



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0119744
(43) 공개일자 2024년08월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
G16H 50/20 (2018.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02125 (2013.01)
A61B 5/7235 (2021.01)
(21) 출원번호 10-2023-0012121
(22) 출원일자 2023년01월30일
심사청구일자 2023년01월30일

(71) 출원인
재단법인 아산사회복지재단
서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 (풍납동)
울산대학교 산학협력단
울산광역시 남구 대학로 93(무거동)
(72) 발명자
신항식
서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 서울아산병원
(74) 대리인
특허법인더웨이브

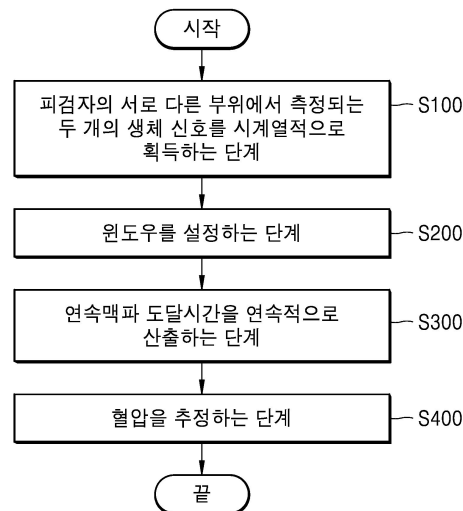
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 연속맥파 도달시간 기반 혈압 추정 방법 및 그 방법을 수행하는 서버

(57) 요약

본 발명의 실시예들은 연속맥파 도달시간 기반 혈압 추정 방법 및 그 방법을 수행하는 서버에 관한 것으로서, 본 발명의 일 실시예는, 피검자의 서로 다른 부위에서 측정되는 두 개의 생체 신호를 시계열적으로 획득하는 단계, 획득된 상기 두 개의 생체 신호에 대하여 윈도우를 설정하는 단계, 상기 윈도우를 시간축을 따라 이동시키면서, 상기 윈도우 내에서 상기 두 개의 생체 신호 사이의 지연 값인 연속맥파 도달시간(continuous pulse transit time, CPTT)을 연속적으로 산출하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법을 제공한다.

대표도 - 도7



(52) CPC특허분류

G16H 50/20 (2018.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345350092
과제번호	2018R1D1A3B07046442
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	이공학학술연구기반구축
연구과제명	모바일헬스케어 및 임상활용을 위한 광용적맥파 응용기술 연구
기 여 율	1/1
과제수행기관명	울산대학교 산학협력단
연구기간	2022.03.01 ~ 2023.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

피검자의 서로 다른 부위에서 측정되는 두 개의 생체 신호를 시계열적으로 획득하는 단계;

획득된 상기 두 개의 생체 신호에 대하여 윈도우를 설정하는 단계; 및

상기 윈도우를 시간축을 따라 이동시키면서, 상기 윈도우 내에서 상기 두 개의 생체 신호 사이의 지연 값인 연속맥파 도달시간(continuous pulse transit time, CPTT)을 연속적으로 산출하는 단계;를 포함하는, 혈압 추정 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 산출된 연속맥파 도달시간으로부터 상기 피검자의 혈압을 추정하는 단계;를 더 포함하는, 혈압 추정 방법.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 윈도우를 설정하는 단계는

상기 두 개의 생체 신호를 시간에 대한 파형으로 변환하고, 상기 변환된 두 개의 생체 신호의 파형을 시간축 상에 순차적으로 배열하고, 상기 두 파형의 시간축에 대하여 사전에 설정된 길이를 갖는 상기 윈도우를 설정하는, 혈압 추정 방법.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 윈도우의 길이는 상기 생체 신호로부터 산출되는 피검자의 평균 박동 간격에 비례하는, 혈압 추정 방법.

청구항 5

제3 항에 있어서,

상기 윈도우의 길이는 상기 두 개의 생체 신호의 상관도 및 지연 값에 따라 결정되는 가중치에 비례하는, 혈압 추정 방법.

청구항 6

제1 항에 있어서,

상기 연속맥파 도달시간을 산출하는 단계는

상기 윈도우를 시간축을 따라 이동시키며 상기 윈도우 내에서 두 개의 생체 신호 간의 지연 값을 추출하되, 상기 윈도우 내에서 상관 계수가 가장 큰 지연 값을 추출하여 상기 연속맥파 도달시간으로 산출하는, 혈압 추정 방법.

