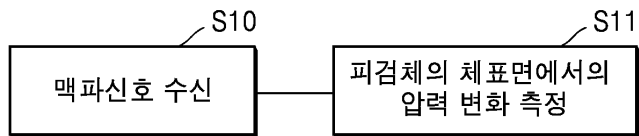
도면6



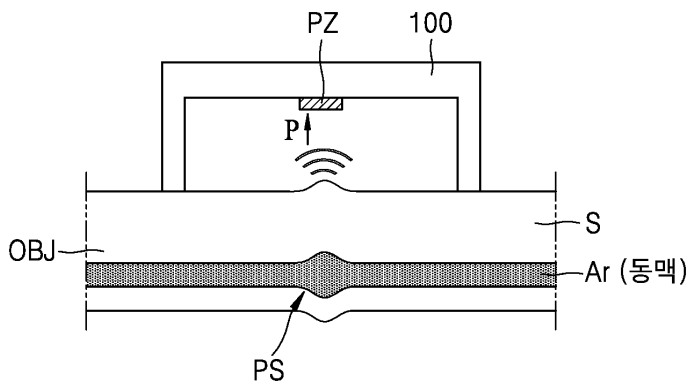
도면7



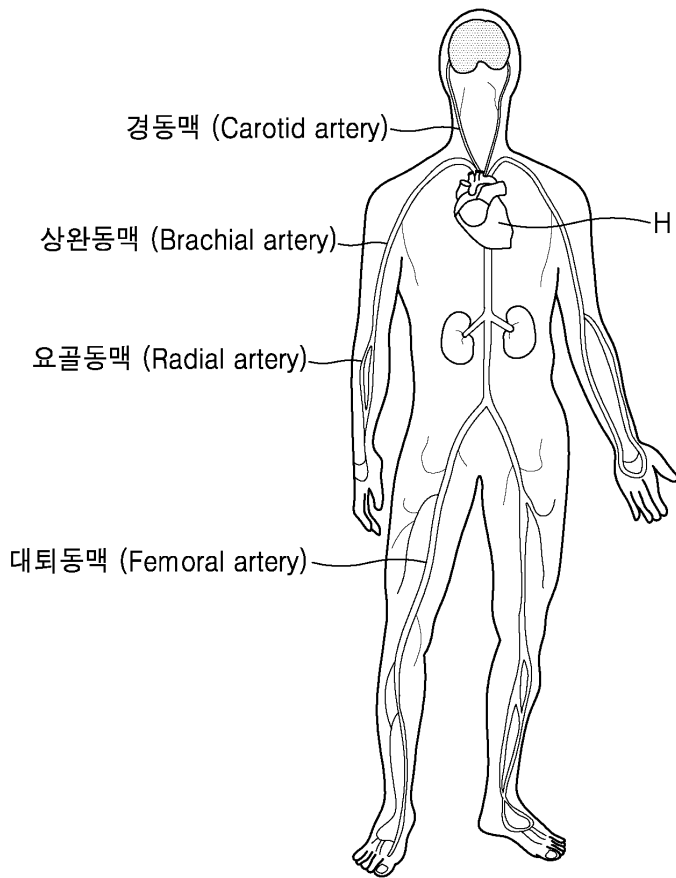
도면8



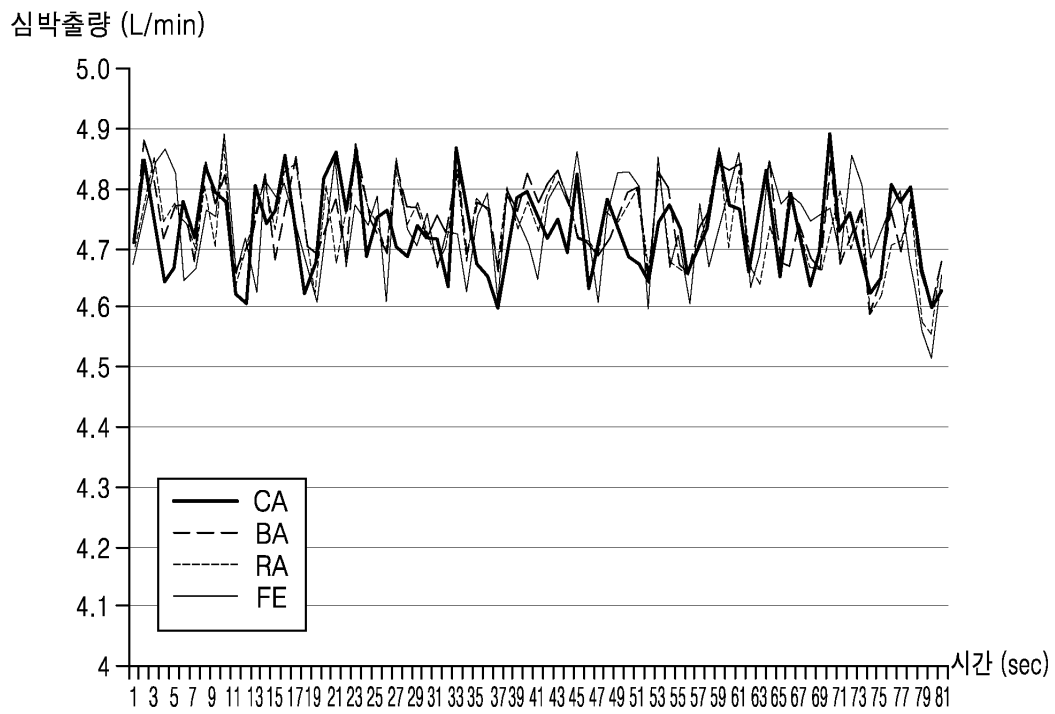
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	心输出量估计方法和心输出量估计装置		
公开(公告)号	KR101901398B1	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	KR1020160145830	申请日	2016-11-03
[标]申请(专利权)人(译)	财团法人峨山社会福祉财团 蔚山UNIV发现IND合作		
申请(专利权)人(译)	基金会峨山社会福利基金会 蔚山大学学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	基金会峨山社会福利基金会 蔚山大学学术合作		
[标]发明人	LEEM CHAE HUN 임채헌		
发明人	임채헌		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/7235 A61B5/02108 A61B5/02416 A61B2562/0247		
其他公开文献	KR1020180049646A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个实施例提供了一种用于估计心输出量的方法，该方法包括以下步骤：计算用于通过在对象的身体表面上检测到的对象的心跳从脉搏波信号模拟对象的心跳的输入函数；通过使用脉冲波作为输出函数来计算输入函数的传递函数；计算传递函数的时间常数；并通过使用时间常数计算受试者的心输出量。因此，本发明可以用侵入性方法估计心输出量。

