



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0053395
(43) 공개일자 2016년05월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 7/04 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 7/00 (2006.01)
H03H 17/02 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0152009

(22) 출원일자 2014년11월04일

심사청구일자 2014년11월04일

(71) 출원인

재단법인 아산사회복지재단

서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 (풍납동)

(72) 발명자

김성훈

서울 송파구 강동대로 13(풍납동, 서울아산병원)

주세경

서울 송파구 강동대로 13(풍납동, 서울아산병원)

황규삼

서울 송파구 강동대로 13(풍납동, 서울아산병원)

(74) 대리인

손민

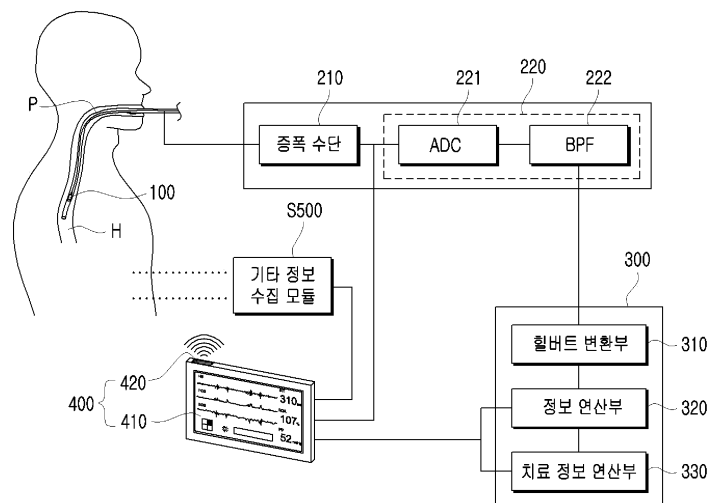
전체 청구항 수 : 총 28 항

(54) 발명의 명칭 심음도 모니터링 시스템 및 이를 이용한 모니터링 방법

(57) 요약

본 발명은 심음(HS)을 수신하는 심음 수신 수단; 상기 심음 수신 수단으로부터 수신된 심음(HS)을 디지털 신호로 변환하는 DSP 모듈; 및 상기 DSP 모듈에서 변환된 디지털 신호에서 심음도(PCG)를 연산하고, 상기 연산된 심음도(PCG)를 이용하여 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 연산하는 연산부를 포함하며 이들의 변화량 추이를 지속적으로 제시하여 주는, 심음도 모니터링 시스템 및 이를 이용한 방법을 제공한다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

심음(HS; heart sound)을 수신하는 심음 수신 수단(100);

상기 심음 수신 수단(100)으로부터 수신된 심음(HS)을 디지털 신호로 변환하는 DSP(Digital Signal Processor) 모듈(200); 및

상기 DSP 모듈(200)에서 변환된 디지털 신호에서 심음도(PCG; phonocardiogram)를 연산하고, 상기 연산된 심음도(PCG)를 이용하여 전부하량(preload)에 관련된 정보 또는 심근수축력(cardiac contractile force)에 관련된 정보를 연산하는 연산부(300)를 포함하는,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 연산부(300)는 상기 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보 중 적어도 어느 하나를 트렌드(trend)로서 연산하는,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 연산부(300)는 상기 연산된 심음도(PCG)에서 제1심음(S1)의 시간 및 진폭과 제2심음(S2)의 시간 및 진폭을 연산하며, 그리고

상기 연산부(300)는 상기 제1심음(S1)의 시간과 상기 제2심음(S2)의 시간의 차이를 이용하여 수축기 시간 간격(STI)(Systolic Time Interval, S1-S2 Interval)을 연산하는,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 연산부(300)는, 상기 연산된 수축기 시간 간격(STI)을 이용하여 미리 결정된 방법에 따라 수축기 시간 변화량(STV; Systolic Time Variation)을 연산하며,

상기 전부하량에 관련된 정보는, 상기 연산된 심음도(PCG)와 상기 수축기 시간 변화량(STV)인,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 연산부(300)는, 상기 연산된 심음도(PCG)와 심전도(ECG; Electrocardiogram)를 이용하여 전기기계적 활성

시간(EMAT; Electromechanical Activation Time)를 연산하며,

상기 심근수축력에 관련된 정보는, 상기 전기기계적 활성화 시간(EMAT), 상기 제1심음(S1)의 진폭 및 상기 제2심음(S2)의 진폭인,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 6

제 3 항에 있어서,

상기 연산부(300)는 상기 제1심음(S1)의 진폭과 상기 제2심음(S2)의 진폭을 이용하여 진폭변환비를 연산하는,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 연산부(300)는, 상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하는지 여부 및 상기 진폭 변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하는지 여부를 이용하여, 각각의 경우에 대하여 상이한 네 개의 치료정보를 연산하는,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 네 개의 치료정보는 제 1, 2, 3, 4 치료정보이며,

상기 연산부(300)는,

상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하고, 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하지 않는 경우 제 1 치료정보를 연산하고,

상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하고, 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하는 경우 제 2 치료정보를 연산하고,

상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하지 않고, 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하는 경우 제 3 치료정보를 연산하고,

상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하지 않고, 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하지 않는 경우 제 4 치료정보를 연산하는,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 9

제 7 항에 있어서,

상기 미리 결정된 소정의 값(A)은 300 내지 310 ms이며,

상기 미리 결정된 소정의 다른 값(B)은 15%인,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 10

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,
상기 심음 수신 수단(100)은 식도 청진기(P)에 거치된 마이크인,
심음도 모니터링 시스템.

청구항 11

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,
상기 DSP 모듈(200)은,
상기 심음 수신 수단(100)으로부터 수신된 심음(HS)을 증폭하는 증폭 수단(Preamplifier)(210); 및
상기 증폭 수단(210)에서 증폭된 심음을 필터링하는 필터링 수단(220)을 포함하는,
심음도 모니터링 시스템.

청구항 12

제 11 항에 있어서,
상기 필터링 수단(220)은,
상기 증폭된 심음을 디지털 신호로 변환하는 ADC(Analog to Digital Converter)(221); 및
상기 변환된 디지털 신호를 대역 통과 필터링하는 BPF(Band Pass Filter)(222)를 포함하는,
심음도 모니터링 시스템.

청구항 13

제 12 항에 있어서,
상기 BPF(222)는 8~1000 Hz의 주파수 대역을 이용하여 대역 통과 필터링하는,
심음도 모니터링 시스템.

청구항 14

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,
상기 연산부(300)는 상기 디지털 신호를 힐버트 변환(Hilbert Transform)하여 심음도(PCG)를 연산하는,
심음도 모니터링 시스템.

청구항 15

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,
상기 심음도 모니터링 시스템은 상기 연산부(300)에서 연산된 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 출력하는 출력부(400)를 더 포함하는,
심음도 모니터링 시스템.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 출력부(400)는,

상기 연산부(300)에서 연산된 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 디스플레이할 수 있는 디스플레이부(410); 및

상기 심음 수신 수단(100)에서 수신된 심음(HS)을 음성 출력할 수 있는 스피커(420)를 포함하는,

심음도 모니터링 시스템.

청구항 17

(a) 비침습적으로 구비된 심음 수신 수단(100)이 심음(HS)을 수신하는 단계;

(b) DSP 모듈(200)이 상기 수신된 심음(HS)을 디지털 신호로 변환하는 단계;

(c) 연산부(300)가 상기 변환된 디지털 신호에서 심음도(PCG)를 연산하고 상기 연산된 심음도(PCG)를 이용하여 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 연산하는 단계; 및

(d) 출력부(400)가 상기 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 출력하는 단계를 포함하는, 심음도 모니터링 방법.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 (d) 단계는, 상기 출력부(400)가 상기 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보 중 적어도 어느 하나를 트렌드(trend)로서 출력하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

청구항 19

제 17 항 또는 제 18 항에 있어서,

상기 (c) 단계는,

(c1) 상기 연산부(300)가 상기 변환된 디지털 신호에서 심음도(PCG)를 연산하는 단계; 및

(c2) 상기 연산부(300)가 상기 연산된 심음도(PCG)에서 제1심음(S1)의 시간 및 진폭과 제2심음(S2)의 시간 및 진폭을 연산하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 (c) 단계는, 상기 (c2) 단계 이후,

(c3) 상기 연산부(300)가 상기 제1심음(S1)의 시간과 상기 제2심음(S2)의 시간의 차이를 이용하여 수축기 시간 간격(STI)을 연산하는 단계;

(c4) 상기 연산부(300)가 상기 연산된 수축기 시간 간격(STI)을 이용하여 수축기 시간 변화량(STV)을 연산하는

단계; 및

(c5) 상기 연산부(300)가 상기 전부하량에 관련된 정보로서 상기 (c1) 단계에서 연산된 심음도(PCG)와 상기 (c4) 단계에서 연산된 수축기 시간 변화량(STV)을 설정하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

청구항 21

제 19 항에 있어서,

상기 (c) 단계는, 상기 (c2) 단계 이후,

(c6) 상기 연산부(300)가 상기 연산된 심음도(PCG)와 심전도(ECG)를 이용하여 전기기계적 활성 시간(EMAT)를 연산하는 단계; 및

(c7) 상기 연산부(300)가 상기 심근수축력에 관련된 정보로서 상기 (c6) 단계에서 연산된 전기기계적 활성 시간(EMAT), 상기 (c2) 단계에서 연산된 제1심음(S1)의 진폭 및 상기 제2심음(S2)의 진폭을 설정하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

청구항 22

제 20 항에 있어서,

상기 (c) 단계는, 상기 (c2) 단계 이후,

(c8) 상기 연산부(300)가 상기 제1심음(S1)의 진폭과 상기 제2심음(S2)의 진폭을 이용하여 진폭변환비를 연산하는 단계; 및

(c9) 상기 연산부(300)가 상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하는지 여부 및 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하는지 여부를 이용하여, 각각의 경우에 대하여 상이한 네 개의 치료정보를 연산하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

청구항 23

제 22 항에 있어서,

상기 (d) 단계는,

상기 출력부(400)가 상기 네 개의 치료정보를 각각 상이한 방식으로 출력하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

청구항 24

제 22 항에 있어서,

상기 미리 결정된 소정의 값(A)은 300 내지 310 ms이며,

상기 미리 결정된 소정의 다른 값(B)은 15%인,

심음도 모니터링 방법.