청구항 7

제2 항에 있어서,

상기 혈압을 추정하는 단계는

상기 연속맥파 도달시간으로부터 혈압 지수를 산출하고, 상기 혈압 지수로부터 혈압 값을 산출하는, 혈압 추정 방법.

청구항 8

제7 항에 있어서,

상기 혈압 지수는 상기 연속맥파 도달시간의 특징 값들로부터 산출되는, 혈압 추정 방법.

청구항 9

제1 항 내지 제8항 중 어느 한 항에 기재된 방법에 따른 각각의 단계를 수행하는 명령어를 포함하는 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독 가능 기록 매체.

청구항 10

적어도 하나의 프로그램을 저장하는 메모리;

피검자의 생체 신호를 측정하는 센서들과 데이터를 송수신하는 통신부; 및

상기 적어도 하나의 프로그램을 실행함으로써 상기 피검자의 혈압을 추정하는 적어도 하나의 프로세서;

를 포함하며,

상기 메모리는, 상기 적어도 하나의 프로세서가,

피검자의 서로 다른 부위에서 측정되는 두 개의 생체 신호를 시계열적으로 획득하는 단계;

획득된 상기 두 개의 생체 신호에 대하여 윈도우를 설정하는 단계;

상기 윈도우를 시간축을 따라 이동시키면서, 상기 윈도우 내에서 상기 두 개의 생체 신호 사이의 지연 값인 연속맥파 도달시간(continuous pulse transit time, CPTT)을 연속적으로 산출하는 단계; 를 실행하도록 하는 명령어들을 포함하는 것을 특징으로 하는, 서버.

발명의 설명**기술 분야**

[0001] 본 발명의 실시예들은 연속맥파 도달시간 기반 혈압 추정 방법 및 그 방법을 수행하는 서버에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 혈압이란 혈액이 혈관 속을 흐르며 혈관벽에 미치는 압력을 말하는 것으로, 이는 개인의 건강을 진단함에 있어 매우 중요한 지표 중 하나이다. 만성적으로 동맥의 혈압이 올라간 상태인 고혈압은 심혈관 질환의 가장 큰 원인이며 특별한 증상이 없어, 지속적인 모니터링을 통한 혈압 관리가 필수적으로 요구된다. 최근 의료 기술 발전과 만성질환자의 건강관리에 대한 관심이 높아짐에 따라, 지속적으로 혈압을 모니터링 할 수 있는 혈압 측정 장치에 대한 수요가 높아지고 있으며, 관련된 연구가 활발히 진행되고 있다.

[0003] 기존의 혈압 측정 방법으로는 청진법(auscultatory), 오실로메트리법(oscillometry), 용적클램프법(volume clamp method), 동맥압측정법(arterial tonometry) 등의 비침습적인 방식이 선호되어 왔으나, 이러한 기술들은 일반적으로 커프(cuff)를 통해 인체에 압력을 가하여 혈압을 측정하게 되므로 피검자에게 불편함을 초래하고 측정값이 연속적이지 못한 문제점이 있었다.

[0004] 최근 비침습적이면서도 인체의 구속을 최소화하는 커프리스(cuffless) 혈압 측정과 관련된 연구가 이루어지고 있다. 커프리스 혈압 측정이란 커프 없이 혈압을 측정하는 방법을 통칭하는 것으로, 이러한 측정법은 커프를 사용함에 따른 불편함과 통증이 없으며, 부피가 큰 기구가 필요하지 않아 사용이 간편하고 휴대가 가능하도록 소형화할 수 있는 장점이 있어 선호되고 있다.

[0005] 이러한 커프리스 혈압 측정 방법 중 가장 많이 활용되는 것은 맥파전달시간(pulse transit time, PTT)을 기반으로 한 혈압 추정 방법이다. PTT는 인체 내의 두 측정 부위에 맥파가 도달하는 시간차로 정의될 수 있다. PTT 기반의 혈압 추정 방법은 심전도(electrocardiogram), PPG(photoplethysmography, 광전용적맥파) 등의 생체 신호를 이용하여 PTT를 산출한 다음 산출된 PTT를 기반으로 혈압을 간접적으로 추정한다.

