



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0115550
(43) 공개일자 2017년10월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02116 (2013.01)
A61B 5/002 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-7022446
(22) 출원일자(국제) 2015년12월23일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2017년08월10일
(86) 국제출원번호 PCT/SG2015/050502
(87) 국제공개번호 WO 2016/130083
국제공개일자 2016년08월18일
(30) 우선권주장
PCT/SG2015/000034 2015년02월09일
싱가포르(SG)

(71) 출원인
넛토텐코 가부시키키가이샤
일본국 오사카후 이바라키시 시모호즈미 1-1-2
(72) 발명자
아웅, 아위에
싱가포르 싱가포르 138623 유닛 03-17/18 시넵
스 빌딩 3 바이오폴리스 드라이브 니토 텐코 아시
아 테크니컬 센트레 피타이 엘티디 내
카삼숙, 키티퐁
싱가포르 싱가포르 138623 유닛 03-17/18 시넵
스 빌딩 3 바이오폴리스 드라이브 니토 텐코 아시
아 테크니컬 센트레 피타이 엘티디 내
타비프롱스리폰, 비지트
싱가포르 싱가포르 138623 유닛 03-17/18 시넵
스 빌딩 3 바이오폴리스 드라이브 니토 텐코 아시
아 테크니컬 센트레 피타이 엘티디 내
(74) 대리인
특허법인 무한

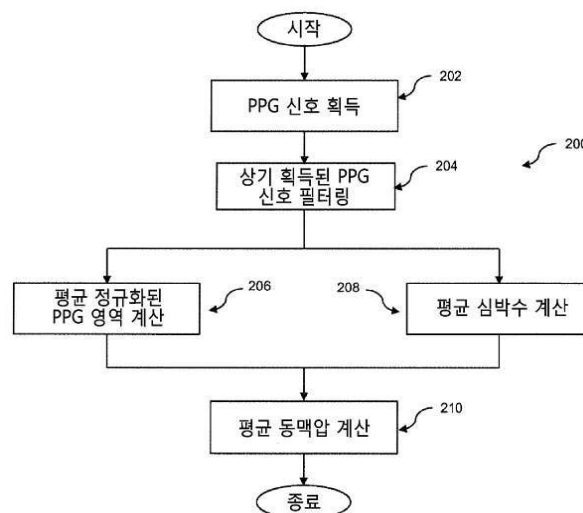
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 대상자의 평균 동맥압을 도출하는 방법 및 장치

(57) 요약

대상자의 평균 동맥압 도출 방법이 개시된다. 상기 방법은 : (i) 상기 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하는 단계; (ii) 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하는 단계; (iii) 정규화된 영역을 획득하기 위해, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 영역을 계산하는 단계; (iv) 상기 적어도 하나의 심장 주기로부터 상기 대상자의 심박수를 계산하는 단계; 및 (v) 상기 정규화된 영역 및 심박수로부터 상기 평균 동맥압을 도출하는 단계를 포함한다. 관련된 장치도 개시된다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/02416 (2013.01)

A61B 5/6898 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

대상자의 평균 동맥압 도출 방법으로서, 상기 방법은 :

- (i) 상기 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하는 단계;
 - (ii) 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하는 단계;
 - (iii) 정규화된 영역을 획득하기 위해, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 영역을 계산하는 단계;
 - (iv) 상기 적어도 하나의 심장 주기로부터 상기 대상자의 심박수를 계산하는 단계; 및
 - (v) 상기 정규화된 영역 및 심박수로부터 상기 평균 동맥압을 도출하는 단계
- 를 포함하는, 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 데이터는 복수의 심장 주기들에 관련되고,

상기 방법은,

상기 심장 주기들의 각각에 관한 각각의 데이터를 정규화하는 단계;

각각의 정규화된 영역들을 획득하기 위해, 각각의 정규화된 데이터에 의해 둘러싸인 각각의 영역들을 계산하는 단계; 및

상기 정규화된 영역으로서, 상기 계산된 정규화된 영역들로부터 평균 정규화된 영역을 획득하는 단계

를 포함하는 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

연속적으로 배열된, 상기 심장 주기들의 각각의 쌍들로부터 각각의 심박수들을 계산하는 단계; 및

상기 심박수로서, 상기 각각의 심박수들로부터 평균 심박수를 획득하는 단계

를 더 포함하는 방법.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 심장 주기는 심장 주기들의 쌍을 포함하고,

상기 심박수를 계산하는 단계는,

상기 수학적식: $HR = 60/T$ 에 따라서 상기 심박수를 계산하고,

HR 은 상기 심박수이고; 및

T 는 상기 연속적으로 배열된 심장 주기들의 쌍의 각각의 연속적인 수축기 피크들 간의 결정된 시간 간격인, 방법.

청구항 5

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 심박수를 계산하는 단계는,

상기 수학적식: $HR = 60/T$ 에 따라서 상기 심박수를 계산하는 단계를 포함하고,

HR 은 상기 심박수이고; 및

T 는 상기 적어도 하나의 심장 주기의 각각의 연속적인 펄스들 간 결정된 시간 간격인, 방법.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 평균 동맥압을 도출하는 단계는,

상기 수학적식: $MAP = \frac{1}{3} \times SBP + \frac{2}{3} \times DBP$ 에 따라서 상기 평균 동맥압을 도출하는 단계를 포함하고,

MAP 는 상기 평균 동맥압이고;

A 는 상기 정규화된 영역이고;

HR 은 상기 심박수이고; 및

$a1$, $a2$, 및 b 는 미리 결정된 상수들인, 방법.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 상기 영역을 계산하는 단계는,

상기 적어도 하나의 심장 주기를 나타내는 시간 축에 대하여 상기 영역을 계산하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터는, 상기 심장 주기의 파형 신호를 포함하고,

상기 수신된 데이터를 정규화하는 단계는,

감산된 신호를 획득하기 위해, 상기 파형 신호로부터 상기 파형 신호의 최소값을 감산하는 단계, 및

상기 감산된 신호를 상기 감산된 신호의 최대값으로써 제산하는 단계

를 포함하는 방법.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 대상자의 맥압을 획득하는 단계; 및

상기 각각의 수학적식들: $DBP = MAP - (1/3) PP$, 및 $SBP = MAP + (2/3) PP$ 에 따라서 상기 대상자의 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 도출하는 단계

를 더 포함하고,

MAP 는 상기 평균 동맥압이고;

DBP 는 상기 이완기 혈압이고;

SBP 는 상기 수축기 혈압이고; 및

PP 는 상기 맥압인, 방법.

청구항 10

대상자의 평균 동맥압을 도출하기 위한 컴퓨터 프로그램에 있어서,

상기 컴퓨터 프로그램은, 전자 기기에 다운로드 가능하고, 명령어 세트를 포함하고,
실행 시, 상기 전자 기기의 프로세서가 :

- (i) 상기 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하고;
- (ii) 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하고;
- (iii) 정규화된 영역을 획득하기 위해, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 영역을 계산하고;
- (iv) 상기 적어도 하나의 심장 주기로부터 상기 대상자의 심박수를 계산하고; 및
- (v) 상기 정규화된 영역 및 심박수로부터 상기 평균 동맥압을 도출하도록 제어하는, 컴퓨터 프로그램.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 컴퓨터 프로그램은,

상기 인터넷을 통해 다운로드 가능한, 컴퓨터 프로그램.

청구항 12

전자 기기의 메모리에 저장된 컴퓨터 프로그램에 있어서, 상기 컴퓨터 프로그램은 명령어 세트를 포함하고, 실행 시 상기 전자 기기의 프로세서가 :

- (i) 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하고;
- (ii) 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하고;
- (iii) 정규화된 영역을 획득하기 위해, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 영역을 계산하고;
- (iv) 상기 적어도 하나의 심장 주기로부터 상기 대상자의 심박수를 계산하고; 및
- (v) 상기 정규화된 영역 및 심박수로부터 상기 대상자의 평균 동맥압을 도출하도록 제어하는, 컴퓨터 프로그램.

청구항 13

대상자의 평균 동맥압을 도출하기 위한 장치에 있어서, 상기 장치는 :

- (i) 상기 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하는 수신기;
- (ii) 프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는 :

- (a) 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하고;
- (b) 정규화된 영역을 획득하기 위해, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 영역을 계산하고;
- (c) 상기 적어도 하나의 심장 주기로부터 상기 대상자의 심박수를 계산하고; 및
- (d) 상기 정규화된 영역 및 심박수로부터 상기 평균 동맥압을 도출하는, 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 장치는,

전자 기기의 형태인, 장치.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 전자 기기는,

통신 기기 또는 광학 측정 기기인, 장치.

청구항 16

제13항에 있어서,

상기 장치는,

광학 측정 기기와 상기 수신기를 가지는 통신 기기를 포함하고;

상기 광학 측정 기기는,

상기 대상자로부터 상기 생체 신호를 획득하는 신호 센싱 기기, 및

상기 생체 신호에 관한 데이터를 결정하는 데이터 처리 모듈을 포함하고,

상기 통신 기기의 상기 수신기는,

상기 생체 신호의 상기 결정된 데이터를 수신하도록 배열되는, 장치.

청구항 17

대상자의 평균 동맥압 도출 방법에 있어서, 상기 방법은 :

(i) 상기 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하는 단계; 및

(ii) 상기 수식식: $\log(MAP) = b + a_1 \log(X_1) + a_2 \log(X_2) + \dots + a_{n-1} \log(X_{n-1}) + a_n \log(X_n)$ 에 따라서
상기 평균 동맥압을 도출하는 단계

를 포함하고,

MAP 는 상기 평균 동맥압;

X_1 내지 X_n 은 상기 수신된 데이터에 기초한, 상기 대상자의 생리학적 피쳐들 및/또는 동맥 파형 피쳐들의 각각의 값들이고; 및

a_1 내지 a_n , 및 b 는 미리 결정된 상수들인, 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 생리학적 피쳐들은,

심박수, 호흡수, 심박수 변이도, 혈압 및 맥압으로 구성된 상기 그룹으로부터 선택되는, 방법.

