



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0012072
(43) 공개일자 2020년02월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/021 (2013.01)
A61B 5/024 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0086880
(22) 출원일자 2018년07월26일
심사청구일자 2018년07월26일

(71) 출원인
장태수
인천광역시 연수구 송도과학로27번길 30, 304동
2304호 (송도동, 송도해모로월드뷰)
(72) 발명자
장태수
인천광역시 연수구 송도과학로27번길 30, 304동
2304호 (송도동, 송도해모로월드뷰)
(74) 대리인
정동균, 남준욱, 박상완, 주한중

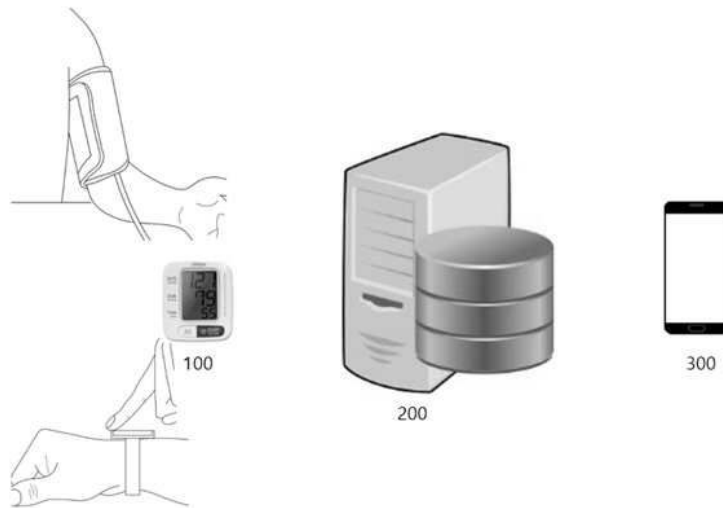
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 **뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 장치 및 방법**

(57) 요약

본 발명은 혈압 추정 기술에 관한 것으로, 보다 구체적으로 뇌 심혈 관계 모델을 이용하여 혈압을 추정하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/725 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 장치에 있어서,

측정한 혈압 또는 심박수 데이터를 입력하는 생체 데이터 입력부;

입력된 혈압 또는 심박수 데이터를 이용하여 뇌 심혈 관계 모델에 기반한 신체 부위별 혈압을 계산하는 뇌 심혈 관계 모델 계산부; 및

신체 부위별 혈압을 추정하는 혈압 추정부를 포함하는 뇌 심혈 관계 기반의 혈압 추정 장치.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 뇌 심혈 관계 모델 계산부는

적용되는 뇌 심혈 관계 모델의 초기값을 입력하는 초기값 입력부;

지정된 초기값에 대해 칼만 필터를 실행하여 혈압 정보를 보정하는 칼만필터 실행부; 및

보정된 혈압 정보에 심장의 수축팽창 작용에 따른 영향 및 주변 요소에 대한 영향을 반영하는 동방 결절 모듈 실행부를 포함하는 뇌 심혈 관계 기반의 혈압 추정 장치.

청구항 3

제2 항에 있어서,

상기 칼만필터 실행부는

시간 변수(time), 혈압 변수(P), 혈류 용량(C), 혈류 저항(R), 자세 변화에 따른 혈압 변화(sig), 심박수(HR) 및 시간 간격(ΔT) 중 적어도 하나의 변수를 입력하고, 현재 상태의 최적의 혈압정보를 출력하는 뇌 심혈 관계 기반의 혈압 추정 장치.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 동방 결절 모듈 실행부는

상기 심장의 수축팽창 작용에 따른 영향으로 심장 수축기의 심실 용량의 변화 및 심실 탄성 값을 계산하는 뇌 심혈 관계 기반의 혈압 추정 장치.

청구항 5

제3 항에 있어서,

상기 동방 결절 모듈 실행부는

상기 주변 요소에 대한 영향으로 자세변화가 있는 경우 하체 부하에 따른 용량(\hat{C})과 부피(\hat{V}) 변화를 더 계산하

는 뇌 심혈 관계 기반의 혈압 추정 장치.

청구항 6

뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 방법에 있어서,

측정한 혈압 또는 심박수 데이터를 입력하는 단계;

뇌 심혈 관계 모델의 초기 값을 입력하는 단계;

칼만 필터를 실행하여 특정 시점의 근사 값을 예측하고, 상태 근사 값을 보정하여 보정된 혈압 정보를 출력하는 단계; 및

동방 결절 모듈을 실행하여 보정된 혈압 정보에 심장의 수축팽창 작용에 따른 영향 및 주변 요소에 대한 영향을 반영하는 단계를 포함하는 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 방법.

청구항 7

제6 항에 있어서,

상기 주변 요소에 대한 영향은 자세 변화 또는 호흡으로 인한 영향을 포함하는 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 방법.

청구항 8

제6 항에 있어서,

상기 뇌 심혈 관계 모델은 헬트(Heldt)의 혈 관계 모델과 울시노(Ursino)의 뇌척수압 모델을 수정 보완하여 구성한 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 방법.

청구항 9

제6 항 내지 제8 항 중 어느 하나의 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 방법을 실행하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 컴퓨터가 판독 가능한 기록매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 혈압 추정 기술에 관한 것으로, 보다 구체적으로 뇌 심혈 관계 모델을 이용하여 동시에 혈압을 추정하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 혈압이 올라가는 시간대는 주로 이른 아침이나 오후나 저녁때이다. 아침에 혈압이 올라가는 이유는 누워있다가 상체를 일으킨 직후 혈압이 상승할 수 있기 때문이고, 오후나 저녁에 혈압이 올라가는 이유는 몸이 정신적으로 혹은 육체적으로 피곤 증상이 몰려오기 때문이다. 정상 혈압인 사람들은 그 올라가는 정도가 높지 않겠지만, 고혈압 환자의 경우 혈압 상승폭과 편차가 더 크게 나타난다. 혈압은 인체의 자율신경계와 밀접한 관계가 있으므로 컨디션 변화에 민감한 편이다.

[0004] 자율신경계는 교감신경계와 부교감신경계로 나뉘어진다. 교감신경은 인체의 기능이 항진되어 나타나는데 관여하는 신경계통으로 불안 초조 흥분 긴장하는 경우 항진하게 되고 대개 인체가 외부 스트레스나 긴급상황에 급박하

게 적응하는데 관여한다. 교감신경은 심장박동이 빨라지고 혈압이 상승하는 경향이 많고 근육이 수축하는 등의 반응이 나타나게 되며, 소화효소 등의 분비물의 분비가 줄어들어 소화불량이 나타난다. 예를 들면, 교감신경이 활성화된 경우 밥 먹기 싫은 경우가 있거나 컨디션이 저하되고 많이 피곤 하다고 느낄 수 있다.