[0006] 그러나, PTT 기반의 혈압 추정 방법은 PTT가 펄스당 하나의 값으로 산출됨으로 인해 파형의 특정 지점에서만 계산이 가능한 문제점이 있었고, 산출되는 하나의 변수인 PTT로 독립적인 두 개의 변수(수축기 혈압, 이완기 혈압)를 추정하는 과정에서 추정된 혈압 값의 정확도가 떨어지는 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 실시예들은 상기한 문제 및/또는 한계를 해결하기 위한 것으로, 생체 신호로부터 연속적인 PTT 값을 산출하여 이를 기반으로 혈압을 추정함으로써 정확도가 향상된 혈압 추정 방식을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0008] 그러나 이러한 과제는 예시적인 것으로, 이에 의해 본 발명의 범위가 한정되는 것은 아니다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 일 실시예는, 피검자의 서로 다른 부위에서 측정되는 두 개의 생체 신호를 시계열적으로 획득하는 단계, 획득된 상기 두 개의 생체 신호에 대하여 윈도우를 설정하는 단계 및 상기 윈도우를 시간축을 따라 이동시키면서, 상기 윈도우 내에서 상기 두 개의 생체 신호 사이의 지연 값인 연속맥파 도달시간(continuous pulse transit time, CPTT)을 연속적으로 산출하는 단계를 포함하는 혈압 추정 방법을 제공한다.

[0010] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 산출된 연속맥파 도달시간으로부터 상기 피검자의 혈압을 추정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0011] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 윈도우를 설정하는 단계는 상기 두 개의 생체 신호를 시간에 대한 파형으로 변환하고, 상기 변환된 두 개의 생체 신호의 파형을 시간축 상에 순차적으로 배열하고, 상기 두 파형의 시간축에 대하여 사전에 설정된 길이를 갖는 상기 윈도우를 설정할 수 있다.

[0012] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 윈도우의 길이는 상기 생체 신호로부터 산출되는 피검자의 평균 박동 간격에 비례할 수 있다.

[0013] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 윈도우의 길이는 상기 두 개의 생체 신호의 상관도 및 지연 값에 따라 결정되는 가중치에 비례할 수 있다.

[0014] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 연속맥파 도달시간을 산출하는 단계는 상기 윈도우를 시간축을 따라 이동시키며 상기 윈도우 내에서 두 개의 생체 신호 간의 지연 값을 추출하되, 상기 윈도우 내에서 상관 계수가 가장 큰 지연 값을 추출하여 상기 연속맥파 도달시간으로 산출할 수 있다.

[0015] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 혈압을 추정하는 단계는 상기 연속맥파 도달시간으로부터 혈압 지수를 산출하고, 상기 혈압 지수로부터 혈압 값을 산출할 수 있다.

[0016] 본 발명의 일 실시예에 있어서, 상기 혈압 지수는 상기 연속맥파 도달시간의 특정 값들로부터 산출될 수 있다.

[0017] 본 발명의 일 실시예는, 전술한 방법에 따른 각각의 단계를 수행하는 명령어를 포함하는 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독 가능 기록 매체를 제공한다.

[0018] 본 발명의 일 실시예는, 적어도 하나의 프로그램을 저장하는 메모리, 피검자의 생체 신호를 측정하는 센서들과 데이터를 송수신하는 통신부 및 상기 적어도 하나의 프로그램을 실행함으로써 상기 피검자의 혈압을 추정하는 적어도 하나의 프로세서를 포함하며, 상기 메모리는, 상기 적어도 하나의 프로세서가, 피검자의 서로 다른 부위에서 측정되는 두 개의 생체 신호를 시계열적으로 획득하는 단계, 획득된 상기 두 개의 생체 신호에 대하여 윈도우를 설정하는 단계 및 상기 윈도우를 시간축을 따라 이동시키면서, 상기 윈도우 내에서 상기 두 개의 생체 신호 사이의 지연 값인 연속맥파 도달시간(continuous pulse transit time, CPTT)을 연속적으로 산출하는 단계를 실행하도록 하는 명령어들을 포함하는 것을 특징으로 하는 서버를 제공한다.

[0019] 전술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

[0020] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명의 실시예들은 생체 신호로부터 연속맥파 도달시간을 산출하고 산출된 연속맥파 도달시간을 기반으로 혈압을 추정함으로써 정확도 및 신뢰도가 향상된 추정 혈압을 제공

할 수 있다.

[0021] 또한, 본 발명의 실시예들은 기존의 PTT 기반의 혈압 추정 방법과 달리, 생체 신호의 파형의 모든 지점에서 PTT 값을 산출할 수 있어 수축기 혈압(최고 혈압)과 이완기 혈압(최저 혈압)에 국한되지 않고 이들을 포함하는 중간 단계의 모든 혈압 값, 즉 연속적인 혈압 파형의 변화를 추정할 수 있다.

