



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0097801
(43) 공개일자 2020년08월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/022 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02225 (2013.01)
A61B 5/14551 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2020-7021476(분할)
(22) 출원일자(국제) 2018년12월22일
심사청구일자 없음
(62) 원출원 특허 10-2020-7018036
원출원일자(국제) 2018년12월22일
(85) 번역문제출일자 2020년07월23일
(86) 국제출원번호 PCT/US2018/067412
(87) 국제공개번호 WO 2019/126813
국제공개일자 2019년06월27일
(30) 우선권주장
62/609,435 2017년12월22일 미국(US)

(71) 출원인
센시프리 리미티드
이스라엘 페타치 티크바 하메팔심 스트리트 4 (우: 44335)
(72) 발명자
바락, 이란
이스라엘 4433529 크파르 사바 학개 스트리트 20
아그몬, 에란
미국 94087 캘리포니아 써니베일 봄화이트 애비뉴 1354
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 남앤남

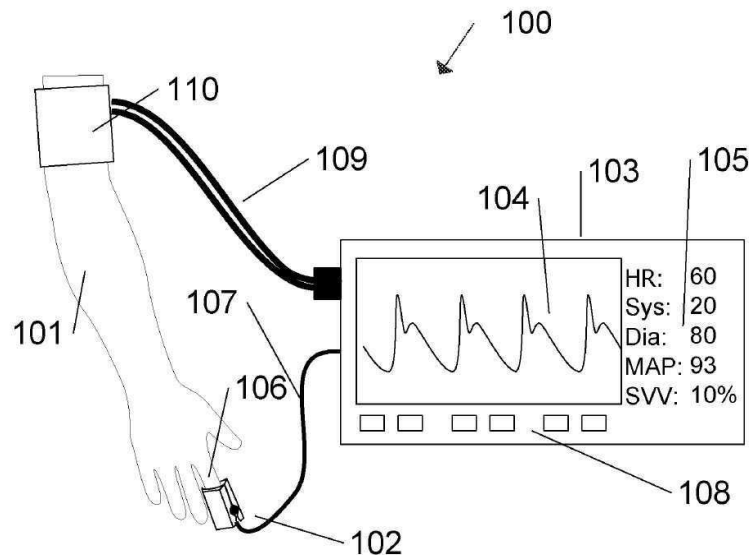
전체 청구항 수 : 총 5 항

(54) 발명의 명칭 연속적인 혈압 측정

(57) 요약

일 시간 동안 동맥 혈압을 캘리브레이팅하고 다른 시간에 동맥 혈압을 추적함으로써 피험자의 혈액학적 파라미터들의 값들을 추정하기 위한 시스템 및 방법이 개시된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/6824 (2013.01)

A61B 5/6826 (2013.01)

A61B 5/7257 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

A61B 2560/0223 (2013.01)

(72) 발명자

클라인, 로이

이스라엘 2721423 키리얏 비아릭 하마트젤렛 4 스트리트

노이버거, 나다브

독일 53343 바흐트베르크 운터도르프 15

노마조브, 알렉세이

이스라엘 7250512 람라 벤 구리온 10/25

명세서

청구범위

청구항 1

피험자의 SV 값들의 비를 추정하기 위한 시스템으로서,
프로세싱 유닛 및 메모리를 포함하는 프로세싱 시스템을 포함하고,
상기 프로세싱 시스템은 동맥 혈압의 변화들과 관련된 추적 센서 데이터로부터 추적 센서 데이터를 수신하도록 설계되고;
상기 프로세싱 시스템은 상기 동맥 혈압과 관련된 추적 센서 데이터의 DFT의 하나 이상의 출력들에 기초하여 SV 값들의 비를 추정하도록 설계되고;
상기 프로세싱 시스템은 상기 SV 값들의 비를 저장 또는 송신하도록 설계되는,
피험자의 SV 값들의 비를 추정하기 위한 시스템.

청구항 2

제1 항에 있어서,
상기 프로세싱 시스템은 결합된 전기 모델의 함수를 캘리브레이션 시간 기간으로부터의 데이터에 대한 추적 센서 데이터의 DFT의 출력의 함수로 캘리브레이션 피팅함으로써, 심혈관 모델에 대응하는 상기 결합된 전기 모델의 파라미터들을 결정하도록 설계되는,
피험자의 SV 값들의 비를 추정하기 위한 시스템.

청구항 3

제1 항에 있어서,
캘리브레이션 센서;
추적 센서; 및
혈역학적 파라미터들에 대한 값들을 시각적으로 디스플레이하거나 송신하기 위한 디바이스를 더 포함하는,
피험자의 SV 값들의 비를 추정하기 위한 시스템.

청구항 4

제1 항에 있어서,
상기 프로세싱 시스템은 SV 값들의 비로부터 SVV를 결정하도록 설계되는,
피험자의 SV 값들의 비를 추정하기 위한 시스템.

청구항 5

프로세싱 유닛 및 메모리를 포함하는 프로세싱 시스템을 포함하는 시스템을 사용하여 피험자의 SV 값들의 비를 추정하기 위한 방법으로서,
상기 프로세싱 시스템에서, 동맥 혈압의 변화들과 관련된 추적 센서 데이터로부터 추적 센서 데이터를 수신하는 단계;
상기 프로세싱 시스템이 상기 동맥 혈압과 관련된 추적 센서 데이터의 DFT의 하나 이상의 출력들에 기초하여 SV 값들의 비를 추정하는 단계; 및
상기 프로세싱 시스템이 상기 SV 값들의 비를 저장 또는 송신하는 단계를 포함하는,

피험자의 SV 값들의 비를 추정하기 위한 방법.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 배경
- [0002] 관련 출원들
- [0003] "Estimating the relationship between MAP value and pulse amplitude and methods to achieve so"이라는 제목의 미국 가출원 번호 제62/609,435호가 이로써 인용에 의해 본원에 포함된다.
- [0004] 본 발명의 분야
- [0005] 본 발명은 인간 BPV(blood pressure value)들의 측정에 관한 것이다.

배경 기술

- [0006] 혈압을 측정하기 위한 혈압계들, 안압계들 및 페나즈(Penaz) 디바이스들은 알려져 있다. 예컨대, 미국 특허들 제5579776호(커프); 제6413223호(안압계); 및 제9,107,588호(페나즈 디바이스)를 참조한다. 혈액학적 파라미터들은 MAP(Mean Arterial Pressure), PP(Pulse Pressure), Ps(Systolic pressure), Pd(Diastolic pressure) 및 SVV(Stroke Volume Variation)를 포함한다.
- [0007] 의사는 일반적으로 수동 혈압계 및 청진기를 사용하여 Ps와 Pd를 결정한다. Ps 및 Pd로부터 MAP을 추정하기 위한 관행적 공식은 다음과 같다:

$$\text{MAP} = \frac{2}{3}\text{Pd} + \frac{1}{3}\text{Ps}$$

[0008] (1)

- [0009] 오실로메트릭 커프 기반 혈압계들은 이 공식을 사용하지 않고 압력 데이터로부터 직접 MAP, Ps 및 Pd를 결정할 수 있다.
- [0010] 심장 주기(cardiac cycle)는 심장이 박동할 때 발생하는 이벤트들의 시퀀스이다. 심장 주기에는 두 페이즈들이 존재한다. 확장기 페이즈에서, 심장 심실들이 이완되고 심장이 혈액으로 채워진다. 수축기 페이즈에서, 심실들은 수축하고 혈액을 심장으로부터 그리고 동맥들로 펌핑한다. 일 심장 주기로부터 발생하는 동맥 혈압 파동들은 수축기와 연관된 제1 세그먼트에 이어지는 확장기와 연관된 제2 페이즈를 포함한다. 제2 페이즈는 통상적으로 중박 노치(dicrotic notch)를 포함하여서, 각각의 심장 주기와 연관된 동맥 혈압 파는 중박 노치의 양 측에 하나씩 최대 2개를 갖는다.
- [0011] 정의들
- [0012] 이하에서, "피험자"는 인간 또는 포유 동물을 의미한다.
- [0013] 이하에서, "동맥 펄스(arterial pulse)"는 하나의 완전한 심장 주기의 시간에 걸친 혈압 변동과 연관된 신호를 의미한다.
- [0014] 이하에서, "심장 시간 기간(cardiac time period)"은 개별 동맥 펄스에 대응하는 시간 기간을 의미한다. 심장 시간 기간은 이하 본원에서 IBI(InterBeat Interval)로서 또한 지칭된다.
- [0015] 이하, 프로세싱 시스템은 바이오메트릭 트랜스듀서(biometric transducer)들로부터 획득된 신호들을 프로세싱하기 위한 알고리즘들을 구현할 수 있는 시스템을 정의한다.
- [0016] 프로세싱 시스템은 프로세싱 유닛 및 메모리를 포함한다. 프로세싱 유닛은 가상화될 수 있으며, 이 경우, 프로세싱 유닛은 메모리에 컴퓨터 코드로서 저장된다. 따라서, 프로세싱 유닛 및 메모리 둘 모두는 하드웨어를 사용하여 구현된다. 하드웨어는 저장기들, 커패시터들, 인덕터들, 다이오드들, 트랜지스터들, 발광 다이오드들 및 레이저들과 같이 전기 또는 광학 신호들을 변경하는 물리적 컴포넌트들을 지칭한다. 바람직하게는, 프로세싱 시스템은 디지털 데이터를 프로세싱하는 디지털 프로세싱 시스템을 포함한다. 디지털

데이터는 정보의 이산 또는 불연속적 표현을 지칭한다. 바람직하게는, 디지털 프로세싱 시스템의 프로세싱 유닛 및 메모리 둘 모두는 각각, 적어도 하나의 디지털 전자 집적 회로를 포함한다. 대안적으로, 디지털 프로세싱 시스템은 광전 컴퓨팅 컴포넌트들로 구현될 수 있다. 프로세싱 유닛은 또한, 아날로그 프로세싱 유닛을 포함할 수 있다. 프로세싱 시스템의 프로세싱 유닛은 서로 원격으로 로케이팅되는 컴포넌트들을 포함할 수 있다. 프로세싱 시스템의 메모리는 또한, 서로 원격으로 로케이팅된 컴포넌트들을 포함할 수 있다.

- [0017] [00016] 이하, "F(...)"는 괄호 내에 나열된 엘리먼트들의 "함수"를 의미한다. 이는, "F(...)"의 각각의 인용이 동일한 함수를 지칭한다는 것을 의미하는 것은 아니다.
- [0018] [00017] 이하에서, SV는 Stroke Volume(박출량)의 약어이다. 박출량은, 일 심장 주기 동안 피험자의 심장의 심실로부터 분출되는 혈액량을 의미한다.
- [0019] [00018] 이하에서, 추적 센서는, 각각의 심장 주기 동안 피험자 내의 일부 구역의 동맥 혈압 변화와 상관된 복수의 샘플링된 값들을 포함하는 신호를 제공할 수 있는 임의의 바이오메트릭 트랜스듀서 및 호환 가능한 프론트 엔드를 의미한다.
- [0020] [00019] 이하에서, 실수 값 신호의 푸리에 변환을 설명할 때, 설명은 양의 주파수들에만 관련된다.
- [0021] [00020] SVV(Stroke Volume Variation)는 둘 이상의 심장 주기들로부터 SV의 변동들의 측정이다.
- [0022] [00021] 심혈관 모델은 혈류(시간당 볼륨)를 피험자의 혈압과 관련시키는 모델이다.
- [0023] [00022] 전기 모델은, 전기 시스템의 거동을 표현하는 전기 등가 회로의 수학적 설명의 형태의 모델을 의미한다.

발명의 내용

- [0024] [00023] 발명의 요약
- [0025] [00024] 연장된 시간 기간에 걸쳐 피험자의 BPV들을 추적하기 위해 추적 트랜스듀서 및 추적 트랜스듀서 프론트 엔드를 사용하는 혈압 측정 시스템들 및 방법들이 개시된다. 이러한 혈압 측정 시스템들 및 방법들은 각각의 동맥 펄스에 대한 BPV들의 추적을 가능하게 한다. 바람직하게는, 추적 트랜스듀서는 혈류를 제한하지 않으며 신체 내에 있지 않다. 추적 트랜스듀서는 변환된 신호를 추적 트랜스듀서 프론트 엔드에 제공한다. 추적 트랜스듀서 프론트 엔드의 출력은 추적 트랜스듀서가 신호를 획득하는 피험자의 구역에서의 동맥 혈압과 상관되는 신호를 제공한다. 이하에서, 추적 센서는 추적 트랜스듀서 및 추적 트랜스듀서 프론트 엔드 둘 모두를 지칭한다. 추적 센서는 단일 심장 주기 동안 동맥 혈압과 상관되는 복수의 값들을 제공할 수 있다. (예컨대, 단일 심장 주기 동안 여러 번의 연속 신호의 복수의 샘플링된 값들은 심장 주기 동안 복수의 값들을 제공함.)
- [0026] [00025] 트랜스듀서는 통상적으로 측정될 혈관으로 송신할 광을 생성하기 위한 복수의 LED들, 및 수신된 광을 전기 신호로 변환하는 광학-전기 트랜스듀서로서 작용하는 핀 다이오드를 포함한다. 프론트 엔드 회로는 추적 센서 트랜스듀서로부터의 신호를 증폭, 필터링 및 샘플링한다. 프론트 엔드는 시간에 걸쳐 추적 센서 트랜스듀서로부터 출력되는 값에 대응하는 값들의 시퀀스를 출력한다. 샘플링 주파수는 심장 주기가 구별될 수 있도록 충분히 높아야 한다. 이러한 샘플링 주파수는 적어도 4Hz(Hertz), 바람직하게는, 10Hz 초과, 보다 바람직하게는 32Hz 초과여야 한다. 샘플링 주파수는 바람직하게는, 1 테라헤르츠 미만, 더욱 바람직하게는 10,000Hz 미만, 더욱 더 바람직하게는 1,000Hz 미만이다. 샘플링 주파수의 실제 상한은 센서의 응답 시간, 합리적인 신호 대 잡음 비를 획득하는 데 요구되는 듀티 사이클 및 센서 컴포넌트들이 응답하는 상위 주파수에 의해 결정된다. 이 제한은 약 10GHz일 수 있다. 센서 신호를 원격 프로세싱 회로에 전달하기 위해 도전성 케이블이 사용되는 경우, 케이블링의 신호 분산은 1GHz의 샘플링 주파수 제한을 초래할 수 있다.
- [0027] [00026] 추적 센서는 PPG(photoplethysmography) 트랜스듀서, 반사성 또는 투과성, 전자기파 센서, RADAR 센서, 바이오임피던스 센서, 애플리케이션 압압계와 같은 압력 센서 또는 초음파 센서를 포함할 수 있다. 추적 센서는 센서의 출력이 동맥 혈압과 상관되는 피험자의 신체의 임의의 위치에 인접하게 장착, 이식 또는 포지셔닝될 수 있다. 이러한 위치들은, 손목, 손가락, 팔, 몸통, 다리, 발, 머리, 이마, 귓볼, 코 및 뺨을 포함(그러나 이에 제한되지 않음)한다.
- [0028] [00027] 바람직한 실시예에서, 추적 센서는 피험자의 손가락 끝(tip)에 고정되거나 클립 고정된(clipped) 표준 손가락 끝 PPG 트랜스듀서를 포함한다. PPG 트랜스듀서들은 통상적으로 피험자의 산소 포화 레벨을 결정하는 데 사용된다. 통상적으로, PCM(Patient Care Monitor)들은, 100 내지 200Hz의 샘플링 레이트로 (피험자의 산

소 포화 레벨을 결정하기 위해) PPG 센서들로부터의 신호들을 획득한다. 통상적인 PPG 센서들은 660nm 및 940nm의 신호들을 변환하고 센서 내에서 변환된 신호들 둘 모두의 크기를 결합하여 단일 센서 출력 신호를 제공한다. 실시예들은 추적 신호로서 PPG 트랜스듀서로부터 PCM에서 수신된 신호를 사용한다. 이러한 이유로, 실시예들은 100 내지 200Hz의 동맥 혈압을 고려한다. 실시예들은 캘리브레이션(calibration) 및 모니터링을 위해 본원에서 개시된 신호 프로세싱을 수행하도록 수정된 PCM을 사용한다. 이러한 PCM들은 또한, 위에서 언급된 유형들의 캘리브레이션 센서들 중 하나로부터 데이터를 수신하기 위한 포트를 포함할 수 있다. 개시된 방법들은 캘리브레이션 센서로부터 유도된 MAP, Ps 및 Pd에 대한 값들을 사용하여 추적 센서로부터의 MAP, Ps, Pd 동맥 혈압 데이터(추적 데이터)를 정규화하는 것을 포함한다.

- [0029] [00028] 캘리브레이션 센서는 피험자에 대한 MAP에 대한 값 및 PP에 대한 값(수축기 압력과 확장기 압력 간의 차이)이 결정될 수 있는 신호들을 제공하도록 설계된다. 이러한 신호들을 제공하고 위에서 언급된 캘리브레이션 센서로서 기능할 수 있는 센서들은 잘 알려져 있으며, 혈압계들, 안압계들 및 페나즈 디바이스들을 포함한다. 캘리브레이션 센서는 또한, 유체 충전 튜브를 통해 동맥에 연결되거나 동맥 내부의 압력 트랜스듀서를 포함할 수 있다.
- [0030] [00029] 개시된 방법들은 또한 추적 데이터로부터, 개별 심장 주기에 대응하는 시간 기간들을 결정하는 것을 포함한다.
- [0031] [00030] 개시된 방법들은 심장 펄스에 대한 데이터 추적 상에서 DFT를 수행하는 것을 포함한다.
- [0032] [00031] 개시된 방법들은 추적 센서로부터 획득된 동맥 펄스의 DFT 스펙트럼에 대한 DC 값을 일부 비제로(nonzero) 값으로 대체하는 것을 포함한다.
- [0033] [00032] 개시된 방법들은 추적 센서로부터 획득된 동맥 펄스의 DFT 스펙트럼에 대한 DC 값을, 추적 데이터의 DFT 및 캘리브레이션 센서로부터 유도된 값들로 대체하는 것을 포함한다.
- [0034] [00033] 개시된 방법들은 펄스별 기반으로, 캘리브레이션, 및 추적 센서에 의해 제공된 데이터로부터, MAP, 수축기(Ps) 및 확장기(Pd) 압력들을 결정하는 것을 포함한다.
- [0035] [00034] 제1 양상에서, 피험자의 혈액학적 파라미터들의 값들을 추정하기 위해 시스템들을 사용하기 위한 시스템들 및 방법들이 제공되며, 이 시스템은, 프로세싱 유닛 및 메모리를 포함하는 프로세싱 시스템을 포함하고, 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 센서로부터 동맥 혈압과 관련된 캘리브레이션 센서 데이터를 수신하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 추적 센서로부터 추적 센서 데이터를 수신하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은, 캘리브레이션 시간 기간 동안 피험자로부터 획득된 동맥 혈압과 관련된 추적 센서 데이터의 DFT의 하나 이상의 출력들; 캘리브레이션 시간 기간 동안 피험자로부터 획득된 데이터로부터 MAP, PP, Ps 및 Pd 값들 중 적어도 2개; 및 추적 시간 기간 동안 추적 센서 데이터가 획득된 동맥 혈압과 관련된 추적 센서 데이터의 DFT의 하나 이상의 출력들에 기초하여 혈액학적 파라미터의 추정된 혈액학적 값들을 계산하도록 설계되고; 그리고 추적 시간 기간은 캘리브레이션 시간 기간과 상이하고; 프로세싱 시스템은 추정된 혈액학적 값들을 디스플레이, 저장 또는 송신하도록 설계된다.
- [0036] [00035] 이러한 제1 양상의 종속 특징들은 다음을 포함한다: 프로세싱 시스템은 FSUB 함수에 대한 FSUB 값을 계산하도록 설계되고; FSUB는 MAP; PP; 및 추적 센서 데이터의 DFT의 고조파의 값을 포함하는 변수들의 함수이고; 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 시간 기간 동안 피험자로부터 획득된 데이터에 대해, 피팅 함수(fitting function)를 추적 센서 데이터의 DFT의 출력의 다른 함수에 피팅함으로써 피팅 함수의 파라미터들을 결정하도록 설계되고; 피팅 함수의 파라미터는 MAP에 의존하고; 프로세싱 시스템은 추적 시간 기간 동안 피험자로부터 획득된 데이터에 대해, 피팅 함수를 추적 센서 데이터의 DFT의 출력의 다른 함수에 피팅함으로써 피팅 함수의 파라미터들을 결정하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 추적 시간 기간 동안 추적 데이터를 피팅할 때, 캘리브레이션 시간 기간 동안 피험자로부터 획득된 데이터로부터 결정된 적어도 하나의 결정된 파라미터의 값을 일정하게 유지하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 시간 기간 동안 계산된 파라미터들에 대한 값들, 및 추적 시간 기간 동안 피험자로부터 획득된 추적 센서 데이터로부터, 추적 시간 기간 동안 피험자의 혈압과 관련된 MAP에 대한 값을 계산하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 시간 기간 동안 피험자로부터 획득된 MAP에 대한 값을 또한 포함하는 데이터로부터, 추적 시간 기간 동안 피험자의 혈압과 관련된 MAP에 대한 값을 계산하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 함수를 컴퓨팅하는 것을 포함하는 컴퓨테이션들에 의해 MAP에 대한 값을 결정하도록 설계된다.