청구항 19

제17항 또는 제18항에 있어서,

상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터는,

상기 심장 주기의 파형 신호를 포함하고,

상기 동맥 파형 피쳐들은,

상기 파형 신호에 대한 적어도 하나의 데이터 포인트로부터 도출된 파형 피쳐, 상기 파형 신호 아래 영역, 상기 파형 신호의 파워 스펙트럼 밀도 그래프로부터 획득된 주파수 값 및 첨도 값으로 구성된 상기 그룹으로부터 선택되는, 방법.

청구항 20

제17항 내지 제19항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하는 단계

를 더 포함하는, 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 대상자(subject)의 평균 동맥압(mean arterial pressure)을 도출하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 동맥 혈압 측정들(Arterial blood pressure measurements)은 환자의 심혈관계 시스템(cardiovascular system)에 대하여 중요한 정보를 제공한다. 정상 심혈관계 시스템은, 혈액이 흐르는 여러 기관들의 신체적 기능들에 대한 긴장감을 유발함 없이, 환자의 신체의 모든 부분들에 충분한 혈액의 흐름에 의해 특징지어진다. 비정상 심혈관계 시스템에서, 다양한 신체 부분들에 대해 부수적인 결과들을 가지는 각각의 이상(abnormality)으로써, 혈압이 너무 높거나 낮을 수 있다. 그 결과 장기간의 긴장은 심장, 간 및 신장 질환들 및/또는 다른 합병증들을 유발할 수 있다. 그러므로 동맥 혈압(arterial blood pressure)의 중요성이 동맥 혈압을 결정하기 위한 수많은 방법들의 개발을 촉진시켰다.

[0003] 현재, 청진 및 오실로 메트릭 기술들(auscultation and oscillometric techniques)은 혈압을 측정하기 위해 가장 널리 사용되는 기술들이다. 혈압은 동맥 맥박들(arterial pulsations)과 외부 인가된 압력(external applied pressure) 간의 관계에 기초하여 결정된다. 공기 펌프와 팽창 가능한 커프(cuff)가 일반적으로 요구되지만, 커프 기반 압력 모니터링 시스템에서 두 가지 주요 단점들을 발생시킨다. 첫째로, 시스템은 너무 부피가 크고, 지속적인 혈압 모니터링을 위해 쉽게 휴대할 수 없다. 둘째로, 팽창된 커프가 환자에게 고통 또는 불편함을 야기시킬 수 있고, 결과적으로 혈압 판독들의 정확성에 영향을 미친다.

[0004] 커프가 없는 측정을 제공하는 보다 진보된 혈압 모니터링 시스템들은 일반적으로 용적맥파(PPG, Photoplethysmography) 및/또는 심전도(ECG, electrocardiogram) 신호들의 사용을 기반으로 한다. 혈압을 결정하기 위해, 신호들에서 펄스 전달 시간(PTT, pulse transit time) 및 펄스 도착 시간(PAT, pulse arrival time)과 같은 피쳐들이 추출된다. 측정을 위해, 다수의 센싱 기기들이 환자의 신체의 다른 부분들에 부착되고, 바람직하지 않게 환자에게 불편함을 생성시킬 뿐만 아니라, 사용하기에 문제가 있다. 게다가, 이 기술들은 초기 사용 전 상기 피쳐들과 혈압 간의 환자-특정 기준선 관계를 획득하기 위해 사전-교정 절차를 요구할 수 있다.

[0005] 또한, 알 수 있듯이, 동맥 파형 신호들을 분석하는 많은 종래의 방법들은 더 나이든 대상자들에 대해 최적의 결과들을 달성할 수 없다. 이 문제는 주로 동맥 파형 내에서 중복절흔 및 이완기 피크 피쳐들의 사용으로 내재된다. 간단하게, 동맥들을 따른 임의의 포인트에서의 동맥 파형은 입사 및 반사파의 합이다.: 입사파는 심장에서 주변 부위로 이동하고, 반사파는 파 반사의 주변 부위에서 심장으로 다시 이동한다.

[0006] 동맥들이 팽창할 수 있는, 더 어린 대상자들에서, 맥파의 속도는 상대적으로 낮다. 하지만, 더 나이든 대상자들에 대하여, 그들의 동맥들은 나이 때문에 더 강경해서 맥파의 속도가 높으므로, 반사파가 더 빨리 되돌아와서, 수축기 및 이완기 피크들 간의 간격이 줄어들게 한다. 파들의 합으로부터, 따라서 중복절흔과 맥파의 이완기 피크는 시각적으로 덜 구별할 수 있게 된다. 이 효과는 도 8로부터 명백하게 알 수 있다.

[0007] 29세의 테스트 대상자(즉, 수축기 피크(902), 이완기 피크(914) 및 중복절흔(908) 참조)에 대해 기준 참조하여, 더 나이든 대상자들에서 이완기 피크(즉, 916 및 918로서 표시된 피쳐들)와 같이 중복절흔(즉, 910 및 912로서 표시된 피쳐들)은 실제로 증가하는 나이와 함께 시각적으로 상당히 덜 구별될 수 있음을 도 8로부터 알 수 있다.

[0008] 따라서, 본 발명의 목적은 종래 기술의 문제점들 중 적어도 하나를 다루고/다루거나 당해 기술 분야에서 유용한 선택을 제공하는 것이다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 제1 측면에 따르면, 대상자의 평균 동맥압 도출 방법이 제공되고, 상기 방법은 : (i) 상기 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기(cardiac cycle)에 관한 데이터(data)를 수신하는 단계; (ii) 상기

적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화(normalizing)하는 단계; (iii) 정규화된 영역(area)을 획득하기 위해, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인(enclosed) 영역을 계산하는 단계; (iv) 상기 적어도 하나의 심장 주기로부터 상기 대상자의 심박수(heart rate)를 계산하는 단계; 및 (v) 상기 정규화된 영역 및 심박수로부터 상기 평균 동맥압(mean arterial pressure)을 도출(deriving)하는 단계를 포함한다.

- [0010] 제안된 방법의 장점은 정규화된 영역과 심박수를 사용하여 대상자의 평균 동맥압을 도출하는 것이 더욱 쉽고 더욱 정확해지고, 결정하기 어려운, 중복절흔(dicrotic notch) 및/또는 이완기 피크(diastolic peak)를 결정할 필요가 없게 된다는 것이다.
- [0011] 바람직하게는, 상기 데이터는 복수의 심장 주기들에 관련되고, 상기 방법은, 상기 심장 주기들의 각각에 관한 각각의 데이터를 정규화하는 단계; 각각의 정규화된 영역들을 획득하기 위해, 각각의 정규화된 데이터에 의해 둘러싸인 각각의 영역들을 계산하는 단계; 및 상기 정규화된 영역으로서, 상기 계산된 정규화된 영역들로부터 평균 정규화된 영역을 획득하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0012] 바람직하게는, 상기 방법은, 연속적으로 배열된(arranged consecutively), 상기 심장 주기들의 각각의 쌍들(pairs)로부터 각각의 심박수들을 계산하는 단계; 및 상기 심박수로서, 상기 각각의 심박수들로부터 평균 심박수(average heart rate)를 획득하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0013] 바람직하게는, 상기 적어도 하나의 심장 주기는 심장 주기들의 쌍을 포함할 수 있고, 상기 심박수를 계산하는 단계는, 상기 수학적식(equation): $HR = 60/T$ 에 따라서 상기 심박수를 계산하는 단계를 포함할 수 있고, HR 은 상기 심박수이고; 및 T 는 상기 연속적으로 배열된 심장 주기들의 쌍의 각각의 연속적인 수축기 피크들(consecutive systolic peaks) 간의 결정된 시간 간격(time period)이다.
- [0014] 바람직하게는, 상기 심박수를 계산하는 단계는, 상기 수학적식: $HR = 60/T$ 에 따라서 상기 심박수를 계산하는 단계를 포함할 수 있고, HR 은 상기 심박수이고; 및 T 는 상기 적어도 하나의 심장 주기의 각각의 연속적인 밸리들 간 결정된 시간 간격이다.
- [0015] 바람직하게는, 상기 평균 동맥압을 도출하는 단계는, 상기 수학적식: $MAP = a_1 + a_2 \cdot A + b \cdot HR$ 에 따라서 상기 평균 동맥압을 도출하는 단계를 포함할 수 있고, MAP 는 상기 평균 동맥압이고; A 는 상기 정규화된 영역이고; HR 은 상기 심박수이고; 및 a_1 , a_2 , 및 b 는 미리 결정된 상수들(constants)이다.
- [0016] 바람직하게는, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 상기 영역을 계산하는 단계는, 상기 적어도 하나의 심장 주기를 나타내는 시간 축(time axis)에 대하여 상기 영역을 계산하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 바람직하게는, 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터는, 상기 심장 주기의 파형 신호(waveform signal)를 포함할 수 있고, 상기 수신된 데이터를 정규화하는 단계는, 감산된 신호(subtracted signal)를 획득하기 위해, 상기 파형 신호로부터 상기 파형 신호의 최소값(minimum value)을 감산(subtracting)하는 단계, 및 상기 감산된 신호를 상기 감산된 신호의 최대값(maximum value)으로써 제산(dividing)하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0018] 바람직하게는, 상기 방법은, 상기 대상자의 맥압을 획득하는 단계; 및 상기 각각의 수학적식들: $DBP = MAP - (1/3) PP$, 및 $SBP = MAP + (2/3) PP$ 에 따라서 상기 대상자의 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 도출하는 단계를 더 포함할 수 있고, MAP 는 상기 평균 동맥압이고; DBP 는 상기 이완기 혈압(diastolic blood pressure)이고; SBP 는 상기 수축기 혈압(systolic blood pressure)이고; 및 PP 는 상기 맥압(pulse pressure)이다.
- [0019] 본 발명의 제2 측면에 따르면, 대상자의 평균 동맥압을 도출하기 위한 컴퓨터 프로그램(computer program)이 제공되고, 상기 컴퓨터 프로그램은, 전자 기기(electronic device)에 다운로드 가능하고, 명령어 세트(set of instructions)를 포함하고, 실행 시, 상기 전자 기기의 프로세서(processor)가 : (i) 상기 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하고; (ii) 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하고; (iii) 정규화된 영역을 획득하기 위해, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 영역을 계산하고; (iv) 상기 적어도 하나의 심장 주기로부터 상기 대상자의 심박수를 계산하고; 및 (v) 상기 정규화된 영역 및 심박수로부터 상기 평균 동맥압을 도출하도록 제어하도록 구성된다(arranged to control).
- [0020] 바람직하게는, 상기 컴퓨터 프로그램은, 상기 인터넷(internet)을 통해 다운로드 가능(downloadable)할 수 있다.