[0005] 반대로 부교감신경이 활성화되면 몸의 전반적인 기능이 저하된다. 기분상 차분해지지만 부교감신경이 너무 지나치게 활성화되면 다운되고 우울한 경향을 보이고 만사가 귀찮아 지기도 한다. 하지만, 부교감신경이 적당하게 활성화되면 몸과 마음을 느슨하게 만들어 긴장을 완화시키므로 피곤 증상이 완화됨을 느낄 수 있으며, 소화효소, 땀, 소변 등의 분비물이 늘어나는 경향이 있고 혈관이 확장되고 심장박동이 완만해 진다. 피곤 증상으로 혈압이 상승하는 경우 교감신경이 항진된 경우가 많으므로 부교감신경을 적당히 활성화시키면 도움이 될 수 있다.

[0006] 본 발명에 대한 선행기술문헌으로는 특허공개 10-2004-0043981 호(2004.05.27)가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 측정된 혈압 또는 심박수를 이용하여 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압을 추정하는 장치 및 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 일 측면에 따르면, 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 장치가 제공된다.

[0011] 본 발명의 일 실시 예에 따른 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 장치는 측정된 혈압 또는 심박수 데이터를 입력하는 생체 데이터 입력부, 입력된 혈압 또는 심박수 데이터를 이용하여 뇌 심혈 관계 모델에 기반한 신체 부위별 혈압을 계산하는 뇌 심혈 관계 모델 계산부 및 신체 부위별 혈압을 추정하는 혈압 추정부를 포함할 수 있다.

[0013] 본 발명의 다른 일 측면에 따르면, 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 방법 및 이를 실행하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 컴퓨터 판독 가능한 기록매체가 제공된다.

[0014] 본 발명의 일 실시 예에 따른 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 방법 및 이를 실행하는 컴퓨터 프로그램이 저장된 컴퓨터 판독 가능한 기록매체는 측정된 혈압 또는 심박수 데이터를 입력하는 단계, 뇌 심혈 관계 모델의 초기 값을 입력하는 단계, 칼만 필터를 실행하여 특정 시점의 근사 값을 예측하고, 상태 근사 값을 보정하여 보정된 혈압 정보를 출력하는 단계 및 동방 결절 모듈을 실행하여 보정된 혈압 정보에 심장의 수축팽창 작용에 따른 영향 및 주변 요소에 대한 영향을 반영하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0016] 상술한 바와 같이 본 발명의 일 실시 예에 따르면, 측정된 혈압 또는 심박수를 이용하여 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압을 추정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0018] 도 1 내지 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 장치를 설명하기 위한 도면들.

도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 방법을 설명하기 위한 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0019] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시 예를 상세히 설명하도록 한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다. 또한, 어떤 부분이 어떤 구성 요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성 요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0021] 도 1 내지 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 장치를 설명하기 위한 도면들이다.
- [0022] 도 1을 참조하면, 본 발명에 따른 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 시스템은 생체신호 측정 장치(100), 혈압 추정 장치(200) 및 혈압 출력 장치(300)를 포함한다.
- [0023] 생체신호 측정 장치(100)는 대상의 혈압 또는 심박수를 측정한다.
- [0024] 혈압 추정 장치(200)는 측정된 혈압 또는 심박수를 이용하여 뇌 심혈 관계 모델에 기반한 신체 부위별 혈압을 추정한다.
- [0025] 혈압 출력 장치(300)는 추정된 신체 부위별 혈압을 출력한다.
- [0027] 도 2를 참조하면, 혈압 추정 장치(200)는 생체 데이터 입력부(210), 뇌 심혈 관계 모델 계산부(220), 혈압 추정부(230) 및 피로도 계산부(240)를 포함한다.
- [0028] 생체 데이터 입력부(210)는 측정된 혈압 또는 심박수 데이터를 입력한다. 여기서, 심박수 데이터는 알려진 변환식에 의해 혈압 데이터로 변환될 수 있다.
- [0029] 뇌 심혈 관계 모델 계산부(220)는 입력된 혈압 데이터를 이용하여 뇌 심혈 관계 모델의 총 12개 부위의 혈압을 계산한다.
- [0031] 도 3을 참조하면, 뇌 심혈 관계 모델 계산부(220)는 초기값 입력부(222), 칼만 필터 실행부(224) 및 동방 결절 모듈 실행부(226)를 포함한다.
- [0032] 초기값 입력부(222)는 적용되는 뇌 심혈 관계 모델의 초기값을 입력한다.
- [0034] 도 4를 참조하면, 본 발명에 적용되는 뇌 심혈 관계 모델은 헬트(Heidt)의 혈 관계 모델과 울시노(Ursino)의 뇌 척수압 모델을 수정 보완하여 구성한 것일 수 있다.
- [0035] 뇌 심혈 관계 모델은 신체의 총 12개의 부위- 뇌 (Brain : Pcc, Pic), 상체 (Upper Body : Pup), 폐 (Pulmonary : Ppa, Ppv), 좌우 심실 (left/right Ventricle : Plv, Prv), 대동맥 (system arterial : Psa), 상대정맥(Superior Vena Cava : Psup), 하대정맥 (Inferior Vena Cava : Pinf), 복부정맥 (Abdominal Vena Cava : Pab), 신장 (Renal : Pkid), 내장 (Splanchnic : Psp), 다리 (Leg :Pl1) - 로 이루어져 있다. 이 중 뇌 (Brain)와 폐(Pulmonary)는 노드를 2개 가진다. 각 노드는 혈압 측정 부위를 나타낸다.
- [0037] 도 5를 참조하면, 각 노드(Pi) 사이의 혈류량(q)을 저항(R; resistor), 커패시터(C; capacitor), 혈압(P; pressure)으로 표현하면 단일 모듈 순환계로 표현될 수 있다.

[0039]
$$q_1 = \frac{P_{n-1} - P_n}{R_n}$$

$$q_2 = \frac{P_n - P_{n+1}}{R_{n+1}}$$

$$q_3 = \frac{d}{dt} (C_n \times (P_n - P_{th})) = \frac{dC_n}{dt} (P_n - P_{th}) + C_n \left(\frac{dP_n}{dt} - \frac{dP_{th}}{dt} \right)$$

P_n 을 기준으로 질량보존법칙(mass conservation law)을 적용시키면 $q_1 = q_2 + q_3$ 이므로

$$\frac{P_{n-1} - P_n}{R_n} = \frac{P_n - P_{n+1}}{R_{n+1}} + \frac{dC_n}{dt} (P_n - P_{th}) + C_n \left(\frac{dP_n}{dt} - \frac{dP_{th}}{dt} \right)$$

을 얻는다. 이 식을 정리하면,

$$\frac{dP_n}{dt} = \frac{P_{n-1} - P_n}{C_n R_n} + \frac{P_n - P_{n+1}}{C_n R_{n+1}} + \left(\frac{dC_n}{dt} \right) \frac{(P_n - P_{th})}{C_n} + \frac{dP_{th}}{dt} \quad \text{수식 (1)}$$

이다.