청구항 25

제 17 항 또는 제 18 항에 있어서,

상기 (b) 단계는,

(b1) 상기 DSP 모듈(200)의 증폭 수단(210)이 상기 심음 수신 수단(100)으로부터 수신된 심음(HS)을 증폭하는 단계; 및

(b2) 상기 DSP 모듈(200)의 필터링 수단(220)이 상기 증폭 수단(210)에서 증폭된 심음을 필터링하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

청구항 26

제 25 항에 있어서,

상기 (b2) 단계는,

(b21) 상기 필터링 수단(220)의 ADC(221)가 상기 증폭된 심음을 디지털 신호로 변환하는 단계; 및

(b22) 상기 필터링 수단(220)의 BPF(222)가 상기 변환된 디지털 신호를 8~1000 Hz의 주파수 대역을 이용하여 대역 통과 필터링하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

청구항 27

제 17 항 또는 제 18 항에 있어서,

상기 (c) 단계는,

상기 연산부(300)가 상기 디지털 신호를 힐버트 변환하여 심음도(PCG)를 연산하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

청구항 28

제 17 항 또는 제 18 항에 있어서,

상기 (d) 단계는,

상기 출력부(400)가 상기 심음 수신 수단(100)에서 수신된 심음(HS)을 음성 출력하는 단계를 포함하는,

심음도 모니터링 방법.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 심음도(PCG)를 모니터링하여 진료에 필요한 데이터를 획득할 수 있는 시스템 및 그 방법에 관한 것이다.

배경 기술

마취 환자 또는 중증 환자의 진료에는 많은 데이터들의 감시가 필요하다. 현재 사용되는 일반적인 모니터링 장치를 이용하면, 환자의 심전도, 혈압, 호기말 이산화탄소 분압, 말초산소포화도 및 체온을 일반적으로 감시할

수 있다.

- [0003] 일반적으로 감시되지 않지만 임상적으로 중요한 데이터로서 전신 체혈량(body fluid content, total blood amount)(이하, 동일/유사 의미인 "전부하량(preload)"으로 지칭함)과 심근수축력(cardiac contractile force)을 들 수 있다.
- [0004] 먼저, 전부하량을 설명한다.
- [0005] 외상 환자나 수술 환자 등에게서는 출혈 등으로 인한 이유로 단시간에 혈액량의 급격한 변동이 나타날 수 있는데, 이 때에 전부하량을 알아야 이러한 변동 유무를 알 수 있다. 즉, 전부하량을 실시간으로 정확하게 파악하여야 수혈이나 수액 주입 등의 적절한 조치를 할 수 있기에, 전부하량은 환자의 생명과 직결되는 데이터라 할 수 있다. 현재, 기존의 모니터링 장치를 이용하여 혈압이나 산소포화도 등의 기본 감시 데이터를 획득한 후 이를 통하여 전부하량을 간접적으로 추정할 수 있다. 그러나 예를 들어 상당량의 혈액 손실이 이루어지기 전까지 혈압은 정상일 수 있기에 정확도가 부족하며 실시간 감시가 어렵다.
- [0006] 전부하량을 평가하는 다른 방법으로 "수액 투여 반응성(fluid responsiveness)"을 들 수 있다. 이는, 수액을 환자에게 투여하였을 때에 환자의 혈량이 부족하다면 혈압 등이 상승하는 반응성이 있음에 착안한 것으로서, 수액을 투여한 후 혈압 등이 상승한다면 반응성이 있는 것으로(response(+)) 전부하량이 낮은 것이고, 반응이 없다면(response(-)) 전부하량이 충분한 것이다. 수액 투여 반응성은 환자의 혈량이 적절한지 평가하는 잘 알려진 방법이며, 이는 수액 투여 자체가 환자에게 해로운 상황이 있으므로 투여 전에 예측하기 위해 고안된 개념이다. 수액 투여 반응성을 완벽하게 예측하는 지표는 현재까지 알려진 바 없으나, 최근에 출시되는 많은 모니터 장비들은 수액 투여 반응성을 표시해주는 지표들을 자체적으로 개발하여 화면에 디스플레이 해주는 방향으로 개발되고 있다.
- [0007] 다음, 심근수축력을 설명한다.
- [0008] 전부하량이 충분한데도 혈압이 떨어지는 경우는 많은 경우 심근수축력이 부족한 경우이다. 심근수축력을 평가하는 장비는 현재로서는 심초음파 이용 장비 이외에는 없다. 그러나 심초음파 이용 장비는 숙련도가 필요하며 지속적인 감시에 어려움이 있으므로 실제 임상 현장에서 편리하게 사용하기에는 무리가 따른다.
- [0009] 마취 환자 또는 중증 환자의 감시를 위한 데이터 모니터링 장치들 중 현재 시장에서 입수 가능한 대표적인 예를 들면 아래와 같다.
- [0010] Edward Lifescience®사의 Vigilance® 장치는 카테터를 폐동맥에 거치시킨 후 혈액 희석법으로 각종 혈액학적 지표를 측정하며 특히 수액 투여에 의해 심박출량(CO)이 10~15% 이상 증가하는지 여부를 관찰하여 환자의 상태를 평가한다. 전술한 수액 투여 반응성의 지표를 이용하는 것인데, 언급한 바와 같이 체열 희석 시간 때문에 지연 오차(time delay)가 발생할 수 있고 따라서 급격한 혈액학적 변화 시에는 정확도가 낮으며 특히 카테터의 긴 도관이 심장 내로 관통하며 폐동맥에 거치하므로 위험성이 높다.
- [0011] Edward Lifescience®사의 다른 장비인 Vigileo® 장치의 경우, 요골 동맥 등에서 측정한 동맥압 파형의 모양에서 데이터를 획득하여 일회 심박출 변이량(SVV; Stroke Volume Variation)을 연산한다. 침습적인 동맥관을 필수적으로 거치한다는 단점이 있으며 패혈증 등 다량의 승압제의 투여가 요구되는 상황에서 오차가 크다는 보고들이 있다.
- [0012] Chita Medical®사의 NICOM® 장치의 경우, 흉곽의 모서리 4개소에 전기 전극을 부착하도록 하여 측정한 흉곽의 임피던스 변화를 토대로 전신 체혈량을 추정한다. 본 장치는 정확도가 너무 부족하고 수술 중 전기 소작기의 사용에 의해 신호 간섭을 받는다는 치명적인 단점을 갖는다.
- [0013] 그 외에도 심초음파 측정을 위한 장비가 Philips®, GE®, CardioQ®, zonare® 등에서 제조되고 있으나, 지속적인 감시가 어려우며 숙련도가 반드시 필요하여, 마취 환자 또는 중증 환자에 필요한 데이터 제공에 제한점이 있다.
- [0014] 요컨대, 기존의 장비들은 정확도를 높이기 위하여 침습적인 방법을 사용한다는 점, 침습적인 사용이 아닌 몇몇 장비의 경우 정확도가 낮고 숙련도가 필요하며 지속적 감시가 어렵다는 점이 단점이다.
- [0015] 따라서, 수술 환자 또는 중증 외상 환자 등에 적용하여 전부하량 및/또는 심근수축력을 제공하는 장비의 개발이 요구되며, 특히 비침습적인 방법을 사용하면서 정확도를 높이고 지속 가능성이 우수하며 시술자의 숙련도와 무관하게 데이터를 제공할 수 있는 장비의 개발이 필요한 실정이다.