- [0021] 본 발명의 제3 측면에 따르면, 전자 기기의 메모리(memory)에 저장된 컴퓨터 프로그램이 제공되고, 상기 컴퓨터 프로그램은 명령어 세트를 포함하고, 실행 시 상기 전자 기기의 프로세서가 : (i) 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하고; (ii) 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하고; (iii) 정규화된 영역을 획득하기 위해, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 영역을 계산하고; (iv) 상기 적어도 하나의 심장 주기로부터 상기 대상자의 심박수를 계산하고; 및 (v) 상기 정규화된 영역 및 심박수로부터 상기 대상자의 평균 동맥압을 도출하도록 제어하도록 구성된다.
- [0022] 본 발명의 제4 측면에 따르면, 대상자의 평균 동맥압을 도출하기 위한 장치(apparatus)가 제공되고, 상기 장치는 : (i) 상기 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하는 수신기(receiver); (ii) 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는 : (a) 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하고; (b) 정규화된 영역을 획득하기 위해, 상기 정규화된 수신된 데이터에 의해 둘러싸인 영역을 계산하고; (c) 상기 적어도 하나의 심장 주기로부터 상기 대상자의 심박수를 계산하고; 및 (d) 상기 정규화된 영역 및 심박수로부터 상기 평균 동맥압을 도출한다.
- [0023] 제안된 장치의 장점은 팽창식 커프(inflatable cuff)를 요구하거나 초기 사용(initial use) 전에 환자-특정 교정(patient-specific calibration)을 필요로 하지 않고, (대상자의) 단일 측정 부위(single measurement site)로부터 생체 신호(bio-signal)를 획득할 수 있다는 것이다. 또한, 평균 동맥압을 결정하기 위해 중복절흔 및/또는 이완기 피크를 확인할 필요가 없다.
- [0024] 바람직하게는, 상기 장치는, 전자 기기의 형태일 수 있다(be in the form).
- [0025] 바람직하게는, 상기 전자 기기는, 통신 기기(telecommunications device) 또는 광학 측정 기기(optical measurement device)일 수 있다.
- [0026] 바람직하게는, 상기 장치는, 광학 측정 기기와 상기 수신기를 가지는 통신 기기를 포함할 수 있고; 상기 광학 측정 기기는, 상기 대상자로부터 상기 생체 신호를 획득하는 신호 센싱 기기(signal sensing device), 및 상기 생체 신호에 관한 데이터를 결정하는 데이터 처리 모듈(data processing module)을 포함할 수 있고, 상기 통신 기기의 상기 수신기는, 상기 생체 신호의 상기 결정된 데이터를 수신하도록 배열될 수 있다(arranged to receive).
- [0027] 본 발명의 제5 측면에 따르면, 대상자의 평균 동맥압 도출 방법이 제공되고, 상기 방법은 : (i) 상기 대상자로부터 생체 신호의 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터를 수신하는 단계; 및 (ii) 상기 수식식: $\log(MAP) = b + a_1 \log(X_1) + a_2 \log(X_2) + \dots + a_{n-1} \log(X_{n-1}) + a_n \log(X_n)$ 에 따라서 상기 평균 동맥압을 도출하는 단계를 포함하고, MAP 는 상기 평균 동맥압; X_1 내지 X_n 은 상기 수신된 데이터에 기초한, 상기 대상자의 생리학적 피쳐들(physiological features) 및/또는 동맥 파형 피쳐들(arterial waveform features)의 각각의 값들이고; 및 a_1 내지 a_n , 및 b 는 미리 결정된 상수들(predetermined constants)일 수 있다.
- [0028] 바람직하게는, 상기 생리학적 피쳐들은, 심박수, 호흡수(respiratory rate), 심박수 변이도(heart rate variability), 혈압(blood pressure) 및 맥압(pulse pressure)으로 구성된(consisting of) 상기 그룹(group)으로부터 선택될 수 있다.
- [0029] 바람직하게는, 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터는, 상기 심장 주기의 파형 신호를 포함하고, 상기 동맥 파형 피쳐들은, 상기 파형 신호에 대한 적어도 하나의 데이터 포인트(data point)로부터 도출된 파형 피쳐(waveform feature), 상기 파형 신호 아래 영역(area under the waveform signal), 상기 파형 신호의 파워 스펙트럼 밀도 그래프(Power Spectral Density graph)로부터 획득된 주파수 값(frequency value) 및 첨도 값(kurtosis value)으로 구성된 상기 그룹으로부터 선택될 수 있다.
- [0030] 바람직하게는, 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 심장 주기에 관한 상기 수신된 데이터를 정규화하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0031] 본 발명의 한 측면에 관한 특징들이 또한 본 발명의 다른 측면들에도 적용될 수 있음이 명백해야 한다.
- [0032] 본 발명의 이러한 측면들 및 다른 측면들(These and other aspects)은 이하에 설명되는 실시 예들을 참조하여 명백하게 설명될 것이다.

도면의 간단한 설명

[0033] 본 발명의 실시 예들은 첨부 도면을 참조하여 이하에 개시된다. :

도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 대상자의 혈압을 측정하기 위한 장치의 개략적인 블록도(schematic block diagram)이다. ;

도 2는 대상자의 평균 동맥압을 도출하기 위해, 도 1의 장치에 의해 수행되는 방법의 흐름도(flow diagram)이다. ;

도 3은 적어도 심장 주기를 가지는 PPG 신호의 다이어그램(diagram)이다. ;

도 4는 필터링된 PPG 신호의 다이어그램이다. ;

도 5a 및 도 5b를 포함하는, 도 5는 분석되는 신호의 파형에 의해 둘러싸인 영역의 결정을 위한 정규화 이전 및 이후(prior and subsequent to)의 PPG 신호를 도시한다. ;

도 6a 내지 도 6c를 포함하는, 도 6은 분석되는 신호의 파형에 의해 둘러싸인 영역의 결정을 위한 정규화 이전 및 이후의 다른 PPG 신호를 도시한다. ;

도 7은 평균 심박수의 결정을 위해 측정된 시간 간격들의 다이어그램이다. ;

도 8은 종래 기술에 따라, 동맥 파형의 이완기 피크 및 중복절흔에 대한 나이의 영향이 도시된, 동맥 파형의 다이어그램이다. ;

도 9는 변형 예에 따라서, 심박수의 결정을 위해 측정된 시간 간격의 다이어그램이다. ; 및

도 10은 도 1의 장치에 관련된 데이터 성능 차트(data performance chart)이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0034] 도 1은 본 발명의 제1 실시 예에 따른 대상자((human) subject)(102)의 혈압을 측정하기 위한 장치(100)의 개략적인 블록도이다. 특히, 여기서 혈압을 측정함은 대상자(102)의 평균 동맥압을 도출함을 나타낸다. 장치(100)는 상기 대상자(102)로부터 생체 신호를 획득하기 위해 신호 센싱 모듈(112)을 포함하는 광학 측정 기기(110)를 포함한다. 광학 측정 기기(110)는, 신호 센싱 모듈(112)로부터 생체 신호를 수신 및 처리하도록 구성된 데이터 처리 모듈(114)(예를 들어, 프로세서와 같은), 및 생체 신호로부터 처리된 데이터를 전송하기 위한 무선/유선 전송 모듈(116)을 더 포함한다. 바람직하게, 광학 측정 기기(110)는, 예를 들어 손바닥 크기(palm-sized)의 폼 팩터(form factor), 편리하게 휴대용(conveniently portable)이 되도록 배치되는(arranged) 것을 알 수 있다.

[0035] 광학 측정 기기(110)의 전송 모듈(116)은 이동 전화 또는 다른 휴대용 전자 기기들과 같은 통신 기기(120)와 무선으로/비무선으로(wirelessly/non-wirelessly) 통신하도록 배치된다. 장치(100)와 같이 포함되는, 통신 기기(120)는 광학 측정 기기(110)로부터 신호들을 수신하기 위한 수신 모듈(122), 계산 모듈(124)(프로세서의 형태일 수 있음) 및 결과(result) 또는 정보(information)를 장치(100)의 사용자에게 디스플레이(displaying)하기 위한 디스플레이부(display unit)(126)를 포함한다. 물론, 수신기(122)는 광학 측정 기기(110)의 전송 모듈(116)의 대응하는 설정에 따라서, 유선/무선으로 광학 측정 기기(110)로부터 신호들을 수신하도록 구성된다.

[0036] 도 2는, 대상자(102)의 평균 동맥압(MAP, mean arterial pressure)을 도출하기 위한 방법의 흐름도(200)이고, 상기 방법은 도 1의 장치(100)에 의해 수행된다. 양호한 순서를 위해, 여기에서 MAP의 중요성을 간단히 설명한다. - MAP는 한 심장 주기 동안 개인의 평균 동맥압으로서 정의되고, 바이탈(vital) 기관들에서의 관류(perfusion)의 유용한 지표이다. 특히, 적절한 조직 관류(tissue perfusion)를 유지하기 위해 60 mmHg 이상의 MAP 값이 요구되고, MAP 값(MAP value)이 상당한 시간 동안 60 mmHg 아래로 떨어지면, 신체의 장기들은 산소 결핍되고, 허혈(ischemia)을 초래한다.