식 (1)을 유도한 방법과 비슷하게 도 4의 각 노드(Pup, Ppa, Ppv, Plv, Prv, Psa, Psup, Pinf, Pab, Pkid, Psp, Pll)에 질량보존법칙을 적용시켜 혈압을 나타내는 상미분 방정식(Ordinary Differential Equation; ODE)을 얻는다(Pic 와 Pcc 는 뇌혈류 모델(Intracranial hydrodynamics) 참조).

$$\frac{d}{dt} P_{rv} = \frac{1}{C_{rv}} \left(\frac{P_{sup} - P_{rv}}{R_{sup}} + \frac{P_{inf} - P_{rv}}{R_{inf}} - \frac{P_{rv} - P_{pa}}{R_{rv}} + (P_{th} - P_{rv}) \frac{d}{dt} C_{rv} \right) + \frac{d}{dt} P_{th} \quad \text{수식 (2)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{pa} = \frac{1}{C_{pa}} \left(\frac{P_{rv} - P_{pa}}{R_{rv}} - \frac{P_{pa} - P_{pv}}{R_{pa}} \right) + \frac{1}{3} \times \frac{d}{dt} P_{th} \quad \text{수식 (3)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{pv} = \frac{1}{C_{pv}} \left(\frac{P_{pa} - P_{pv}}{R_{pa}} - \frac{P_{pv} - P_{lv}}{R_{pv}} \right) + \frac{d}{dt} P_{th} \quad \text{수식 (4)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{lv} = \frac{1}{C_{lv}} \left(\frac{P_{pv} - P_{lv}}{R_{pv}} - \frac{P_{lv} - P_{sa}}{R_{lv}} - (P_{th} - P_{lv}) \frac{d}{dt} C_{lv} \right) + \frac{d}{dt} P_{th} \quad \text{수식 (5)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{sa} = \frac{1}{C_{sa}} \left(\frac{P_{lv} - P_{sa}}{R_{lv}} - \left(\frac{P_{sa} - P_{up}}{R_{up1}} + \frac{P_{sa} - P_{kid}}{R_{kid1}} + \frac{P_{sa} - P_{sp}}{R_{sp1}} + \frac{P_{sa} - P_{ll}}{R_{u1}} + \frac{P_{sa} - P_{cc}}{R_{ca}} \right) \right) + \frac{d}{dt} P_{th} \quad \text{수식 (6)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{up} = \frac{1}{C_{up}} \left(\frac{P_{sa} - P_{up}}{R_{up1}} - \frac{P_{up} - P_{sup}}{R_{up2}} \right) \quad \text{수식 (7)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{kid} = \frac{1}{C_{kid}} \left(\frac{P_{sa} - P_{kid}}{R_{kid1}} - \frac{P_{kid} - P_{ab}}{R_{kid2}} \right) \quad \text{수식 (8)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{sp} = \frac{1}{C_{sp}} \left(\frac{P_{sa} - P_{sp}}{R_{sp1}} - \frac{P_{sp} - P_{ab}}{R_{sp2}} \right) + \frac{d}{dt} P_{bias2} \quad \text{수식 (9)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{ll} = \frac{1}{C_{ll}} \left(\frac{P_{sa} - P_{ll}}{R_{ll1}} - \frac{P_{ll} - P_{ab}}{R_{ll2}} \right) + \frac{d}{dt} P_{bias1} \quad \text{수식 (10)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{ab} = \frac{1}{C_{ab}} \left(\frac{P_{kid} - P_{ab}}{R_{kid2}} + \frac{P_{sp} - P_{ab}}{R_{sp2}} + \frac{P_{ll} - P_{ab}}{R_{ll2}} - \frac{P_{ab} - P_{inf}}{R_{ab}} \right) + \frac{d}{dt} P_{bias} \quad \text{수식 (11)}$$

$$\frac{d}{dt} P_{sup} = \frac{1}{C_{sup}} \left(\frac{P_{vs} - P_{sup}}{R_{ve}} + \frac{P_{up} - P_{sup}}{R_{up2}} - \frac{P_{sup} - P_{rv}}{R_{sup}} \right) + \frac{d}{dt} P_{th} \quad \text{수식 (12)}$$

[0059]
$$\frac{d}{dt} P_{inf} = \frac{1}{C_{inf}} \left(\frac{P_{ab} - P_{inf}}{R_{ab}} - \frac{P_{inf} - P_{rv}}{R_{inf}} \right) + \frac{d}{dt} P_{th}$$
 수식 (13)

[0060]
$$\frac{d}{dt} P_{ic} = \frac{k_E \cdot P_{ic}}{1 + C_{ca} \cdot k_E \cdot P_{ic}} \left(C_{ca} \frac{dP_{sa}}{dt} + \frac{dC_{ca}}{dt} (P_{sa} - P_{ic}) + \frac{P_{cc} - P_{ic}}{R_f} - \frac{P_{ic} - P_{sup}}{R_o} \right)$$
 수식 (14)

[0063] 여기서 고정된 상수인 Cn의 값은 헬트(Heldt)의 혈 관계 모델(Heldt T, Shim EB, Kamm RD, and Mark RG. Computational modeling of cardiovascular response to orthostatic stress. Journal of applied physiology, 2002, 92.3: 1239-1254.)과 울시노(Ursino)의 뇌척수압 모델(Ursino M and Lodi CA. A simple mathematical model of the interaction between intracranial pressure and cerebral hemodynamics. Journal of Applied Physiology, 1997, 82.4: 1256-1269.)을 참고했다. 평범한 성인 남성을 기준으로 한 값이고, 칼만 필터(Kalman Filter) 적용을 통해서 근사되므로 초기값의 역할을 한다. 좌우 심실의 커패시터(capacitor)는 심장의 수축-팽창 작용에 따르는 심실 탄성 함수 E(t)에 근거하여 정의된다.

[0064]
$$C_{rv}(t) = \frac{1}{E_r(t)}$$

[0065]
$$C_{lv}(t) = \frac{1}{E_l(t)}$$

[0066] 이다.

[0067]
$$E(t) = \begin{cases} E^{dias} + \frac{E^{sys} - E^{dias}}{2} \left\{ 1 - \cos\left(\pi \cdot \frac{t}{T_s}\right) \right\} & 0 \leq t \leq T_s \\ E^{dias} + \frac{E^{sys} - E^{dias}}{2} \left\{ 1 + \cos\left(2\pi \cdot \frac{t - T_s}{T_s}\right) \right\} & T_s \leq t \leq \frac{3}{2} T_s \\ E^{dias} & \frac{3}{2} T_s \leq t \leq T(n) \end{cases}$$
 수식 (15)

[0068] 사용된 변수는 다음과 같다.