[0037] [00036] $MAPEst = MAPcalib * P(wOest)/Q(wOest) * Q(wOcalib)/P(wOcalib)$, 여기서:

[0038] [00037] P는 다항식을 표현하고; Q는 다항식을 표현하고; wOest는 모델 파라미터이고; wOcalib는 모델 파라미터이고; MAPcalib은 캘리브레이션 시간 기간 동안 획득된 MAP에 대한 값이고; 프로세싱 시스템은 함수

$MAPEst = MAPcalib * wOest^{**2}/wOcalib^{**2}$ 를 컴퓨팅하는 것을 포함하는 컴퓨테이션들에 의해 MAP에 대한 값을 계산하도록 설계되고, 여기서: wOest는 모델 파라미터이고; wOcalib는 모델 파라미터이고; MAPcalib은 캘리브레이션 시간 기간 동안 획득된 MAP에 대한 값이고; 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 피팅 및 추적 피팅 동안 결정된 파라미터들에 대한 값들로부터 PP에 대한 PP 추적 값 및 캘리브레이션 시간 기간 동안 획득된 PP에 대한 값을 계산하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 피팅 및 추적 피팅 동안 결정된 파라미터들에 대한 값들로부터 PP에 대한 PP 추적 값, 캘리브레이션 시간 기간 동안 획득된 PP에 대한 값, 및 캘리브레이션 시간 기간 동안 적어도 하나의 동맥 시간 기간의 값 및 추적 시간 기간 동안 적어도 하나의 동맥 시간 기간의 값을 결정하도록 설계되고; 시스템은 캘리브레이션 센서; 추적 센서; 및 혈액학적 파라미터들에 대한 값들을 시각적으로 디스플레이하거나 송신하기 위한 디바이스를 더 포함하고; 프로세싱 시스템은 (1) 추적 센서 데이터의 DFT의 값들 및 (2) MAP; PP; 및 추적 센서 데이터의 DFT의 고조파의 값을 사용하여 계산된 FSUB에 대한 값으로부터 값들을 컴퓨팅하도록 설계되고; 상기 프로세싱 시스템은, 심혈관 모델에 대응하는 결합된 전기 모델을 저장하고; 상기 결합된 전기 모델은 전류 소스; 부하; 및 적어도 하나의 2-포트 네트워크; 및 상기 전류 소스의 출력과 상기 부하 및 상기 적어도 하나의 2-포트 네트워크 둘 모두의 입력 사이의 등전위 전위 연결(equipotential potential connection)을 포함하고; 상기 결합된 전기 모델은 상기 적어도 하나의 2-포트 네트워크의 출력에 대한 등전위 연결을 갖는 제2의 2-포트 네트워크를 포함하고; 상기 프로세싱 시스템은 인덕터 및 커패시터의 직렬 연결을 포함하는 전기 모델을 저장하고, 상기 커패시터의 커패시턴스는 1/MAP에 비례하고; 상기 프로세싱 시스템은 송신 라인을 포함하는 전기 모델을 저장하고, 상기 송신 라인의 파라미터는 MAP의 함수이다.

[0039] [00038] 제2 양상에서, 피험자의 SV 값들의 비를 추정하기 위한 시스템들을 사용하기 위한 시스템들 및 방법들이 제공되며, 이 시스템은 프로세싱 유닛 및 메모리를 포함하는 프로세싱 시스템을 포함하고; 프로세싱 시스템은 동맥 혈압의 변화들과 관련된 추적 센서 데이터로부터 추적 센서 데이터를 수신하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 동맥 혈압과 관련된 추적 센서 데이터의 DFT의 하나 이상의 출력들에 기초하여 SV 값들의 비를 추정하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 상기 SV 값들의 비를 저장 또는 송신하도록 설계된다.

[0040] [00039] 이러한 제2 양상의 종속 특징들은 다음을 포함한다: 프로세싱 시스템은 결합된 전기 모델의 함수를 캘리브레이션 시간 기간으로부터의 데이터에 대한 추적 센서 데이터의 DFT의 출력의 함수로 캘리브레이션 피팅함으로써, 심혈관 모델에 대응하는 결합된 전기 모델의 파라미터들을 결정하도록 설계되고; 시스템은 캘리브레이션 센서; 추적 센서; 및 혈액학적 파라미터들에 대한 값들을 시각적으로 디스플레이하거나 송신하기 위한 디바이스를 더 포함하고; 프로세싱 시스템은 SV 값들의 비로부터 SVV를 결정하도록 설계된다.

[0041] [00040] 제3 양상에서, 피험자의 혈액학적 파라미터들의 값들을 추정하기 위해 시스템들을 사용하기 위한 시스템들 및 방법들이 제공되며, 이 시스템은 프로세싱 유닛 및 메모리를 포함하는 프로세싱 시스템을 포함하고; 프로세싱 시스템은 피험자로부터 획득된 캘리브레이션 센서 데이터로부터 적어도 MAP, PP, Ps 및 Pd에 대한 캘리브레이션 값을 결정하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은, MAP; PP; 및 피험자로부터 획득된 추적 센서 데이터의 DFT의 고조파의 값을 포함하는 변수들의 함수로부터 FSUB 값을 계산하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 상기 FSUB 값 및 상기 캘리브레이션 값을 사용하여 적어도 하나의 혈액학적 파라미터의 혈액학적 값들을 계산하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은 계산된 혈액학적 값들을 저장 또는 송신하도록 설계된다.

[0042] [00041] 제4 양상에서, 피험자의 혈액학적 파라미터들의 값들을 추정하기 위해 시스템들을 사용하기 위한 시스템들 및 방법들이 제공되며, 이들은 프로세싱 유닛 및 메모리를 포함하는 프로세싱 시스템을 포함하고; 프로세싱 시스템은 추적 센서로부터 추적 센서 데이터를 수신하도록 설계되고; 프로세싱 시스템은, 제1 추적 시간 기간 동안 피험자로부터 획득된 동맥 혈압과 관련된 추적 센서 데이터의 DFT의 하나 이상의 출력들; 및 제2 추적 시간 기간 동안 피험자로부터 획득된 동맥 혈압과 관련된 추적 센서 데이터의 DFT의 하나 이상의 출력들에 기초하여, 둘 이상의 시간 인스턴스들의 혈액학적 파라미터의 추정된 혈액학적 값들을 계산하도록 설계되고; 제1 추적 시간 기간 및 제2 추적 시간 기간은 시간적으로 중첩되지 않고; 그리고 프로세싱 시스템은 추정된 혈액학적 값들과 관련된 데이터를 디스플레이, 저장 또는 송신하도록 설계된다.

[0043] [00042] 종속 양상들은 일반적으로 모든 독립적인 양상들과 상호 교환 가능하고 그것들에 적용 가능하다.

- [0044] [00043] 혈압 측정 시스템들의 요약
- [0045] [00044] "혈압 측정 시스템"이라는 용어는 프로세싱 시스템, 적어도 하나의 바이오메트릭 추적 센서, 센서가 프로세싱 시스템에 데이터를 통신하기 위한 수단(와이어들, 광섬유들, 또는 무선 송신기들 및 수신기들) 및 적어도 하나의 출력 디바이스(모니터, 오디오 생성기 등)를 지칭한다. 출력 디바이스는 수신된 데이터의 프로세싱의 결과들에 의존하여 시간 의존적 데이터를 디스플레이하거나 알람을 울리거나 유사한 기능을 수행하거나 일부 다른 시스템을 제어하는 데 사용될 수 있다. 하드웨어는 디지털 데이터를 저장하기 위한 적어도 하나의 디지털 프로세싱 유닛 및 하나의 디지털 메모리 유닛을 포함한다. 프로세싱 시스템은 두 센서들로부터의 데이터를 사용하여 캘리브레이션을 수행하도록 구성된다. 제1 센서 또는 캘리브레이션 센서는 MAP 및 PP가 결정될 수 있는 측정들을 제공한다. 추적 센서 또는 추적 센서는 동맥 혈압과 상관된 시간 의존적 신호를 제공한다.
- [0046] [00045] 프로세싱 시스템은 추적 센서의 출력에만 기초하여 시간에 걸친 혈압을 후속적으로 추적하는 데 유용한 캘리브레이션 파라미터들을 결정하기 위해 2개의 센서들의 일시적으로 상관된 출력들을 입력한다. 피험자에 대한 캘리브레이션 파라미터들의 결정에 후속적으로, 프로세싱 시스템은 그 후, 추적 센서로부터의 입력만을 사용하여 그 피험자에 대해 시간에 걸친 혈압을 추적하는 데 사용될 수 있다.
- [0047] [00046] 캘리브레이션의 부분으로서, 프로세싱 시스템은 하나의 완전한 심장 주기에 대한 시간에 대응하는 시간 간격 세그먼트에 대해, 추적 센서로부터의 신호의 DFT를 수행한다. 그 후, 프로세싱 시스템은, (1) DFT에 의한 제1 고조파 출력에 대한 값 및 (2) MAP/PP의 비에 DC 컴포넌트 추정 함수를 적용한다. DC 컴포넌트 추정 함수는 교체 DC 컴포넌트 값을 생성한다. 캘리브레이션의 후속 단계들에서, 프로세싱 시스템은 DFT에 의한 0차 고조파 출력 대신에, 이러한 교체 DC 컴포넌트 값을 사용한다.
- [0048] [00047] 방법들의 요약
- [0049] [00048] 심혈관 모델은 전류가 혈류에 대응하고 전압이 혈압에 대응하는 유사한 전기 모델로 설명될 수 있다.
- [0050] [00049] 2개의 일반 단계들을 포함하는 방법들이 개시된다. 첫째로, 프로세싱 시스템은 캘리브레이션을 수행한다. 캘리브레이션은 동일한 피험자로부터의 특정 바이오메트릭 데이터를 측정하는 두 개의 센서들로부터 획득된 데이터 즉, 캘리브레이션 센서로부터의 캘리브레이션 데이터 및 추적 센서로부터의 추적 데이터를 수반한다.
- [0051] [00050] 프로세싱 시스템은 그 데이터를 사용하여 그 피험자에 대한 전기 모델의 파라미터들에 대한 값들을 결정한다. 둘째로, 프로세싱 시스템은 (1) 캘리브레이션으로부터의 MAP 및/또는 PP에 대한 값들; (2) 캘리브레이션에 의해 획득된 그 피험자에 대한 그 전기 모델의 파라미터들에 대한 값들; 및 (3) 추적 센서 및 심혈관 시스템을 표현하는 결합된 전기 모델을 추적 센서 출력에 피팅함으로써 획득된 전기 모델의 값들을 이용하여 혈액역학적 파라미터들의 다양한 값들의 추정들을 출력한다. 이들은 MAP; PP; Ps; Ps; SV; 및 SVV를 포함할 수 있다. 프로세싱 시스템은 또한 전기 모델에 대해 결정된 파라미터들 및 MAP 및/또는 PP를 사용하여 제1 및 제2 단계들 둘 모두 동안 혈액역학적 파라미터들을 추정할 수 있다.
- [0052] [00051] 아래에 설명된 심혈관 모델의 설계는 특정 피험자에 대해 일단 캘리브레이팅되면, 그 특정 피험자에 대해 캘리브레이팅된 심혈관 모델을 사용하는 시스템의 출력들이 연장된 시간 기간들 동안 정확해져야 한다는 것을 표시한다. 현재 데이터 결과들은 몇 주의 기간 동안 피험자에 대한 정확성이 존재함을 보여준다. 현재까지, 피험자에 대해 모델의 추적이 정확한 시간 기간은 의료 절차에 대해 통상적으로 요구되는 시간보다 훨씬 길어서, 이들 실시예들이 단일 캘리브레이션을 사용하고 그 후 의료 절차의 지속기간 동안 피험자의 동맥 혈압을 정확하게 모니터링할 수 있게 한다. 그러나, 임의의 피험자에 대해, 그 피험자에 대한 동맥 혈압 값들의 추적의 지속적인 정확성 및 신뢰성을 보장하기 위해 언제든지 캘리브레이션 단계가 반복될 수 있다. 예컨대, 캘리브레이션은 몇 분마다, 십 오분마다; 30분 마다; 시간 마다; 반나절 마다; 하루마다; 한 주마다; 한 달 또는 그 이상 마다 반복될 수 있다.
- [0053] [00052] 캘리브레이션의 요약
- [0054] [00053] 도 7은 캘리브레이팅(701) 및 추적(702)의 단계들을 포함하는 알고리즘(700)을 도시한다. 702를 빠져나가고 701에 진입하는 화살표는 캘리브레이션에 이은 추적이 반복될 수 있음을 표시한다. 반복은 한 번, 비주기적으로 또는 예컨대, 1 분 내지 12개월의 간격들로 주기적으로 일어날 수 있다. 반복 횟수는 0일 수 있는데, 즉, 언제나 단 한 번의 캘리브레이션만이 수행될 수 있다. 바람직하게는, 시스템은 초기에 1-3 분의 간격들과 같이 시간적으로 근접하게 이격된 적어도 3 또는 4번의 캘리브레이션들을 특정 피험자에 대해 수행한 다음, 15

내지 60 분과 같은 더 큰 시간 간격들의 캘리브레이션들이 이어진다. 캘리브레이션 단계(701) 및 추적 단계(702)는 본원에서 이하에 설명된다.

- [0055] [00054] 도 17은 이하에 설명되는 단계들(1710 내지 1770)을 포함하는 흐름도(1700)를 도시한다.
- [0056] [00055] 첫째, 포지셔닝
- [0057] [00056] 첫째로, 단계(1710)에서, 캘리브레이션 센서 및 추적 센서는 특정 피험자에 대해 각각 포지셔닝되어서, 이들 센서들은 그 피험자로부터 바이오메트릭 신호들을 획득할 수 있다. 추적 트랜스듀서는, 추적 데이터를 제공하기 위해 그것이 동맥 펄스를 검출할 수 있는, 피험자에 대한 포지션에 로케이팅된다. 이러한 위치들은, 손목, 손가락, 팔, 몸통, 다리, 발, 머리, 이마, 콧볼, 콧방울(nose ala) 및 뺨 근처를 포함한다. 바람직한 실시예에서, 추적 트랜스듀서는 손가락 끝 상에 배치된다.
- [0058] [00057] 둘째, 양 센서들로부터 데이터의 획득
- [0059] [00058] 둘째로, 단계(1720)에서, 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 센서 및 추적 센서 둘 모두로부터 센서 측정들을 획득한다. 바람직하게는, 프로세싱 시스템은 시간적으로 중복되는, 양 센서들로부터 센서 측정들을 획득한다. 캘리브레이션을 수행하기 위해 프로세싱 시스템에 의해 사용되는 캘리브레이션 센서 및 추적 센서로부터의 신호들 사이의 시간 차이가 작을수록, 결과적인 캘리브레이션에 대한 예상 정확도가 높아진다. 바람직하게는, 프로세싱 시스템은 센서 측정들을 메모리에 저장한다.
- [0060] [00059] 제3 및 제4 단계들은 임의의 순서로 발생할 수 있지만, 제5 단계 이전에 발생해야 한다.
- [0061] [00060] 셋째, 캘리브레이션 센서로부터 값들의 결정
- [0062] [00061] 셋째로, 단계(1730)에서, 프로세싱 시스템은 일정 시간 기간에 걸쳐 캘리브레이션 센서에 의해 감지된 신호들에 기초하여 MAP에 대한 값 및 PP/MAP의 비에 대한 값을 결정한다. 이러한 결정은 센서의 트랜스듀서에 인접하거나 센서의 트랜스듀서로부터 떨어진 회로에 의해 이루어질 수 있다. 프로세싱 시스템은 이 값들을 메모리에 저장한다.
- [0063] [00062] 추적 센서는 추적 센서가 신호들을 수신하는 피험자의 동맥들의 구역에서 시간 종속 동맥 혈압 과와 상관되는 시간 종속 신호를 제공하도록 설계된다.
- [0064] [00063] 넷째, 추적 센서 데이터의 프로세싱
- [0065] [00064] 넷째로, 단계(1740)에서, 프로세싱 시스템은 추적 센서로부터의 신호들을 이산 시간 간격 세그먼트들로 분리한다. 각각의 이산 시간 간격 세그먼트는 하나의 심장 시간 기간에 대한 시간에 대응한다. 이들 이산 시간 간격 세그먼트들은 각각 특정 심장 주기를 표현하는 한 세트의 샘플링된 값들을 포함한다.
- [0066] [00065] 시스템의 프로세싱은 심장 주기의 시작 및 종료에 대응한다고 가정되는, 추적 센서로부터의 신호의 특징적인 특징들을 결정한다. 예컨대, 시스템은 신호에 대한 로컬 최대치의 시간들, 일부 시간프레임 내의 최대도함수의 시간 및 추적 센서로부터의 신호의 제2 시간 도함수를 결정하고, 이러한 특징적인 특징들 중 임의의 하나 이상을 사용하여, 하나의 심장 주기의 종료 및 다음 심장 주기의 시작을 표시할 수 있다. 프로세싱 시스템은 또한 각각의 심장 주기의 시작 및 종료를 결정하기 위해, 추적 센서로부터의 신호에 대한 미리 정의된 함수의 상관의 극값을 식별하는 것을 포함할 수 있다.
- [0067] [00066] 바람직한 실시예에서, 프로세싱 시스템은 임의의 시간 기간 동안 추적 센서로부터 추적 데이터를 취하고, 그 기간 내에 포함된 동맥 펄스들을 결정한다. 프로세싱 시스템은, 그 임의의 시간 기간에서 완전한 펄스의 부분이 아니라고 결정된 그 임의의 시간 기간의 시작 및 종료를 세그먼트들을 취한다. 추적 시스템은 이러한 세그먼트들을 인접 시간 기간에 연결하여서, 모든 펄스들이 참작되게 한다.
- [0068] [00067] 시스템은 각각의 이산 시간 간격 세그먼트에 대해 DFT(Discrte Fourier Transform)를 수행하여 각각의 이산 시간 간격 세그먼트에 대한 DFT 값들 및 대응하는 주파수들을 제공한다. 이 DFT는 각각의 이산 심장 시간 기간에 대해, 그 이산 시간 간격에 대한 제1 및 후속 고조파(H0, H1, H2, H3 등)에 대한 값들을 발생시킨다. 캘리브레이션을 위해, 하나의 동맥 펄스에 대응하는 하나의 이산 시간 간격 세그먼트에 대한 값들에 대해서만 DFT를 수행하는 것이 필수적이다. 그러나, 복수의 동맥 펄스들에 대해 이 DFT를 수행하고 이들 복수의 동맥 펄스들로부터의 값들을 사용하는 것이 유용할 수 있다. 심장 주기들의 지속기간은 서로로부터 변동되기 때문에, 각각의 심장 주기에 대한 실제 주파수 값들 또는 등가로, 시간 간격 지속기간을 유지하는 것이 중요하다. 실제 주파수 값들을 유지하는 대신에, 프로세싱 시스템은 시간 간격 지속기간, 또는 각각의 시간 간격 지속기간과 연

관된 다수의 샘플들을 저장할 수 있다.