[0037] 먼저, (도 2의) 방법의 단계들에 대한 간략한 개요가 아래에서 각각의 단계의 상세한 설명과 함께 설명된다. 단계(202)에서, 신호 획득은 대상자(102)로부터 생체 신호 신호를 획득하기 위해 수행되고, 다음 단계(204)에서, 획득된 생체 신호는 필터링(filtering)된다. 이 실시 예에서, 생체 신호는 예를 들어 도 3에 도시된 바와 같이, 적어도 하나의 심장 주기(302, 304)를 포함하는 동맥 PPG 파형 신호(300)임을 알 수 있다. 그러나 다른 변형 예들에서, (도 3에 따른 바와 같이) 한 쌍의(또는 복수의) 심장 주기들(302, 304)이 또한 이용될 수 있고, 심장 주기들(302, 304)의 쌍은 (즉, 도 7 참조) 연속적으로 함께 배치될 수 있음을 알 수 있다. 단계(206)에서, 정규화된 영역은 또한 적어도 하나의 심장 주기(302, 304)로부터 계산되고, 반면에, 단계(208)에서, 대상자(102)의 심박수는 적어도 하나의 심장 주기(302, 304)로부터 계산된다. 마지막으로, 단계(210)에서, 대상자

(102)의 평균 동맥압은 제안된 수식(4)을 사용하여 계산된 정규화된 영역 및 심박수로부터 집합적으로(collectively) 도출된다. 단계(206, 208)는 특정하게 의도된 구현에 따라서 순차적으로 또는 병렬로(sequentially or in parallel) 장치(100)에 의해 수행될 수 있음을 알 수 있다.

[0038] 도 2에서 방법의 상술된 단계들(202-210)은 이하에 상세히 각각 기술된다.

[0039] 1. 방법의 단계(202)

[0040] 단계(202)에서, 대상자(102)로부터 생체 신호를 획득하기 위하여, 신호 획득은 신호 센싱 모듈(112)을 사용하여 광학 측정 기기(110)에 의해 수행되고, 이미 언급 한 바와 같이, 생체 신호는 도 3에 도시된 동맥 PPG 파형 신호(300)(이하, 간결성을 위해 “PPG 신호”라 함)이다. PPG 신호(300)는 손목 및/또는 손가락과 같은 대상자의 신체의 임의의 주변 부위들로부터 획득될 수 있다. 대상자의 혈압을 계산하기에 적합한 정확도는, 예를 들어, 제한되지 않고, 대상자의 생체 신호를 획득하기 위해 적어도 30초의 측정 윈도우(measurement window)를 사용하도록(to employ) 신호 센싱 모듈(112)을 구성함으로써 달성될 수 있음이 경험적으로 결정(empirically determined)되어왔다.

[0041] 2. 방법의 단계(204)

[0042] 다음으로, 획득된 PPG 신호(300)는 단계(204)에서의 처리를 위해 데이터 처리 모듈(114)로 전달된다. 데이터 처리 모듈(114)은 획득된 PPG 신호(300)에 존재하는 임의의 잡음 및 신호 아티팩트(artifact)들을 필터링하기 위해 미리 정의된 디지털 대역 통과 필터(digital band pass filter)(미도시됨)를 포함할 수 있고, 필터링된 PPG 신호(미도시됨)를 제공할 수 있다. 이 경우에, 필터링된 PPG 신호에 대한 참조가 대신 도 4에 필터링된 PPG 신호(400)로서 될 것이다.

[0043] 3. 방법의 단계(206)

[0044] 단계(206)에서, 데이터 처리 모듈(114)은 적어도 하나의 심장 주기의 정규화된 영역을 계산하지만, 이는 복수의 심장 주기들(이하에서 설명 됨)의 사용을 배제하지는 않는다. 이 실시예에서, 데이터 처리 모듈(114)은 적당한 수학적 함수(mathematical function)(예를 들어, 적분 연산(integration operation))를 파형에 의해 둘러싸인(그래픽적(graphical)) 영역에 적용함(applying)으로써(선택된) 심장 주기(402)(즉, 도 4를 참조하여)의 영역을 계산하도록 구성된다. 물론, 심장 주기(402)에 의해 둘러싸인 관련된 영역을 계산하는 것은 심장 주기(402)을 정의하는 시간 축에 관한 것임을 알 수 있다. 단순히, 정보에 대하여, 심장 주기에 의해 둘러싸인 영역을 계산하기 위한, 사다리꼴 규칙(trapezoid rule) 또는 경량 계산(light weight computation) 방법의 예가 특허 공보 W02012/134395에서 논의된다. 각각의 심장 주기 파형의 진폭은 신호 센싱 모듈(112)과 대상자(102) 상의 측정 부위 간 적용되는 압력에서 불가피한 미세한 변화들(내재된 미세한 신체 움직임으로부터 발생함)에 인하여 변함을 알 수 있다. 따라서, 적용된 압력의 편차(deviation)들로부터 발생하는 임의의 진폭 차이(들)를 제거하기 위해, 정규화 단계는 데이터 처리 모듈(114)에 의해 수행된다. 특히, 각 심장 주기 파형은 먼저 상기 신호에서 상기 신호의 최소값을 빼어서 차분 신호를 얻은 다음, 이를 상기 차분 신호의 최대값으로 나누어 줌으로써 정규화된다.

[0045] 예시적인 예로서, 도 5a는 정규화 이전의 파형 신호(602)를 도시하고, 도 5b는 정규화 이후 동일한 파형(용이한 설명을 위해 도 5a와 구별하기 위해 604로서 대신 표시됨)을 도시한다(즉, 정규화된 파형(604)). 도 5b에서, 정규화된 파형(604) 아래의 영역(606)은 데이터 처리 모듈(114)에 의해 계산된다. 이 경우, 영역(606)은 정규화된 영역으로서 사용될 시간 축(608)에 관련하여 계산된 영역이다.

[0046] 즉, 관련된 정규화된 영역을 획득하기 위해, PPG 신호(예를 들어, 필터링된 PPG 신호(400))는 정규화된 PPG 신호에 의해 둘러싸인 그래픽적 영역을 계산하기에 앞서 먼저 정규화된다. - 즉, (생체 신호의) 적어도 하나의 심장 주기에 관한 데이터 (또는 생체 신호)가 정규화되고, 정규화된 데이터(또는 생체 신호)에 의해 둘러싸인 그래픽적 영역은 정규화된 영역에 이르도록 따라서 계산된다.

[0047] 도 6a는(정규화 이전) 파형 신호(710)가 관련된 시간 축(716)에 의해 완전히 경계 지워지지 않는 또 다른 경우를 도시한다. 도 6b는 정규화 이후 동일한 파형(그러나 도 6a와 구별하기 위해 714로서 대신 표시됨)을 도시한다(즉, 정규화된 파형(714)). 정규화된 파형(714) 아래의 영역(712)은 데이터 처리 모듈(114)에 의해 유사하게 계산되고, 상기 영역(712)은 시간 축(716)에 관련된 영역이다. 이 경우에, 정규화된 파형(714)이 시간 축(716)상에 완전히 맞지(sit on) 않아도, 파형 신호(710) 아래의 영역(712)은 시간 축(716)에 관련하여 계산됨을 알 수 있다. 따라서, 계산된 영역(712)은 정규화된 영역으로서 사용될 것이다. 그러나 더 나은 정확성을 위해, 도 6c에서 도시된 바와 같이 추가 단계가 수행될 수 있고, 파형 기준선(waveform baseline)(720)에 관련한 영역

(718)은, 도 6b에 관하여 기술된 단계에서 계산된 영역(712)에서 외곽 영역(outlier area)(722)을 감산함으로써 계산된다. 외곽 영역(722)이 바람직하지 않은/원치 않는 영역(undesirable/unwanted area)으로서 이해될 수도 있음이 강조되어야 한다. 파형 기준선(720)은 정규화된 파형(714)의 시작 포인트와 종료 포인트(start and an end point)(724, 726)를 직선으로 연결(rectilinearly connect)하기 위해 도시됨을 알 수 있고(도 6b에 도시된 바와 같이), 따라서, 외곽 영역(722)은 파형 기준선(720) 및 시간 축(716) 사이에 정의된 영역이고, 도 6b와 같이 원래 계산된 영역(712)로부터 제외(exclude)될 것이다. 즉, 아웃라이너(outliner) 영역(722)은 실제로 정규화된 파형(714)에 의해 정확히 둘러싸인 영역이 아니다. 이 예에서, 외곽 영역(722)은 삼각형 영역(triangular area)이지만, 제한적으로 해석되는 것은 아니다.

[0048] 측정 결과의 전체 정확도를 더욱 향상시키기 위해, 데이터 처리 모듈(114)은, 임의의 노이즈(noise) 및 신호 아티팩트들(signal artifacts)에 의해 영향을 받는, 외곽 정규화된 영역들을 식별 및 제거하기 위해 추가적 외곽 필터링 프로세스(filtering process)를 추가적으로 수행하도록 구성될 수도 있다. 특히, 평균(mean), 이동 평균(moving average), 표준 편차(standard deviation) 또는 이들의 조합들(combinations thereof)을 계산하는 것과 같은 통계적 연산들(statistical operations)은, 외곽 정규화된 영역들을 정의(define)하기 위해 데이터 처리 모듈(114)에 의해 사용될 수 있다. 예를 들어, 측정 윈도우에서 모든 정규화된 영역들에서 도출된 하나의 표준 편차(시그마(sigma)) 내(within)가 아닌 정규화된 영역들은, 외곽들(outliers)로서 분류(classified)되고, 다음 계산들에서 제거(removed)될 것이다.

[0049] 전술한 바와 같이, 하나의 심장 주기를 사용하는 대신, PPG 신호(400)의 심장 주기들의 수에 기초하여 평균 정규화된 영역을 결정함으로써 정규화된 영역의 정확도를 더욱 향상시킬 수 있다. 이 경우, 평균 정규화된 영역은 이후 정규화된 영역으로 사용될 것이다. 특히, 평균 정규화된 영역(A)은 수학적 식 1에 따라 모든 비-외곽 정규화된 영역들(non-outlier normalized areas)에 기초하여 계산된다. :

수학적 식 1

$$A = \text{모든 비-외곽 영역들의 합}(\text{Sum of all non-outlier areas}) \\ / \text{비-외곽 영역들의 수}(\text{No. of non-outlier areas})$$

[0050]

[0051] 즉, 각각의 심장 주기들에 의해 둘러싸인 관련된 영역이 계산되고, 계산된 관련된 영역들 모두에 기초한 평균 정규화된 영역이 정규화된 영역으로서 획득된다.