[0069] Ts(n)은 심장 수축기 시간 간격으로

[0070]
$$\approx T_s(n) \approx 0.3 \sqrt{T(n-1)}$$

[0071] T(n) n번째 비트에서 심장 주기

[0072] E^{dias} , E^{sys} 심실의 이완 종료 및 수축 종료 시 탄성계수

표 1

[0073]

심실 탄성 계수	수축 종료	이완 종료	C^{sys}	C^{dias}
E_r	0.83	0.05	1.2	20
E_l	2.5	0.1	0.4	10

[0075] 도 6을 참조하면, 뇌혈류(Intracranial hydrodynamics) 모델에 대한 RLC 회로 부분으로 도 4의 가장 윗부분을 확대한 모습이다

[0076] 모델에서 Pic 와 Pcc 를 계산하는 알고리즘은 도 5를 기반으로 설명된다. 계산에 사용되는 방정식은 아래와 같

다.

[0077]

$$\frac{d}{dt}P_{ic} = \frac{k_E \cdot P_{ic}}{1 + C_{ca} \cdot k_E \cdot P_{ic}} \left(C_{ca} \frac{dP_{sa}}{dt} + \frac{dC_{ca}}{dt} (P_{sa} - P_{ic}) + \frac{P_{cc} - P_{ic}}{R_f} - \frac{P_{ic} - P_{sup}}{R_o} \right)$$

[0078]

$$P_{cc}(t) = \frac{P_{sa} \cdot R_{pv} + P_{ic} \cdot R_{ca}}{R_{pv} + R_{ca}}$$

[0079]

$$\frac{dC_{ca}}{dt} = \frac{1}{\tau} [-C_{ca} + \sigma(G \cdot x)]$$

[0080]

여기서,

[0081]

$$x = \frac{q - q_n}{q_n} \text{ and } q = \frac{P_{sa} - P_{cc}}{R_{ca}}$$

[0082]

$$\sigma(G \cdot x) = \frac{\left(\bar{C}_{ca} + \frac{\Delta C_{ca}}{2} \right) + \left(\bar{C}_{ca} - \frac{\Delta C_{ca}}{2} \right) e^{G \cdot x / k\sigma}}{1 + e^{G \cdot x / k\sigma}}$$

[0083]

$$\begin{cases} \Delta C_{ca} = \Delta C_{ca1}, k\sigma = \frac{\Delta C_{ca1}}{4} & x < 0 \\ \Delta C_{ca} = \Delta C_{ca2}, k\sigma = \frac{\Delta C_{ca2}}{4} & x > 0 \end{cases}$$

[0084]

여기서, 모델에서 가정한 파라미터는 아래 표 2 및 표 3과 같다.

표 2

[0085]

파라미터	초기 값	비고
R_0	526.3	뇌척수액 유출 저항
R_{pv}	1.24	뇌정맥 혈류 저항
R_f	2.8×10^3	뇌척수액 생성 저항
ΔC_{a1}	0.75	
ΔC_{a2}	0.075	
k_E	0.11	
τ	20	
q_n	12.5	
G	1.5	

[0086]

초기에 필요한 상태 변수는 아래와 같다.

표 3

[0087]

초기에 필요한 상태변수	초기 값	비고
P_{sa}	100	대동맥 혈압
P_{ic}	9.5	뇌 척수압
P_{cc}	25	뇌 모세혈압
P_{vs}	6.0	뇌 정맥압

C_a	0.15	뇌동맥 용량
-------	------	--------

[0088] 이 모델과 알고리즘은 울시노가 1997년에 발표한 모델 및 알고리즘을 수정, 완하여 만들어졌다. 우리는 울시노와 동일하게 다음 두 가지를 가정한다.

[0089] (가정1) 뇌동맥의 시작 부분과 말단 부분을 구분하지 않는다.

[0090] (가정2) 뇌정맥(Pcv)의 마지막 부분에서 압력은 뇌척수압(ICP : Pic)과 동일하다.

[0091] 다음 알고리즘은 뇌(두개골)의 Pic 와 Pcc를 계산하는 알고리즘이다.

[0092] 수식 (2)-(14)로 이루어진 상미분방정식과 더불어 전체 모델을 구성하는 방정식을 만든다.

[0093] 뇌 심혈 관계 모델 계산은 다음과 같이 수행될 수 있다.

[0094] 우선, 상태 변수의 초기 값을 설정(t=0)한다.

[0095]
$$P_{ic}(t) = P_{ic}(0), C_a(t) = C_a(0)$$

[0096] 입력 값을 읽어 들인다.

[0097]
$$P_a(t), \frac{dP_a}{dt}, P_{vs}(t)$$

[0098] $P_{cc}(t)$ 을 계산한다.

[0099]
$$\frac{P_a - P_{cc}}{R_a} = \frac{P_{cc} - P_{ic}}{R_f} + \frac{P_{cc} - P_{ic}}{R_{pv}} \rightarrow P_{cc}(t) = \frac{P_a \cdot R_{pv} + P_{ic} \cdot R_a}{R_{pv} + R_a}$$

[0100] q(t), x(t), $\sigma(t)$ 를 계산한다.

[0101]
$$q(t) = \frac{P_a - P_{cc}}{R_a}$$

[0102]
$$x(t) = \frac{q - q_n}{q_n}$$

[0103]
$$\sigma(G \cdot x) = \frac{\left(C_{an} + \frac{\Delta C_a}{2}\right) + \left(C_{an} - \frac{\Delta C_a}{2}\right)e^{G \cdot x / k\sigma}}{1 + e^{G \cdot x / k\sigma}}$$

[0104] 여기서,
$$\begin{cases} \Delta C_a = \Delta C_{a1}, k\sigma = \frac{\Delta C_{a1}}{4} & x < 0 \\ \Delta C_a = \Delta C_{a2}, k\sigma = \frac{\Delta C_{a2}}{4} & x > 0 \end{cases}$$

[0105] 뇌동맥 용량의 변화 비율 ($\frac{dC_a}{dt}$)을 계산한다.

[0106]
$$\frac{dC_a}{dt} = \frac{1}{\tau}[-C_a + \sigma(G \cdot x)]$$

[0107] 뇌 척수액압 변화 비율 ($\frac{dP_{ic}}{dt}$) 을 계산한다.

$$[0108] \frac{dP_{ic}}{dt} = \frac{k_E \cdot P_{ic}}{1 + C_a \cdot k_E \cdot P_{ic}} \left(C_a \frac{dP_a}{dt} + \frac{dC_a}{dt} (P_a - P_c) + \frac{P_{cc} - P_{ic}}{R_f} - \frac{P_{ic} - P_{vs}}{R_o} \right)$$

[0109] 생리에 대한 반사 작용 모델은 기준점 설정 동맥압 반사 작용 모델과 심폐 반사 작용 모델을 구성한다.

[0110] 반사 작용 모델 구성 요소는 유효 혈압 및 동방 결절을 포함할 수 있다.