- [0069] [00068] 제4 단계의 결과는 각각의 동맥 펄스에 대한 추적 신호의 주파수 도메인 표현이다. 프로세싱 시스템은 각각의 동맥 펄스에 대한 추적 신호의 주파수 도메인 표현을 메모리에 저장한다.
- [0070] [00069] 그러나, 비록 덜 바람직하지만, 프로세싱 시스템이 복수의 심장 주기들과 동일한 이산 시간 세그먼트에 대해 DFT를 수행하는 것이 또한 가능하다. (이 대안에서, 대응하는 전기 모델은 이 복수의 동맥 펄스들로부터 발생한 대응하는 동맥 혈압을 표현하도록 설계된다. 하나의 동맥 펄스에 대응하는 전기 모델은 아래에서 논의 됨.)
- [0071] [00070] 다섯째, 동맥 펄스들의 추정된 H0들의 결정
- [0072] [00071] 다섯째로, 단계(1750)에서, 프로세싱 시스템은 DC 컴포넌트 추정 함수 FSUB에 대한 값을 계산한다. FSUB는 이산 시간 간격 세그먼트의 DFT에 대한 H1, H2, H3 등에 대한 값들; 및 캘리브레이션 센서로부터 유도된 MAP 및 PP 값들의 함수일 수 있다.
- [0073] [00072] DC 컴포넌트 추정 함수는 실수를 출력한다. DC 컴포넌트 추정 함수는 다음의 형태를 가질 수 있다:
- [0074] [00073] $FSUB = F(H1, H2, H3, \dots, MAP, PP)$, 여기서 FSUB는 실수이다.
- [0075] [00074] FSUB는 (캘리브레이션 센서 데이터로부터의) 적어도 MAP, PP 및 H1 내지 H10에 대한 값들 중 적어도 하나의 함수여야 한다.
- [0076] [00075] 일부 실시예들에서,
- [0077] (2) $FSUB = F(MAP, PP, \text{and } H1) = H1 * \{K * (MAP/PP) + \xi * MAP\}$, 여기서:
- [0078] [00076] ξ 는 -0.2 내지 0.2의 범위에 있고; 그리고
- [0079] [00077] K는 3 내지 8 이다.
- [0080] [00078] 바람직하게는, K는 $5.56 \pm 30\%$ 이고, 바람직한 실시예에서 5.56이다. 바람직하게는, ξ 는 -.01 내지 .01, 보다 바람직하게는 0이다.
- [0081] [00079] 피험자의 FSUB/H1의 절대 값은 1 내지 100에서 변동된다. 이 비는 피험자의 각각의 심장 주기마다 변하며 피험자마다 또한 상이하다. (FSUB는 실수이다. H1은 복소수일 수 있음.) 프로세싱 시스템은 펄스들에 대한 DC 컴포넌트 추정 함수 FSUB에 대한 계산된 값들을 메모리에 저장한다.
- [0082] [00080] 여섯째, FSUB에 대해 결정된 값을 사용한, 추적 센서로부터 획득된 값들의 DFT의 정규화
- [0083] [00081] 여섯째로, 단계(1760)에서, 프로세싱 시스템은 하나의 동맥 펄스에 대한 추적 신호로부터의 DFT의 H1, H2, H3 등의 값들을 FSUB에 대한 값으로 나누고, 바람직하게는 결과들을 메모리에 저장한다. 이는 추적 신호에 대한 H1, H2, H3 등을 FSUB 값으로 정규화한다. 이는 정규화된 출력 MEASURE1을 제공한다. MEASURE1은 (시간 도메인의 DC 값에 대응하는) 제로 고조파에 대한 값을 포함하지 않는다. MEASURE1은 H1, H2, H3 등의 정규화된 값들을 포함한다.
- [0084] [00082] 일곱째, 정규화된 출력에 대한 모델의 출력의 피팅
- [0085] [00083] (심혈관 모델에 대응하는) 이러한 유사한 전기 모델의 출력은 추적 트랜스듀서에 의해 감지된 피험자의 구역의 동맥 혈압을 표현한다. 이러한 전기 모델과 피험자의 일부 위치에서의 동맥 혈압에 커풀링된 추적 센서의 모델을 결합한 결합된 전기 모델의 출력은 추적 센서의 출력을 제공한다.
- [0086] [00084] 프로세싱 시스템은 모델을 정규화된 출력에 피팅함으로써 결합된 전기 모델의 파라미터들을 결정하도록 구성된다.
- [0087] [00085] 일부 실시예들에서, 전기 모델은 심혈관 시스템의 시간 상수를 모델링하는 모델 시간 상수 τ 를 포함한다. 일부 실시예들에서, 전기 모델은 수축기가 시작될 때와 대응하는 심장 주기가 시작되는 결정된 시간 사이의 시간 차이를 표현하는 파라미터 T_s 를 포함한다.
- [0088] [00086] MODEL1은 결과적인 MODEL1의 제로 주파수에서의 값이 1이 되도록 결합된 전기 모델의 출력의 값들을 상수로 곱함으로써 정규화된 결합된 전기 모델이다.

- [0089] [00087] 일곱째로, 단계(1770)에서, 프로세싱 시스템은 (1) MODEL1의 출력과 (2) MEASURE1 사이에 피팅을 수행한다. 이 피팅은 고조파 주파수들 H1, H2, H3 등 중 하나 이상에서 평가되는, 바람직하게는 적어도 2개의 고조파 주파수들에서 평가되는, 그리고 바람직한 실시예에서 H1, H2 및 H3 주파수들에서 평가되는 2개의 함수들 간의 차이들을 최소화함으로써 수행된다. 피팅은 어떤 주파수들이 평가되던 간에 모델의 하나의 세트의 파라미터들을 제공한다. 하나의 함수는 결합된 전기 모델의 출력이다. 다른 함수는 MEASURE1이다. 각각의 함수에 대한 도메인 값들은 대응하는 동맥 펄스에 대해 결정된 동일한 고조파 주파수들이다.
- [0090] [00088] MEASURE1에 대한 결합된 전기 모델의 피팅은 전기 모델의 파라미터들의 값들을 발생시킨다. 프로세싱 시스템은 전기 모델의 파라미터들의 이러한 값들을 메모리에 저장한다.
- [0091] [00089] 프로세싱 시스템은 프로세싱 시스템이 캘리브레이션 센서로부터 데이터를 사용하여 MAP 및/또는 PP 값들을 획득할 때 상관되는 복수의 동맥 펄스 시간에 대해 전술한 최소화를 수행할 수 있다. 프로세싱 시스템은 이들 최소화들에 의해 획득된 파라미터들의 세트들 중 하나 이상을 사용하여 이들 파라미터들에 대한 대표적인 값들에 도달할 수 있다. 예컨대, 프로세싱 시스템은 다른 동맥 펄스들로부터의 대응하는 값들과 비교하여 비교적 극단적인 파라미터들의 가중치들을 폐기 또는 감소시킬 수 있다. 결과적으로, MAP 및/또는 PP 값에 의존하는 각각의 캘리브레이션에 대해, 프로세싱 시스템은 전기 모델에 대한 하나의 최종 세트의 파라미터들을 결정한다.
- [0092] [00090] 최소 제공 피팅 및 대수 피팅과 같은 피팅은 오래되었고 당업계에 잘 알려져 있다. 피팅은, 각각의 지점에서 함수들의 차이의 제곱과 같은, 간격에 걸쳐 두 함수들 사이의 차이의 일부 측정을 최소화한다. 함수들을 데이터 신호들에 피팅하기 위한 알고리즘들은 오래되었고 잘 알려져 있다. 피팅은 데이터가 수신된 특정 피험자에 특유한 전기 모델의 파라미터들에 대한 값들을 발생시킨다. 이러한 개인 모델 파라미터 값들은 모델이 그 피험자에 대해 캘리브레이팅되게 한다. 피험자의 개인 모델 파라미터 값들을 결정하는 것은 그 피험자 및 캘리브레이션 센서로부터 획득된 특정 MAP 값에 대한 캘리브레이션을 완료한다. 종래의 수치 방법이 피팅을 수행하기 위해 사용된다.
- [0093] [00091] 일부 실시예들에서, 프로세싱 시스템은 에러 함수 "err"를 최소화하며, 이는 다음과 같이 정의된다(그리고 MEASURE1에 대한 결합된 전기 모델의 값들의 차이의 측정임):
- [0094] [00092]
- $$\text{err} = W \circ \text{abs}\left(\frac{\text{MODEL1}(H)}{\text{MEASURE1}(H)} - 1\right), H = 1, 2, \dots$$
- [0095] (3)
- [0096] [00093] "o"는 내적 연산자를 표현하고;
- [0097] [00094] H는 고조파 번호를 표현하고; 그리고
- [0098] [00095] W는 가중치 함수이다. W는 값들(1; .5 내지 15; .3 내지 50, 더 높은 고조파들에 대해 임의의 실수)을 가질 수 있다. 바람직하게는, W는 범위의 값들(1; 0.5 내지 5; 2 내지 20 및 더 높은 고조파들에 대해 임의의 실수)을 갖는다. W는 값들: (1, 1, 1); (1, 2, 4); (1, 1.2, 4); (1, 1.2, 6); (1, 1.3, 9); (1, 1.2, 12); 및 (1, 1.1, 14) 및 모든 더 높은 고조파들에 대해 0을 가질 수 있다.
- [0099] [00096] 추적 센서로부터의 데이터가 캘리브레이션에 사용된 시간의 간격은 MAP의 값을 결정하기 위해 캘리브레이션 센서 데이터가 사용된 시간의 간격과 반드시 중첩될 필요는 없다. 예컨대, 심장 주기들에 걸쳐 피험자의 동맥 혈압 변동들이 시간에 걸쳐 매우 안정적으로 유지되는 경우, MAP 값을 획득하기 위한 시간 간격들 및 캘리브레이션에 사용된 추적 센서로부터 데이터를 획득하기 위한 시간 간격에서의 오프셋들은 모델의 파라미터들의 결과적인 결정을 실질적으로 변경하지 않을 수 있다. 그러나 이러한 두 시간 간격들이 서로 시간적으로 근접할수록, 모델의 캘리브레이션이 더 정확해진다. 바람직하게는, 추적 센서로부터의 데이터가 캘리브레이션에 사용된 시간의 간격 및 MAP에 대한 값을 결정하기 위해 캘리브레이션 센서 데이터가 사용된 시간의 간격은 적어도 일부 중첩을 갖는다. 더욱 바람직하게는, 추적 센서로부터의 데이터가 캘리브레이션에 사용된 시간의 간격 및 MAP 중첩에 대한 값을 결정하기 위해 캘리브레이션 센서 데이터가 사용된 시간의 간격은 50 % 초과 중첩, 더욱 바람직하게는 90 % 초과 중첩을 갖고, 가장 바람직하게는 (센서들에 대한 샘플링 레이트들의 정확도 내에서) 동일하다.
- [0100] [00097] 따라서, 제7 단계는 하나 이상의 동맥 펄스들에 대한 데이터를 사용하여 획득된 전기 모델의 파라미터

들의 대표 값들을 발생시킨다.

- [0101] [00098] 프로세싱 시스템은 이상치 동맥 펄스들이 캘리브레이션에 사용되는 것을 거절하기 위해 추적 센서 신호에 대해 품질 검사를 수행하기 위한 알고리즘을 구현할 수 있다.
- [0102] [00099] 결과적으로, 캘리브레이션 센서에 의해 제공된 MAP 및/또는 PP 값들에 기초한 전기 모델에 대한 하나의 세트의 파라미터들이 완료될 때 모델의 캘리브레이션이 완료된다.
- [0103] [000100] 동맥 혈압의 추적
- [0104] [000101] 캘리브레이션이 특정 피험자에 대해 완료된 후, 시스템은 (1) 캘리브레이션 동안 메모리에 저장된 전기 모델의 파라미터들에 대한 값들; (2) 캘리브레이션 동안 메모리에 저장된 MAP 및/또는 PP 값들; 및 (3) 추적 센서로부터의 신호를 사용하여, 그 피험자에 대해 시간에 대한 동맥 혈압 값들을 추정할 수 있다. 프로세싱 시스템은 추적 센서로부터 데이터를 연속적으로 수신하고, 펄스별(pulse by pulse) 기반으로 MAP 및/또는 PP를 추정하기 위해 펄스별 연산들을 수행한다. 이 단락에서의 펄스들은 동맥 펄스들을 지칭한다. 여기서 펄스별이라 함은, 프로세싱 시스템이 개별 펄스들에 대해 MAP 및/또는 PP에 대한 값들을 추정한다는 것을 표시한다. 선택적으로, 프로세싱 시스템은 펄스별 결정들을 이용하여 다른 혈액학적 파라미터들을 추정한다. 프로세싱 시스템은 결과적인 추정 MAP 및/또는 PP, 및 시간에 대한 추정 동맥 혈압 값들을 메모리에 저장하거나, 송신하거나, 둘 다를 행할 수 있다.
- [0105] [000102] 캘리브레이션 후에, 추적 센서는 동맥 혈압을 검출할 수 있는 포지션에 유지된다. 캘리브레이션 단계 2에서와 같이, 추적은, 추적 센서가 신호들을 수신하는 피험자의 동맥의 구역에서 시간 종속 동맥 혈압 파와 상관되는 시간 종속 신호를 제공한다.
- [0106] [000103] 추적 동안, 캘리브레이션의 제4 단계서와 같이, 프로세싱 시스템은 추적 센서로부터의 신호들을 이산 시간 간격 세그먼트들로 분리한다. 각각의 이산 시간 간격 세그먼트는 하나의 완전한 심장 주기에 대한 시간에 대응한다. 이들 이산 시간 간격 세그먼트들은 각각 특정 심장 주기를 표현하는 한 세트의 샘플링된 값들을 포함한다. 시스템은 각각의 이산 시간 간격 세그먼트에 대해 DFT(Discrete Fourier Transform)를 수행하여 각각의 이산 시간 간격 세그먼트에 대한 DFT 값들 및 대응하는 주파수들을 제공한다. 이러한 DFT는 각각의 심장 시간 기간에 대해 그 이산 시간 간격에 대한 제1 및 후속 고조파들(H0, H1, H2, H3 등)에 대한 값들을 발생시킨다. 심장 주기들의 지속기간은 서로로부터 변동되기 때문에, 각각의 심장 주기에 대한 실제 주파수 값들 또는 등가로, 시간 간격 지속기간을 유지하는 것이 중요하다. 실제 주파수 값들을 유지하는 대신에, 프로세싱 시스템은 시간 간격 지속기간, 또는 각각의 시간 간격 지속기간과 연관된 다수의 샘플들을 저장할 수 있다.
- [0107] [000104] 제4 단계의 결과는 각각의 동맥 펄스에 대한 추적 신호의 주파수 도메인 표현이다. 그러나, 캘리브레이션에서와 같이, 비록 덜 바람직하지만, 프로세싱 시스템이 복수의 심장 주기와 동일한 이산 시간 세그먼트에 대해 DFT를 수행하는 것이 또한 가능하다. (이 대안에서, 대응하는 전기 모델은 이 복수의 동맥 펄스들로부터 발생하는 대응하는 동맥 혈압을 표현하도록 설계된다. 하나의 동맥 펄스에 대한 전기 모델은 아래에서 논의 됨.)
- [0108] [000105] 바람직하게는, 프로세싱 시스템은 정규화 및/또는 피팅에서 기껏해야 처음 5개의 고조파들을 사용하며; 바람직하게는 프로세싱 시스템은 20Hz 미만의 고조파들에 대한 데이터만을 사용한다.
- [0109] [000106] 도 18은 단계들(1810 내지 1880)을 포함하는, 동맥 데이터를 추적하기 위한 단계들을 도시하는 흐름도(1800)를 도시한다.
- [0110] [000107] 1810에서, 프로세싱 시스템은 어느 정규화를 사용할지를 결정할 수 있다. 정규화 및 피팅을 수행하기 위한 다음의 2개의 대안들이 설명된다.
- [0111] [000108] 제1 정규화 및 피팅 방법
- [0112] [000109] 제1 정규화
- [0113] [000110] 추적 동안, 1820에서, 캘리브레이션의 제5 단계서와 같이, 프로세싱 시스템은 적어도 하나의 동맥 펄스에 대해, 바람직하게는 모든 동맥 펄스들에 대해 DC 컴포넌트 추정 함수(FSUB)에 대한 값을 계산한다.
- [0114] [000111] FSUB는 이산 시간 간격 세그먼트의 DFT에 대한 H1, H2, H3 등에 대한 값들; 및 캘리브레이션 센서에 의해 결정된 값들로부터 이전에 유도된 MAP 및 PP 값들의 함수일 수 있다. 각각의 동맥 펄스에 대해, 프로세싱 시스템은 FSUB 값을 결정한다. 프로세싱 시스템은 그 동맥 펄스의 H1, H2, H3 등에 대한 값들을, 그 동맥 펄스

에 대한 이러한 FSUB 값으로 나눈다. 이는 대응하는 동맥 펄스에 대해 정규화된 고조파 값들을 발생시킨다.

- [0115] [000112] 하나의 캘리브레이션으로부터 MAP 및 PP 값들의 단일 쌍을 사용하는 것에 대안적으로, 프로세싱 시스템은 복수의 캘리브레이션들로부터 MAP 및 PP에 대한 평균값들을 계산할 수 있거나, 또는 복수의 캘리브레이션들로부터 MAP 및 PP에 대한 가중화된 평균값들을 계산할 수 있다. 각각의 동맥 펄스에 대해, 프로세싱 시스템은 그 후, MAP 및 PP의 이들 평균값들, 및 그 동맥 펄스에 대한 대응하는 H1, H2, H3 등에 대한 값들을 사용하여 그 펄스에 대한 FSUB에 대한 값을 결정한다. 프로세싱 시스템은 그 후 그 동맥 펄스의 H1, H2, H3 등에 대한 값들을, 그 동맥 펄스에 대한 이러한 FSUB 값으로 나눈다. 이는 대응하는 동맥 펄스에 대해 정규화된 고조파 값들을 발생시킨다.
- [0116] [000113] MODEL1로서 제1 피팅 사용
- [0117] [000114] 추적 동안, 1830에서, 캘리브레이팅의 제7 단계와 유사하게, 프로세싱 시스템은, (1) MODEL1의 출력과 (2) 그 동맥 펄스에 대한 고조파 주파수들에서 대응하는 동맥 펄스에 대한 정규화된 고조파 값들 간의 피팅을 수행한다. 이하에서, 그 동맥 펄스에 대한 고조파 주파수들에서 대응하는 동맥 펄스에 대한 정규화된 고조파 값들은 "MEASURE1"로서 지칭된다.
- [0118] [000115] 프로세싱 시스템은 MEASURE1과 MODEL1 간의 차이들을 최소화함으로써 피팅을 수행한다. 차이들은 고조파 주파수들 H1, H2, H3 등 중 하나 이상에서, 바람직하게는 둘 이상의 고조파 주파수들에서, 그리고 바람직한 실시예에서 고조파 주파수들 H1, H2 및 H3에서 계산될 수 있다.
- [0119] [000116] 캘리브레이션 및 피팅에 대해 사용되는 특정 전기 모델은 복수의 파라미터들을 포함한다. 추적을 위해 발생하는 피팅 동안, 캘리브레이션 프로세스 동안 결정된 전기 모델의 일부 파라미터들은 일정하게 유지된다.
- [0120] [000117] 바람직하게는, 추적을 위한 피팅 동안 τ 및 T_s 가 일정하게 유지된다.
- [0121] [000118] 동맥 펄스에 대해 MEASURE1에 대한 MODEL1의 피팅은 그 동맥 펄스에 대한 MODEL1의 파라미터들의 값들을 발생시킨다. 이 피팅의 결과는 동맥 펄스 당 하나의 세트씩, MODEL1에 대한 다양한 세트들의 파라미터들의 값들이다.
- [0122] [000119] 제2 정규화 및 피팅 방법
- [0123] [000120] 제1 정규화에 대해 대안적으로, 1860에서, 프로세싱 시스템은 제2 정규화를 수행한다.
- [0124] [000121] 제2 정규화
- [0125] [000122] 캘리브레이션 동안과 달리, 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 신호의 DC 컴포넌트에 대해 정규화하지 않는다. 대신에, 프로세싱 시스템은 동맥 펄스에 대한 추적 신호로부터의 DFT의 H1, H2, H3 등에 대한 값을 H1에 대한 값의 크기로 나눈다. 이는 추적 신호에 대한 H1, H2, H3 등을 정규화한다. 이하에서, 이러한 정규화된 값들 및 대응하는 주파수들은 "MEASURE2"라 칭해진다. MEASURE2 값들은 복소수일 수 있다. MEASURE2의 기본 고조파의 크기는 정의상 1(H1을 H1의 크기로 나눔)이다.
- [0126] [000123] 제2 피팅
- [0127] [000124] 추적 동안, 1870에서, 캘리브레이팅의 제7 단계와 유사하게, 프로세싱 시스템은 이하 본원에서 MODEL2로서 지칭되는 결합된 전기 모델의 출력과 MEASURE2 사이에 피팅을 수행한다.
- [0128] [000125] MODEL2는 그의 제1 고조파 값의 크기가 1이 되도록 결합된 전기 모델의 출력의 값들을 실수 값 상수로 곱함으로써 정규화된 결합된 전기 모델이다.
- [0129] [000126] 프로세싱 시스템은 제로(DC) 고조파를 제외하고 미리 정의된 수의 고조파들에 대해 피팅을 수행한다. 프로세싱 시스템은 고조파 주파수들 H1, H2, H3 등 중 하나 이상에서, 바람직하게는 둘 이상의 고조파 주파수들에서, 그리고 바람직한 실시예에서 고조파 주파수들 H1, H2 및 H3에서 차이들을 계산할 수 있다. 바람직한 실시예에서, 프로세싱 시스템은 H1, H2 및 H3에서 피팅을 수행한다.
- [0130] [000127] 캘리브레이션 및 피팅에 대해 사용되는 특정 결합된 전기 모델은 복수의 파라미터들을 포함한다.
- [0131] [000128] 이러한 제2 피팅 대안에 대해, 캘리브레이션 프로세스 동안 결정된 전기 모델의 일부 파라미터들은 추적 동안 피팅을 위해 일정하게 유지된다. 바람직하게는, 이 피팅 동안 τ 및 T_s 는 일정하게 유지된다.