[0052] 4. 방법의 단계(208)

[0053] 단계(208)에서, 데이터 처리 모듈(114)은 수학적 식 2를 사용하여 측정 윈도우 내의 (대상자(102)의) 심박수를 계산한다. :

수학적 식 2

$$HR_n = 60 / (TP_{n+1} - TP_n), n \geq 1$$

[0054]

[0055] TP_{n+1} 은 수축기 피크 P_{n+1} 에서의 시간이고, TP_n 은 수축기 피크 P_n 에서의 시간이다. 따라서, 수학적 식 2로부터, 연속적으로 함께 배열된 적어도 한 쌍의 심장 주기들은 심박수의 계산에 요구되는 것을 알 수 있으나, PPG 신호(400)의 심장 주기들의 수는 계산된 심박수의 정확도(accuracy)를 향상시키기 위해 사용될 수도 있으므로, 한정하는 것으로 해석되어서는 안 된다. 또한, 상기 수축기 피크 P_{n+1} 및 수축기 피크 P_n 은 적어도 한 쌍의 심장 주기들의 연속적으로 배열된 수축기 피크들임을 알 수 있다. 다시 말해, 수축기 피크 P_{n+1} 은 (상기 심장 주기들의 쌍 중) 제1 심장 주기의 수축기 피크이고, 수축기 피크 P_n 은 (상기 심장 주기들의 쌍 중) 제2 심장 주기의 수축기

피크이다. 제1 및 제2 심장 주기들은 서로 연속적으로 배열(arranged consecutively)된다.

[0056] 설명을 위해, 도 7은 심박수 HR_1 이 PPG 신호(802)의 2 개의 수축기 피크들 P_1 및 P_2 사이의 시간 간격에 기초하여 계산될 수 있는 예를 도시한다. 상기 수축기 피크들 P_1 및 P_2 사이의 시간 간격은 1.1초(seconds)(즉, 1.5-0.4)이다. 따라서, 수학식 2를 사용하여, 심박수 HR_1 은 : $HR_1 = 60 / (1.5-0.4) = 54.5$ 로서 계산된다. 또한, HR_2 및 HR_3 은 각각 $HR_2 = 60 / (2.6-1.5) = 54.5$ 및 $HR_3 = 60 / (3.6-2.6) = 60.0$ 에서 유사하게 마찬가지로 계산될 수 있다.

[0057] 단계(206)와 유사하게, 유사한 외곽 필터링 프로세스가 임의의 노이즈 및 신호 아티팩트들에 의해 영향을 받는 외곽 심박수들을 식별하고 제거하기 위해 수행된다. 다음으로, 평균 심박수 HR 은 수학식 3에 따라, 모든 비-외곽 심박수들에 기초하여 계산된다. :

수학식 3

$$HR = \text{모든 비-외곽 심박수들의 합}(\text{Sum of all non-outlier heart rates}) / \text{비-외곽 심박수들의 수}(\text{No. of non-outlier heart rates})$$

[0058]

[0059] 완성도를 위해, 도 7에서 예를 들어, HR 은 $(54.5 + 54.5 + 60.0) / 3 = 56.3$ 으로서 결정된다.

[0060] 즉, 연속적으로 배치된 심장 주기들의 각각의 쌍들로부터 각각의 심박수들이 계산되고, 모든 각각의 심박수들에 기초한 평균 심박수가 심박수로서 획득된다.

[0061] 5. 방법의 단계(210)

[0062] 계산된 정규화된 영역 및 심박수는 통신 기기(120)의 계산 모듈(calculation module)(124)(즉, 수신 모듈(receiving module)(122)에 의해 수신됨)로 장치(100)의 전송 모듈(transmission module)(116)을 통해 (유선으로/무선으로(wired/wirelessly)) 전송된다. 계산 모듈(124)은 수학식 4에 기초해 대상자(102)의 평균 동맥압(MAP)을 계산한다. :

수학식 4

$$\log (MAP) = b + a_1 \log (A) + a_2 \log (HR)$$

[0063]

[0064] A 는 동맥 파형의 평균 정규화된 영역(average normalized area)이고, HR 은 동맥 파형(arterial waveform)의 평균 심박수(average heart rate)이며, a_1 , a_2 , 및 b 는 미리 결정된 계수(coefficient)들이다. 따라서, 수학식 4는 대상자의 평균 동맥압을 결정하기 위해, 대상자(102)의 혈류 역학적 상태(hemodynamic state) 및 심혈관 기능(cardiovascular function)들에 관한 고유한 특성들(inherent properties)을 각각 가지는, 계산된 평균 정규화된 영역 및 평균 심박수를 상관시킨다(correlate).

[0065] 물론, 본 실시예가 적어도 심장 주기들(302, 304)의 쌍을 포함하는 동맥 PPG 파형 신호(300)(도 3에서)를 참조하여 기술되고, A 는 간단히 동맥 파형의 정규화된 영역이고, 반면에 HR 은 심박수이므로, 적어도 심장 주기들(302, 304)의 쌍만 관련 계산들에 사용되기 때문에 "평균(average)"의 사용은 이 경우에 한정하지 않습니다. 그러나 복수의 심장 주기들이 사용되면, 수학식 4 바로 아래에 제공된, A 및 HR 의 원래 정의들이 적용된다.

[0066] 수학식 4에서 미리 결정된 계수들 a_1 , a_2 , 및 b 는, 예를 들어 실제 임상 데이터(actual clinical data)를 사용하여, 경험적으로 획득된다. 임상 데이터 수집은 수학식 4의 피쳐들(features), 즉, 임상 데이터 수집에서 포함된 시험 대상자들(test subjects)(미도시됨)로부터의 MAP , A 및 HR , 간의 다양한 조합들 및 관계들 수집함을 포함할 수 있다. 상기 계수들, a_1 , a_2 , 및 b ,의 결정은 진화적 방법들(evolutionary methods), 베이저안 통계 방법들(Bayesian statistical methods), 또는 그레디언트 서치(gradient search) 기술들을 포함하는 최적화 알고

리즘들(optimization algorithms)의 임의의 수(any number)에 기초한 PC 컴퓨터와 같은, 별도의 컴퓨팅 장치(미도시됨)를 사용하여 수행될 수 있다. 이 실시예에서, 계수들, a_1 , a_2 , 및 b ,을 결정하기 위해, 최소 제곱 최적화 알고리즘(least square optimization algorithm)이 사용된다. 계수들, a_1 , a_2 , 및 b , 이 결정되면, 환자-특정 교정 절차들에 대한 어떤 필요가 없이, 대상자의 평균 동맥압의 임의의 계산에 사용되도록, 수학식 4는(통신 기기(120)의) 계산 모듈(124)에 입력 및 저장된다.

[0067] 도 10은 도 1의 장치(100)에 관련된 데이터 성능 차트(1000)이다.

[0068] 이하, 나머지 구성들이 설명될 것이다. 간결성을 위해, 상이한 구성들 간의 공통된 유사한 요소들, 기능들 및 동작들의 설명은 반복되지 않는다. ; 관련 구성(들)의 유사한 부분들에 대하여 대신 참조가 될 것이다.

[0069] 제2 실시 예에서, 수학식 4는 하기의 수학식 5로써 대안적으로 대체될 수 있다. :

수학식 5

$$\begin{aligned} \log(MAP) &= b + a_1 \log(X_1) + a_2 \log(X_2) \\ &+ \dots \\ &+ a_{n-1} \log(X_{n-1}) + a_n \log(X_n) \end{aligned}$$

[0070]

[0071] X_1 내지 X_n 은 : 생체 신호로부터 도출될 수 있는, 대상자의 임의의 생리학적 피쳐들(예를 들어, 심박수, 호흡수, 심박수 변동성, 혈압, 맥박 압력 등), 및/또는 임의의 동맥 파형 피쳐들(예를 들어, 파형 상의 적어도 하나의 데이터 포인트, 파형 아래의 영역, 주파수 값 또는 파형의 파워 스펙트럼 밀도(PSD) 그래프 등의 첨도 값 등으로부터 도출됨)에 기초한 값들일 수 있다. 수학식 5의 a_1 내지 a_n 및 b 는 미리 결정된 계수들임을 알 수 있다. 이 실시예에서, 심장 주기 파형 신호를 정규화하는 단계는 X_1 내지 X_n 중 임의의 것에 사용될 값들의 타입에 따라 선택적일 수 있고, 예를 들어, 주파수 값/첨도 값을 계산함은 수행될 상기 정규화를 요구하지 않을 수 있고, 반면에 파형 아래의 영역을 계산함은 먼저 상기 정규화의 수행을 요구할 수 있다(즉, 제1 실시예의 단계(206) 참조).

[0072] 또한, 추가된 수학적 연산들(예를 들어, 가산(addition), 감산(subtraction), 승산(multiplication), 제산(division), 파워 함수들(power functions), 미분(differentiation), 적분(integration), 정규화(normalization), 비율(ratios), 통계적 함수들(statistical functions) 등)은, MAP의 계산을 위해, 수학식 5에 적용 이전에, 상기 도출된 피쳐들(개별적으로 또는 다른 피쳐들과 조합하여)에 대하여 수행될 수도 있다.

[0073] 제3 실시예에서, 2개의 분리된 기기들, 즉, 광학 측정 기기(110) 및 통신 기기(120),을 구성하는 대신, 장치(100) 자체는 단일 등가(single equivalent) 전자 기기로서 구현될 수 있고, 광학 측정 기기(110) 및 통신 기기는(하드웨어로서) 제1 실시예에서 설명된 모든 동일한 기능들을 수행하도록 통합되고 구성된다. 또한, 도 2의 흐름도(200)의 모든 단계들(202-210)는 상기 전자 기기의 메모리 상에 저장하기 위해 인터넷을 통해 다운로드 가능한 컴퓨터 프로그램 제품으로서 구현될 수 있다. 다시 말해, 도 2의 방법에 대해 개선들이 있다면, 전자 기기는, 다운로드된 컴퓨터 프로그램 제품의 방식으로써 그 개선들을 이용하여(필요할 시 및 경우에) 업데이트될 수도 있다.

[0074] 제4 실시예에서, 도 2의 흐름도(200)에서 모든 단계들(202-210)은 통신 기기(120) 또는 광학 측정 기기(110)(또한 디스플레이부가 구비됨)일 수 있는 하나의 전자 기기에 의해 수행될 수 있다. 다시 말해, 다양한 모듈들이 구상된다 - 신호 센싱, 데이터 처리 및 계산 모듈들(112, 114, 124)은 광학 측정 기기(110) 또는 통신 기기(120)의 일부로서 가능하도록, 동일한 전자 기기의 부분들을 형성할 수 있음. 단일 전자 기기는 대상자의 신체에 착용되는 웨어러블(wearable) 센싱 기기로서 실현될 수도 있다.