[0111] 유효 혈압은 대동맥압과 중심 정맥압의 유효 혈압 편차(P_{SA}^{eff} , P_{CV}^{eff})는 다음과 같이 구해진다.

$$[0112] \langle \bar{P}_{SA}, \bar{P}_{CV} \rangle = \frac{1}{30} \int_{t-30}^t \langle P_{sa}(\tau), P_{inf}(\tau) \rangle d\tau \quad \text{수식 (16)}$$

$$[0113] P_{SA}^{eff} = 18 \cdot \arctan\left(\frac{P_{SA} - P_{SA}^{ref}}{18}\right) \quad \text{수식 (17)}$$

$$[0114] P_{CV}^{eff} = 5 \cdot \arctan\left(\frac{P_{CV} - P_{CV}^{ref}}{5}\right) \quad \text{수식 (18)}$$

[0115] 여기서, \bar{P}_{SA} 는 30초동안 대동맥압(P_{sa})의 평균이고, \bar{P}_{CV} 는 30초 동안 중심 정맥압(P_{inf})의 평균이고, \bar{P}_A^{ref} 및 \bar{P}_{CV}^{ref} 는 미리 설정된 상수 값으로 $\bar{P}_A^{ref} = 95$, $\bar{P}_{CV}^{ref} = 4.1$ 이다.

[0116] 동방 결절은 동방 결절에서 사용되는 게인 값은 수식 (16)으로 얻어진 \bar{P}_{CV} 를 다음 식에 대입하여 계산된다.

$$[0117] Gain_{RR} = \frac{23}{18} - \frac{5}{18} \frac{P_{CV}^{ref}}{3.2} \quad \text{수식 (19)}$$

[0118] 동방 결절에서 일어나는 피크간 거리(I), 좌우심실의 용량 (C_{lv}, C_{rv}), 부피 (V_{up}, V_{sp}, V_{kid})의 변화는 아래 수식에 근거한다.

$$[0119] \Delta I = Gain_{RR} \int_0^{30} P_{SA}^{eff}(t - \tau) (Gain_{SA}^\beta \cdot p(\tau) + Gain_{SA}^\gamma \cdot s(k)) d\tau \quad \text{수식 (20)}$$

$$[0120] \Delta C^{sys} = \langle \Delta C_{lv}^{sys} : \Delta C_{rv}^{sys} \rangle = 1:3$$

$$[0121] 2\rho Gain_{SA}^\beta \int_0^{30} P_{SA}^{eff}(t - \tau) \cdot p(\tau) d\tau \quad \text{수식 (21)}$$

$$[0122] \Delta R = \mu_{sa} \int_0^{30} P_{SA}^{eff}(t - \tau) a(\tau) d\tau + \mu_{cv} \int_0^{30} P_{CV}^{eff}(t - \tau) a(\tau) d\tau \quad \text{수식 (22)}$$

$$[0123] \Delta V = \langle \Delta V_{up} : \Delta V_{sp} : \Delta V_{kid} : \Delta V_{ll} \rangle = 20:60:5:15 \quad \text{수식 (23)}$$

$$[0124] \eta_{sa} \int_0^{30} P_{SA}^{eff}(t - \tau) a(\tau) d\tau + \eta_{cv} \int_0^{30} P_{CV}^{eff}(t - \tau) a(\tau) d\tau \quad \text{수식 (24)}$$

[0125] 여기서, p(t)와 s(k)는 교감(sympathetic) 신경과 부교감(parasympathetic) 신경의 반응함수로 도 7과 같다.

[0126] 또한, 주변 변화 요소로 자세 변화에 따른 압력(P^{bias}) 변화와 호흡으로 인한 압력(P_{th}) 변화를 고려한다.

[0127] 자세 변화에 따른 혈압(P^{bias})은 혈류 밀도(ρ), 중력 상수(g), 기준 점에서 높이 (h), 기울어진 각도(α)를 고려하여 다음 수식 (25)와 같다.

[0128] $P^{bias} = \rho gh \cdot \sin\alpha$ 수식 (25)

[0129] 호흡으로 인한 압력(P_{th}) 변화는 일반적인 경우 호흡이 분당 12회 정도이고, -4~-6mmHg이다. 압력의 변화가 사인파를 따른다고 가정하여 다음 수식 (26)과 같다.

[0130] $P_{th}(t) = -5 + \sin(0.4\pi t)$ 수식 (26)

[0131] 칼만 필터 실행부(224)는 지정된 초기값에 대해 다른 요소들을 고려하여 수정하고 측정된 혈압 또는 심박수를 입력한 후 칼만 필터를 실행한다. 칼만 필터 실행부(224)는 혈압 또는 심박수 측정값에 확률적인 오차가 포함되고, 또한 물체의 특정 시점에서의 상태는 이전 시점의 상태와 선형적인 관계를 가지고 있는 경우 적용하여 현재 상태에 대한 최적의 통계적 예측을 진행한다. 구체적으로, 칼만 필터 실행부(224)는 시간 변수(time), 혈압 변수(P), 혈류 용량(C), 혈류 저항(R), 자세 변화에 따른 혈압 변화(sig), 심박수(HR) 및 시간 간격(ΔT) 중 적어도 하나의 변수를 입력하고, 시그마 포인트와 가중치를 계산하고, 근사값과 공분산을 예측하고, 측정값 및 측정 공분산 예측하고, 칼만 이득 행렬 계산하여 상태 근사값을 보정하고, 공분산 근사값을 보정하고, 현재 상태에 대한 최적의 혈압정보를 출력한다. 칼만 필터 실행부(224)는 잡음이 포함되어 있는 선형 역학계의 상태를 추적하는 재귀 필터로 일반적인 칼만 필터를 실행할 수 있다.

[0132] 동방 결절 모듈 실행부(226)는 이전에 계산된 값을 입력하고 상수를 설정한다. 동방 결절 모듈 실행부(226)는 수식 (16)을 이용하여 동맥압과 중심정맥압 30초의 평균을 계산한다.

[0133] $\langle \bar{P}_{SA}, \bar{P}_{CV} \rangle = \frac{1}{30} \int_{t-30}^t \langle P_{sa}(\tau), P_{inf}(\tau) \rangle d\tau$ 수식 (16)

[0134] 동방 결절 모듈 실행부(226)는 수식 (17) 및 (18)을 이용하여 유효혈압을 계산한다.

[0135] $P_{SA}^{eff} = 18 \cdot \arctan\left(\frac{P_{SA} - P_{SA}^{ref}}{18}\right)$ 수식 (17)

[0136] $P_{CV}^{eff} = 5 \cdot \arctan\left(\frac{P_{CV} - P_{CV}^{ref}}{5}\right)$ 수식 (18)

[0137] 여기서, \bar{P}_{SA} 는 30초동안 대동맥압(P_{sa})의 평균이고, \bar{P}_{CV} 는 30초 동안 중심정맥압(P_{inf})의 평균이고, \bar{P}_A^{ref} 및 \bar{P}_{CV}^{ref} 는 미리 설정된 상수 값으로 $\bar{P}_A^{ref} = 95$, $\bar{P}_{CV}^{ref} = 4.1$ 이다.

[0138] 동방 결절 모듈 실행부(226)는 수식 (20)을 이용하여 피크간 거리(I)를 계산한다.