- [0016] 본 발명과 관련된 문헌을 살펴보면 다음과 같다.
- [0017] 미국특허번호 제7,174,203호는 심전도 데이터와 심장 음향 파라미터 측정을 연속적으로 수행하여 혈액학적 상태를 분석함으로써 심장의 상태를 판별하는 시스템을 개시한다. 비침습적 방법을 사용한다는 점이 장점이나, 전부하량이나 심근수축력을 제공하지 않아서 임상에서 진단 및 치료 결정 과정에 반드시 필요한 데이터 획득은 실패한다.
- [0018] 비특허문헌인 2010년 논문 "심음 기반의 심장질환 분류를 위한 새로운 시간영역 특징"에서는 심음 데이터를 분석하여 각종 심장질환을 판별할 수 있는 알고리즘을 개시한다. 심장에 대한 직접적인 질환, 특히 심장 판막 병변 등에 대해 판별할 뿐이어서, 기저 심장질환자가 아닌 다른 마취환자 또는 중증환자의 감시를 위한 데이터 제공에는 실패하고 있다.
- [0019] 일본특허번호 제5,230,161호는 심전도 데이터와 심음 데이터를 동기화하여 심장질환을 진단하는 기술을 개시한다. 역시, 기질적인 심장질환자가 아닌 다른 마취환자 또는 중증환자의 감시를 위한 데이터 제공에는 실패하고 있다.
- [0020] <종래기술 문헌>
- [0021] 미국특허번호 제7,174,203호
- [0022] 일본특허번호 제5,230,161호
- [0023] 광철, 권오욱, "심음 기반의 심장질환 분류를 위한 새로운 시간영역 특징", *한국음향학회지*, 제29권, 제2호 pp.133~140, 2010.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0024] 본 발명은 상기와 같은 문제를 해결하고자 한다.
- [0025] 보다 구체적으로, 비침습적인 방법으로 혈액학 데이터를 획득하되, 특히 전부하량과 심근수축력에 관련된 데이터를 획득하고자 한다.
- [0026] 또한, 정확성과 지속성을 향상시킴과 동시에 실시간 감시가 가능한 시스템을 제안하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0027] 상기와 같은 과제를 해결하기 위해 본 발명의 일 실시예는, 심음(HS)을 수신하는 심음 수신 수단(100); 상기 심음 수신 수단(100)으로부터 수신된 심음(HS)을 디지털 신호로 변환하는 DSP 모듈(200); 및 상기 DSP 모듈(200)에서 변환된 디지털 신호에서 심음도(PCG)를 연산하고, 상기 연산된 심음도(PCG)를 이용하여 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 연산하는 연산부(300)를 포함하는, 심음도 모니터링 시스템을 제공한다.
- [0028] 또한, 상기 연산부(300)는 상기 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보 중 적어도 어느 하나를 트렌드(trend)로서 연산하는 것이 바람직하다.
- [0029] 또한, 상기 연산부(300)는 상기 연산된 심음도(PCG)에서 제1심음(S1)의 시간 및 진폭과 제2심음(S2)의 시간 및 진폭을 연산하며, 그리고 상기 연산부(300)는 상기 제1심음(S1)의 시간과 상기 제2심음(S2)의 시간의 차이를 이용하여 수축기 시간 간격(STI)을 연산하는 것이 바람직하다.
- [0030] 또한, 상기 연산부(300)는, 상기 연산된 수축기 시간 간격(STI)을 이용하여 미리 결정된 방법에 따라 수축기 시간 변화량(STV)을 연산하며, 상기 전부하량에 관련된 정보는, 상기 연산된 심음도(PCG)와 상기 수축기 시간 변화량(STV)인 것이 바람직하다.

- [0031] 또한, 상기 연산부(300)는, 상기 연산된 심음도(PCG)와 심전도(ECG)를 이용하여 전기기계적 활성 시간(EMAT)를 연산하며, 상기 심근수축력에 관련된 정보는, 상기 전기기계적 활성 시간(EMAT), 상기 제1심음(S1)의 진폭 및 상기 제2심음(S2)의 진폭인 것이 바람직하다.
- [0032] 또한, 상기 연산부(300)는 상기 제1심음(S1)의 진폭과 상기 제2심음(S2)의 진폭을 이용하여 진폭변환비를 연산하는 것이 바람직하다.
- [0033] 또한, 상기 연산부(300)는, 상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하는지 여부 및 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하는지 여부를 이용하여, 각각의 경우에 대하여 상이한 네 개의 치료정보를 연산하는 것이 바람직하다.
- [0034] 또한, 상기 네 개의 치료정보는 제 1, 2, 3, 4 치료정보이며, 상기 연산부(300)는, 상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하고, 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하지 않는 경우 제 1 치료정보를 연산하고, 상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하고, 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하는 경우 제 2 치료정보를 연산하고, 상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하지 않고, 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하는 경우 제 3 치료정보를 연산하고, 상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하지 않고, 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하지 않는 경우 제 4 치료정보를 연산하는 것이 바람직하다.
- [0035] 이러한 정보들을 토대로 혈액학적으로 불안정한 환자를 진단하고 치료 방향을 결정할 때 상기 네 개의 치료 정보를 통해, 강심제 투여, 혈관수축제 투여, 수액 투여 또는 이들의 병용 투여 여부를 선택하는데 직접적인 도움이 된다.
- [0036] 또한, 상기 미리 결정된 소정의 값(A)은 300 내지 310 ms이며, 상기 미리 결정된 소정의 다른 값(B)은 15%인 것이 바람직하다.
- [0037] 또한, 상기 심음 수신 수단(100)은 식도 청진기(P)에 거치된 마이크인 것이 바람직하다.
- [0038] 또한, 상기 DSP 모듈(200)은, 상기 심음 수신 수단(100)으로부터 수신된 심음(HS)을 증폭하는 증폭 수단(210); 및 상기 증폭 수단(210)에서 증폭된 심음을 필터링하는 필터링 수단(220)을 포함하는 것이 바람직하다.
- [0039] 또한, 상기 필터링 수단(220)은, 상기 증폭된 심음을 디지털 신호로 변환하는 ADC(221); 및 상기 변환된 디지털 신호를 대역 통과 필터링하는 BPF(222)를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0040] 또한, 상기 BPF(222)는 8~1000 Hz의 주파수 대역을 이용하여 대역 통과 필터링하는 것이 바람직하다.
- [0041] 또한, 상기 연산부(300)는 상기 디지털 신호를 힐버트 변환하여 심음도(PCG)를 연산하는 것이 바람직하다.
- [0042] 또한, 상기 심음도 모니터링 시스템은 상기 연산부(300)에서 연산된 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 출력하는 출력부(400)를 더 포함하는 것이 바람직하다.
- [0043] 또한, 상기 출력부(400)는, 상기 연산부(300)에서 연산된 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 디스플레이할 수 있는 디스플레이부(410); 및 상기 심음 수신 수단(100)에서 수신된 심음(HS)을 음성 출력할 수 있는 스피커(420)를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0044] 상기와 같은 과제를 해결하기 위해 본 발명의 다른 실시예는, (a) 비침습적으로 구비된 심음 수신 수단(100)이 심음(HS)을 수신하는 단계; (b) DSP 모듈(200)이 상기 수신된 심음(HS)을 디지털 신호로 변환하는 단계; (c) 연산부(300)가 상기 변환된 디지털 신호에서 심음도(PCG)를 연산하고 상기 연산된 심음도(PCG)를 이용하여 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 연산하는 단계; 및 (d) 출력부(400)가 상기 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보를 출력하는 단계를 포함하는, 심음도 모니터링 방법을 제공한다.
- [0045] 또한, 상기 (d) 단계는, 상기 출력부(400)가 상기 전부하량에 관련된 정보 또는 심근수축력에 관련된 정보 중 적어도 어느 하나를 트렌드(trend)로서 출력하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0046] 또한, 상기 (c) 단계는, (c1) 상기 연산부(300)가 상기 변환된 디지털 신호에서 심음도(PCG)를 연산하는 단계; 및 (c2) 상기 연산부(300)가 상기 연산된 심음도(PCG)에서 제1심음(S1)의 시간 및 진폭과 제2심음(S2)의 시간 및 진폭을 연산하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.