[0075] 제5 실시예에서, 도 2의 방법의 단계(210)는, 통신 기기(120)의 계산 모듈(124) 대신에, 광학 측정 기기(110)의 데이터 처리 모듈(114)에 의해 수행될 수 있고, 데이터 처리 모듈(114)이(예를 들어) 계산 모듈(124)보다 높은 처리 파워(power)를 가진 것으로 결정되면, 데이터 처리 모듈(114)이 단계(210)를 수행하는 것으로 제한적 기준

으로 해석되어서는 안 된다. 또한, 단계(210)의 성능은 장치(100)의 사용자에게 의해 구성된 원하는 배열에 기초하여 데이터 처리 모듈(114) 또는 계산 모듈(124)에 동적으로 할당될 수도 있다.

[0076] 제6 실시예에서, 대상자(102)의 맥압(PP)은 도 2의 방법에서 더 획득될 수 있다. 맥압의 값은 대상자(102)에 의해 자가-제공될 수 있고, 또는 도 1의 광학 측정 기기(110)와 같은 측정 기기를 통해, 또는 다른 공지된 적절한 기기들을 사용함을 통해 자동으로 측정될 수 있다. 특히, 사람의 맥압은 2 개의 중요한 심혈관 건강 지표들(cardiovascular health indicators), 즉, 수축기 혈압(SBP) 및 이완기 혈압(DBP), 간의 차이로서 정의된다. 따라서, 아래에 도시된 수학적 식 6 및 7을 이용함으로써, 대상자(102)의 두 혈압 값들 모두, *SBP* 및 *DBP*,는 각각 다음과 같이 획득될 수 있다. :

수학적 식 6

[0077]
$$SBP = MAP + \frac{2}{3} PP$$

수학적 식 7

[0078]
$$DBP = MAP - \frac{1}{3} PP$$

[0079] 요약하면, 도 2의 제안된 방법은 유리하게 상기 대상자의 동맥 파형을 단순히 사용하여 대상자의 평균 동맥 혈압(*MAP*)의 측정을 가능하게 한다. 특히, 제안된 방법은 일반적으로 대상자의 신체에서 동맥 파형을 가지는 생체 신호를 획득하고, 생체 신호 내의 정규화된 영역 및 심박수를 각각 식별하고, 최종적으로 상기에서 언급된 수학적 식 4에 기초하여 평균 동맥압을 계산하는 단계들을 포함할 수 있다. 또한, 제안된 방법을 수행하도록 배치된, 장치(100)의 광학 측정 기기(110)는 (통상적인 솔루션들과 다르게) 팽창성 커프를 요구하지 않고, 초기 사용 전에 환자-특정 보정을 요구하지 않고, 추가로 분석을 위해 중복절흔 및 동맥 파형의 이완기 피크를 식별하지 않고, (대상자의) 단일 측정 부위로부터 생체 신호를 획득하는 것을 유리하게 할 수 있다.

[0080] 본 발명은 도면들 및 상기 설명에서 상세하게 도시되고 설명되었지만, 그러한 예 및 설명은 설명적 또는 예시적인 것으로 고려되어야 하고, 제한적이지는 않으며, 본 발명은 개시된 실시예들에 한정되지 않는다. 개시된 실시예들에 대한 다른 변형들은 청구된 발명을 실시하는 데 있어서 그 기술에 있는 당업자들에 의해 이해되고 영향받을 수 있다. 예를 들어, 도 2의 방법의 단계(206)에서, 정규화된 영역을 획득하기 위해, 계산된 영역이 정규화되기 이전에, 심장 주기(402)에 의해 둘러싸인 관련된 영역이 먼저 계산되도록 대신 할 수 있다.

[0081] 또한, 도 2의 방법의 단계(208)에서, 심박수(HR)의 계산은 한 쌍의 심장 주기들보다는 적어도 하나의 심장 주기(의 관련된 피쳐들)를 사용하여 대안적으로(alternatively) 수행될 수 있다. 설명을 위해, 도 9는, 심박수가 PPG 신호(1000)의 임의의 선택된 심장 주기(1004)의 (예를 들어) 연속적으로 배열된 두 개의 밸리들(valleys) V_1 및 V_2 간의 시간 간격(1002)에 기초해 계산될 수 있는 예를 도시한다. 이 경우, 선택된 심장 주기(1004)는 PPG 신호(1000)의 제1 심장 주기이다. 특히, 선택된 심장 주기(1004)의 두 개의 밸리들 V_1 및 V_2 간의 시간 간격(1002)은 수학적 식 8을 사용하여 *HR* 을 계산하기 위해 사용될 수 있다. :

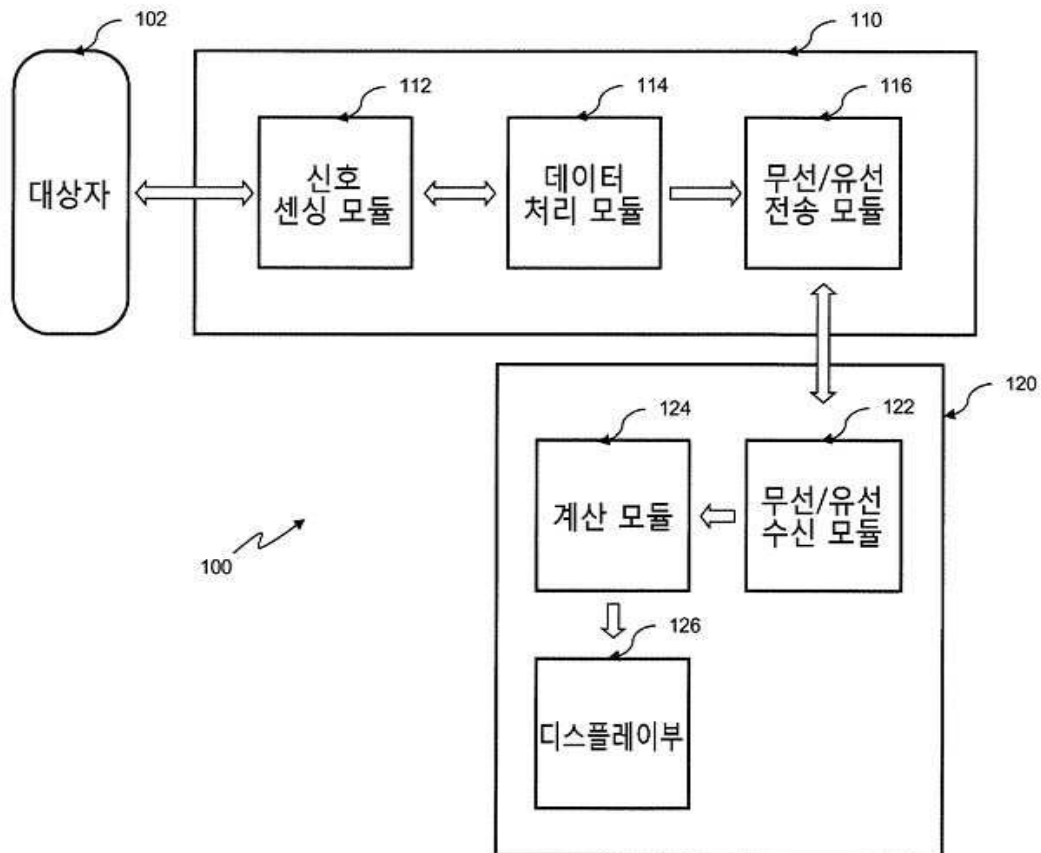
수학적 식 8

[0082]
$$HR_n = 60 / (TV_{n+1} - TV_n), n \geq 1$$

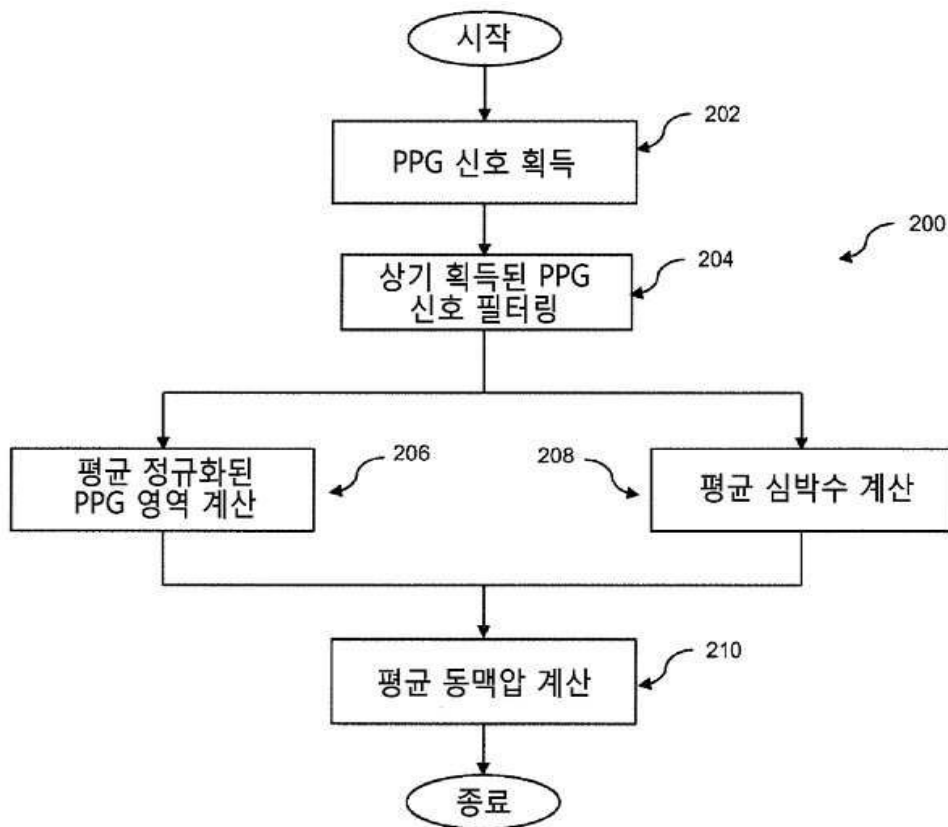
[0083] TV_{n+1} 는 밸리 V_{n+1} 에서의 시간(time)이고, TV_n 는 밸리 V_n 에서의 시간이다.