- [0132] [000129] 동맥 펄스에 대해 MEASURE2에 대한 MODEL2의 피팅은 그 동맥 펄스에 대한 MODEL2의 파라미터들의 값들을 발생시킨다. 이 피팅의 결과는 동맥 펄스 당 하나의 세트씩, MODEL2에 대한 다양한 세트들의 파라미터들의 값들이다. 일부 실시예들에서, MEASURE2에 대한 MODEL2의 피팅은 MODEL2 및 MEASURE2가 MODEL1 및 MEASURE1을 대체하는 것을 제외하면 "err"와 같은 에러 함수를 사용한다.
- [0133] [000130] 프로세싱 시스템은 피험자의 바이오메트릭 파라미터들을 표현하는 값들을 추정하기 위해 동맥 펄스에 대한 모델의 파라미터들의 값들 및 그 모델을 사용할 수 있다. 이들은, Ps, Pd, MAP, 동맥 펄스 당 SV, 대동맥의 직경, 길이 및 강성, 동맥 펄스 당 심장 펌핑 에너지, 심장 탄력, 심장 언로드 볼륨, 수축기말 볼륨 및 이완기말 볼륨을 포함한다.
- [0134] [000131] 여덟째, MAP 추정
- [0135] [000132] 1840에서, 프로세싱 시스템은 MAP를 추정하기 위해 다음 2개의 대안들 중 하나를 사용한다.
- [0136] [000133] MAP를 추정하는 제1 방법
- [0137] [000134] 프로세싱 시스템은 동맥 펄스에 대한 MAP에 대한 하나 이상의 값들이 w_{0calib} ; MAP_{calib} ; 및 w_{0est} 에 대한 값들을 포함하는 값들의 함수의 결과인 것으로 추정한다. 펄스에 대한 MAP의 하나의 이러한 추정은 MAP_{est} 이며, 이는 다음과 같이 정의된다.
- [0138] (4) $MAP_{est} = F(w_{0calib}; MAP_{calib}; \text{및 } w_{0est})$
- [0139] [000135] w_{0calib} 는 특정 캘리브레이션 동안 피팅으로부터 획득된 하나의 특정 모델 파라미터의 대표 값이다. 이 단락에서 "대표 값"이라는 문구는 캘리브레이션의 제7 단계에 대해 논의된 대표 값들을 지칭한다.
- [0140] [000136] MAP_{calib} 은 그 특정 캘리브레이션에 대해 캘리브레이션 동안 획득된 MAP에 대한 값이다.
- [0141] [000137] w_{0est} 는 동맥 펄스에 대한 추적 데이터의 피팅으로부터 획득된 동일한 특정 전기 모델 파라미터의 값이다.
- [0142] [000138] 바람직하게는, 프로세싱 시스템은 함수에 대한 값을 컴퓨팅함으로써 MAP_{est} 를 추정한다:
- [0143] (5) $MAP_{est} = MAP_{calib} * P(w_{0est})/Q(w_{0est}) * Q(w_{0calib})/P(w_{0calib})$
- [0144] [000139] P는 다항식을 표현한다.
- [0145] [000140] Q는 다항식을 표현한다.
- [0146] [000141] 일 실시예에서,
- [0147] (6) $P(x) = K2 * x^{**2} + K3 x^{**3}$ 및 $Q(x) = K4$ 이며, 여기서 K2, K3 및 K4는 계수들이며 "**"는 "승수"를 의미한다. K2, K3 및 K4는 미리 결정된 고정된 값들을 갖는다.
- [0148] [000142] 현재의 바람직한 실시예에서,
- [0149] (7) $P(x) = x * x$ 및 $Q(x) = 1$ 이다. 이 실시예에서, K2 = 1, K3 = 0 및 K4 = 1이다.
- [0150] [000143] K2, K3 및 K4는 피험자 의존적일 수 있다. 피험자 의존의 대해, 프로세싱 시스템은 상이한 캘리브레이션들을 사용하여 결정된 측정된 MAP_{est} 사이의 에러를 최소화하는 K2, K3 및 K4에 대한 값들을 결정함으로써 K2, K3 및 K4를 결정할 수 있다. 예컨대, 상이한 캘리브레이션들로부터의 상이한 MAP_{calib} 값들에 의해 결정되는 바와 같은 동맥 펄스에 대한 MAP_{est} 의 값들에 대한 차이들이 계산되고 그 후, 제공될 수 있다. 프로세싱 시스템은 그 후 그 함수를 최소화하는 K2, K3 및 K4 값들을 결정할 수 있다. 이 프로세스는 복수의 동맥 펄스들에 대한 MAP_{est} 의 값들에 대한 데이터로 확장될 수 있다.
- [0151] [000144] 동맥 펄스에 대한 MAP의 다른 추정은 아래에서 정의되는 $MAP_{out}(n)$ 이다.
- [0152] [000145] 프로세싱 시스템은 MAP_{est} 이상치들을 필터링할 수 있다. 예컨대, 프로세싱 시스템은 $MAP_{out}(n)$ 를 컴퓨팅하기 위해 MAP_{est} 를 필터링할 수 있다. 예컨대, MAP_{out} 에 대한 값들에 대해 다음의 지수 필터를 수행함으

로써,

$$\text{MAPout}(n) = \text{ff} * \text{MAPout}(n-1) + (1-\text{ff}) * \text{MAPest}(n) \quad (8)$$

여기서: n 은 동맥 펄스들의 시퀀스를 식별하는 인덱스이고; $\text{MAPout}(n)$ 은 n 번째 동맥 펄스에 대한 함수의 출력이고; ff 는 그의 값이 0 내지 1, 바람직하게는 0.8 내지 0.98; 가장 바람직하게는 0.9 내지 0.95인 망각 팩터(forgetting factor)이고; $\text{MAPout}(n-1)$ 은 펄스 $n-1$ 에 대한 MAPout 의 값이고; $\text{MAPest}(n)$ 은 펄스 n 에 대한 MAPest 에 대한 값이다.

프로세싱 시스템은 이상치들인 MAPest 의 값들을 제거함으로써 입력 값을 MAPout 으로 필터링할 수 있다. 즉, MAP 에 대한 일부 규범적인 값 또는 범위로부터의 그의 비교적 큰 차이로 인해 의심된다.

MAP 를 추정하는 제2 방법

프로세싱 시스템은 동맥 펄스에 대한 MAP 에 대한 하나 이상의 값들이 다양한 캘리브레이션들에 대해 $w_{\text{calib}}[i]$; $\text{MAPcalib}[i]$; 및 w_{est} 에 대한 값들을 포함하는 값들의 함수의 결과인 것으로 추정하며, 여기서 $i = 1, \dots, n$ 이다. 펄스에 대한 MAP 의 하나의 이러한 추정은 MAPest2 이며, 이는 다음과 같이 정의된다:

$$\text{MAPest2} = F(w_{\text{calib}}; \text{MAPcalib}; \text{및 } w_{\text{est}}) \quad (9)$$

, 여기서:

w_{calib} 는 벡터, 즉 일련의 값들 $w_{\text{calib}}[i]$ 이며, $i = 1, \dots, n$ 이고

MAPcalib 는 벡터, 즉 일련의 값들 $\text{MAPcalib}[i]$ 이며, $i = 1, \dots, n$ 이고;

w_{est} 는 위에서 정의되었다.

$w_{\text{calib}}[i]$ ($i = 1, \dots, n$)은 각각, n 개의 캘리브레이션들의 각각의 것에 대한 피팅으로부터 획득된 하나의 특정 모델 파라미터의 대표 값이다. 이 단락에서 "대표 값"이라는 문구는 캘리브레이션의 제7 단계에 대해 논의된 대표 값들을 지칭한다.

바람직하게는, 프로세싱 시스템은 함수에 대한 값을 컴퓨팅함으로써 MAPest2 를 추정한다:

$$\text{MAPest2} = (P(w_{\text{est}})/Q(w_{\text{est}})) \text{ times:}$$

$$\text{AVG}(\text{MAPcalib}[i] * Q(w_{\text{calib}})/P(w_{\text{calib}})) \quad (10)$$

$\text{AVG}()$ 는 가중화된 평균을 표현하는 연산자이다.

P 및 Q 는 각각 다항식을 표현하고 w_{est} 및 w_{calib} 는 위에서 정의되었다. (다항식 Q 는 본원에서 설명된 전기의 파라미터로서 특정된 Q 와 동일한 양을 표현하지 않음.)

일 실시예에서,

$$P(x) = K2 * x^{**2} + K3 * x^{**3} \text{ 및 } Q(x) = K4 \quad (11)$$

여기서 $K2$, $K3$ 및 $K4$ 는 계수들이고; ** 는 "승수"를 의미하며; $K2$, $K3$ 및 $K4$ 는 미리 결정된 고정된 값들을 갖고;

$$\text{AVG} = (1/n) * (\text{sum}(\text{MAPcalib}[i] * (w_{\text{calib}})/P(w_{\text{calib}}))) \quad (12)$$

여기서 $\text{sum}()$ 은 인수의 모든 엘리먼트들의 합을 의미한다.

현재의 바람직한 실시예에서,

$$P(x) = x * x \text{ 및 } Q(x) = 1 \quad (13)$$

이다. 이 실시예에서, $K2 = 1$, $K3 = 0$ 및 $K4 = 1$ 이고;

$$\text{AVG}(x) = \text{ff}2 * x[-n] + \text{ff}2^{**2} * x[n-1] + \dots + \text{ff}2^{**n} * x[1] \quad (14)$$

, 여기서:

** 는 "승수"를 나타내고 $\text{ff}2$ 는 0 내지 1의 수이다.

[0174] 바람직하게는 ff2는 0.3 내지 0.7이고, 보다 바람직하게는 ff2는 0.45 내지 0.55이다

[0175] [000159] 동맥 펄스에 대한 MAP의 다른 추정치는 아래에서 정의되는 MAPout2(n)이다.

[0176] [000160] 프로세싱 시스템은 MAPest2 이상치들을 필터링할 수 있다. 예컨대, 프로세싱 시스템은 MAPout2(n)을 컴퓨팅하기 위해 MAPest2를 필터링할 수 있다. 예컨대, MAPout2에 대한 값들에 대해 다음의 지수 필터가 수행된다.

[0177] (16)
$$\text{MAPout2}(n) = \text{ff} * \text{MAPout2}(n-1) + (1-\text{ff}) * \text{MAPest2}(n)$$

[0178] [000161] 여기서: n은 동맥 펄스들의 시퀀스를 식별하는 인덱스이고; MAPout2(n)은 n번째 동맥 펄스에 대한 함수의 출력이고; ff는 값이 0 내지 1, 바람직하게는 0.8 내지 0.98; 가장 바람직하게는 0.9 내지 0.95인 망각 팩터이고; MAPout2(n-1)은 펄스 n-1에 대한 MAPout2의 값이고; MAPest2(n)은 펄스 n에 대한 MAPest2에 대한 값이다.

[0179] [000162] 프로세싱 시스템은 이상치들인 MAPest2의 값들을 제거함으로써 입력 값을 MAPout2로 필터링할 수 있다. 그것은 MAP에 대한 일부 규범적인 값 또는 범위로부터의 그의 비교적 큰 차이로 인해 의심된다.

[0180] [000163] 아홉째, PP의 추정

[0181] [000164] 1850에서, 프로세싱 시스템은 PP를 추정하기 위해 다음 대안들 중 하나를 수행한다.

[0182] [000165] 제1 PP 추정 방법:

[0183] [000166] 제1 PP 추정 방법은 특정 동맥 펄스의 PP를 추정한다. 이 특정 펄스는 추정된 동맥 펄스라 칭해진다. 제1 PP 추정 방법은 다른 동맥 펄스의 PP의 함수로부터 특정 동맥 펄스의 PP2를 추정한다. 이 방정식은:

[0184] (17)
$$\text{PP2} = \text{PP1} * \frac{\text{MAP2}}{\text{MAP1}} * \sqrt{\frac{(\tau_1 * w_1)^2 + 1}{\left(\tau_1 * \frac{\text{MAP2}}{\text{MAP1}} * w_2\right)^2 + 1}}$$
 이며, 여기서:

[0185] [000167] PP2는 특정 동맥 펄스의 PP이고; PP1은 다른 동맥 펄스의 PP이고; MAP2는 제8 단계에서 결정된 특정 동맥 펄스의 MAP에 대한 값이고; MAP1은 다른 동맥 펄스의 MAP이고;

[0186] (18)
$$w_1 = \frac{2 * \Pi}{\text{IBI}_1}$$
 이고,

[0187] (19)
$$w_2 = \frac{2 * \Pi}{\text{IBI}_2}$$
 이고,

[0188] [000168] τ_1 는 다음과 같이 계산될 수 있는 시간 상수이고:

[0189] (20)
$$\tau_1 = \sqrt{\frac{K^2 * \left(\frac{\text{MAP1}}{\text{PP1}}\right)^2 - 1}{w_1^2}}$$
 , 여기서 K는 위에서 정의된 상수이고,

[0190] [000169] 여기서: Π 는 수학적 상수(원주 대 직경의 비)이고; "j"는 허수(-1의 제곱근)이고; IBI_1 은 다른 동맥 맥박의 심장 시간 기간이고; IBI_2 는 특정 동맥 펄스의 심장 시간 기간이다.

[0191] [000170] PP2는 제1 PP 추정 방법으로부터 발생한 PP의 추정이다.

[0192] [000171] 제2 PP 추정 방법

- [0193] [000172] 제2 PP 추정 방법은 상이한 방정식을 사용하여 다음과 같이 다른 동맥 펄스의 PP의 함수로부터 특정 동맥 펄스의 PP를 추정한다:
- [0194] (21) $PP2=PP1*MAP2/MAP1$ 이며, 여기서:
- [0195] [000174] PP2는 특정 동맥 펄스에 대한 PP의 추정이고; PP1은 다른 동맥 펄스의 PP이고; MAP2는 제8 단계에서 결정된 특정 동맥 펄스의 MAP이고; MAP1은 다른 펄스의 MAP이다.
- [0196] [000175] PP2는 제2 PP 추정 방법으로부터 발생한 추정된 PP이다.
- [0197] [000176] 열 번째로, 1880에서, 프로세싱 시스템은 Ps 및/또는 Pd를 추정한다.
- [0198] [000177] 프로세싱 시스템은 MAP 및 PP의 함수들을 사용하여 PP 및 MAP로부터 Ps 및/또는 Pd를 추정할 수 있다. 일반적으로:
- [0199] [000178] $P_s = F(MAP, PP)$; 및
- [0200] [000179] $P_d = F(MAP, PP)$ 이다.
- [0201] [000180] 이러한 2개의 함수들에 대한 종래의 선택들은 다음과 같다:
- [0202] (22) $P_s=MAP + 2/3 *PP$
- [0203] (23) $P_d= MAP- 1/3 *PP$.
- [0204] [000181] 일 실시예에서, MAP는 제8 단계의 결과이고, PP는 제9 단계의 결과이다.
- [0205] [000182] SV 결정 및 SVV 추정
- [0206] [000183] 도 19는 SV를 추정하기 위해 아래에서 설명된 단계들(1910-1980)을 포함하는 흐름도(1900)를 도시한다.
- [0207] [000184] 프로세싱 시스템은 펄스별 기반으로 SV에 대한 상대 값을 결정한다. 임의의 2개의 펄스들에 대한 SV의 비는 SVV의 측정이다. 복수의 SV에서의 통계적 변동들은 복수의 펄스들로부터의 SV들의 비들에 의해 결정될 수 있다. 이러한 통계적 변동들은 SVV에 대한 측정들이다. 통상적으로, SVV는 다수의 동맥 펄스들에 대한 SV의 표준 편차를 이러한 SV들의 평균으로 나눈 것을 표현하는 정규화된 표준 편차를 지칭한다. 프로세싱 시스템은 이러한 정규화된 표준 편차를 계산함으로써 SVV에 대한 값을 결정한다.
- [0208] [000185] 프로세싱 시스템은 다음과 같이 펄스별 기반으로 SV에 대한 상대 값을 결정한다. 동맥 펄스들의 시퀀스에 대응하는 시간 기간에 대한 추적 데이터들 획득한 후, 위에서 논의된 바와 같이, 프로세싱 시스템은 일련의 동맥 펄스들의 각각의 하나에 대한 시작 시간에 대응하는 시간들을 결정하도록 신호의 특징적인 특징들을 사용한다.
- [0209] [000186] 프로세싱 시스템은 시스템 여기(system excitation)로서 강제 함수(forcing function)가 사용되는 모델의 계수들을 결정한다. 강제 함수는 전기 모델의 전류를 표현하며 피험자의 심장을 빠져나가는 혈류에 대응한다. 계수들은 심장으로부터 추적 센서가 데이터를 획득하는 포지션으로의 혈액의 전달 효과에 대응한다. 프로세싱 시스템은 강제 함수의 계수들 및 값들과 추적 데이터의 선형 결합을 등식화(equate)한다. 강제 함수 및 추적 데이터는 시간 도메인 또는 주파수 도메인으로 표현될 수 있다. 방정식들에서의 미지수(unknown)들은 SV들에 대한 (실수) 값들이다. 어느 경우든, 결과는 일련의 커플링된 선형 방정식들이며, 이는 SV들의 시퀀스에 대한 상대 값들을 결정하기 위해 종래의 방식으로 풀어질 수 있다. 모델은 심장 주기 시작 시간들과 강제 함수에서 특징적인 특징(예컨대, 최대치 또는 도함수의 몇 승(some power) 시에 최대치)이 존재하는 시간들 사이에 고정(즉, 펄스 독립적)되나, 미지의 시간 차이가 존재한다고 가정한다. SV들이 실수가 되도록 요구하는 것은 시간 차이가 결정되는 것 그리고 방정식들이 풀어지는 것을 가능하게 한다. 주파수 도메인에서 푸는 것이 바람직하지만, 프로세싱 시스템은 시간 도메인에서 또한 풀 수 있다. 아래 SV에 대한 해법 프로세스는 선형 대수에 의존하며, 행렬 반전을 사용하여 아래에 공식화된 방정식들의 세트를 푼다. 가우시안 제거, 크라머의 방법, LU 분해, 레빈슨(Levinson) 재귀 등과 같은 다른 방법들이 또한 사용될 수 있다.