- [0047] 또한, 상기 (c) 단계는, 상기 (c2) 단계 이후, (c3) 상기 연산부(300)가 상기 제1심음(S1)의 시간과 상기 제2심음(S2)의 시간의 차이를 이용하여 수축기 시간 간격(STI)을 연산하는 단계; (c4) 상기 연산부(300)가 상기 연산된 수축기 시간 간격(STI)을 이용하여 수축기 시간 변화량(STV)을 연산하는 단계; 및 (c5) 상기 연산부(300)가 상기 전부하량에 관련된 정보로서 상기 (c1) 단계에서 연산된 심음도(PCG)와 상기 (c4) 단계에서 연산된 수축기 시간 변화량(STV)을 설정하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0048] 또한, 상기 (c) 단계는, 상기 (c2) 단계 이후, (c6) 상기 연산부(300)가 상기 연산된 심음도(PCG)와 심전도(ECG)를 이용하여 전기기계적 활성 시간(EMAT)을 연산하는 단계; 및 (c7) 상기 연산부(300)가 상기 심근수축력에 관련된 정보로서 상기 (c6) 단계에서 연산된 전기기계적 활성 시간(EMAT), 상기 (c2) 단계에서 연산된 제1심음(S1)의 진폭 및 상기 제2심음(S2)의 진폭을 설정하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0049] 또한, 상기 (c) 단계는, 상기 (c2) 단계 이후, (c8) 상기 연산부(300)가 상기 제1심음(S1)의 진폭과 상기 제2심음(S2)의 진폭을 이용하여 진폭변환비를 연산하는 단계; 및 (c9) 상기 연산부(300)가 상기 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하는지 여부 및 상기 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하는지 여부를 이용하여, 각각의 경우에 대하여 상이한 네 개의 치료정보를 연산하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0050] 또한, 상기 (d) 단계는, 상기 출력부(400)가 상기 네 개의 치료정보를 각각 상이한 방식으로 출력하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0051] 또한, 상기 (b) 단계는, (b1) 상기 DSP 모듈(200)의 증폭 수단(210)이 상기 심음 수신 수단(100)으로부터 수신된 심음(HS)을 증폭하는 단계; 및 (b2) 상기 DSP 모듈(200)의 필터링 수단(220)이 상기 증폭 수단(210)에서 증폭된 심음을 필터링하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0052] 또한, 상기 (b2) 단계는, (b21) 상기 필터링 수단(220)의 ADC(221)가 상기 증폭된 심음을 디지털 신호로 변환하는 단계; 및 (b22) 상기 필터링 수단(220)의 BPF(222)가 상기 변환된 디지털 신호를 8~1000 Hz의 주파수 대역을 이용하여 대역 통과 필터링하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0053] 또한, 상기 (c) 단계는, 상기 연산부(300)가 상기 디지털 신호를 힐버트 변환하여 심음도(PCG)를 연산하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0054] 또한, 상기 (d) 단계는, 상기 출력부(400)가 상기 심음 수신 수단(100)에서 수신된 심음(HS)을 음성 출력하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.

발명의 효과

- [0055] 본 발명은, 종래 기술에서 획득할 수 없었거나, 낮은 정확도 정도로 추정할 수 밖에 없었던 전부하량과 심근수축력을 나타내는 데이터를 매우 높은 정확도로 획득할 수 있다.
- [0056] 특히, 심음(HS)을 이용하고자 하는데, 폐음의 영향을 받지 않도록 구성하여 정확도를 상승시키고, 기존의 기관 삽관 환자에게 적용하여 별도의 침습적인 방법이 필요하지 않다.
- [0057] 정확도의 경우, 아래의 검증 부분에서 설명할 바와 같이, ROC 곡선 분석에서의 AUC 값이 0.900인 것으로 나타났는데, 이는 종래의 CVP의 AUC 값이 0.706인 것과 비교하면 정확도가 매우 상승하였음을 입증한다.
- [0058] 또한, 다른 어떠한 데이터와도 함께 연동되어 모니터 상에 출력할 수 있다. 즉, 본 발명을 통하여 알 수 있는 전부하량과 심근수축력 정보를 기존에 일반적인 장치에서 획득할 수 있는 정보와 함께 나타낼 수 있어서, 시술자에게 실시간으로 정확하고 효과적인 정보를 전달할 수 있다.
- [0059] 또한, 수축기 시간 간격(STI) 값과 그 진폭변환비를 이용하여 다양한 치료정보를 정확하게 실시간으로 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0060] 도 1은 본 발명에 따른 심음도 모니터링 시스템의 개략도이다.

도 2는 힐버트 변환에 의하여 심음도(PCG)가 연산되는 방법을 설명하기 위한 그래프이다.

도 3은 본 발명에 따른 심음도 모니터링 시스템의 출력부의 일 실시예를 나타내는 도면이다.

도 4는 본 발명에 따른 심음도 모니터링 시스템에서 심음(HS)을 이용하여 정보를 연산하는 방법을 나타내는 순서도이다.

도 5는 본 발명에 따른 심음도 모니터링 시스템에서 치료정보를 연산하는 방법을 설명하기 위한 개략도이다.

도 6은 본 발명에 따른 심음도 모니터링 시스템과 심전도(ECG)를 함께 이용함으로써 획득할 수 있는 정보들을 설명하기 위한 도면이다.

도 7a 및 도 7b는 심음도(PCG)와 맥박 사이의 상관관계를 검증한 검증실험(1)의 결과를 나타내는 그래프이다.

도 8은 본 발명에 따른 심음도 모니터링 시스템을 검증한 검증실험(2)의 결과인 ROC 곡선이다.

도 9는 본 발명에 따른 심음도 모니터링 시스템을 검증한 검증실험(3)의 결과들이 출력부의 일 실시예인 디스플레이 장치에서 도시된 것을 촬영한 것을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

1. 용어의 설명

ECG(Electrocardiogram): 심전도

SVV(Stroke Volume Variation): 1회 심박출 변이량

HS(Heart Sound): 심음

PCG(Phonocardiogram): 심음도

PP(Pulse Pressure): 맥압 (mmHg)

STI(Systolic Time Interval, S1-S2 Interval): 수축기 시간 간격 (ms)

STV(Systolic Time Variation): 수축기 시간 변화량 (단위없음)

S1, S2: 제1심음, 제2심음

ROC 곡선(Receiver-Operating Characteristic Curve): 특정 진단 방법의 효율성을 확인하기 위하여 적중 확률, 즉, 민감도(sensitivity)를 Y축으로 하고 오경보 확률, 즉, 1-특이도(1-specificity)를 X축으로 한 곡선

AUC(Area Under Curve) 값: 곡선하 면적값 (단위없음)

EMAT(Electromechanical Activation Time): 전기기계적 활성화 시간 (ms)

LVST(left ventricular systolic time): 좌심실 수축 시간 (ms)

Trend(트렌드): 특정 값의 변동 정도를 시간과 값을 기준으로 표시한 것으로서, 예를 들어 심전도(ECG)가 나타나는 그래프 등이 있음

DSP(Digital Signal Processor): 디지털 신호 프로세서

ADC(Analog to Digital Converter): 아날로그-디지털 변환기

BDF(Band Pass Filter): 대역 통과 필터

또한, 본 발명에서 사용되는 "시스템(system)"의 용어는 방법이 아니며, 장치와 같은 물건을 의미한다.

2. 본 발명의 개념의 설명

본 발명은, 심음도(PCG)가 전부하량을 나타내는 직접적인 지표는 아니지만 이를 적절한 방법으로 가공할 경우 전부하량을 대변하는 척도로 사용할 수 있다는 점에서 착안된 것이다.

심음(HS)은 심방, 심실의 수축과 이완에 따른 판막 운동 및 혈류의 역동적인 움직임으로 생성된다. 이에, 전통적으로 청진기를 사용하여 심음을 획득하고 진료에 유용한 정보로서 사용하려 하였으나, 시술자마다 주관적이며

정확성이 낮다는 단점이 있다.

- [0082] 이러한 단점을 극복하고자, 본 발명은 심음(HS)을 통해 심음도(PCG)를 획득하여 이용한다. 심음도(PCG)는 심음(HS)을 시각적인 형태로 표시한 것으로서, 주파수와 진폭을 포함한 그래프로서 표현한 것인데, 심음(HS)에 많이 포함될 수 밖에 없는 노이즈인 심잡음을 어떠한 방식으로 제거할 것인지, 노이즈가 제거된 디지털 신호에서 유효한 정보를 어떻게 추출할 것인지가 문제된다.
- [0083] 심음도(PCG)는 심장의 기능과 혈액학적 상태를 잘 반영한 것이라는 점에는 이견이 없다. 특히, 본 발명은 그 중에서도 수축기 시간 간격(STI)이 환자의 전부하량에 관련된 지표라는 점을 핵심 사상으로 한다. 이는, "심실 내의 혈량이 많을수록, 이를 비우는데 많은 시간이 소요된다"는 원리 때문이다.
- [0084] 심음도(PCG)를 분석하면 제1심음(S1)과 제2심음(S2)을 확인할 수 있으며, 제1심음(S1)과 제2심음(S2)의 시간 차이(S1 S2 Interval)가 수축기 시간 간격(STI)인데, 수축기 시간 간격(STI)이 전부하량에 관련된 지표인 이유는 두 가지이다.
- [0085] 첫째, 제1심음(S1)은 방실판막(atrioventricular valve)의 폐쇄와 관련되어 들을 수 있으며, 다음의 4개의 성분을 포함하기 때문이다. 심방을 향한 심실 이동 혈량의 1차 수축이 이루어지면 1차 진동이 발생하고 방실판막이 폐쇄된다. 2차 성분은 폐쇄된 방실판막의 갑작스러운 긴장에 의해 이루어진다. 3차 성분은 대동맥 근부와 심실 벽 사이의 혈류의 진동을 나타낸다. 4차 성분은 대혈관 내측으로의 혈류의 흐름에 의한 진동과 관련이 있다.
- [0086] 둘째, 제2심음(S2)은 심장 수축의 종료와 심장 이완의 시작을 나타내며, 대동맥과 폐 판막의 폐쇄 시간에 들을 수 있기 때문이다. 제2심음(S2)은 폐동맥과 대동맥 내측으로의 유동의 감속 및 역전에 의하여 심혈관 시스템의 진동의 결과이다.
- [0087] 따라서, 제1심음(S1)과 제2심음(S2)의 시간 차이인 수축기 시간 간격(STI)은 전부하량과 관련된 지표가 된다. 이는 두 판막의 개폐 시간 간격은 혈액이 동일한 면적의 좌심실 유출로(Left ventricular outlet)로 배출되어야 하므로 해당 심주기 동안 심장 내에 머물러 있는 혈액량이 많아질수록 소요시간이 길어질 것임을 유추할 수 있다. 특히, 아래의 검증실험(1)에서 수축기 시간 간격(STI)이 맥압(PP)과 매우 밀접한 관련이 있음이 확인되었으므로, 이를 입증한다고 할 수 있다.
- [0088] 이하에서는, 앞서 언급한 바와 같이, 정확도 높은 심음도(PCG)를 획득하기 위한 본 발명 고유의 시스템, 획득된 심음도(PCG)로부터 임상적으로 유용한 정보를 추출하는 본 발명 고유의 연산방법을 차례로 설명한다.