[0022] 또한, 본 발명의 실시예들은 생체 신호에서의 피크 검출과 같은 전처리 과정을 필요로 하지 않아 더욱 용이하게 혈압을 추정할 수 있으며, 혈압을 추정함에 있어 생체 신호에 포함된 잡음으로 인한 방해가 감소될 수 있다.

[0023] 물론 이러한 효과에 의해 본 발명의 범위가 한정되는 것은 아니다.

도면의 간단한 설명

[0024] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 서버를 개략적으로 도시한 블록도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 서버가 검사 수단으로부터 생체 신호를 획득하는 과정을 설명하기 위한 개념도이다.

도 3은 제1 파형 및 제2 파형에 설정되는 윈도우를 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 종래의 맥파전달시간과 본 발명의 일 실시예에 따른 연속맥파 도달시간을 비교하여 도시한 도면이다.

도 5는 연속맥파 도달시간으로부터 혈압을 추정하는 방법을 도시한 도면이다.

도 6은 도 5에 도시된 연산 블록을 구체적으로 도시한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 연속맥파 도달시간 기반 혈압 추정 방법을 도시한 흐름도이다.

도 8은 추정 혈압과 실제 혈압을 회귀 분석한 결과를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0025] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 이하의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0026] 본 실시예들은 다양한 변환을 가할 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 실시예들의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 내용들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 실시예들은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.

[0027] 도면에서는 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0028] 이하의 실시예에서 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용되었다.

[0029] 이하의 실시예에서 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.

[0030] 이하의 실시예에서 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다.

[0031] 이하의 실시예에서 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우 뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다.

[0032] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 서버(100)를 개략적으로 도시한 블록도이며, 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 서버(100)가 검사 수단으로부터 생체 신호를 획득하는 과정을 설명하기 위한 개념도이다.

[0033] 도 1 및 도 2를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 서버(100)는 외부의 검사 수단으로부터 생체 신호 데이터를 획득하고, 생체 신호 데이터를 이용하여 연속맥파 도달시간(continuous pulse transit time, CPTT)을 산출할 수 있으며, 또한, 산출된 연속맥파 도달시간을 기초로 피검자의 혈압을 추정할 수 있다.

[0034] 본 발명의 네트워크 환경은 서버(100) 및 네트워크를 포함할 수 있으며, 사용자 단말(미도시)을 더 포함할 수 있다.