- [0210] [000187] SV 추정 단계 1: 1910에서, 프로세싱 시스템은 추적 센서 데이터에서 순차적인 심장 주기 시작 시간들을 결정한다. 프로세싱 시스템은 n 개의 인접한 시작 시간들을 선택한다. 이러한 시작 시간들은 $T_1, T_2, \dots, T_n$ 이다. n 개의 심장 주기들의 총 지속기간은 시간 세그먼트, $T_{seg}=T(n+1)-T(1)$ 을 정의한다. SV들의 대응하는 시퀀스는 본원에서 이하 $SV(i)(i = 1$ 내지 $n)$ 로서 지칭된다.
- [0211] [000188] 1920, SV 추정 단계 2: 1920에서, 프로세싱 시스템은 동맥 펄스들의 시퀀스에 대응하는 시간 기간에 대한 추적 센서 데이터를 푸리에 변환한다. 이 단계의 결과는 일련의 값들 및 대응하는 주파수들이다. 주파수들은 $0, 1/T_{seg}, 2/T_{seg}, \dots$ 이다.
- [0212] [000189] SV 추정 단계 3: 1930에서, 프로세싱 시스템은 SV 추정에 사용될 n 개의 주파수들을 선택하며, 여기서 n 은 SV 추정 단계 1에서 결정된 심장 주기들의 수이다. 바람직하게는, n 개의 주파수들은 $[(n-n//2)/T_{seg}, (n-n//2+1)/T_{seg}, \dots, n/T_{seg}, (n+1)/T_{seg}, \dots, (n+n//2-1)/T_{seg}]$ 이며, 여기서 심볼 $'//2'$ 는 2로의 "정수 나누기(integer division)"를 의미하며, 이는 임의의 나머지가 무시되는 2로의 나눔이다.
- [0213] [000190] SV 추정 단계 4: 1935에서, 프로세싱 시스템은 피험자의 SV와 동맥 혈압 사이의 관계를 표현하는 일부 전기 모델의 주파수 응답을 평가한다. 바람직하게는, 이 전기 모델은 캘리브레이션에 대해 사용되는 전기 모델이다. 바람직하게는, 이 전기 모델의 파라미터들은 정규화된 출력 MEASURE1에 대해 전기 모델의 출력을 피팅할 때 캘리브레이션으로부터 결정된 파라미터들이다. 프로세싱 시스템은 SV 추정 단계 3에서 결정된 주파수들에서 이 전기 모델을 평가한다. 결과들은 이들 주파수들에서의 주파수 응답 값들이다.
- [0214] [000191] SV 추정 단계 5: 1940에서, 프로세싱 시스템은 SV 추정 단계 2로부터 획득된 푸리에 변환의 각각의 값을 대응하는 모델 응답 값으로 나눈다. 결과는 실제 데이터를 단계 2에서 결정된 n 개의 주파수들에 대한 모델 데이터로 나눈 비인 n 개의 값들의 순서화된 시퀀스이다. 이 순서화된 시퀀스 벡터를 "R"이라고 칭한다.
- [0215] [000192] SV 추정 단계 6: 1950에서, 프로세싱 시스템은 $n \times n$ 행렬 M의 값들을 결정한다. 행렬 M의 제1 행은, SV 추정 단계 3에서 선택된 n 개의 주파수들 중 제1 주파수 w_1 에서 디랙(Dirac) 델타 함수들의 시퀀스의 푸리에 변환인 값들을 포함한다.
- [0216] [000193] M의 제1 행 및 제1 열 엘리먼트는 $M(1, 1)$ 이다. $M(1, 1)$ 은 주파수 w_1 에서 제1 디랙 델타 함수의 푸리에 변환의 값을 저장한다. $M(1, 2)$ 은 주파수 w_1 에서 제2 디랙 델타 함수의 푸리에 변환의 값을 저장하는 식이다. $M(2, 1)$ 은 주파수 w_2 에서 제1 디랙 델타 함수의 푸리에 변환의 값을 저장한다. $M(2, 2)$ 은 주파수 w_2 에서 제2 디랙 델타 함수의 푸리에 변환의 값을 저장하는 식이다. $M(n, n)$ 은 주파수 w_n 에서 마지막 디랙 델타 함수의 푸리에 변환의 값을 저장한다. $M(i, k)$ 는 $\exp(-j * T_k * w_i)$ 를 저장한다.
- [0217] [000194] 바람직한 실시예에서, 프로세싱 시스템은 이 행렬 M을 반전시켜 행렬 $invM$ 을 결정한다.
- [0218] [000195] SV 추정 단계 7: 1970에서, 프로세싱 시스템은 행렬 방정식에서 Z의 허수 부분을 최소화하는 값 δT 를 결정한다:
- [0219] (24) $Z = invM * invL(\delta T, \dots) * R$, 여기서:
- [0220] (25) Z는 복소수 값들의 $n \times 1$ 행렬이고;
- [0221] [000196] $invL$ 은 행렬 값들(포지션 1, 1에서 $\exp(j * \delta T * w_1)$, 포지션 2, 2에서 $\exp(j * \delta T * w_2)$, ..., 포지션 n, n 에서 $\exp(j * \delta T * w_n)$)을 갖는 $n \times n$ 대각 행렬이고; δT 는 실수 값을 가진 미지수이고; R은 위에서 정의된 순서화된 시퀀스 벡터이다.
- [0222] [000197] 바람직하게는, 프로세싱 시스템은 δT 의 값을 결정하기 위해 Z의 컴포넌트들의 값들의 함수인 에러 함수를 최소화하는 최소화 알고리즘을 수행한다. 그러나, δT 는 또한 직접 해법 방법들, 예컨대 선형 대수 방법들에 의해 결정 가능하게 될 수 있다. 하나의 적합한 에러 함수는 다음과 같다:

(26)
$$\text{Err} = \sum (\text{im}(Z(i))^{**2})$$
 여기서:

[000198] "**"는 "승수"를 의미한다.

[000199] im()은 허수 부분을 의미하고;

[000200] sum()은 모든 인수들의 합을 의미하고; 그리고

[000201] Z(i)는 Z에 대한 i번째 값이다.

[000202] 적합한 최소화 알고리즘들은 잘 알려져 있고, L-BFGS-B, Nelder-Mead, Powell, 공액 기울기 (conjugate gradient), BFGS, 뉴턴-공액 기울기, 절두 뉴턴 알고리즘, 선형 근사에 의한 제한된 최적화 (Constrained Optimization BY Linear Approximation), 순차적 최소 제곱 프로그래밍 (Sequential Least Squares Programming), 및 차동 에볼루션 (Differential Evolution)을 포함한다.

[000203] SV 추정 단계 7의 결과는 deltaT에 대한 값이다.

[000204] SV 추정 단계 8: 1980에서, 프로세싱 시스템은 SV 단계 7에서 정의된 바와 같이 invL에서 SV 추정 단계 7에서 발견된 deltaT에 대한 값을 교체하고, 다음을 계산하고:

(27)
$$SV = \text{real}(\text{invM} * \text{invL} * R)$$
, 여기서:

[000205] SV는 컴포넌트들 SV(i) (i = 1 내지 n)의 순서화된 시퀀스이고;

real()은 인수의 컴포넌트들 각각의 실수 부분을 결정하는 연산자이고; 그리고

R은 위에서 정의된 순서화된 서열 벡터이다.

[000206] 프로세싱 시스템은 SV의 컴포넌트들의 값들을 사용하여 SVV를 계산할 수 있다.

[000207] 복수의 심장 주기들에 걸쳐있는 추적 데이터에 대한 피팅

[000208] 프로세싱 시스템은 복수의 심장 주기들과 동일한 이산 시간 세그먼트에 대한 추적 데이터의 DFT를 수행할 수 있다. 이 경우에, 전기 모델의 구동 함수는 그 복수의 펄스들을 갖는 구동 함수를 표현한다. 이러한 심장 주기들의 각각의 것은 그것과 연관된 특정 SV를 갖는다. 이 경우에, 프로세싱 시스템은 SV 추정 방법을 사용하여 각각의 펄스에 대한 구동 함수의 진폭을 세팅할 수 있다.

[000209] 바람직한 시스템 및 방법

[000210] 바람직한 방법은 자동 혈압계를 사용하여 피험자의 Ps 및 Pd를 측정한다. 자동 혈압계는 통상적으로 측정을 위해 오실로메트릭 방법 (oscillometric method)을 사용한다. 자동 혈압계들은 커프에 압력을 가한 후 감압(그 반대의 경우도 마찬가지로)하고, 커프가 수축하거나 팽창함에 따라 혈압들의 측정들을 행한다. 자동 혈압계들은 일련의 (하나 초과) 심장 주기들에 걸쳐 발생하는 커프 팽창 또는 수축 동안 캡처된 데이터에 기초하여 Ps에 대한 하나의 값, Pd에 대한 하나의 값 및 MAP에 대한 하나의 값을 결정한다. 자동 혈압계가 Ps 또는 Pd 또는 MAP에 대한 값(또는 이러한 값들의 임의의 결합)을 결정하기 위해 데이터를 취하는 시간 기간은 일반적으로 대략 10초 정도이며, 이는 일반적으로 피험자의 약 10번의 심장 주기들에 대응한다.

[000211] 바람직하게는, 추적 센서는, 혈압계가 동일한 피험자에 대한 Ps, Pd 및/또는 MAP를 결정하는 데이터를 혈압계가 수신하는 기간 동안 그 피험자로부터의 추적 신호를 제공한다.

[000212] 바람직하게는, 단일 디바이스 하드웨어는 자동 혈압계의 데이터 및 추적 센서의 신호 둘 모두를 수신한다. 일 실시예에서, 단일 하드웨어 디바이스는 PCM이다. 종래의 PCM들은 통상적으로 심장 박동 및 혈액 산소 레벨을 나타내는 신호들을 포함하여 인간으로부터 측정된 다양한 바이오메트릭 신호들을 수신하고, 이러한 바이오메트릭 파라미터들의 시간 의존적 시각적 디스플레이를 제공한다.

[000213] "Estimating the relationship between MAP value and pulse amplitude and methods to achieve so"이라는 제목의 미국 가출원 번호 제62/609,435호는, 개별 동맥 펄스에 대한 파형 및 개별 동맥 펄스에 대한 MAP에 대한 알려진 값, 및 하나의 동맥 펄스에 대한 Ps 및 Pd에 대한 알려진 값들로부터, 개별 동맥 펄스에 대한 Ps 및 Pd를 추정하기 위한 하나의 방법을 개시한다.

[0243] [000214] 캘리브레이션 후에, 각각의 동맥 펄스에 대한 MAP, Ps 및 Pd를 추정하기 위해 추적 센서 데이터가 사용된다.

[0244] [000215] 시스템은 또한 추적 센서에 의해 제공된 신호로부터 유도된 SVV에 대한 추정기를 포함한다.

도면의 간단한 설명

[0245] [000216] 도면의 간단한 설명

[000217] 도 1은 본 발명의 제1 실시예인 시스템(100) 및 피험자의 사지와 시스템(100)의 상호관계를 도시한다.

[000218] 도 2는 본 발명의 제2 실시예인 시스템(200) 및 피험자의 사지와 시스템(200)의 상호관계를 도시한다.

[000219] 도 3은 본 발명의 제3 실시예인 시스템(300) 및 피험자의 사지와 시스템(300)의 상호관계를 도시한다.

[000220] 도 4는 추적 트랜스듀서(102)의 전기 컴포넌트들의 개략도이다.

[000221] 도 5는 도 2 및 도 3의 하드웨어 조립체(201)의 상세한 설명을 도시한다.

[000222] 도 6은 추적 트랜스듀서 프론트 엔드(502)의 상세한 설명을 도시한다

[000223] 도 7은 반복적인 캘리브레이팅 및 추적 활동들을 포함하는 알고리즘(700)을 도시하는 흐름도이다.

[000224] 도 8은 (심혈관 모델에 대응하는) 전기 모델(804) 및 추적 센서(805)의 모델을 포함하는 결합된 전기 모델(800)의 전기 개략도를 도시한다.

[000225] 도 9는 도 8의 엘리먼트(802)의 일 실시예의 전기 개략도이다.

[000226] 도 10은 도 8의 엘리먼트(802)의 대안적인 실시예의 전기 개략도이다.

[000227] 도 11은 도 8의 2-포트 네트워크(803)의 일 실시예를 표현하는 2-포트 네트워크(1100)의 개략도이다.

[000228] 도 12는 동맥 펄스들의 시퀀스를 포함하는 파형 및 캘리브레이션의 방법을 설명하는 데 도움이 되는 표시들을 도시한다.

[000229] 도 13은 피팅 전에 추적 데이터(측정) 및 모델 데이터 둘 모두에 대한 2개의 플롯들(하나는 고조파 주파수에 대한 실수 컴포넌트들의 값들에 대한 것이고; 하나는 고조파 주파수에 대한 허수 컴포넌트들의 값들에 대한 것임)을 도시한다.

[000230] 도 14는 피팅 이후에 추적 데이터(측정) 및 모델 데이터 둘 모두에 대한 2개의 플롯들(하나는 고조파 주파수에 대한 실수 컴포넌트들의 값들에 대한 것이고; 하나는 고조파 주파수에 대한 허수 컴포넌트들의 값들에 대한 것임)을 도시한다.

[000231] 도 15는 심혈관 모델에 대응하는 개략적 전기 회로(1500)이다.

[000232] 도 16은 피험자의 심장 SV들에 대한 동맥 펄스 트레인들 및 시간 대응; 및 델타 함수들을 도시한다.

[000233] 도 17은 캘리브레이션의 단계들을 도시하는 흐름도이다.

[000234] 도 18은 추적의 단계들을 도시하는 흐름도이다.

[000235] 도 19는 일회박출량 추정을 도시하는 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0246] [000236] 실시예들의 상세한 설명

[0247] [000237] 도 1은 제1 실시예의 시스템(100) 및 피험자의 팔(101)과의 그의 구조적 상호관계를 도시한다. 시스템(100)은 PCM(103), 커프(110) 및 추적 트랜스듀서(102)를 포함한다.

[0248] [000238] 추적 트랜스듀서(102)는 PPG 트랜스듀서를 포함하고 피험자의 손가락(106) 상에 장착된다. 케이블(107)은 추적 트랜스듀서(102)를 PCM(103)에 연결한다. 커프(110)는 피험자의 팔 주위에 장착된다. 2개의 튜브들(109)은 커프(110)를 PCM(103)에 연결한다. 커프(110), 튜브들(109) 및 PCM(103)은 오실로메트릭 커프 기반 혈압계를 포함한다. 바람직하게는, 추적 트랜스듀서(102)는 커프(110)에 의해 혈류가 차단되지 않는 피험자

의 구역 이룰테면, 커프 맞은편의 손가락으로부터 신호들을 획득한다.

[0249] [000239] PCM(103)은 디스플레이(104) 및 사용자 제어들(108)을 포함한다.

[0250] [000240] 디스플레이(104)는 바람직하게는, 시간(104)에 대한 바이오메트릭 데이터의 그래픽 표현을 디스플레이할 수 있다. 도 1에 도시된 바와 같이 시간에 대한 바이오메트릭 데이터는 동맥 혈압을 포함할 수 있다. 디스플레이(104)는 바람직하게는, 바이오메트릭 데이터의 시간 평균들을 표현하는 수치 데이터(105)를 디스플레이할 수 있다. 도 1에 도시된 바와 같은 수치 데이터(105)는 HR(Heart Rate), Ps, Pd, MAP 및 SVV를 포함할 수 있다.

[0251] [000241] 제어들(108)은 바람직하게는, 시간에 대한 상이한 바이오메트릭 데이터(이를테면, ECG 및/또는 압력 파)를 그래픽으로 디스플레이하고, 그래픽 디스플레이의 시간 스케일을 변경하고, 시간 평균화된 수치 데이터(105)를 획득하는 데 사용되는 동맥 펄스들의 시간 또는 수를 변경하도록, 사용자가 PCM(103)을 프로그래밍하는 것을 가능하게 한다. 제어들(108)은 또한 순차적인 캘리브레이션들 사이의 시간 지연들을 제어하거나, 또는 즉각적인 캘리브레이션을 활성화하는 데 사용될 수 있다.

[0252] [000242] PCM(103), 튜브들(109) 및 커프(110)는 Ps, Pd 및 MAP가 추정될 수 있는 압력 변동들의 측정을 가능하게 한다. Ps의 측정은 통상적으로, 커프가 수축되거나 팽창함에 따라 Pd의 측정 이전 또는 이후 수 초 내지 1 분 미만 안에 발생한다. 바람직하게는, PCM(103)은 커프 기반 측정들로부터 MAP에 대한 값, Ps에 대한 값 및 Pd에 대한 값을 결정하도록 프로그래밍된다.

[0253] [000243] PCM(103)은 IntelTM 17 프로세서와 같은 적어도 하나의 수치 프로세서를 포함한다. 바람직하게는, 이러한 적어도 하나의 프로세서는 커프(110) 및 추적 트랜스듀서(102)에 의해 변환된 데이터에 대해 수학적 알고리즘들을 실행한다. 바람직하게는, 이러한 적어도 하나의 프로세서는 추적 트랜스듀서(102) 및 커프(110)에 의해 변환된 데이터로부터, 디스플레이(104)에 도시된 바와 같은 HR, Ps, Pd, MAP 및 SVV 수치 값들 및 동맥 혈압 파 중 하나 이상을 결정한다.

[0254] [000244] 도 2는 시스템(200)의 물리적 컴포넌트들 및 피험자의 팔(101)을 도시한다. 시스템(200)은 하드웨어 조립체(201) 및 PCM(103)을 포함한다.

[0255] [000245] 하드웨어 조립체(201)는 PCM(103)의 인클로저와 별개의 인클로저를 포함한다. 케이블(107)은 추적 트랜스듀서(102)를 PCM(103)에 연결한다. 대안적으로, 케이블(107)은 브랜치(branch)를 포함할 수 있으며, 이 브랜치는 하드웨어 조립체(201)에 연결되는 브랜치로부터의 일 측 및 PCM(103)에 연결되는 브랜치로부터 다른 측을 갖는다. 튜브(109)는 커프(110)를 하드웨어 조립체(201)에 연결한다. 2개의 튜브들(203)은 하드웨어 조립체(201)를 PCM(103)에 연결한다. 이들 튜브들은 커프(110)와 PCM(103) 사이에서 압력을 통신한다. 대안적으로, 튜브들(109)은 압력을 하드웨어 조립체(201) 및 PCM(103) 둘 모두에 직접 통신하기 위한 브랜치들을 포함할 수 있다.

[0256] [000246] 전기 연결(202)은 하드웨어 조립체(201)를 PCM(103)에 연결한다. 전기 연결(202)은 하드웨어 조립체(201)와 PCM(103) 사이에서 단방향성(PCM(103)으로부터 하드웨어 조립체(201)로) 또는 양방향성 통신을 제공한다.

[0257] [000247] PCM(103)으로부터 하드웨어 조립체(201)로의 단방향 통신의 경우에, 하드웨어 조립체(201)는 PCM(103) 캘리브레이션 센서 값들(이를테면, 커프(110)로부터의 데이터로부터 결정된 값들) 및 선택적으로 추적 센서 값들(이를테면, 추적 트랜스듀서들에 의해 생성된 값들)을 수신하고 선택적으로 전기 연결(204)을 사용하여 추정된 압력 파를 PCM에 통신한다. 와이어들(204)은 아날로그 연결을 위한 4개의 와이어들을 포함한다. 와이어들(204)은 예컨대, 디스플레이될 동맥 혈압 값들을 PCM(103)에 제공한다.

[0258] [000248] 하드웨어 조립체(201)와 PCM(103) 사이의 양방향성 통신의 경우에, 전기 연결(202)은 또한 데이터를 PCM(103)에 전송할 수 있다. 전기 연결(202)은 PCM(103) 상의 디스플레이를 위해 캘리브레이션 센서(커프(110)) 및 추적 트랜스듀서(102)로부터 유도된 데이터 중 임의의 하나 이상을 PCM(103)에 전송할 수 있다. 임의의 특정 PCM 모델에 의해 요구되는 데이터 포맷들과 같은 원하는 출력 데이터 포맷들로 데이터를 변환하기 위한 PCM 인터페이스들의 설계는 잘 알려져 있다. 임의의 특정 PCM에 대해 요구되는 특정 데이터 포맷은 임의의 특정 PCM 제조자에 독점적일 수 있다. 그러나, 인터페이스의 독점적 포맷, 프로그래밍 또는 설계를 감안하면, 전기 연결(202)을 통한 이러한 통신들은 완전히 당업자의 능력 및 일상적인 엔지니어링 및 프로그래밍의 문제 내에 있다.