[0089] 3. 시스템의 설명

- [0090] 도 1을 참조하여 본 발명에 따른 심음도 모니터링 시스템을 설명한다.
- [0091] 본 발명에 따른 심음도 모니터링 시스템은, 심음 수신 수단(100), DSP 모듈(200), 연산부(300) 및 출력부(400)를 포함한다.
- [0092] 심음 수신 수단(100)은 마이크일 수 있다. 심음 수신 수단(100)은 별도의 장비를 이용하여 환자(H)의 체 내에 삽입될 수도 있으나, 미리 환자(H)의 식도 내에 삽입되어 거치된 카테터 형식의 식도 청진기(P)를 이용하는 것이 바람직하다. 즉, 소형 마이크를 심음 수신 수단(100)으로서 식도 청진기(P)에 장착시키는 것이 바람직하다. 또한, 소형 마이크를 심음 청진기의 외측 말단부나 또는 중간 지점의 여타 다른 부위에 부착하는 형태도 가능하다.
- [0093] 심음 수신 수단(100)은 심음(HS)을 수신하여 DSP 모듈(200)로 전송한다.
- [0094] DSP 모듈(200)은 증폭 수단(Preamplifier)(210)과 필터링 수단(220)을 포함한다.
- [0095] 증폭 수단(210)은 수신된 심음(HS)을 증폭하는 어떠한 종류의 증폭기여도 무방하다.
- [0096] 필터링 수단(220)은 증폭된 심음을 디지털화함과 동시에 필터링한다.
- [0097] 구체적으로, 필터링 수단(220)은 ADC(221)와 BPF(222)를 포함한다.
- [0098] ADC(220)는 증폭된 심음, 즉 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환한다.

- [0099] BPF(222)는 변환된 심음의 디지털 신호에 대한 대역 통과 필터링을 수행한다. 이 때에 8~1000 Hz의 저주파의 주파수 대역을 이용하는 것이 바람직하다. 식도 청진기(P)에서 집음될 수 있는 노이즈가 대부분 고주파수이기 때문이다.
- [0100] 이상, 바람직한 형태의 DSP 모듈(200)을 설명하였으나, 구체적인 회로 등은 익히 알려진 종래의 기술인바 상세한 설명은 생략한다.
- [0101] 연산부(300)는 DSP 모듈(200)에서 변환된 심음(HS)의 디지털 신호를 바탕으로 각종 정보를 연산한다. 연산부(300)는 정보 처리 기능이 있는 컴퓨터, 서버 등 어떠한 단말기여도 무방하다. 컴퓨터를 사용하는 경우, DSP 모듈(200)은 USB 형식으로 연산부(300)와 연동될 수 있으며, 심전도(ECG)를 비롯한 다른 데이터도 함께 저장하고 처리할 수 있어서 바람직하다.
- [0102] 연산부(300)는 힐버트 변환부(310), 정보 연산부(320) 및 치료정보 연산부(330)를 포함한다.
- [0103] 힐버트 변환부(310)는 DSP 모듈(200)에서 전달받은 디지털 신호를 힐버트 변환(Hilbert Transform)하여 심음도(PCG)를 연산한다. 힐버트 변환 자체는 종래기술이기에 상세한 설명은 생략한다. 도 2의 상측 그래프는 힐버트 변환 전의 디지털 신호를 청색으로 도시하며, 도 2의 하측 그래프는 힐버트 변환 후의 디지털 신호를 적색으로 함께 도시한다. 도시된 바와 같이, 힐버트 변환이 이루어지면 심음도(PCG)가 연산되어 제1심음(S1)의 시간과 진폭, 제2심음(S2)의 시간과 진폭이 용이하게 확인된다. 또한, 제1심음(S1)과 제2심음(S2) 사이의 간격(S1-S2 Interval)이 수축기 시간 간격(STI)으로서 실시간 연산된다.
- [0104] 정보 연산부(320)는 심음도(PCG)를 이용하여 임상적으로 유용한 정보들을 연산한다. 구체적인 연산 방법은 아래에서 후술한다.
- [0105] 치료정보 연산부(330)는 정보 연산부(320)에서 연산된 정보들, 구체적으로 수축기 시간 간격(STI)과 진폭변환비를 이용하여 치료정보를 연산한다. 구체적인 연산 방법은 아래에서 후술한다.
- [0106] 출력부(400)는 정보 연산부(320)에서 연산된 정보 및 치료정보 연산부(330)에서 연산된 치료정보를 출력한다.
- [0107] 출력부(400)는 시각적으로 정보를 출력하는 디스플레이부(410)와 음성을 출력하는 스피커(420)를 포함한다. 프린터(미도시) 등을 이용하여 필요한 정보를 인쇄할 수도 있으며, 전자의무기록 서버(미도시)와 연계되어 해당 자료를 이에 송부할 수도 있다.
- [0108] 한편, 출력부(400)는 별도의 기타정보 수집수단(500)과 연계되어, 본 발명에 의한 시스템에서 연산된 정보들 외에 다른 정보를 함께 출력할 수도 있다. 예를 들어 심전도 장치와 연계되어 심전도(ECG)를 함께 출력할 수 있다.
- [0109] 도 3은 출력부(400)의 일 실시예를 도시한다. 심음(HS)의 트렌드(trend)가 영역"10"에 도시되고, 심음도(PCG)의 트렌드가 영역"30"에 도시되고, 기타정보 수집수단(500) 중 하나인 심전도 장치에서 획득된 심전도(ECG)가 영역"50"에서 도시된다. 또한, 수축기 시간 간격(STI)의 값이 영역"31"에 도시되고, 진폭변환비(ROA)가 영역"32"에 도시되며, 맥압(PP)이 영역"33"에 도시될 수 있다. 또한, 치료정보 연산부(320)에서 연산된 상이한 치료정보가 영역"34"에서 각각 구분되어 도시될 수 있다. 특히, 치료정보의 경우 도시된 바와 같이 "2 X 2"의 형태로 출력되는 것이 바람직한데, 이는 도 5를 참조하여 아래에서 설명할 바와 같이 시각적으로 치료정보를 제공하기 위함이다.
- [0110] 한편, 스피커(420)는 심음 수신 수단(100)에서 수신한 심음(HS)을 그대로 음성으로 출력하거나, 또는 증폭 수단(210)에서 증폭 변조된 심음을 음성으로 출력하여, 시술자가 원하는 경우 이를 직접 들을 수 있다.

[0111] 4. 연산방법의 설명

[0112] 다음, 도 4를 참조하여 본 발명에 따른 시스템을 이용하여 정보를 연산하는 방법을 설명한다.