도면

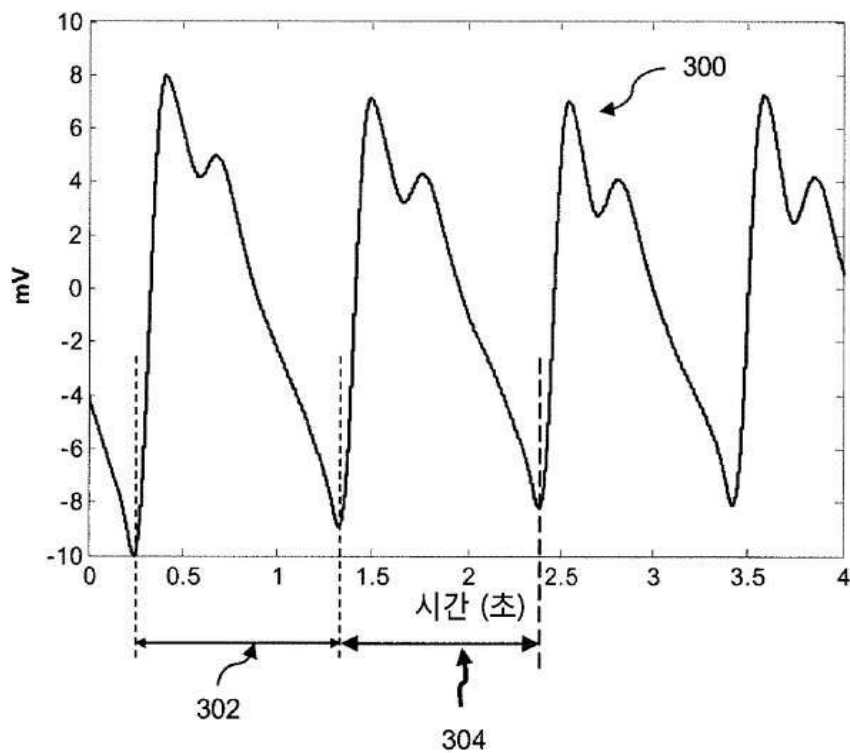
도면1



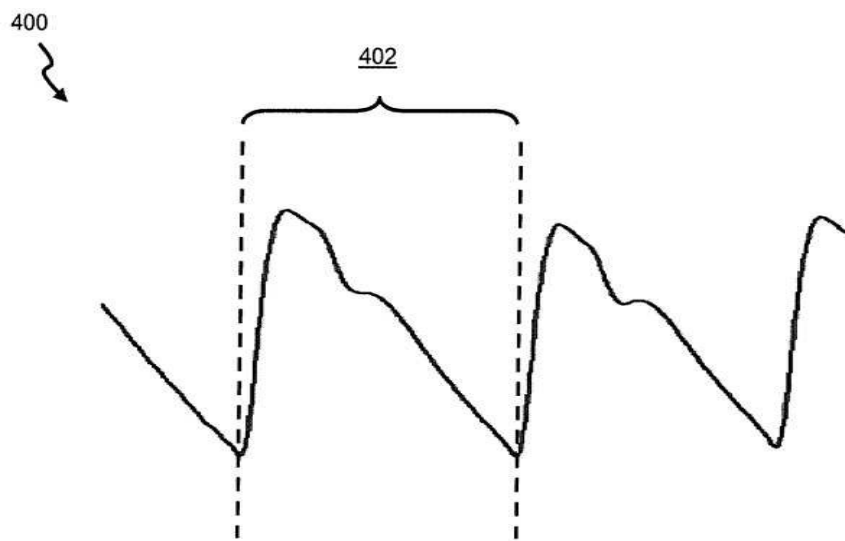
도면2



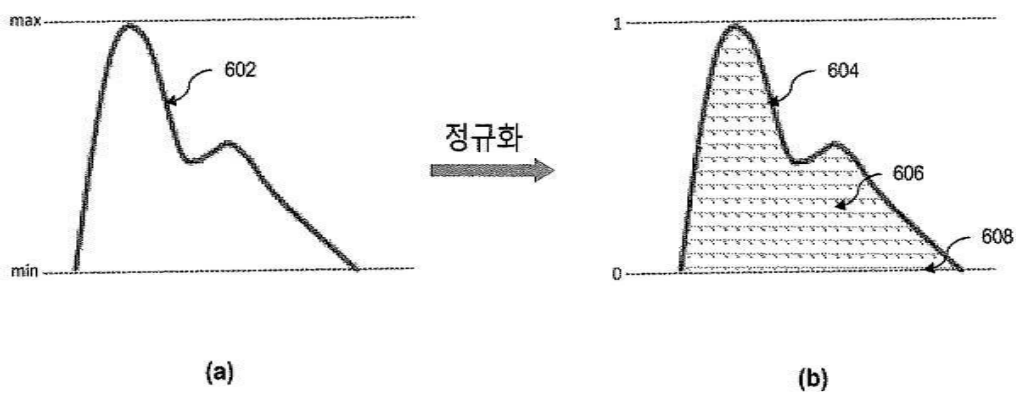
도면3



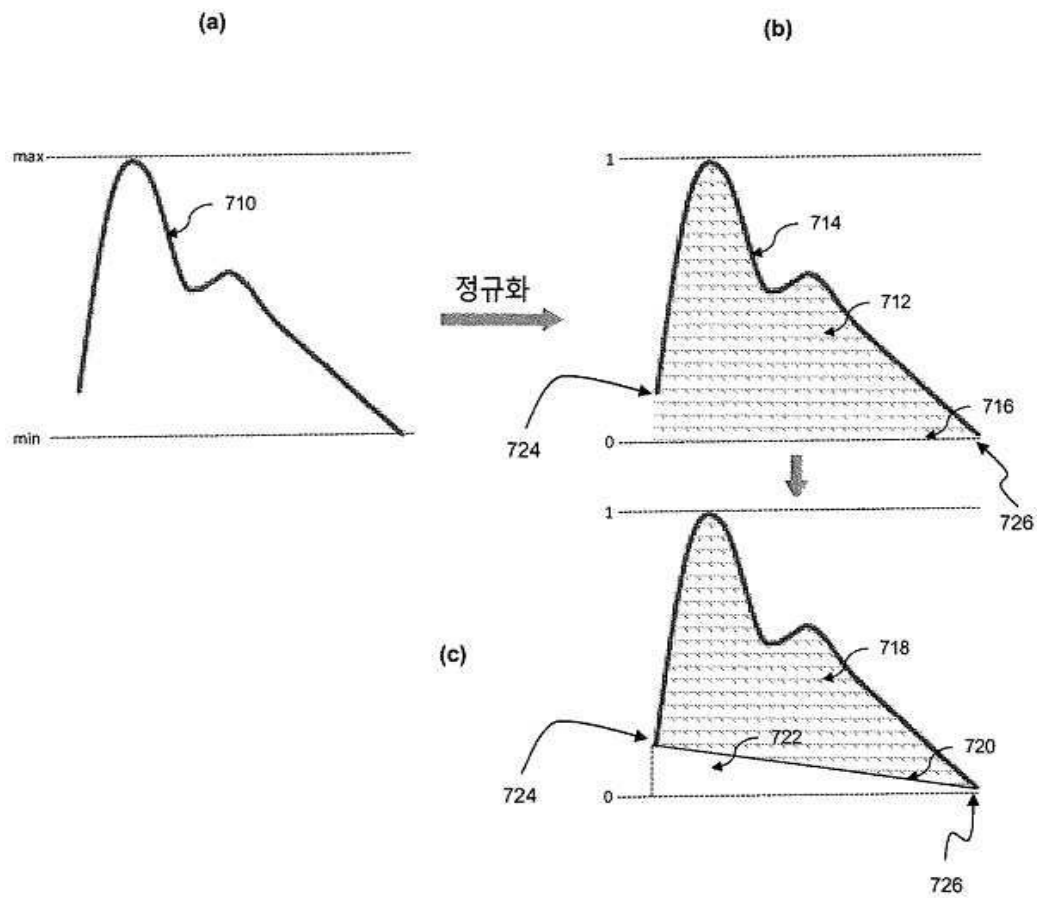
도면4



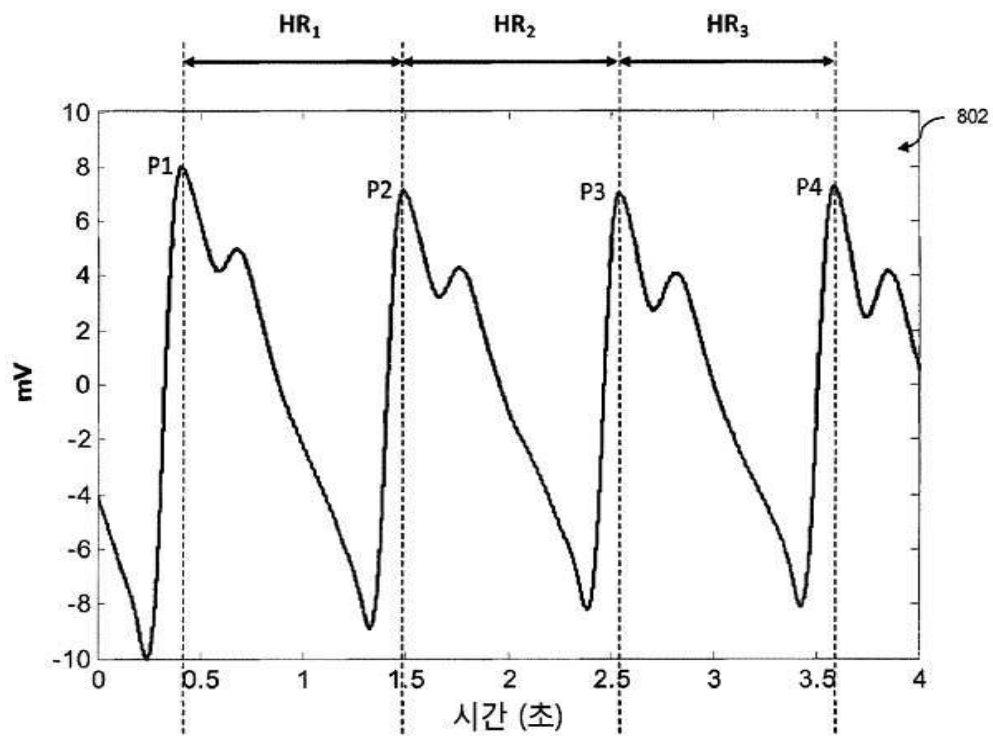
도면5



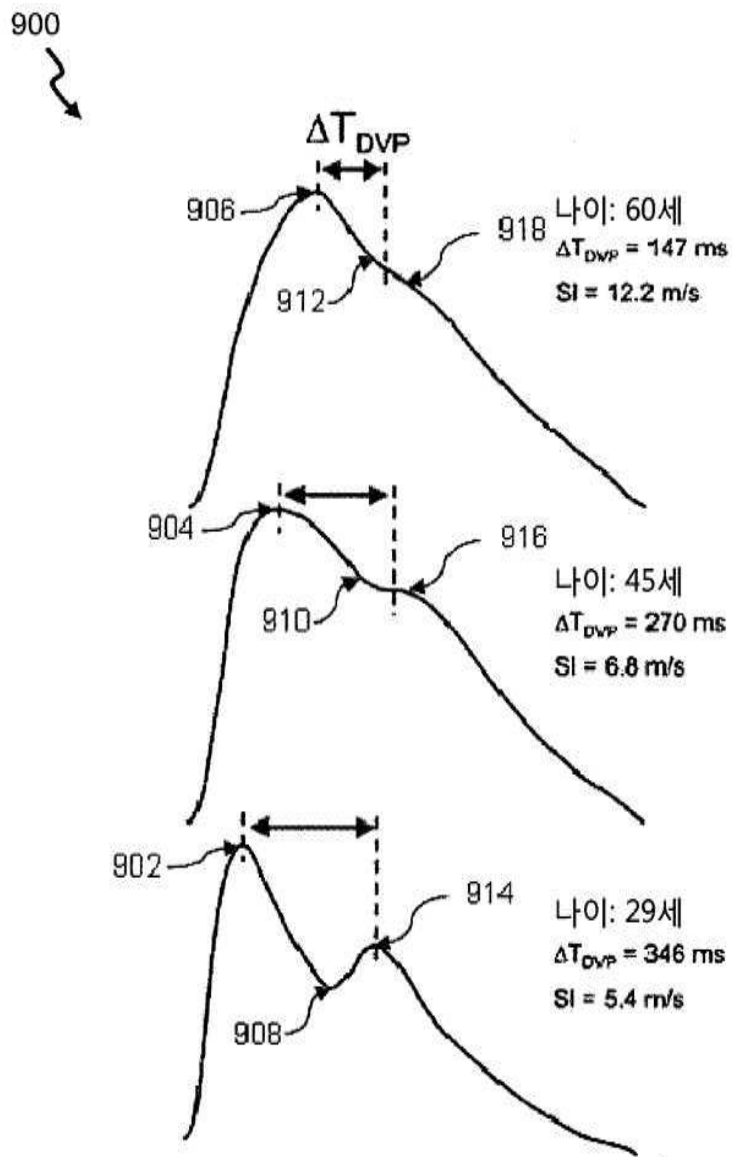
도면6



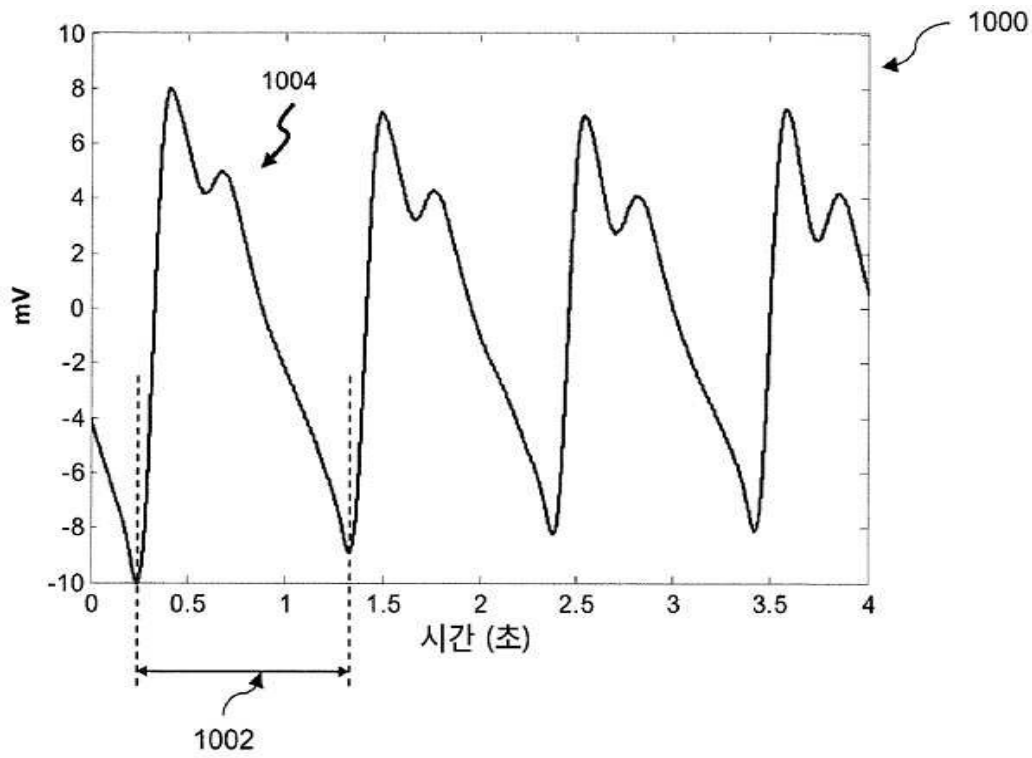
도면7



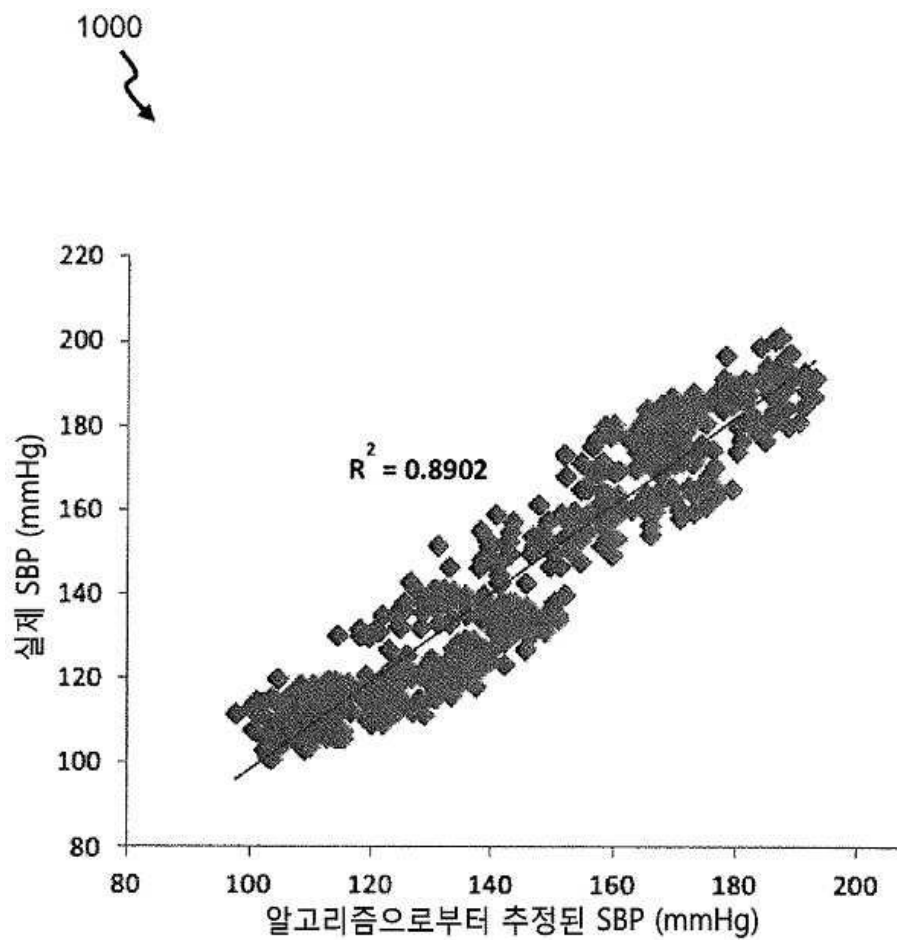
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	用于导出受试者的平均动脉压的方法和设备		
公开(公告)号	KR1020170115550A	公开(公告)日	2017-10-17
申请号	KR1020177022446	申请日	2015-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	日东电工株式会社		
申请(专利权)人(译)	日东电工 (株) 制		
[标]发明人	AUNG AYE 아웅아위에 KASAMSOOK KITTIPONG 카삼숙키티퐁 THAVEEPRUNGSRIPOORN VISIT 타비프룽스리폰비지트		
发明人	아웅,아위에 카삼숙,키티퐁 타비프룽스리폰,비지트		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/02116 A61B5/6898 A61B5/02416 A61B5/002 A61B5/7278 A61B5/021 A61B5/742		
优先权	PCT/SG2015/000034 2015-02-09 WO		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

启动对象的平均动脉压力分辨方法。方法：从 (i) 受试者接收关于生物信号的至少一个心脏周期的数据的步骤，将上述关于心动周期的接收数据归一化的步骤 (ii) 至少一个，该步骤为它获得了域，从 (iv) 至少一个心脏周期计算受试者心率的步骤，并包括域。将获得域 (iii) 的步骤归一化为计算由上述归一化和接收数据包围的域。上述结构域 (v) 是标准化的，并且是从心率中提取平均动脉压的步骤。公开了相关的装置。