[0139] $\Delta I = Gain_{RR} \int_0^{30} P_{SA}^{eff}(t - \tau) (Gain_{SA}^\beta \cdot p(\tau) + Gain_{SA}^\gamma \cdot s(k)) d\tau$ 수식 (20)

[0140] 동방 결절 모듈 실행부(226)는 수식 (21)을 이용하여 심장 수축기 심실 용량 변화를 계산한다.

[0142] $\Delta C^{sys} = \langle \Delta C_{lv}^{sys} : \Delta C_{rv}^{sys} \rangle = 1 : 3$

[0143] $2\rho Gain_{SA}^\beta \int_0^{30} P_{SA}^{eff}(t - \tau) \cdot p(\tau) d\tau$ 수식 (21)

[0144] 동방 결절 모듈 실행부(226)는 수식 (15)을 이용하여 심장 수축기 심실 탄성 값(E^{sys})을 계산한다.

$$E(t) = \begin{cases} E^{dias} + \frac{E^{sys} - E^{dias}}{2} \left\{ 1 - \cos\left(\pi \cdot \frac{t}{T_s}\right) \right\} & 0 \leq t \leq T_s \\ E^{dias} + \frac{E^{sys} - E^{dias}}{2} \left\{ 1 + \cos\left(2\pi \cdot \frac{t - T_s}{T_s}\right) \right\} & T_s \leq t \leq \frac{3}{2}T_s \\ E^{dias} & \frac{3}{2}T_s \leq t \leq T(n) \end{cases} \quad \text{수식 (15)}$$

[0145]

[0146]

동방 결절 모듈 실행부(226)는 수식 (22)를 이용하여 부위별 저항을 계산한다.

[0147]

$$\Delta R = \mu_{sa} \int_0^{30} P_{SA}^{eff}(t - \tau) a(\tau) d\tau + \mu_{cv} \int_0^{30} P_{CV}^{eff}(t - \tau) a(\tau) d\tau \quad \text{수식 (22)}$$

[0148]

동방 결절 모듈 실행부(226)는 수식 (25)에서 계산된 P^{bias} 를 이용하여 자세변화가 있는 경우 하체 부하에 따른 용량($\hat{C} = \langle C_{ab}, C_{sp}, C_{ll} \rangle$)과 부피($\hat{V} = \langle V_{ab}, V_{sp}, V_{ll} \rangle$) 변화를 계산한다.

[0149]

$$\hat{C} = \begin{cases} \frac{C_0 e^{\Delta P C_0}}{V_0}, P > P^{bias} \\ \frac{C_0}{1 + \left(\frac{\pi C_0 \Delta P}{2\Delta V_{max}}\right)^2}, P < P^{bias} \end{cases} \quad \text{수식 (27)}$$

[0150]

$$\hat{V} = \begin{cases} \Delta V^{sig} + V^0 + \frac{2\Delta V^{max}}{\pi} \arctan\left(\frac{\pi C_0}{2\Delta V_{max}}(\hat{P} - P_{th})\right) & (\hat{P} > P_{bias}) \\ \Delta V^{sig} + V^0 \exp\left(\frac{C_0}{V^0}(\hat{P} - P_{th})\right) & (\hat{P} < P_{bias}) \end{cases} \quad \text{수식 (28)}$$

[0151]

혈압 추정부(230)는 측정된 혈압 또는 심박수를 입력하고, 뇌 심혈 관계 모델을 통하여 계산된 혈압의 변화에 기초하여 신체 부위별 혈압을 추정한다.

[0152]

혈압 추정부(230)는 신체의 총 12개의 부위- 뇌 (Brain : Pcc, Pic), 상체 (Upper Body : Pup), 폐 (Pulmonary : Ppa, Ppv), 좌우 심실 (left/right Ventricle : Plv, Prv), 대동맥 (system arterial : Psa), 상대정맥 (Superior Vena Cava : Psup), 하대정맥 (Inferior Vena Cava : Pinf), 복부정맥 (Abdominal Vena Cava : Pab), 신장 (Renal : Pkid), 내장 (Splanchnic : Psp), 다리 (Pll)-의 혈압을 추정한다.

[0153]

피로도 계산부(240)는 뇌 심혈 관계 모델에 칼만 필터(Kalman Filter)를 적용하여 자율신경계의 작동을 이용하여 추정 피로도를 계산한다.

[0155]

도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 뇌 심혈 관계 모델 기반의 혈압 추정 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0156]

도 8을 참조하면, 단계 S810에서 본 발명에 따른 혈압 추정 장치(200)는 대상의 혈압 또는 심박수를 측정한다.

[0157]

단계 S820에서 혈압 추정 장치(200)는 측정된 혈압 또는 심박수 데이터를 입력한다.

[0158]

단계 S830에서 혈압 추정 장치(200)는 뇌 심혈 관계 모델의 초기 값을 입력한다.

[0159]

단계 S840에서 혈압 추정 장치(200)는 칼만 필터를 실행하여 특정 시점의 근사 값을 예측하고, 상태 근사 값을 보정하여 보정된 혈압 정보를 출력한다.

[0160]

단계 S850에서 혈압 추정 장치(200)는 동방 결절 모듈을 실행하여 보정된 혈압 정보에 심장의 수축팽창 작용에 따른 영향 및 주변 요소에 대한 영향을 반영한다. 여기서, 주변 요소에 대한 영향은 자세 변화 또는 호흡으로 인한 영향을 포함한다.

[0161]

단계 S860에서 혈압 추정 장치(200)는 입력한 혈압 또는 심박수 데이터에 대하여 심장 및 주변 요소에 대한 영향을 반영한 혈압 정보를 추정한다.

[0162]

단계 S870에서 혈압 추정 장치(200)는 추정된 혈압 정보에 기반하여 자율신경계의 작동을 이용하여 추정 피로도

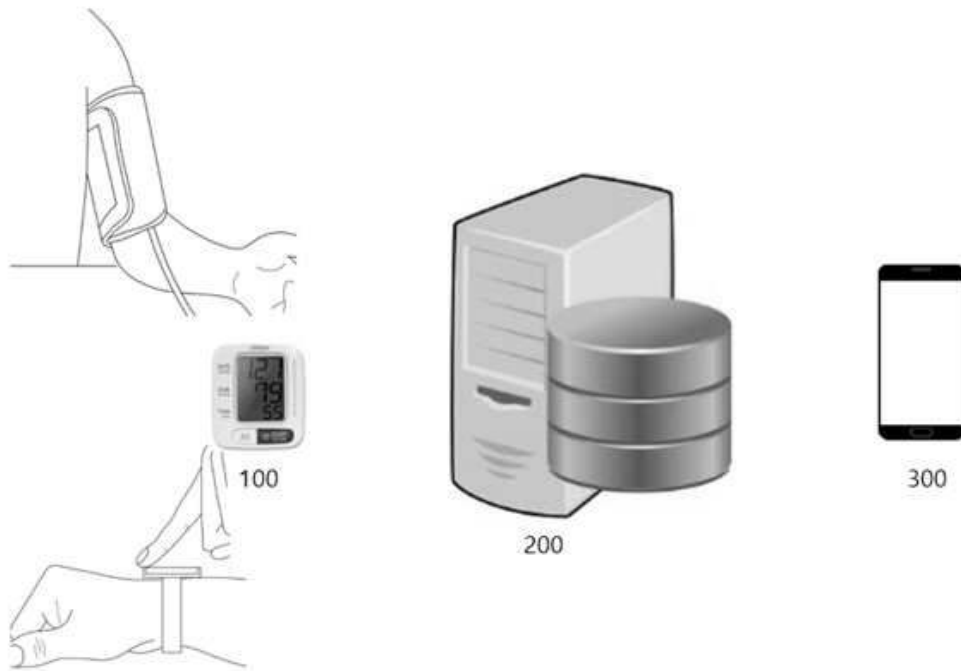
를 계산한다.