- [0259] [000249] 하드웨어 조립체(201)로부터 PCM(103)으로 전달된 데이터는 시간 의존적 트레이스들 및 수치 데이터를 포함하여, PCM(103)에 의한 디스플레이를 위한 임의의 값을 포함할 수 있다. PCM 또는 하드웨어 조립체(201) 앞에 있는 사람에 대한 경고와 관련하여, 경고들은 피험자의 바이오메트릭 조건들 또는 바이오메트릭 데이터가 신뢰할 수 없다는 결정들에 기초할 수 있다. 예컨대, 하드웨어 조립체(201) 또는 PCM(103)은 바이오메트릭 데이터가 비신뢰성을 표시할 때를 결정하는 신뢰성 알고리즘을 적용할 수 있다. 예컨대, 비신뢰성은, 추적 센서의 출력 신호의 낮은 신호 대 잡음 비; 순차적인 심장 시간 기간들로부터 유도된 데이터의 비교적 큰 변화들; (예컨대, 수치 근사 알고리즘의 수렴의 결여로 인한) 동맥 펄스와 그의 모델의 매칭의 장애에 의해 표시될 수 있다. 예컨대, 경고들은 사운드 또는 시각적 표시기, 및 선택적으로 경고에 대한 특정 이유의 사운드 또는 시각적 표시를 포함할 수 있다.
- [0260] [000250] 도 2의 PCM(103)은 도 1의 PCM(103)과 유사하지만, PCM(103)으로부터 하드웨어 조립체(201)로 데이터를 통신하기 위해 라인(202)에 연결된 포트를 또한 포함한다. 이 포트는 캘리브레이션 센서 값들을 판독하고 선택적으로 PCM으로부터 센서 값들을 또한 추적하는 데 사용된다. 다른 실시예에서, 이 연결은 와이어(202)를 통해 하드웨어 조립체(201)로부터 PCM(103)으로 추정된 BPV 값들, BPV 트레이스 값들 및 정보들의 통신을 가능하게 한다.
- [0261] [000251] 하드웨어 조립체(201)는 커프(110) 및 추적 트랜스듀서(102)로부터 자신이 수신한 신호들, 및 선택적으로 PCM(103)으로부터 자신이 수신된 신호들을 프로세싱하여 피험자에 대한 동맥 혈압을 표현하는 디지털 신호를 생성한다.
- [0262] [000252] 대안적으로, 무선 송신기들은 제1 및 제2 구조적 실시예들에 대해 위에서 설명된 와이어들을 대체할 수 있다.
- [0263] [000253] 대안적으로, 완전한 혈압계(커프를 가압 및 수축시키는 수단을 포함함)는 제1 및 제2 구조적 실시예들에 대해 위에서 설명된 커프(110)를 대체할 수 있고, 유선 또는 무선 송신기들 및/또는 트랜시버들은 이러한 완전한 혈압계를 PCM(103) 또는 PCM(103) 및 하드웨어 조립체(201)에 커플링할 수 있다. 이 대안에서, PCM(103) 및 하드웨어 조립체(201)의 혈압계의 엘리먼트들은 요구되지 않는다.
- [0264] [000254] 제1 및 제2 구조적 실시예들에서, 바람직하게는, PCM(103)은 혈압계의 압력 구동 엘리먼트들을 포함한다.
- [0265] [000255] 도 3은 시스템(300)의 물리적 컴포넌트들 및 피험자의 팔(101)을 도시한다. 시스템(300)은 하드웨어 조립체(201), PCM(103) 및 외부 디스플레이(302)를 포함한다.
- [0266] [000256] 도 3은 하드웨어 조립체(201)에 대한 외부 디스플레이(302)의 연결(301)을 도시한다. 외부 디스플레이(302)는 하드웨어 조립체(201)로부터의 BPV 데이터를 디스플레이할 수 있다. 추적 트랜스듀서(102)는 하드웨어 조립체(201), PCM(103) 또는 둘 모두에 연결될 수 있다.
- [0267] [000257] 도 4는 발광 다이오드들(401 및 402); 광검출기 PIN 다이오드(403), 케이블(107) 내의 와이어들(405 내지 410), 및 인증 디바이스(411)를 포함하는 추적 트랜스듀서(102)의 전기 컴포넌트들의 개략도이다. 이러한 종류의 추적 트랜스듀서는 피험자 기관 상에 장착될 때 그 기관의 부분에서의 광 흡수의 변화들을 검출할 수 있는 하나 이상의 광 감지 디바이스들과 하나 이상의 발광 디바이스들의 결합을 포함한다. 트랜스듀서(102)는 광 소스 및 동맥 혈압에 대응하는 박동 컴포넌트를 구별할 수 있는 검출기를 포함한다. 신호의 DC 컴포넌트는 피부 조직의 대량 흡수에 기인하는 반면, AC 컴포넌트는 심장 주기에 대응하는 압력에 의해 야기되는, 그것이 배치된 신체 기관의 혈액량의 변동에 직접적으로 기인한다. 통상적으로 2개의 광 소스들은 발광 다이오드들(401 및 402)이다. LED(401)는 940nm의 파장을 갖는 적외선을 방출하고, LED(402)는 660nm의 파장을 갖는 적색 광을 방출한다. 이들 파장들은 통상적인 값이고, 때때로 또한 사용되는 녹색 광을 포함하여 적외선 및 가시 구역들의 다른 파장들이 사용될 수 있다. 트랜스듀서는 또한 광검출기 PIN 다이오드(403)를 포함한다. 추적 트랜스듀서는 선택적으로 또한, 트랜스듀서에 고유한 ID를 제공하는 인증 디바이스(411)를 포함한다. 이러한 어레이 인지먼트(arrangement)는 조립체(201) 내의 적절한 제공과 함께, 사전에 다른 피험자에 대해 사용되었던 트랜스듀서가 피험자에게 장착되는 것을 방지할 것이다. 선택적 인증 디바이스(411)는, 고유한 ID로 프로그래밍되고 Maxim Semiconductors에 의한 DS28E05와 같은 단일 접촉 단일 와이어 인터페이스(single contact one wire interface)를 갖는 집적 회로 ROM을 포함한다.
- [0268] [000258] 추적 트랜스듀서(102)는 케이블(107)을 통해 적합한 인터페이스에 연결된다. 케이블(107)은 통상적으로 4개 또는 6개의 와이어들을 포함한다. 광 소스들을 위한 한 쌍의 와이어들(405, 406), 광검출기를 위한 한

쌍의 와이어들(407, 408) 및 선택적으로 인증 디바이스를 위한 한 쌍의 와이어들(409,410)이 존재한다.

- [0269] [000259] 도 5는 압력 센서(501); 추적 트랜스듀서 프론트 엔드(502); 프로세싱 시스템(503); 디지털-아날로그(D/A) 변환기(505); PCM에 대한 인터페이스(504); 및 디스플레이 인터페이스(506)를 포함하는 하드웨어 조립체(201)를 도시한다. 이러한 모든 회로 블록들은 디지털 버스(507)를 통해 상호 연결된다.
- [0270] [000260] 회로 블록들: 압력 센서(501); 추적 트랜스듀서 프론트 엔드(502); 디스플레이 인터페이스(506); 및 D/A 변환기(505)는 선택적이다. 압력 센서(501)는 커프(110)에 제공된 공기 압력을 감지한다. PPG 프론트 엔드(502)는 추적 트랜스듀서(102)와 인터페이스하고 프로세싱 시스템(503)에 대한 인터페이스를 제공한다. 프로세싱 시스템(503)은 실시간 BPV 및/또는 SVV 추정 알고리즘들을 실행할 수 있다. 프로세싱 시스템(503)은 BPV 및/또는 SVV 데이터를, 인터페이스 회로(504); D/A 변환기(505); 및 디스플레이 인터페이스(506) 중 하나 이상에 통신할 수 있다.
- [0271] [000261] 실시예들에서, 인터페이스 회로(504)는 PCM(103)에 의해 제공된 캘리브레이션 데이터 및 선택적으로, 또한, 추적 트랜스듀서(102)에 의해 PCM(103)에 전송된 데이터를 판독한다. 실시예들에서, 추적 트랜스듀서는 조립체(201)와 직접 인터페이스하고, PCM에 대한 인터페이스(504)는 캘리브레이션 데이터를 판독하기 위해 PCM(103)과 인터페이스한다. 실시예들에서, PCM에 대한 인터페이스(504)는 추정된 압력 값들을 PCM(103)에 전송한다. 일 실시예에서, 이 데이터는 D/A 변환기(505)를 사용하여 아날로그 형태로 PCM(103)에 전송된다. 실시예들에서, 인터페이스 회로(504)는 BPV 및/또는 SVV 데이터를 PCM(103)과 호환 가능한 형태로 변환하고, 공식적으로 호환 가능한 데이터를 와이어(202)를 통해 PCM(103)에 송신한다. 인터페이스 회로(304)는 송신 직렬 RS232 연결, USB, 이더넷(LAN), 또는 PCM(103)이 BPV 및 SVV 데이터를 수신할 수 있는 임의의 다른 데이터 포맷을 위해 데이터를 포맷할 수 있다.
- [0272] [000262] 하드웨어 조립체(201)와 PCM(103) 사이의 양방향성 통신의 경우에, 인터페이스(504)는 또한 데이터를 PCM(103)에 전송할 수 있다. 인터페이스(504)는 PCM(103) 상의 디스플레이를 위해 캘리브레이션 센서(커프(110)) 및 추적 트랜스듀서(102)로부터 유도된 데이터 중 임의의 하나 이상을 PCM(103)에 전송할 수 있다. 임의의 특정 PCM 모델에 의해 요구되는 데이터 포맷들과 같은 원하는 출력 데이터 포맷들로 데이터를 변환하기 위한 인터페이스들의 PCM 설계는 잘 알려져 있다. 임의의 특정 PCM에 대해 요구되는 특정 데이터 포맷은 임의의 특정 PCM 제조자에 독점적일 수 있다. 그러나, 인터페이스의 독점적 포맷, 프로그래밍 또는 설계를 감안하면, 이러한 인터페이스(504)는 완전히 당업자의 능력 및 일상적인 엔지니어링 및 프로그래밍의 문제 내에 있다.
- [0273] [000263] 도 6은 추적 트랜스듀서 인터페이스 회로(502)를 도시한다. 추적 트랜스듀서가 추적 트랜스듀서 인터페이스와 연결될 때, 이들은 함께, 피험자 조직에서 혈액의 관류를 모니터링하는 데 통상적으로 사용되는 광혈류 측정 센서(photoplethysmographic sensor)의 기능을 제공한다.
- [0274] [000264] 추적 트랜스듀서 인터페이스 회로(502)는 트랜스임피던스 증폭기(601); 필터 회로(602); 아날로그-디지털(A/D) 변환기(603); LED 드라이버(604); 전류 제어 D/A 변환기(605); 및 디지털 인터페이스 회로(606)를 포함한다.
- [0275] [000265] LED 드라이버(604)는 전류 펄스를 LED들로 드라이빙한다. 이들 펄스들의 전류는 전류 제어 DAC(605)에 의해 제어되며, 이 전류 제어 DAC는 차례로 디지털 인터페이스 회로(606)에 의해 제어된다. 광검출기(403)로부터의 신호는 트랜스임피던스 증폭기(601)에 의해 증폭되고, 필터 회로(602)에 의해 필터링되고 A/D 디지털 변환기(603)에 의해 샘플링된다. 603으로부터의 신호는 디지털 인터페이스 회로(606)에 연결된다. 디지털 인터페이스 회로(606)는 버스(507)를 통해 프로세서에 연결된다. 케이블(107)이 브랜치를 포함하며, 이 브랜치로부터의 일 측은 하드웨어 조립체(201)에 연결되고 브랜치로부터의 다른 측은 PCM(103)에 연결되는 경우에, LED 드라이버(604) 및 전류 제어 D/A 변환기(605)는 필요하지 않으며 구현되지 않을 수 있다.
- [0276] [000266] 결합된 전기 모델
- [0277] [000267] 도 8은 심혈관 시스템 전기 모델(804) 및 센서 시스템 모델(805)을 포함하는 결합된 전기 모델(800)을 도시한다.
- [0278] [000268] 심혈관 시스템 전기 모델(804)은 전류 소스(801); 부하(802); 2-포트 네트워크(803); 전류 소스(801)의 출력과 부하(802) 및 2-포트 네트워크(803) 둘 모두의 입력 사이의 등전위 전위 연결(807)을 포함한다.
- [0279] [000269] 센서 시스템 모델(805)은 다른 2-포트 네트워크를 정의한다. 센서 시스템 모델(805)은 2-포트 네트워크(803)의 출력과 등전위를 갖는 입력을 갖는다. 엘리먼트들(801; 802; 803; 및 805)의 모든 기준 단자들은 공

통 접지에 레퍼런스된다.

[000270] 센서 시스템 모델(805)의 출력(806)은 결합된 전기 모델(800)의 출력이다.

[000271] 결합된 전기 모델(800)의 주파수 도메인 출력 신호는 다음에 의해 정의된다:

$$(28) \quad Y(w) = N * X_h(w) * Z_l(w, MAP) * H_x(w) * H_s(w), \text{ 여기서:}$$

[000272] w 는 주파수를 표현하고;

[000273] N 은 실수이고;

[000274] $X_h(w)$ 는 전류 소스(801)에 의해 생성된 전류를 표현한다.

[000275] $Z_l(w, MAP)$ 은 부하(802)의 입력 임피던스를 표현한다.

[000276] $H_x(w)$ 는 무한 입력 임피던스를 갖는 2-포트(803)의 전달 함수를 표현한다.

[000277] $H_s(w)$ 는 2-포트(805)의 전달 함수를 표현한다.

[000278] X_h 는 심장의 펌핑을 모델링한다. Z_l 은 주요 동맥들의 임피던스를 모델링하고; H_x 는 압력 측정 위치의 동맥 혈압으로의 심장 근처의 동맥 혈압 출력의 전달을 모델링하고; H_s 는 측정 위치의 동맥 혈압으로부터 추적 센서 출력 신호로의 변화를 모델링한다.

[000279] 에스테리스크(*)는 곱셈을 표현하고; w 는 주파수를 표현하고; MAP 는 위에서 정의되었다. 모델은 Z_l 이 유일한 MAP 종속 함수라고 가정한다.

[000280]

[000281] $MODEL1(w)$ 이 $MODEL1$ 의 주파수 도메인 출력 신호인 경우:

$$(29) \quad MODEL1(w) = \frac{1}{X_h(0) * Z_l(0) * H_x(0) * H_s(0)} * X_h(w) * Z_l(w) * H_x(w) * H_s(w), \text{ 여기서:}$$

[000282] $MODEL1$ 은 본원의 위에서 제1 정규화 및 피팅 방법에서 설명된 바와 같이 결합된 전기 모델로부터의 출력 신호를 표현한다.

[000283] $MODEL2(w)$ 가 $MODEL2$ 의 주파수 도메인 출력 신호인 경우:

$$(30) \quad MODEL2(w) = \frac{1}{|X_h(w1) * Z_l(w1) * H_x(w1) * H_s(w1)|} * X_h(w) * Z_l(w) * H_x(w) * H_s(w), \text{ 여기서:}$$

[000284] $X_h(w)$ 는 도 8의 심장 함수(801)이고;

[000285] $w1$ 은 모델링된 동맥 펄스의 제1 고조파의 주파수이고;

[000286] $Z_l(w)$ 은 도 8에서 부하(802)에 의해 표현되는 심장 부하 임피던스이고;

[000287] $H_x(w)$ 는 심장-손가락 끝 전달 함수이고; 그리고

[000288] $H_s(w)$ 는 추적 센서 프론트 엔드의 전달 함수이다.

[000289] $X_h(w)$ 에 대한 하나의 옵션은 다음과 같다:

$$(31) \quad X_h(w) = \mathcal{F} \left(e^{(\Gamma * t)} * \left(1 + \frac{t}{FT} \right) * t \right)$$

[000290] 이 방정식에서, Γ 및 FT 는 모델 파라미터들이고, $\mathcal{F}$ 는 DFT(Discrete Fourier Transform)을 표현한다.

[000291] 본 발명자는 3.0 내지 9.0의 고정된 Γ 값, 바람직하게는 6.154과 동일한 Γ 가 BPV를 추적하는 데 충분하다는 것을 발견했다.

[0306] [000292] FT는 모델 파라미터들 중 하나이다.

[0307] [000293] 실시예들에서, 심장 함수는 1인데 즉: $X_h(w) = 1$ 이며, 이는 디랙 델타 함수의 푸리에 변환을 표현한다.

[0308] [000294] 실시예들에서, $X_h(w)$ 는 삼각파의 푸리에 변환이고:

$$X_h(w) = \mathcal{F} \begin{cases} 0 < t \leq \frac{1}{\alpha} \text{에 대해, } 1 - \alpha t \\ \text{그렇지 않으면, } 0 \end{cases}$$

[0309] (32)

[0310] [000295] α 는 모델 파라미터이다. 실시예들에서, α 에 대한 값은 캘리브레이션 동안 결정된다. 실시예들에서, α 에 대한 값은 추적 동안 결정된다.

[0311] [000296]

[0312] [000297] H_s 는 도 8의 2-포트 네트워크(805)의 전달 함수이다. 2-포트 네트워크(805)는 유한 지속기간 출력을 제공하는 저역 통과 필터(FIR 필터) 및 임의의 유한 시간에서 응답이 0이 되지 않는 고역 통과 필터(HR 필터)를 포함할 수 있다.

[0313] [000298] 도 9는 도 8의 부하(802)의 일 실시예의 전기 개략도를 도시한다.

[0314] [000299] 부하(802)는 저항기(902), 인덕터(903), 커패시터(904) 및 저항기(905)를 포함한다. 저항기들(902, 904)은 공통 접지에 레퍼런스되고, 저항기(902) 및 인덕터(903)는 등전위 전위 연결(807)에 연결된다. 커패시터(904)의 값은 커패시턴스가 MAP에 의존하고 1/MAP에 따라 변동되는 심혈관 모델에 대응한다.

[0315] [000300] 도 9의 개략도에 대해:

$$Z_1(w) = \frac{S^2 + \frac{w_0(MAP)}{Q} * S + w_0^2(MAP)}{S^2 + w_0^2(MAP) * \tau * S + w_0^2(MAP)} e^{S * T_s} \quad (33)$$

이며, 여기서

[0317] [000301] $S = j\omega$;

[0318] [000302] 그리고, w_0 , Q 및 τ 는 모델 파라미터들이며;

[0319] [000303] T_s 는 대응하는 심장 주기가 시작되는 결정된 시간과 수축기가 시작될 때 사이의 시간 차이를 표현하는 파라미터이고, w_0 는 제로 주파수이다.

[0320] [000304] 다른 실시예에서, Z_1 은 다음과 같이 정의된다:

$$Z_1(w) = \frac{S^2 + \frac{w_{01}(MAP)}{Q} * S + w_{01}^2(MAP)}{S^2 + w_{02}^2(MAP) * \tau * S + w_{02}^2(MAP)} e^{S * T_s} \quad (34)$$

, 여기서:

[0323] [000305] w_{01} , w_{02} , Q , τ 및 T_s 는 피팅에 의해 결정되는 모델 파라미터들이다.

[0324] [000306] 도 10은 도 8의 부하(802)의 대안적인 실시예의 전기 개략도를 도시한다. 도 10에서, 부하(802)는 송신 라인(1001) 및 종단(1002)을 포함한다. 종단(1002)은 송신 라인(1001)에 걸쳐 병렬인 커패시터(1003) 및 저항기(1003)를 포함한다.

[0325] [000307] 부하(802)에 대한 입력 임피던스는 다음과 같다:

$$Z_l = Z_0 \frac{Z_t + j * Z_0 \tan(\beta L)}{Z_0 + j * Z_t * \tan(\beta L)} \quad (35)$$

여기서:

- [0328] [000308] Z_0 는 MAP의 함수이고;
- [0329] [000309] Z_t 는 송신 라인(1001)에 걸쳐 병렬인 커패시터(1003) 및 저항기(1003)에 의해 정의된 종단 임피던스이고;
- [0330] [000310] β 는 w 및 MAP의 함수이며; 그리고
- [0331] [000311] L 은 송신 라인(1001)의 길이이다.
- [0332] [000312] 실시예들에서, Z_0 는 $\sqrt{\text{MAP}}$ 에 비례한다.
- [0333] [000313] 실시예들에서, β 는 $w \cdot \sqrt{\text{MAP}}$ 에 비례한다.
- [0334] [000314] 실시예들에서, 커패시터(103)의 커패시턴스는 $1/\text{MAP}$ 에 비례한다.
- [0335] [000315] 도 11은 도 8의 2-포트 네트워크(803)의 일 실시예를 표현하는 2-포트 네트워크(1100)의 개략도를 도시한다. 2-포트 네트워크(1100)는 입력(1103) 및 출력(1104)을 포함하고, 각각은 2개의 단자들, 송신 라인(1101) 및 종단(1102)을 포함한다. V_1 및 V_2 는 각각 입력 및 출력의 전압들을 표현한다.
- [0336] [000316] 도 11의 전달 함수는 $H_x(w)$ 의 일 실시예이다. 이 전달 함수는 다음과 같다:

[0337] (36)
$$H_x(w) = \frac{V_2(w)}{V_1(w)} = \frac{1 + \Gamma}{e^{j \cdot w \cdot t_d} + \Gamma \cdot e^{-j \cdot w \cdot t_d}}, \text{ 여기서}$$

- [0338] [000317] t_d , Γ 는 상수들이다.
- [0339] [000318] 도 12는 파형(1201), 시간(1202), 동맥 펄스(1203) 및 파형(1201)의 파형 세그먼트(1204)를 도시한다. 도 12는 5개의 동맥 펄스들의 시퀀스에 걸친 파형 세그먼트(1204)를 도시한다. 파형 세그먼트(1204)의 모든 동맥 펄스들은 시간(1202)에 대해 시간적으로 비교적 근접하다. 파형 세그먼트(1204)는 시스템들(100, 200, 300)이 캘리브레이션을 위해 추적 데이터를 사용할 수 있는 시간 기간을 예시한다. 파형 세그먼트(1204)에 도시된 5개의 동맥 펄스들은 단지 예시를 위한 것이다. 적어도 하나의 동맥 펄스에 대한 추적 데이터가 사용되는 한, 추적 데이터로부터 더 많거나 더 적은 동맥 펄스들이 사용될 수 있다. 파형(1201)은 추적 트랜스듀서 파형 세그먼트(1204)로부터의 데이터가 복수의 동맥 펄스들을 포함하는 세그먼트를 보여준다는 것을 표현한다. 파형(1201)은, 추적 센서에 의해 모니터링되는 피험자 신체의 위치에서의 동맥 혈압 변화들에 대응하고 심장 주기들의 기간들에 또한 대응하는 세미 반복적(semi repetitive) 동맥 펄스들을 도시한다. 각각의 동맥 펄스는 중박 노치에 대응하는 최소치에 의해 분리된 두 개의 최대치들을 도시하며, 제1 최대치는 제2 최대치보다 높다. 파형(1201)은 본 발명을 예시하기 위한 것이며 따라서 비교적 동일한 동맥 펄스들을 도시한다. 실제 동맥 혈압 파형들은 통상적으로 서로로부터 실질적으로 변동되는 심장 펄스 기간들 및 진폭들을 갖는다.
- [0340] [000319] 바람직하게는, 시간적으로 시간(1202)에 따라 중첩되는 동맥 펄스를 비롯하여, 캘리브레이션에 사용된 추적 데이터로부터의 동맥 펄스들은, 10분의 시간(1202) 내에, 보다 바람직하게는 1분의 시간(1202) 내에, 보다 바람직하게는 20초의 시간(1202) 내에, 가장 바람직하게는 10초의 시간(1202) 내에 발생한다.
- [0341] [000320] 시간(1202)은, 캘리브레이션 센서가 캘리브레이션 값들 P_s , P_d 또는 MAP 값들을 결정한 시간인 것으로 PCM(103) 또는 하드웨어 조립체(201)가 결정한 시간(1202)을 식별한다. 실시예들에서, 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 센서가 P_s , P_d 또는 MAP를 결정하는 데 사용된 데이터를 획득한 시간을 결정하고, 그 시간에 가장 근접한 추적 데이터의 동맥 펄스를 식별한다. 예컨대, 펄스(1203)는 시간(1202)에 걸쳐있다. 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 프로세스에서 이 펄스(1203)로부터의 데이터를 사용한다. 다른 실시예들에서, 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 프로세스에서 펄스(1203) 및 다른 펄스들 이를테면, 인접 펄스들 또는 파형 세그먼트(1204)의 모든 펄스들에 대한 데이터를 사용한다.
- [0342] [000321] 일 실시예에서, 동맥 펄스(1203)는 PCM(103)에 의해 또는 압력 센서(501)에서 하나의 심장 주기 동안 가장 큰 압력 등락을 생성하는 것으로서 식별된다. 캘리브레이션 동안, 이 동맥 펄스 주파수 콘텐츠 및 캘리브레이션 값들은 모델을 트레이닝하고 측정된 신호와 가능한 한 근접하게 매칭되는 모델의 파라미터들을 찾는 데 사용된다.
- [0343] [000322] 혈압 측정에 사용되는 형태의 커프를 포함하는 실시예들에서, 프로세싱 시스템은 하나의 심장 주기 동

안 시간에 따른 압력의 변동이 가장 큰 시점을 결정할 수 있다. 프로세싱 시스템은 위에서 논의된 바와 같이, 캘리브레이션을 위해 이 시간에 근접한 추적 센서 데이터를 사용할 수 있다.