[0113] STI

- [0114] 예를 들어, 소형 마이크인 심음 수신 수단(100)은 심음(HS)(S100)을 수신한다. 심음 수신 수단(100)에서 수신된 심음(HS)은 DSP 모듈(200)의 증폭 수단(210)으로 전달되어 증폭된다.
- [0115] 증폭된 심음(HS)(S210)은 ADC(221)를 거쳐 디지털 신호(S221)가 되며, 디지털 신호는 BDF(222)에서 대역 통과 필터링된다. 전술한 바와 같이, 8~1000 Hz의 저주파수의 주파수 대역을 이용하여 필터링되는 것이 바람직하다.
- [0116] 이와 같은 필터링에 의하여 디지털 신호에서 폐음이나 마찰음 등의 노이즈가 제거되며, 노이즈가 제거된 신호(S222)는 연산부(300)의 힐버트 변환부(310)로 전달된다.
- [0117] 힐버트 변환부(310)는 노이즈가 제거된 신호(S222)를 힐버트 변환함으로써 심음도(PCG)가 연산된다. 전술한 바와 같이, 힐버트 변환이 이루어지면 심음도(PCG)가 연산되어 제1심음(S1)의 시간과 진폭, 제2심음(S2)의 시간과 진폭이 확인된다. 또한, 제1심음(S1)과 제2심음(S2) 사이의 간격(S1-S2 Interval)이 수축기 시간 간격(STI)으로서 연산된다(S310).
- [0118] 본 발명자는, 아래의 검증실험(1)에서 상세히 설명할 바와 같이, 수축기 시간 간격(STI)이 요동맥에서 침습적으로 측정된 맥압(PP)과 매우 유사하고 밀접한 변화 양상을 갖는 것을 확인하였다. 통상적으로 의사들은 침습적으로 측정된 맥압 수치나 변화 양상을 분석하여 전부하 등의 혈액학적 상태를 판단할 수 있다. 따라서, 수축기 시간 간격(STI)이 맥압을 잘 반영하므로 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하는지 여부를 기준으로 다양한 치료정보를 연산할 수 있다.
- [0119] 진폭변환비와 치료정보
- [0120] 제1심음(S1)의 진폭과 제2심음(S2)의 진폭을 비교하여 진폭변환비(S331)를 확인할 수 있다. 진폭변환비는 맥압(PP)과 유사한 변화 양상을 갖는 수축기 시간 간격(STI)과 함께 또는 각각이 별도로 치료정보(S332)를 판단하는 기준으로 사용된다.
- [0121] 다시 말해, 도 5에 도시된 바와 같이, 수축기 시간 간격(STI)이 미리 결정된 소정의 값(A)을 초과하는지 여부를 제1기준으로 하고, 진폭변환비가 미리 결정된 소정의 다른 값(B)을 초과하는지 여부를 제2기준으로 하여, 각각의 경우에 대하여 상이한 네 개의 치료정보를 획득할 수 있다.
- [0122] 네 개의 치료정보를 제 1, 2, 3, 4 치료정보라 지칭할 수 있다.
- [0123] 여기에서, 제 1 치료정보는 "강심제 투여"이고, 제 2 치료정보는 "혈관수축제 투여"이며, 제 3 치료정보는 "수액 투여"일 수 있다. 제 4 치료정보의 경우, 수축기 시간 간격(STI)이 낮고 진폭변환비 역시 낮은 상태이므로, 제 1 치료정보와 제 3 치료정보를 합하여 "강심제 및 수액 투여"일 수 있다.
- [0124] 이와 같이 치료정보가 연산되면 출력부(400)를 통하여 각각이 상이하게 출력된다. 예를 들어, 각각의 상이한 색상으로 표기되어 버튼 형식으로 출력될 수도 있으며, 또는 수축기 시간 간격(STI)의 수치 자체를 상이한 색상으로 출력할 수도 있다.
- [0125] STV
- [0126] 심음도(PCG)를 이용하면 수축기 시간 변화량(STV)을 연산할 수 있다. 수축기 시간 변화량(STV)은 미리 결정된 소정의 심장 주기(cardiac cycle), 이를 테면 5 내지 15 주기 동안의 심음도 값(즉, 진폭의 값)의 평균(STmean)에 대하여 심음도 값의 최대값(STmax)과 최소값(STmin)의 차이로 연산된다. 이를 설명하는 수식은 아래의 수학적 식 1과 같다.
- [0127] 한편, 수축기 시간 변화량(STV)은 수축기 시간 간격(STI)과 함께 전부하량에 관련된 정보임은 전술한 바와 같다.

수학식 1

$$STV = \frac{ST_{\max} - ST_{\min}}{ST_{mean}}$$

[0128]

[0129] 한편, 이러한 전부하량에 관련된 정보들을 트렌드(trend)로서 그래픽화될 수 있도록 연산되어 사용자의 가독성을 높일 수 있다.

[0130] EMAT

[0131] 도 6에 도시되는 바와 같이, 본 발명에 의하여 획득된 심음도(PCG)를 심전도(ECG)와 함께 연산한다면 보다 다채로운 정보들을 연산할 수 있다. 즉, 기타정보 수집모듈(500)에서 심전도(ECG)를 수집함으로써 다양한 정보의 연산이 가능하다.

[0132] 예를 들어, 전기기계적 활성 시간(EMAT)는 심전도(ECG) 그래프 상에서의 Q파와 제1심음(S1) 사이의 간격을 기초로 획득할 수 있다.

[0133] 이와 같이 연산된 전기기계적 활성 시간(EMAT)는 먼저 연산된 제1심음(S1)의 진폭과 제2심음(S2)의 진폭과 함께 심근수축력에 관련된 부가적인 정보로 설정된다.

[0134] 한편, 이러한 심근수축력에 관련된 정보들 역시 트렌드(trend)로서 그래픽화될 수 있도록 연산되어 사용자의 가독성을 높일 수 있다.

[0135] 5. 검증실험

[0136] 검증실험(1)

[0137] 수술 중 1000Hz에서 샘플링 주파수(sampling frequency)로 전자의무기록 상에 저장된 데이터들을 토대로 수축기 시간 간격(STI)을 연산하였다. 또한, 동일 기록에서 동시에 기록된 침습적 동맥압으로부터 맥압(PP)을 추출하여 연산된 수축기 시간 간격(STI)과 비교하였다.

[0138] 도 7a는 Y축을 수축기 시간 간격(STI)으로, X축을 맥압(PP)으로 설정하여 도시한 그래프로서 상관관계가 있음을 확인하였으며 실시간으로 유사한 변화 양상을 보임을 확인하였다.

[0139] 도 7b는 변화 양상을 확인하도록 도시한 그래프이다. 분석 결과, 피어슨 상관계수(Pearson correlation coefficient)의 중앙값 $r=0.77$ 에서 상관도가 높은 것으로 확인되었다.

[0140] 이를 통하여, 수축기 시간 간격(STI)은 맥압(PP)을 나타내는 유효한 지표임이 확인되었으며, 전술한 바와 같이 수축기 시간 간격(STI)을 이용한 치료정보 제공이 효과적임이 입증되었다.

[0141] 검증실험(2)

[0142] 수술 중 임상적으로 저혈량증이 의심되는 상황에서 18명의 환자에게 5% 알부민(albumin) 500ml를 투여하였을 때 수액 투여 반응성을 예측하기 위하여 ROC 곡선 분석을 실시하였다.

[0143] 컷오프값(cutoff value)을 $STI = 308ms$ 로 설정할 경우, 표 1과 도 8에 도시된 바와 같이 수액 투여 반응성에 대한 수축기 시간 간격(STI)의 AUC 값은 0.825였으며, 수축기 시간 변화량(STV)의 AUC 값은 0.900으로 확인되었다.

[0144] 이는, 종래 사용되는 정적 기준(static index)인 CVP(Central Venous Pressure)나 PCWP(Pulmonary Capillary Wedge Pressure), 또는 동적 기준(dynamic index)인 PPV(Pulse Pressure Variation)나 SVV(Stroke Volume Variation) 등과 비교하여 월등히 높은 값이었다.

표 1

	AUC	Standard Error	P value*	95% Confidence Interval
CVP	0.706	0.128	0.255	0.449 to 0.892
PCWP	0.712	0.127	0.209	0.455 to 0.896
PPV	0.512	0.141	0.729	0.271 to 0.750
SVV	0.475	0.140	0.391	0.240 to 0.718
STI	0.825	0.0997	0.012	0.576 to 0.958
STV	0.900	0.0815	0.007	0.667 to 0.986

[0145]

[0146] 따라서, 수축기 시간 간격(STI) 또는 수축기 시간 변화량(STV)이 저혈량증에 대한 높은 구별 능력이 있음이 확인되었으며, 달리 표현하면 환자의 전부하량을 높은 정확도로 추정할 수 있음이 확인되었다.

[0147] 또한, 이를 통하여 상기의 컷오프값인 STI = 308ms는 수액 투여의 기준값으로 사용하기에 적절하다는 결론에 이르렀다. 여기에서 적절한 AUC 값을 유지하기 위하여 308ms로 설정함이 바람직하다. 다수의 실험을 통하여 300 내지 310ms의 범위에서 컷오프값을 설정함이 바람직함을 확인하였다. 다시 말하면, 앞서 도 5를 참조하여 설명하였던 치료정보 획득을 위한 기준으로서의 수축기 시간 간격(STI)에 대한 미리 결정된 값(A)은 300 내지 310ms 이 바람직함을 확인하였다.

[0148] 검증실험(3)

[0149] 심근수축력에 대한 정보는 기본적으로 특정한 기간 동안 심음의 진폭의 변화량을 비교하여 산출한다. 이에 대한 검증 실험 결과는 다음과 같다.

[0150] 도 9에 도시된 바와 같이 심근수축력의 상승이 원인이 되어 혈압이 상승할 경우에는 심음도의 진폭이 동시에 증가함을 확인할 수 있었다. 반면, 말초 혈관 저항의 상승에 의해 혈압이 상승하는 경우에는 심음도의 진폭은 변화가 없고 혈압만 상승하는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 심근수축력의 감소에 기인한 혈압 강하가 발생한 경우 이와 동시에 심음도 진폭이 감소함을 확인 할 수 있었다.

[0151] 이렇게 심근수축력에 대한 정보를 임상에 확인하려면 특정 시점뿐 아니라 그 전후의 일정 시간간격 동안의 진폭의 변화량을 수치 및 시각적으로 확인 할 수 있어야 하겠다. 이러한 심근수축력의 변화량은 심음 진폭의 절대치뿐 아니라 상대적인 변화량(%)을 제시함으로써 구현 가능한바, 본 발명에 의한 심음도 모니터링 시스템을 이용하여 심근수축력에 관련된 정보의 도출이 가능함을 본 실험을 통하여 확인하였다.