[0163] 상술한 본 발명의 실시 예들은 다양한 수단을 통해 구현될 수 있다. 본 발명의 실시 예들은 하드웨어, 펌웨어 (firmware), 소프트웨어 또는 그것들의 결합 등에 의해 구현될 수 있다. 하드웨어에 의한 구현의 경우, 본 발명의 실시 예들에 따른 방법은 하나 또는 그 이상의 ASICs(Application Specific Integrated Circuits), DSPs(Digital Signal Processors), DSPDs(Digital Signal Processing Devices), PLDs(Programmable Logic Devices), FPGAs(Field Programmable Gate Arrays), 프로세서, 컨트롤러, 마이크로 컨트롤러, 마이크로 프로세서 등에 의해 구현될 수 있다. 펌웨어나 소프트웨어에 의한 구현의 경우, 본 발명의 실시 예들에 따른 방법은 이상에서 설명된 기능 또는 동작들을 수행하는 모듈, 절차 또는 함수 등의 형태로 구현될 수 있다. 소프트웨어 코드 등이 기록된 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터 판독 가능 기록 매체 또는 메모리 유닛에 저장되어 프로세서에 의해 구동될 수 있다. 메모리 유닛은 프로세서 내부 또는 외부에 위치하여, 이미 공지된 다양한 수단에 의해 프로세서와 데이터를 주고 받을 수 있다. 또한 본 발명에 첨부된 블록도의 각 블록과 흐름도의 각 단계의 조합들은 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들에 의해 수행될 수도 있다. 이들 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들은 범용 컴퓨터, 특수용 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비의 인코딩 프로세서에 탑재될 수 있으므로, 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비의 인코딩 프로세서를 통해 수행되는 그 인스트럭션들이 블록도의 각 블록 또는 흐름도의 각 단계에서 설명된 기능들을 수행하는 수단을 생성하게 된다. 이들 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들은 특정 방법으로 기능을 구현하기 위해 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비를 지향할 수 있는 컴퓨터 이용 가능 또는 컴퓨터 판독 가능 메모리에 저장되는 것도 가능하므로, 그 컴퓨터 이용가능 또는 컴퓨터 판독 가능 메모리에 저장된 인스트럭션들은 블록도의 각 블록 또는 흐름도 각 단계에서 설명된 기능을 수행하는 인스트럭션 수단을 내포하는 제조 품목을 생산하는 것도 가능하다. 컴퓨터 프로그램 인스트럭션들은 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비 상에 탑재되는 것도 가능하므로, 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비 상에서 일련의 동작 단계들이 수행되어 컴퓨터로 실행되는 프로세스를 생성해서 컴퓨터 또는 기타 프로그램 가능한 데이터 프로세싱 장비를 수행하는 인스트럭션들은 블록도의 각 블록 및 흐름도의 각 단계에서 설명된 기능들을 실행하기 위한 단계들을 제공하는 것도 가능하다. 더불어 각 블록 또는 각 단계는 특정된 논리적 기능을 실행하기 위한 하나 이상의 실행 가능한 인스트럭션들을 포함하는 모듈, 세그먼트 또는 코드의 일부를 나타낼 수 있다. 또한 몇 가지 대체 실시 예들에서는 블록들 또는 단계들에서 언급된 기능들이 순서를 벗어나서 발생하는 것도 가능함을 주목해야 한다. 예컨대, 잇달아 도시되어 있는 두 개의 블록들 또는 단계들은 사실 실질적으로 동시에 수행되는 것도 가능하고 또는 그 블록들 또는 단계들이 때때로 해당하는 기능에 따라 역순으로 수행되는 것도 가능하다.

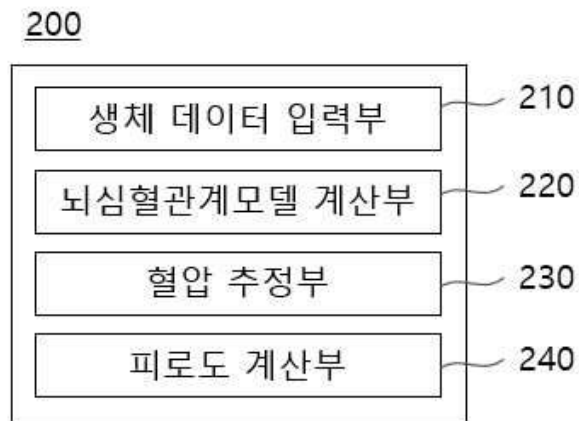
[0164] 이와 같이, 본 발명이 속하는 기술분야의 당업자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시 예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적인 것이 아닌 것으로서 이해해야만 한다. 본 발명의 범위는 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 등가개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