- [0035] 네트워크의 연결 방식은 제한되지 않으며, 각 네트워크 구성 주체가 서로 원활하게 통신을 할 수 있도록 하는 포괄적인 의미의 데이터 통신망을 의미한다.
- [0036] 네트워크의 통신 방식은 네트워크가 포함할 수 있는 통신망을 활용하는 통신 방식뿐만 아니라 기기들간의 근거리 무선 통신 역시 포함될 수 있다. 예를 들어, 네트워크는 PAN(personal area network), LAN(local area network), CAN(campus area network), MAN(metropolitan area network), WAN(wide area network), BBN(broadband network), 인터넷 등의 네트워크 중 하나 이상의 임의의 네트워크를 포함할 수 있다. 또한, 네트워크는 버스 네트워크, 스타 네트워크, 링 네트워크, 메쉬 네트워크, 스타-버스 네트워크, 트리 또는 계층적(hierarchical) 네트워크 등을 포함하는 네트워크 토폴로지 중 임의의 하나 이상을 포함할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0037] 서버(100)는 사용자 단말과 네트워크를 통해 통신하여 명령, 코드, 파일, 콘텐츠, 서비스 등을 제공하는 컴퓨터 장치 또는 복수의 컴퓨터 장치들로 구현될 수 있다.
- [0038] 일례로, 서버(100)는 네트워크를 통해 접속한 사용자 단말기로 어플리케이션의 설치를 위한 파일을 제공할 수 있다. 이 경우, 사용자 단말기는 서버로부터 제공받은 파일을 이용하여 어플리케이션을 설치할 수 있다. 또한, 사용자는 사용자 단말기에 포함되는 운영체제(Operating system, OS) 및 적어도 하나의 프로그램(일례로 브라우저나 설치된 어플리케이션)의 제어에 따라 서버(100)에 접속하여 서버(100)가 제공하는 서비스나 콘텐츠를 제공할 수 있다. 다른 예로, 서버(100)는 데이터 송수신을 위한 통신 세션을 설정하고, 설정된 통신 세션을 통해 사용자 단말기와의 데이터 송수신을 라우팅할 수도 있다.
- [0039] 서버(100)는 통신부(110), 프로세서(120), 메모리(130) 및 입출력 인터페이스(140)를 포함할 수 있다.
- [0040] 통신부(110)는 피검자의 생체 신호를 측정하는 센서를 포함하는 외부의 검사 수단과 데이터를 송수신할 수 있다. 일 실시예로서, 통신부(110)는 외부의 검사 수단과 유선으로 연결되어 생체 신호 데이터를 획득할 수 있다. 다른 실시예로서, 통신부(110)는 무선 통신을 이용하는 통신모듈로서 기능하여, 외부의 검사 수단으로부터 생체 신호 데이터를 제공받을 수 있다.
- [0041] 여기서, 생체 신호 데이터는 검사 수단을 이용하여 측정된 두 개의 생체 신호를 포함할 수 있다. 두 개의 생체 신호는 피검자의 서로 다른 신체 부위에서 동시에 측정된 것일 수 있다. 예를 들어, 두 개의 생체 신호는 광용적맥파(photoplethysmogram, PPG), 심전도(electrocardiography, ECG), 심진도(seismocardiogram, SCG), 심음도(phonocardiogram, PCG) 및 심장탄동도(ballistocardiogram, BCG) 중 적어도 하나를 포함할 수 있으며, 검사 수단은 상기 생체 신호들을 측정하는 센서일 수 있다.
- [0042] 구체적으로, 검사 수단은 피검자의 서로 다른 신체 부위에 배치되는 제1 검사 수단(C1) 및 제2 검사 수단(C2)으로 이루어질 수 있으며, 두 개의 검사 수단은 서로 같은 종류의 생체 신호를 측정하는 센서일 수 있다. 또한, 두 개의 생체 신호는 제1 검사 수단(C1)으로부터 측정된 제1 생체 신호(M11) 및 제2 검사 수단(C2)으로부터 측정된 제2 생체 신호(M12)일 수 있다.
- [0043] 일 실시예로서, 검사 수단은 PPG 센서일 수 있으며, 이 경우 제1 검사 수단(C1)은 사용자의 손가락에 배치하고, 제2 검사 수단(C2)은 사용자의 발가락에 배치하여 피검자의 서로 다른 부위에서 측정되는 두 개의 생체 신호를 측정할 수 있다. 본 발명의 사상은 이에 한정되지 않으나, 이하에서는 설명의 편의를 위해 두 개의 생체 신호가 두 개의 PPG 센서로부터 측정되는 두 개의 PPG 신호로 구성된 실시예를 중심으로 본 발명의 원리를 설명하고자 한다.
- [0044] 프로세서(120)는 기본적인 산술, 로직 및 입출력 연산을 수행함으로써, 컴퓨터 프로그램의 명령을 처리하도록 구성될 수 있다. 명령은 메모리(130) 또는 통신부(110)에 의해 프로세서(120)로 제공될 수 있다. 예를 들어, 프로세서(120)는 메모리(130)와 같은 기록 장치에 저장된 프로그램 코드에 따라 수신되는 명령을 실행하도록 구성될 수 있다. 여기서, '프로세서(processor)'는, 예를 들어 프로그램 내에 포함된 코드 또는 명령으로 표현된 기능을 수행하기 위해 물리적으로 구조화된 회로를 갖는, 하드웨어에 내장된 데이터 처리 장치를 의미할 수 있다.
- [0045] 이와 같이 하드웨어에 내장된 데이터 처리 장치의 일 예로써, 마이크로프로세서(Microprocessor), 중앙처리장치(Central Processing Unit: CPU), 프로세서 코어(Processor Core), 멀티프로세서(Multiprocessor), ASIC(Application-Specific Integrated Circuit), FPGA(Field Programmable Gate Array) 등의 처리 장치를 망라할 수 있으나, 본 발명의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다. 프로세서(120)는 파형 데이터 생성부(121), 연속맥파 도달시간 산출부(122), 혈압 추정부(123)를 포함할 수 있다.