[0152] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시 예를 참조하여 설명하였지만, 당업계에서 통상의 지식을 가진 자라면 이하의 특허 청구범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역을 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

부호의 설명

[0153]

100: 심음 수신 수단

200: DSP(Digital Signal Processor) 모듈

210: 증폭 수단(Preamplifier)

220: 필터링 수단

221: ADC(Analog to Digital Converter)

222: BDF(Band Pass Filter)

300: 연산부

310: 힐버트 변환부

320: 정보 연산부

330: 치료정보 연산부

400: 출력부

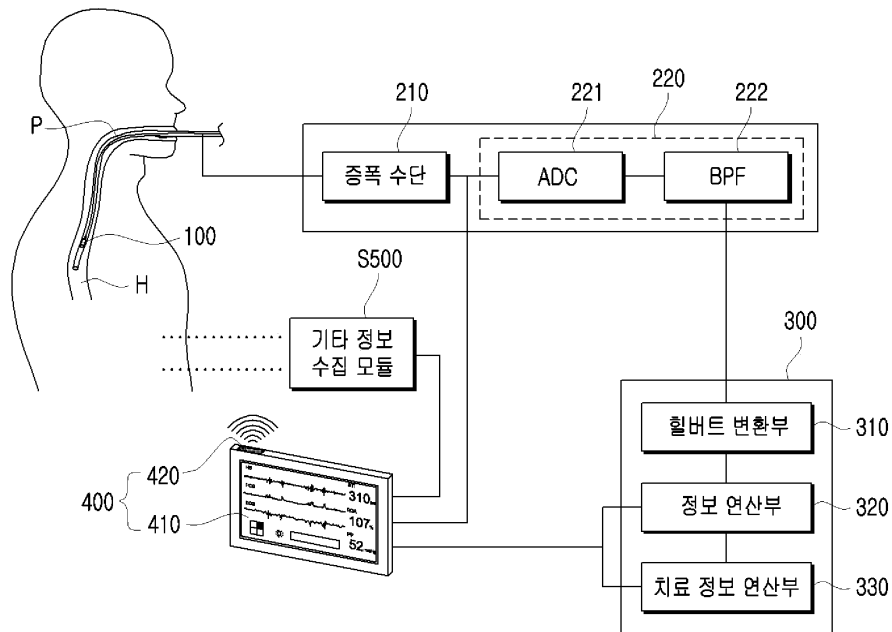
410: 디스플레이부

420: 스피커

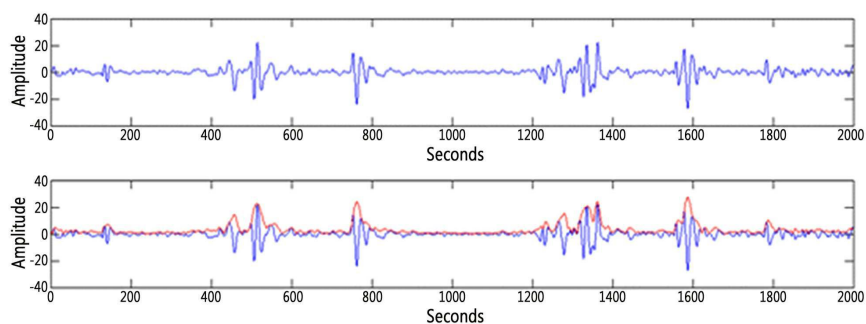
500: 기타정보 수집모듈

도면

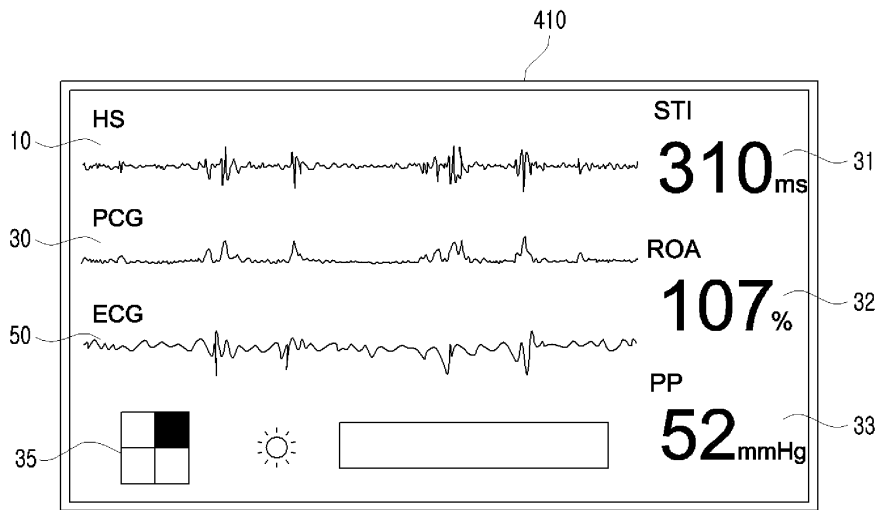
도면1



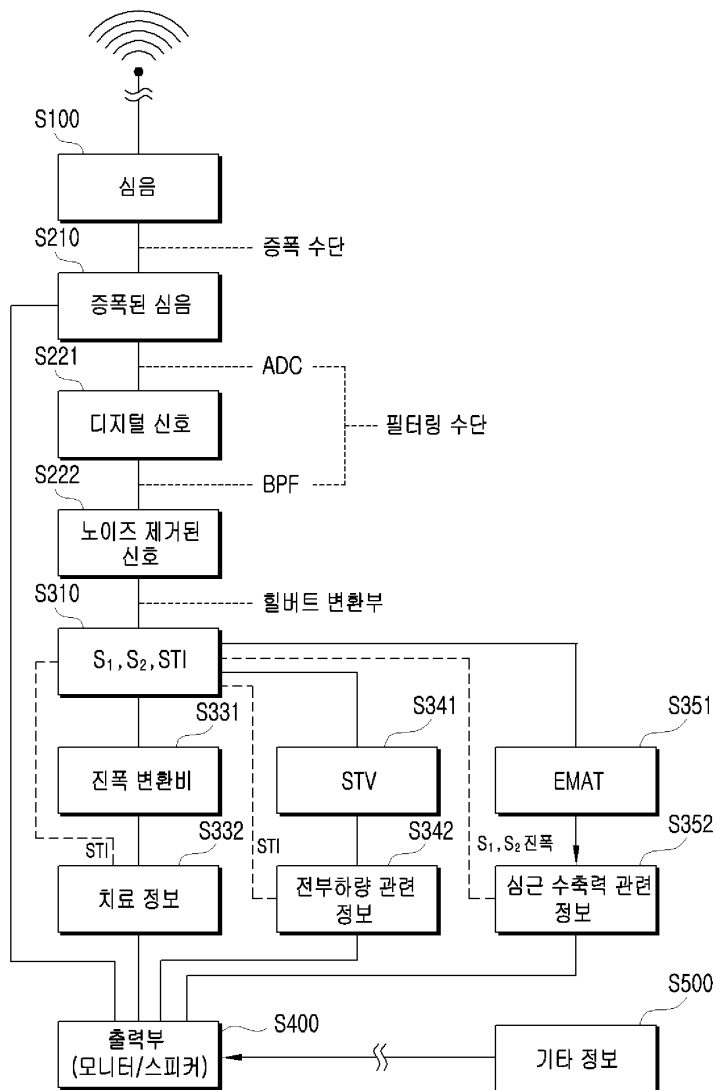
도면2



도면3



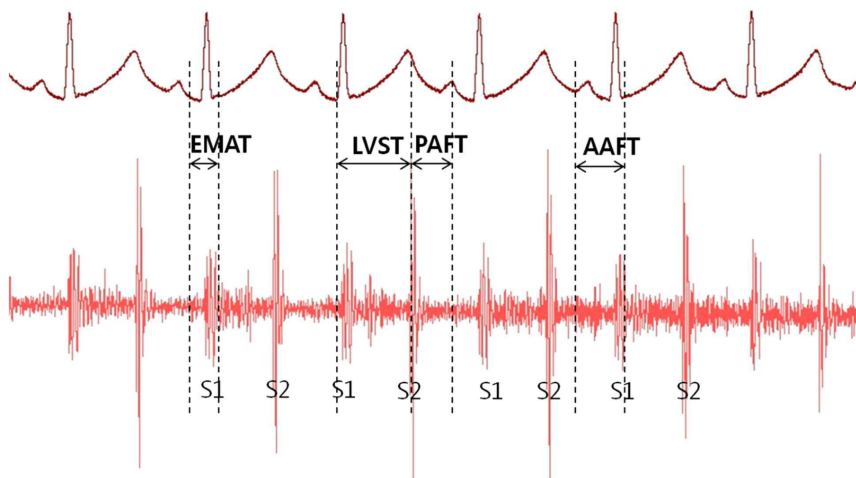
도면4



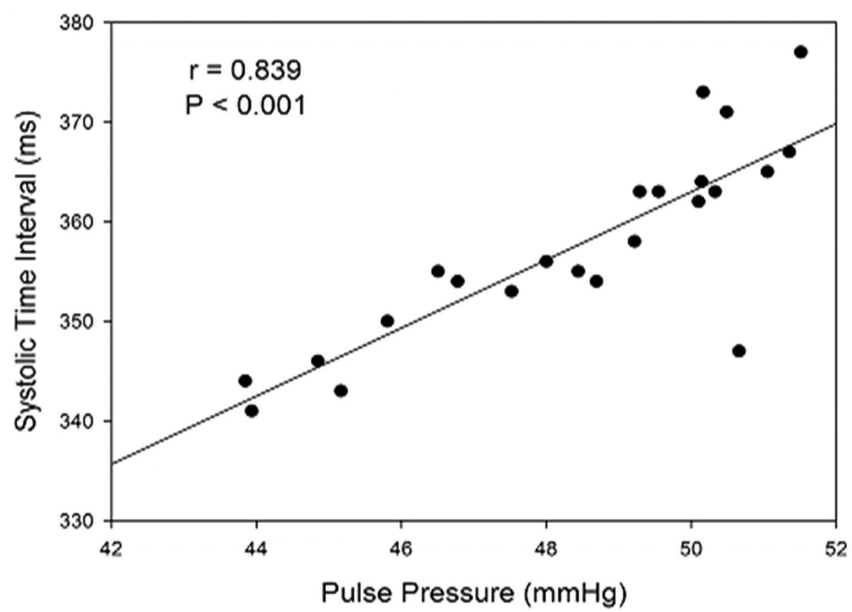
도면5

	진폭 변환비 < B (%)	진폭 변환비 > B (%)
STI > A (ms)	제1 치료 정보 출력	제2 치료 정보 출력
STI < A (ms)	제4 치료 정보 출력	제3 치료 정보 출력