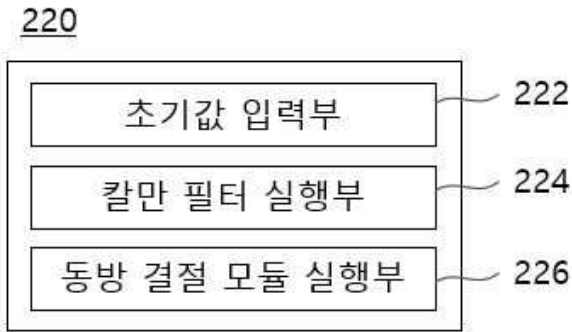
도면1



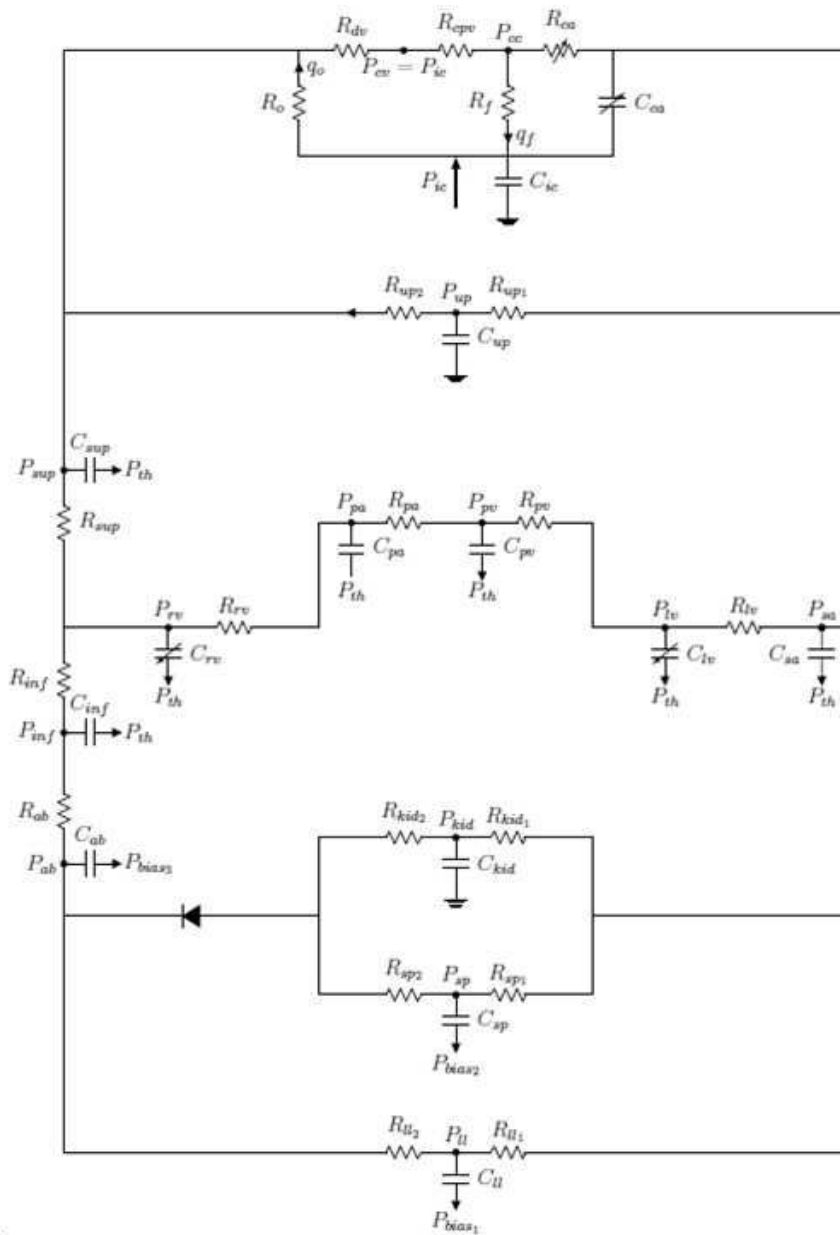
도면2



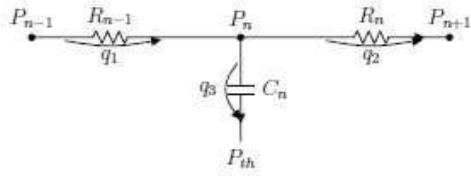
도면3



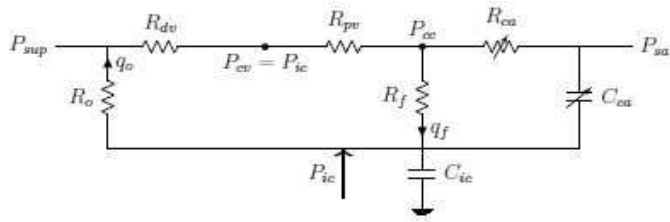
도면4



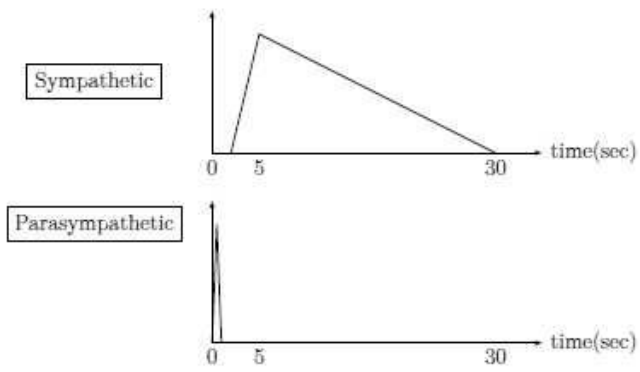
도면5



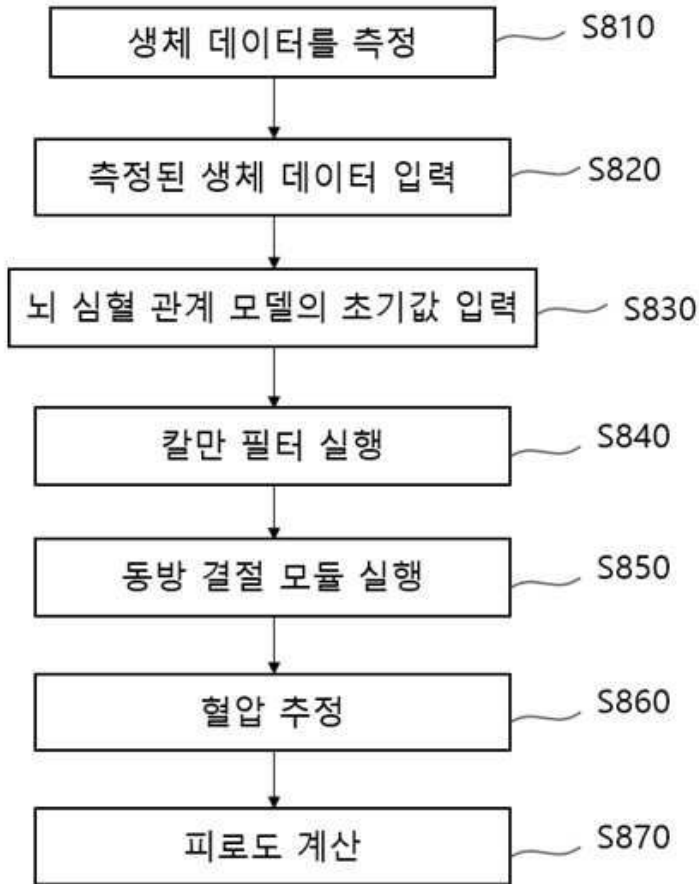
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	基于脑心血管的血压估计装置和方法		
公开(公告)号	KR1020200012072A	公开(公告)日	2020-02-05
申请号	KR1020180086880	申请日	2018-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	Jangtaesu		
申请(专利权)人(译)	Jangtaesu		
[标]发明人	장태수		
发明人	장태수		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/024 A61B5/725 A61B5/7275		
代理人(译)	Jeongdonggyun 南俊旭 Baksangwan 周中		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

血压估计技术领域本发明涉及一种血压估计技术，更具体地，涉及一种使用脑心血管模型来估计血压的设备和方法。本发明提供一种基于脑心血管系统的血压估计装置，包括：生物数据输入单元，用于输入测量的血压或心率数据；以及脑心血管模型计算单元，其使用输入的血压或心率数据基于脑心血管系统来计算每个身体部位的血压；血压估计单元，用于估计每个身体部位的血压。