- [0344] [000323] 도 13은 피팅 전에 추적 데이터(측정) 및 모델 데이터 둘 모두에 대한 2개의 플롯들(하나는 고조파 주파수에 대한 실수 컴포넌트들의 값들에 대한 것이고; 하나는 고조파 주파수에 대한 허수 컴포넌트들의 값들에 대한 것임)을 도시한다.
- [0345] [000324] 도 13의 상위 플롯은 추적 데이터(측정) 및 모델 데이터에 대한, 고조파 주파수에 대해 실수 컴포넌트들의 값들을 도시한다. 도 13의 하위 플롯은 추적 데이터(측정) 및 모델 데이터에 대한, 고조파 주파수에 대한 허수 컴포넌트들의 값들을 도시한다. 도 13은 선택된 모델을 추적 데이터에 피팅하기 전의 데이터를 도시한다. 도 13은 x 축을 따라 고조파들을 도시한다. 이러한 고조파들의 주파수들은 정수를 심장 펄스 기간으로 나눈 것이다.
- [0346] [000325] 도 13은 모델에 대한, (기본 주파수에 값 1, 2 3을 곱한 것들에 대한) 고조파들 및 DC 컴포넌트에 대한 값들을 도시한다.
- [0347] [000326] 도 13은 (하나의 심장 시간 기간 동안 그리고 심장 시간 기간의 시간 지속기간 동안 획득된) 추적 데이터에 대한 2 및 3에서의 고조파들 및 기본 주파수에 대한 값들을 도시한다. 도 13은 추적 데이터에 대한 DC 값이 없고 추적 데이터의 DC 값이 프로세싱 시스템에 의해 사용되지 않음을 도시한다.
- [0348] [000327] 도 14는 피팅 이후의 추적 데이터(측정) 및 모델 데이터 둘 모두에 대한 2개의 플롯들(하나는 고조파 주파수에 대한 실수 컴포넌트들의 값들에 대한 것이고; 하나는 고조파 주파수에 대한 허수 컴포넌트들의 값들에 대한 것임)을 도시한다.
- [0349] [000328] 도 14는 추적 데이터(측정) 및 모델 데이터에 대한, 고조파 주파수에 대한 실수 컴포넌트들의 값들을 도시하는 상위 플롯을 갖는다. 도 14는 추적 데이터(측정) 및 모델 데이터에 대한, 고조파 주파수에 대한 허수 컴포넌트들의 값들을 도시하는 하위 플롯을 갖는다.
- [0350] [000329] 도 13 및 도 14는 동일한 펄스에 대한 그리고 이에 따라 동일한 주파수들을 갖는 고조파들에 대한 데이터를 도시한다. 도 14는 피팅 이후의 데이터를 도시한다. 도 14는, 모델 및 추적 데이터 둘 모두에 대한, 기본 주파수에 1배, 2배, 및 3배를 한 고조파들에 대한 값들, 및 모델의 DC 컴포넌트에 대한 값들을 도시한다. 도 14는 기본 주파수에 1배, 2배 및 3배를 한 추적 데이터 고조파들의 값들에 대한 베스트 핏(best fit)인 모델 데이터를 도시한다.
- [0351] [000330] 일부 실시예들에서, 캘리브레이션을 위한 피팅을 위해, w_0 , Q , τ , FT 및 T 는 베스트 핏을 획득하기 위해 변동되도록 허용된다.
- [0352] [000331] 일부 실시예들에서, 추적을 위해, τ 및 T 는 고정되고, w_0 , Q , τ , FT 는 베스트 핏을 획득하기 위해 변동되도록 허용된다. 이 경우에, τ 및 T_s 는 캘리브레이션 동안 결정된 τ 및 T_s 에 대한 값들의 함수들인 고정된 값들이다.
- [0353] [000332] 도 15는 심혈관 모델에 대응하는 개략적 전기 회로(1500)를 도시한다. 이 모델은 추적 동안 PP를 결정하기 위한 기초로서 사용될 수 있다. 도 15는 전류 소스(1501), 저항기(1502) 및 커패시터(1503) 및 접지(1504)를 포함하는 전기 회로(1500)를 도시한다. R 저항기(1502) 및 커패시터(1503)는 병렬이고 접지(1504)에 레퍼런스된다. 도 15는 단일 극을 갖는 함수인 주파수에 대한 응답(response versus frequency)을 갖는다. 저주파수들에서 심장의 기본 고조파까지, 심혈관 시스템은 단일 극 시스템으로서 간주될 수 있다.
- [0354] [000333] 전기 회로(1500)는 캘리브레이션 동안 τ_1 (본원의 아래에서 정의됨)를 결정하기 위해 프로세싱 시스템에 의해 사용될 수 있는 단순화된 단일 극 모델이다. 추적 동안, 프로세싱 시스템은 캘리브레이션으로부터 결정된 τ_1 , MAP 및 PP 및 추적 동안 추정된 MAP을 사용하여 추적 동안 PP를 계산할 수 있다.
- [0355] [000334] 전기 회로(1500)는,

$$\frac{H1}{H0} = \text{abs} \left(\frac{1}{(R * C * S) + 1} \right) \quad (37)$$

[0356] 의, DC 진폭($H0$)에 대한 제1 고조파($H1$)의 진폭의 비를 가지며, 여기서

[0357] [000335] R은 저항기(1502)의 저항이고;

[0358] [000336] C는 커패시터(1503)의 커패시턴스이고;

[0359] [000337] $S = j\omega$ 이며, 여기서 ω 는 각 주파수이다.

[0360] [000338] 대응하는 심혈관 모델에서, C는 $1/\text{MAP}$ 에 비례한다. 대응하는 심혈관 모델에서, $\text{PP}/\text{MAP} = (\text{H1}/\text{H0}) * K$ 이며, 여기서 K는 FSUB에 대한 공식에서 특정된 수이다. 결과적으로, 이 전기 모델은 대응하는 심혈관 모델에 대한 PP의 결정을 가능하게 한다.

[0361] [000339] MAP 및 PP 값들은 MAP1 및 PP1을 제공하기 위해 캘리브레이션 동안 결정된다. 이 값들을 사용하여, τ_1 는 다음과 같이 계산할 수 있다:

$$\tau_1 = \sqrt{\frac{K^2 * \left(\frac{\text{MAP1}}{\text{PP1}}\right)^2 - 1}{\omega_1^2}}$$

[0362] (38) 여기서,

[0363] (39) K는 위에서 정의된 상수이며;

$$\omega_1 = \frac{2 * \Pi}{\text{IBI}_1}$$

[0364] [000340] ; 및

[0365] [000341] IBI_1 은 다른 동맥 펄스의 심장 시간 기간이다.

[0366] [000342] PP2는 MAP2를 갖는 특정 동맥 펄스에 대한 PP의 추정이다.

$$\text{PP2} = \text{PP1} * \frac{\text{MAP2}}{\text{MAP1}} \sqrt{\frac{(\tau_1 * \omega_1)^2 + 1}{\left(\tau_1 * \frac{\text{MAP2}}{\text{MAP1}} * \omega_2\right)^2 + 1}}$$

[0367] (40)이며, 여기서:

[0368] [000343] MAP2는 위의 맵(map) 추적 방법에 따라 추정되며;

$$\omega_2 = \frac{2 * \Pi}{\text{IBI}_2}$$

[0369] [000344] ; 및

[0370] [000345] IBI_2 는 특정 동맥 펄스의 심장 시간 기간이다.

[0371] [000346] 도 15와 관련되지 않은 상이한 실시예들에서, 프로세싱 시스템은 다음의 관계를 가정하여 PP2를 계산할 수 있다:

$$\text{PP2} = \text{PP1} * \frac{\text{MAP2}}{\text{MAP1}}$$

[0372] (41)

[0373] [000348] 도 16은 피험자의 심장 SV들에 대한 동맥 펄스 트레인들 및 시간 대응; 및 델타 함수들을 도시한다.

[0374] [000349] 도 16은 트레이스들(1601, 1602) 및 델타 함수들(1603); 마커(1604); 및 시간 차이 deltaT (1605)를 도시한다.

[0375] [000350] 트레이스(1601)는 시간에 대한 결과적인 동맥 혈압을 도시한다. 트레이스(1602)는 시간에 대한 심장 혈류를 표현한다. 델타 함수들의 크기들(1603)은 각각의 확장기 페이즈의 종료와 동일한 시간들에서의 심장 일회박출량에 대한 값들을 표현한다. 마커(1604)는 프로세싱 시스템이 추적 센서 데이터로부터 심장 주기들의 시작인 것으로 결정하는 시간들을 식별한다. 마커 지점들(1604)은 캘리브레이션의 제4 단계: "추적 센서 데이터의 프로세싱"에서 앞서 설명된 바와 같은 특징적인 특징들로부터 식별될 수 있다. 시간 차이(1605)는 확장기 종료와 마커 포인트(1604) 사이의 시간 deltaT 를 식별한다.

[0376] [000351] 심혈관 시스템에 대한 관련 프로세싱

[0377] [000352] 프로세싱 시스템은 도 16에 도시된 데이터를 사용하여 심장 주기들의 시작 및 종료 시간들을 결정한다. 프로세싱 시스템은 위의 SV 추정의 논의에서 설명된 바와 같이 심장 주기들의 SV들 및 ΔT 에 대한 하나의 값을 결정하기 위해 심장 주기 시작 및 종료 시간들, 트레이스(1601) 및 특정 심혈관 모델을 사용한다.

[0378] [000353] 위에서 설명된 SV 추정 프로세스는 이 특정 심혈관 모델에 기초한다. 이 심혈관 모델은 시간에 대한 심장 혈류가 심장 함수 $x_h(t)$ 와의, 1603에 도시된 일련의 가변 진폭 델타 함수들의 컨볼루션(convolution)이라고 가정한다. 예컨대, $x_h(t)$ 는 방정식(31)의 푸리에 변환의 인수에 의해 정의될 수 있으며, 이는:

$$x_h(t) = e^{(\Gamma * t)} * \left(1 + \frac{t}{FT}\right) \quad (42)$$

[0379] 이다.

[0380] [000354] 시간에 대한 hbf(Heart Blood Flow)의 푸리에 변환은 다음과 같다:

$$HBF(w) = \sum_{i=0}^{N-1} X_h(w) * SV_i * e^{-S * t_i} \quad (43)$$

[0381] , 여기서:

[0382] [000355] $X_h(w)$ 는 방정식(31)으로부터 취해지고;

[0383] [000356] SV_i 는 $i = 0, \dots, N-1$ 일회박출량들의 일회박출량 SV이다.

[0384] [000357] $S = j * w$; 및

[0385] [000358] t_i 는 델타 함수들의 임펄스 i 의 인스턴스들이다.

[0386] [000359] 시간에 대한 동맥 혈압은 도 8의 부하(802); 2-포트 네트워크(803) 및 추적 센서(805)를 포함하는 대응하는 결합된 전기 모델의 임펄스 응답과의 hbf의 다른 컨볼루션일뿐이다.

[0387] [000360] 주파수 도메인에서, 이는 다음과 같이 방정식(29)으로 표현될 수 있다:

$$Y(w) = HBF(w) * H_{sys}(w) \quad (44)$$

[0388]

[0389] [000361] 여기서 $H_{sys}(w)$ 는 다음과 같이 정의된다:

$$H_{sys}(w) = Z_l(w) H_x(w) H_s(w) \quad (45)$$

[0391]

[0392] [000362] 그리고, 이에 따라 센서에 의해 측정된 바와 같은 신호 $Y(w)$ 의 스펙트럼에 일회박출량을 연결하는 방정식들은 다음과 같다:

$$Y(w) = e^{-S * \Delta t} * H_{sys}(w) \sum_{i=0}^{N-1} SV_i * e^{-S * t_i} \quad (46)$$

[0393]

[0394] [000363] $Y(w)$ 및 $H_{sys}(w)$ 는 둘 모두는, 미지의 SV의 길이와 동일한 길이를 갖는 일련의 값들, 바람직하게는, 복소수인 벡터들이며, 미지의 SV는 또한, 바람직하게는 실수인 값들의 리스트인 벡터이다. 따라서 방정식(46)은 다음과 같이 재작성될 수 있다:

$$\frac{Y(w)}{H_{sys}(w)} = e^{-S * \Delta T} \sum_{i=0}^{N-1} SV_i * e^{-S * t_i} \quad (47)$$

[0395]

[0396] [000364] 방정식(47)은 행렬 표기법에서 다음과 같을 수 있다:

$$[L][M][SV] = \frac{[Y]}{[Hsys]} = [R] \quad (48)$$

여기서, 다음이 정의되었다:

$$[R] = \frac{[Y]}{[Hsys]} \quad (49)$$

, 여기서 M은 행렬의 형태이고

$$[M] = \begin{bmatrix} e^{-j * t_1 * w_1} & e^{-j * t_2 * w_1} & e^{-j * t_3 * w_1} \\ e^{-j * t_1 * w_2} & e^{-j * t_2 * w_2} & e^{-j * t_3 * w_2} \\ e^{-j * t_1 * w_3} & e^{-j * t_2 * w_3} & e^{-j * t_3 * w_3} \end{bmatrix} \quad (50)$$

[000365] L은 시간 시프트를 표현하는 대각 행렬이고,

$$L = \text{diag}(e^{-j * \Delta t * w_1}, e^{-j * \Delta t * w_2}, e^{-j * \Delta t * w_3}, \dots)$$

[000367] SV는 실제 SV 값들의 어레이이고, Hsys는 방정식(45)에 정의된 바와 같으며, Y(w)는 출력에서의 측정된 신호이다.

[000368] 시스템 차원 N은 분석될 세그먼트 내의 동맥 펄스들의 수이다. 이는 또한, 분석을 수행할 주파수들의 수이다.

[000369] 그러나 N개의 복소수 방정식들 및 N + 1개의 실수의 미지수들이 있다. 이들은 N 차원 실벡터 SV 및 실수 값들 deltaT이다.

[000370] SV에 대한 연립 방정식을 풀기 위해, 최소화 알고리즘 예컨대 L-BFGS-B를 사용하여, 에러 함수:

$$\text{err} = \sum_{i=0}^{N-1} (\text{im}(SV_i))^2 \quad (51)$$

를 최소화하는 시간 시프트 deltaT를 찾음으로써 SV들의 제곱들의 합을 최소화하여 그의 허수 부분이 최소화되어야 하며, 여기서 SV_i는 SV에 대해 방정식(48)을 푼 결과이다.

[000371] 일 실시예에서, 방정식(48)에 대한 해법은 다음과 같다:

$$[SV] = [M]^{-1}[L]^{-1} \frac{[Y]}{[Hsys]} \quad (52)$$

[000372] 주파수 도메인 신호가 정수개의 동맥 펄스들을 갖는 아날로그 신호에 대해 DFT로부터 발생함에 따라, N개의 주파수들은 균등하게 걸쳐있게 될 것인데, $w[n+1] - w[n] = w[n] - w[n-1]$ 일 것이다.

[000373] 최상의 품질 추정을 위해, 해법을 위해 사용할 N개의 주파수들은 신호가 가장 강한 곳에 있어야 하고, 이는 분석된 세그먼트의 평균 심박수 주파수 주위에서 발생한다. 이 평균 주파수 주위의 N개의 주파수들이 요구되므로, 주파수들 $F = [HR/2, HR/2 + HR/N, HR/2 + 2 * HR/N, \dots, 3/2 * HR - HR/N]$ 또는 이 래스터로부터 몇개의 HR/N이 작은 시프트를 포함할 필요가 있다. 실제로, 주파수 래스터는 HR/4 내지 7/4*HR가 되도록 권고된다.

[000374] 분석은 미지의 SV를 풀기 위해 심혈관 시스템의 모델 [Hsys]를 사용하지만, 실제 결과들은 [Hsys]의 정확한 값들에 둔감하다는 것이 주의되어야 한다. 따라서, 이 모델의 값들에 대한 충분한 교육된 추측들조차도, SV의 양호한 품질 추정을 달성하기에 충분하다.

[000375] SV들 또는 혈압, 또는 이 둘 모두의 비들을 추정하기 위한 시스템은,

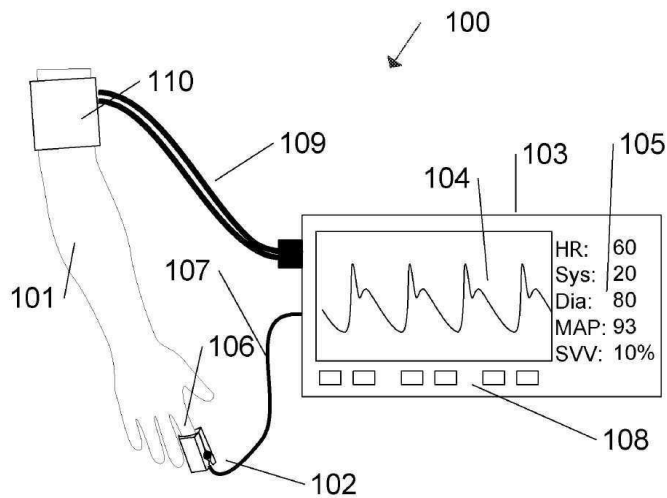
[000376] 프로세싱 유닛 및 메모리를 포함하는 프로세싱 시스템을 포함하고;

[000377] 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 센서로부터 캘리브레이션 센서 데이터를 수신하도록 설계되고;

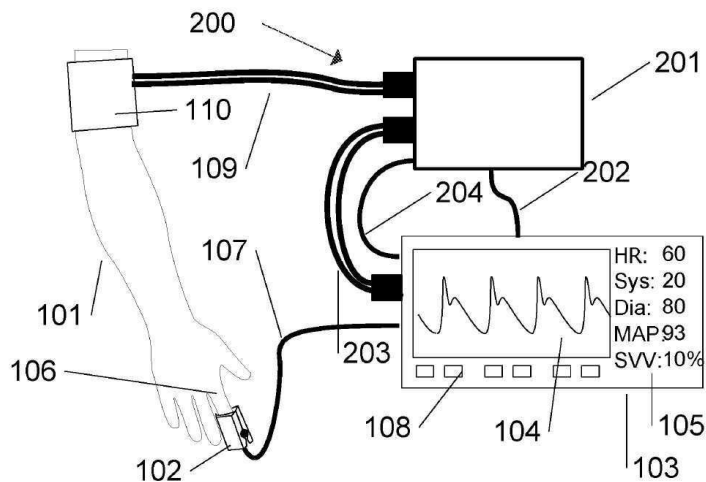
- [0415] [000378] 프로세싱 시스템은 추적 센서로부터 추적 센서 데이터를 수신하도록 설계되고;
- [0416] [000379] 프로세싱 시스템은 캘리브레이션 센서 데이터 및 추적 센서 데이터의 함수에 기초하여 정규화 값을 결정하도록 설계되고;
- [0417] [000380] 그리고
- [0418] [000381] 프로세싱 시스템은 추적 센서 데이터의 적어도 하나의 고조파 값을 정규화 값으로 나누도록 설계된다.