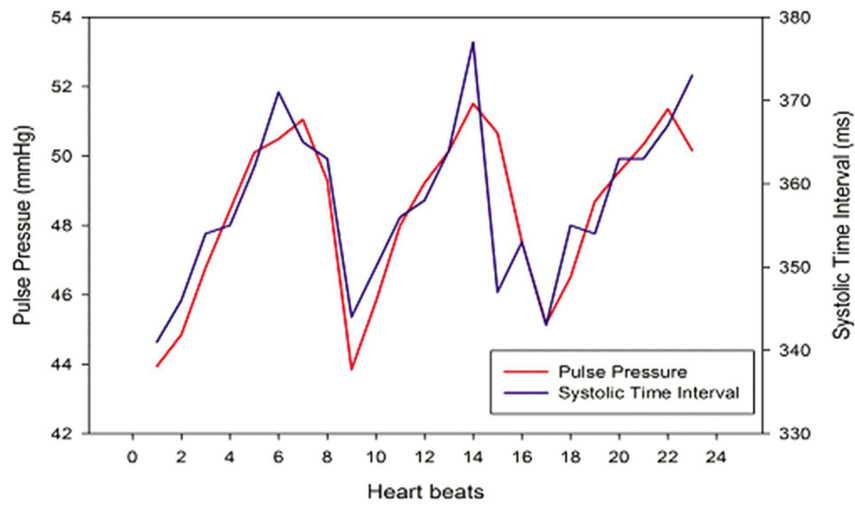
도면6



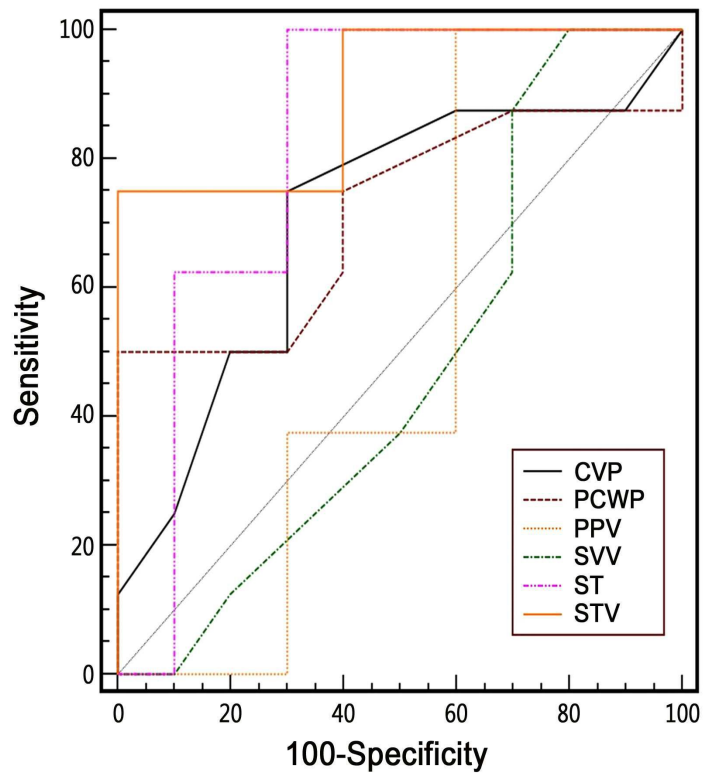
도면7a



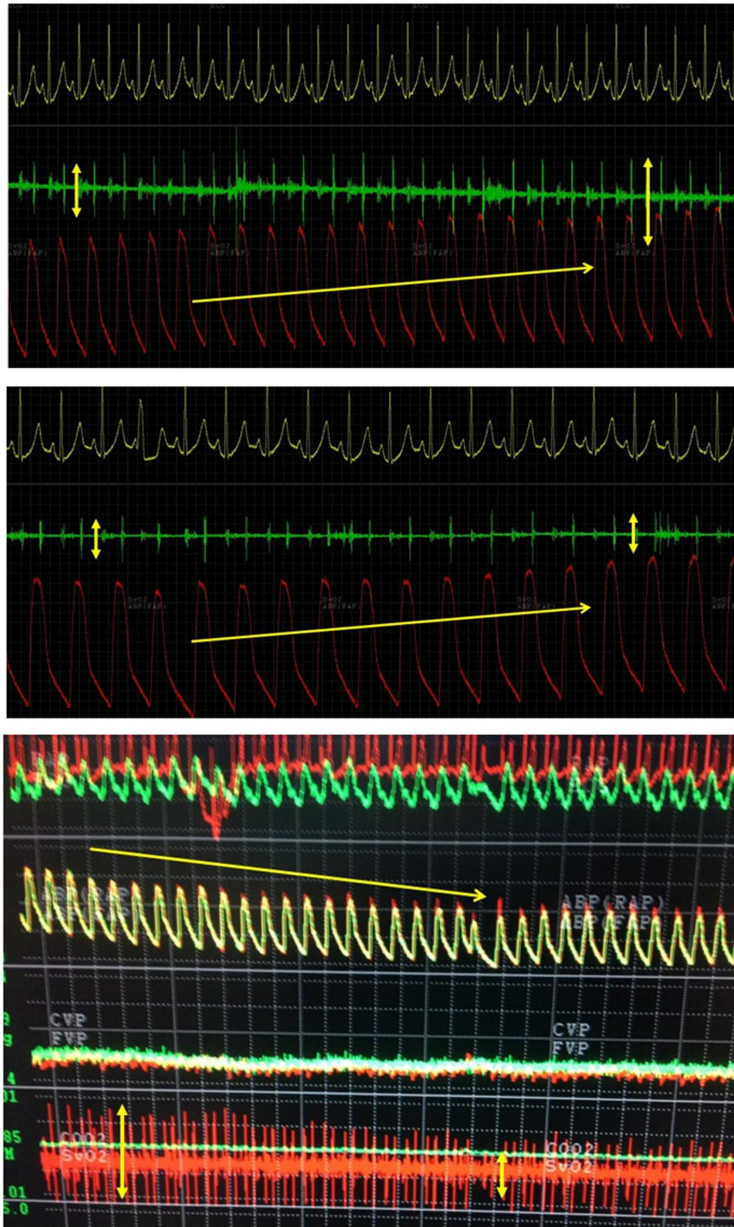
도면7b



도면8



도면9



专利名称(译)	心脏监测系统和使用其的监测方法		
公开(公告)号	KR1020160053395A	公开(公告)日	2016-05-13
申请号	KR1020140152009	申请日	2014-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	财团法人峨山社会福祉财团		
申请(专利权)人(译)	基金会峨山社会福利基金会		
当前申请(专利权)人(译)	基金会峨山社会福利基金会		
[标]发明人	KIM SUNG HOON 김성훈 JU SE GYEONG 주세경 HWANG GYU SAM 황규삼		
发明人	김성훈 주세경 황규삼		
IPC分类号	A61B7/04 A61B5/024 H03H17/02 A61B5/00 A61B7/00		
CPC分类号	A61B7/04 A61B5/02405 H03H17/0211 A61B5/7225 A61B5/0002 A61B5/02444 A61B7/003 A61B5/02438 A61B5/0402 A61B7/00 A61B7/023		
代理人(译)	Sonmin		
其他公开文献	KR101727367B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

DSP模块技术领域本发明涉及一种用于转换心音接收以接收心音HS的DSP模块。并且用于使用DSP模块中的PCG连续呈现与总负载量相关的信息变化量趋势的装置;并且, 计算单元用于根据通过将心音接收单元接收的心音HS转换为数字信号而获得的数字信号计算心率 (PCG), 并计算与计算出的心率或心肌收缩性相关的信息, 监视系统和使用该监视系统的方法。