도면

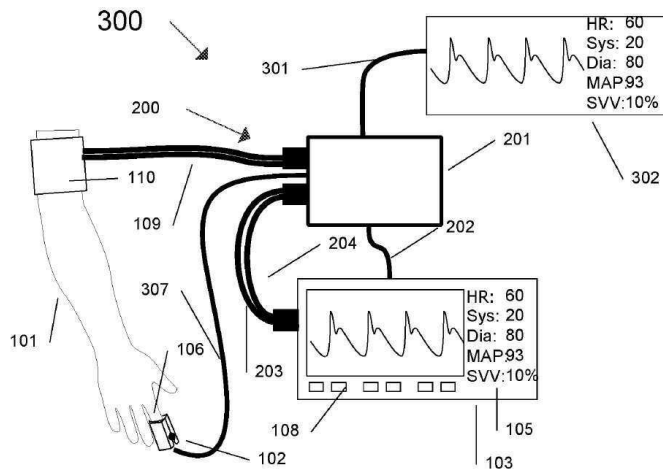
도면1



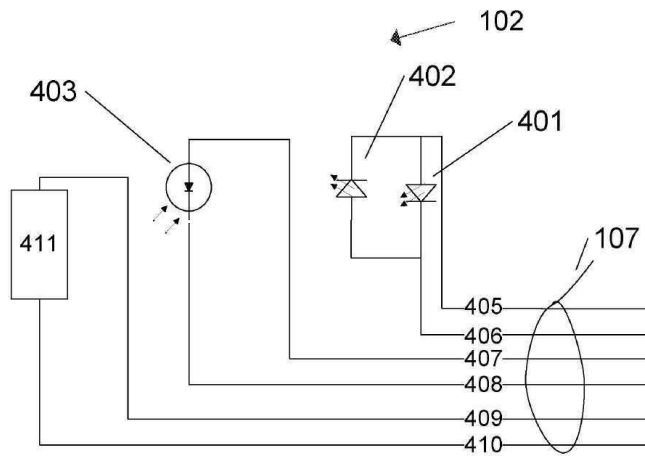
도면2



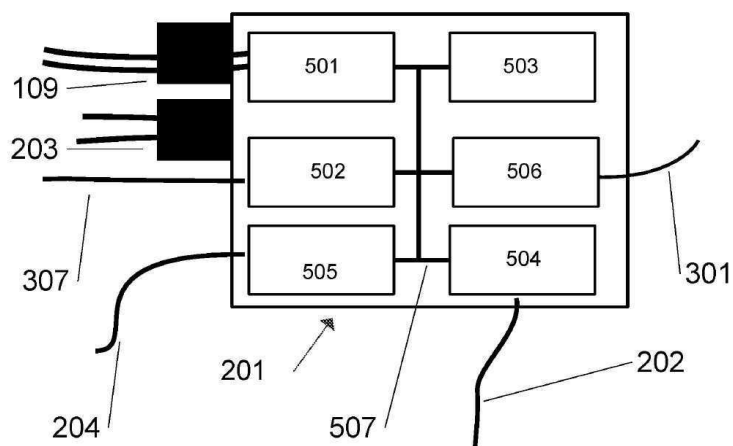
도면3



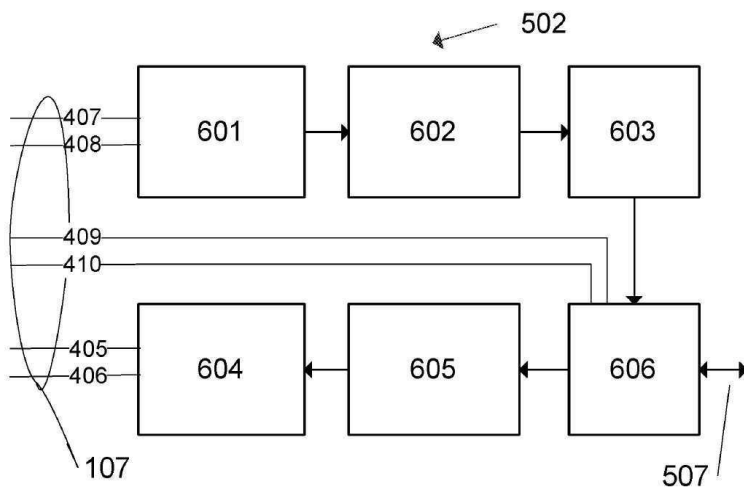
도면4



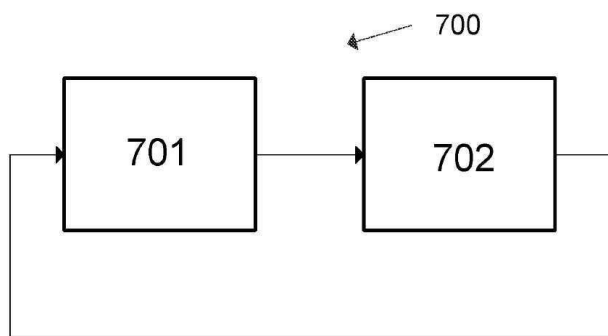
도면5



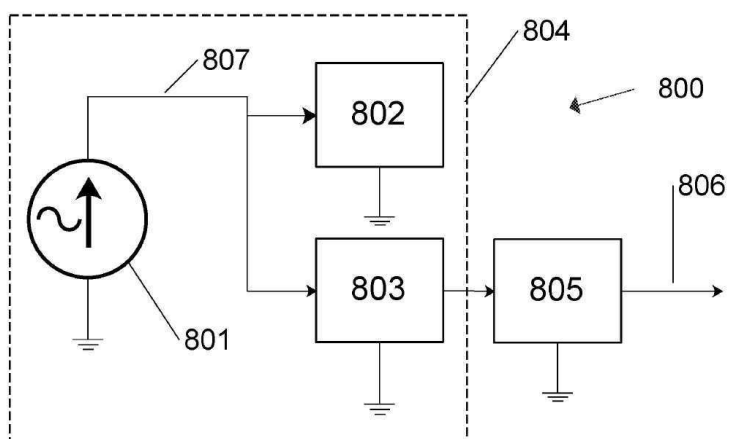
도면6



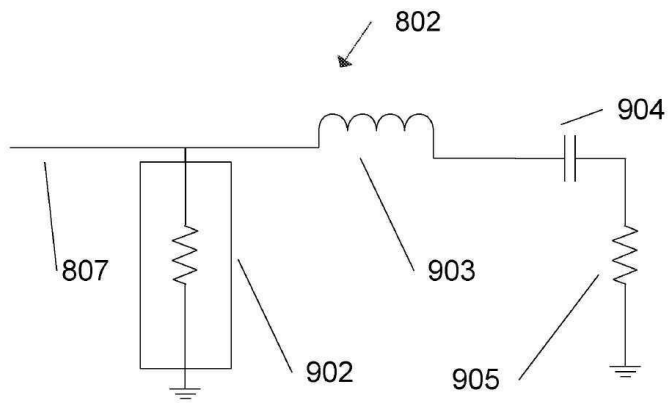
도면7



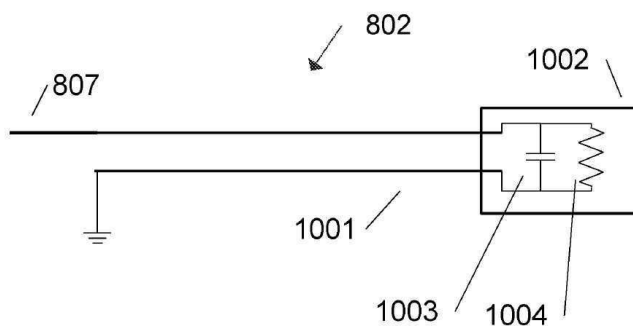
도면8



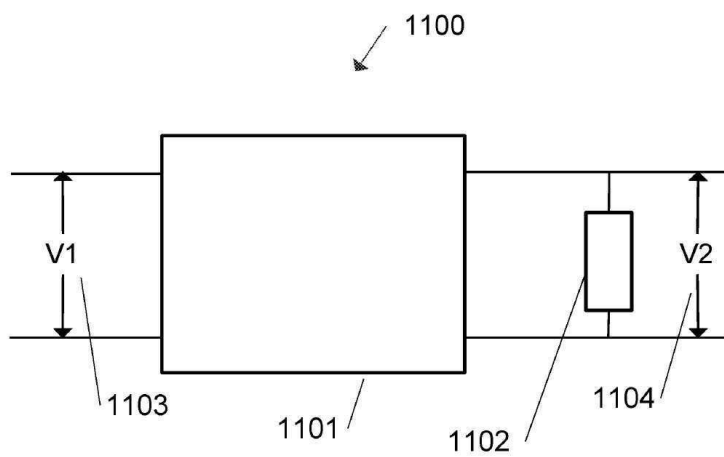
도면9



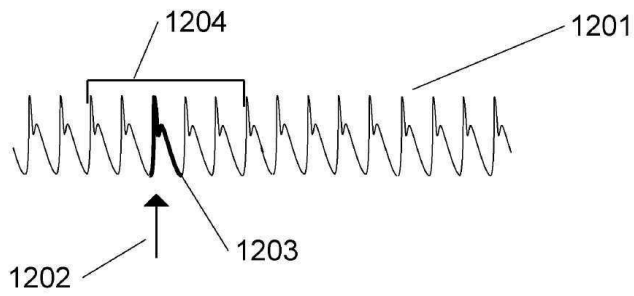
도면10



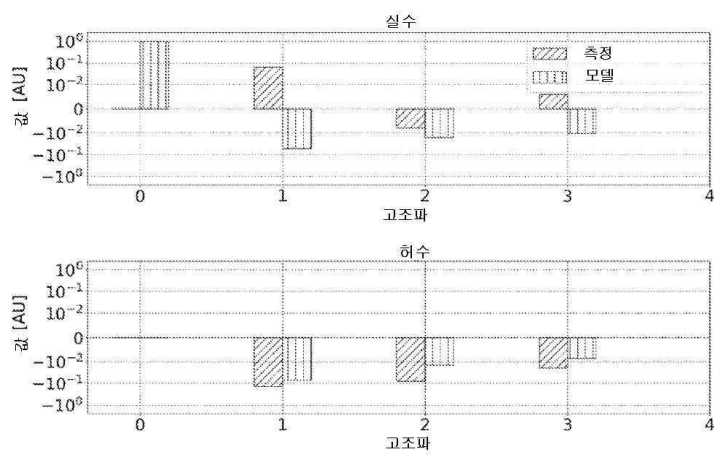
도면11



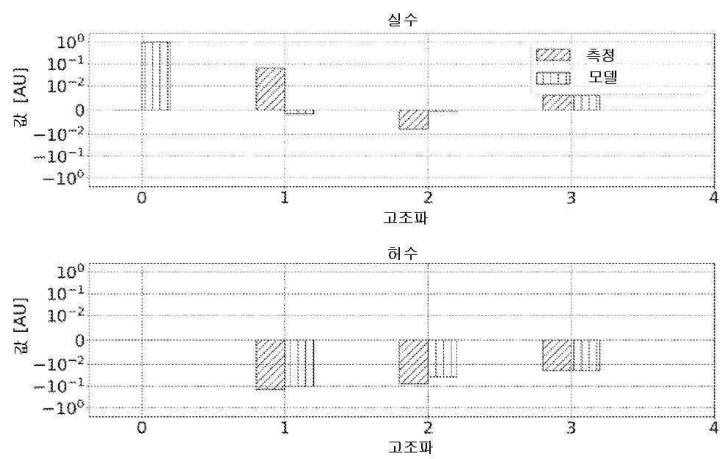
도면12



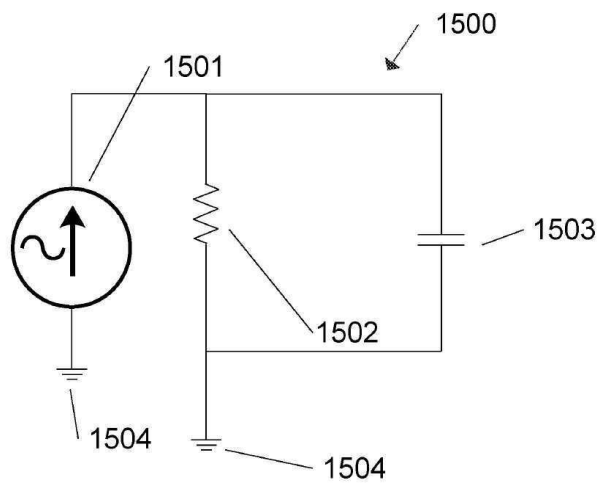
도면13



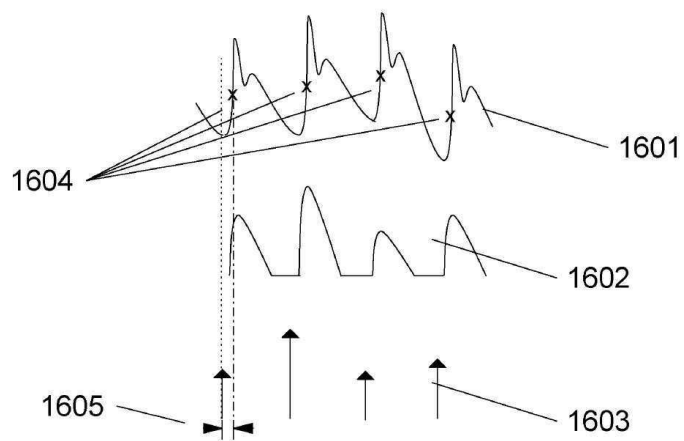
도면14



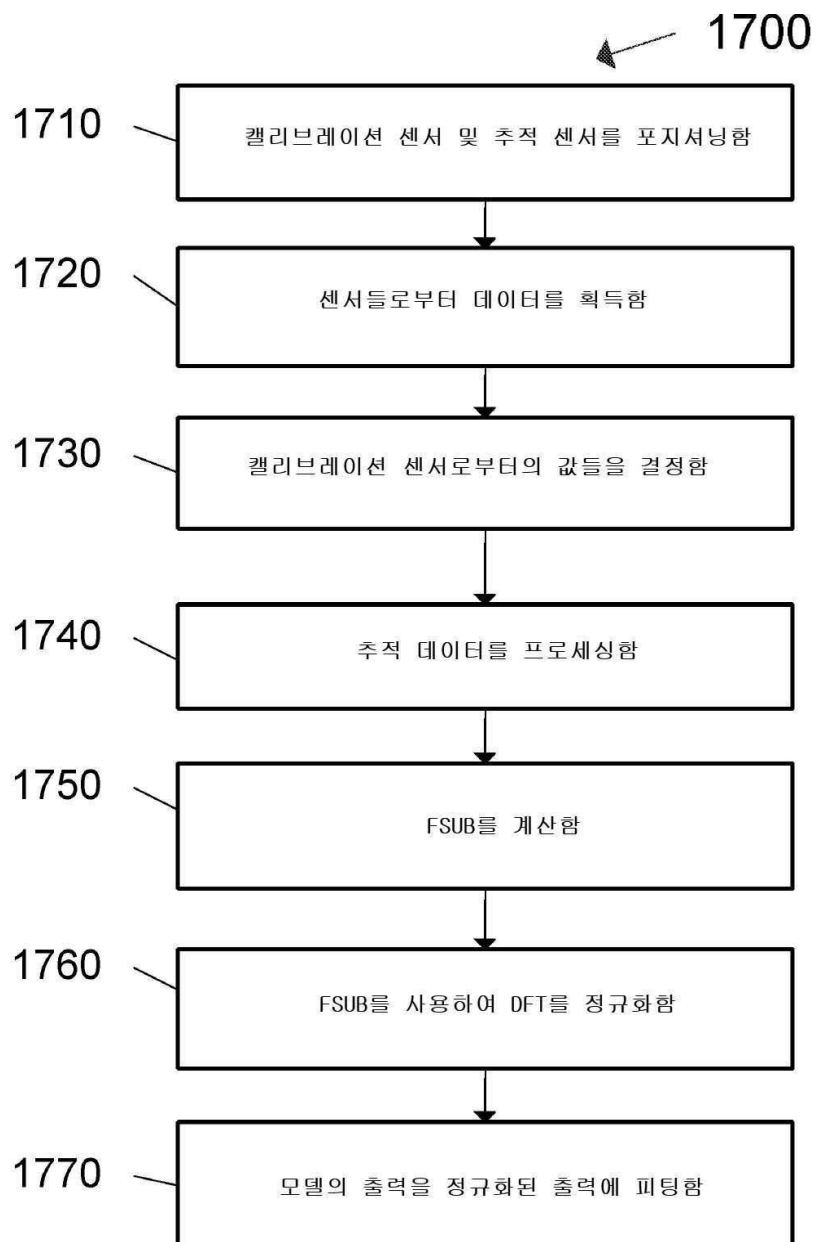
도면15



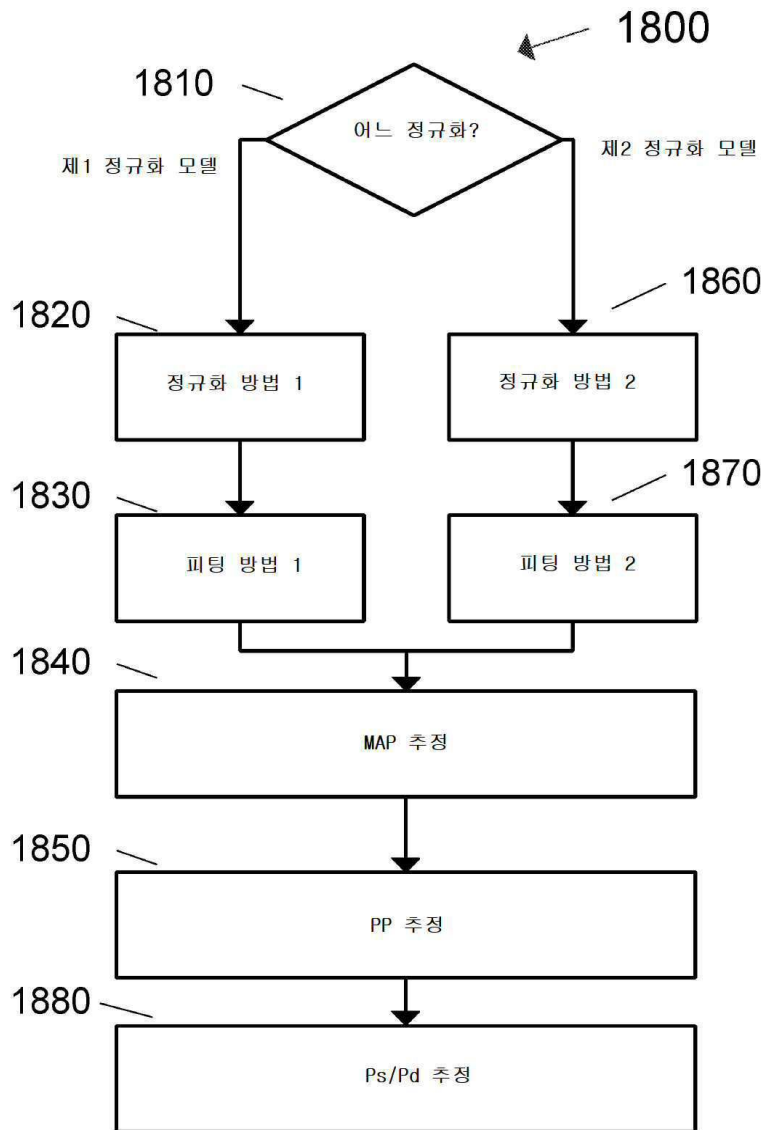
도면16



도면17



도면18



도면19