- [0046] 메모리(130)는 컴퓨터에서 판독 가능한 기록 매체로서, RAM(random access memory), ROM(read only memory) 및 디스크 드라이브와 같은 비소멸성 대용량 기록장치(permanent mass storage device)를 포함할 수 있다. 또한, 메모리(130)에는 운영체제와 적어도 하나의 프로그램 코드(일례로 사용자 단말에 설치되어 구동되는 브라우저나 상술한 어플리케이션 등을 위한 코드)가 저장될 수 있다. 이러한 소프트웨어 구성요소들은 드라이브 메커니즘(drive mechanism)을 이용하여 메모리(130)와는 별도의 컴퓨터에서 판독 가능한 기록 매체로부터 로딩될 수 있다. 이러한 별도의 컴퓨터에서 판독 가능한 기록 매체는 플로피 드라이브, 디스크, 테이프, DVD/CD-ROM 드라이브, 메모리 카드 등의 컴퓨터에서 판독 가능한 기록 매체를 포함할 수 있다. 다른 실시예에서 소프트웨어 구성요소들은 컴퓨터에서 판독 가능한 기록 매체가 아닌 통신부(110)를 통해 메모리(130)에 로딩될 수도 있다. 예를 들어 적어도 하나의 프로그램은 개발자들 또는 어플리케이션의 설치 파일을 배포하는 파일 배포 시스템(일례로 상술한 서버)가 네트워크를 통해 제공하는 파일들에 의해 설치되는 프로그램(일례로 상술한 어플리케이션)에 기반하여 메모리(130)에 로딩될 수 있다.
- [0047] 입출력 인터페이스(140)는 입출력 장치와의 인터페이스를 위한 수단일 수 있다. 예를 들어, 입력 장치는 키보드 또는 마우스 등의 장치를, 그리고 출력 장치는 어플리케이션의 통신 세션을 표시하기 위한 디스플레이와 같은 장치를 포함할 수 있다. 다른 예로 입출력 인터페이스(140)는 터치스크린과 같이 입력과 출력을 위한 기능이 하나로 통합된 장치와의 인터페이스를 위한 수단일 수도 있다.
- [0048] 이하에서는 도 3 내지 도 6을 더 참조하여, 서버(100)를 보다 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0049] 도 3은 제1 파형 및 제2 파형에 설정되는 윈도우(W)를 설명하기 위한 도면이고, 도 4(a)는 종래의 맥과전달시간(PTT) 산출 방법을 도시한 도면이고, 도 4(b)는 본 발명의 일 실시예에 따른 연속맥과 도달시간(CPTT) 산출 방법을 도시한 도면이다. 도 5는 연속맥과 도달시간으로부터 혈압을 추정하는 방법을 도시한 도면이며, 도 6은 도 5에 도시된 연산 블록(F)을 구체적으로 도시한 도면이다.
- [0050] 먼저 도 1 및 2와 함께 도 3 및 도 4를 참조하면, 서버(100)는 파형 데이터 생성부(121), 연속맥과 도달시간 산출부(122)를 포함할 수 있으며, 선택적으로 혈압 추정부(123)를 더 포함할 수 있다. 여기서, 서버(100)는 상기한 구성을 포함하는 하나의 프로세서로 이루어질 수도 있으나, 둘 이상의 프로세서를 이용하여 상기한 구성을 포함할 수도 있다.
- [0051] 파형 데이터 생성부(121)는 시계열적으로 측정된 생체 신호 데이터를 획득하고, 획득된 생체 신호 데이터를 시간에 대한 파형으로 변환하여 파형 데이터를 생성할 수 있다. 생체 신호 데이터는 피검자의 서로 다른 부위에서 측정되는 두 개의 생체 신호를 포함할 수 있다.
- [0052] 일 실시예로서, 파형 데이터 생성부(121)는 생체 신호 데이터에 포함된 두 개의 생체 신호 각각을 시간에 대한 개별 그래프로 변환하고, 변환된 두 개의 개별 그래프의 파형을 시간축 상에 순차적으로 배열하여 파형 데이터를 생성할 수 있다.
- [0053] 구체적으로, 제1 검사 수단(C1) 및 제2 검사 수단(C2)은 시계열적으로 제1 생체 신호(M11) 및 제2 생체 신호(M12)를 획득하며, 이러한 제1 생체 신호(M11) 및 제2 생체 신호(M12)로 이루어진 생체 신호 데이터는 시간에 따라 그 데이터 값이 변화할 수 있다. 파형 데이터 생성부(121)는 생체 신호 데이터에 포함된 제1 생체 신호(M11) 및 제2 생체 신호(M12)를 각각 시간에 따른 데이터 값의 변화로 나타나는 개별 그래프로 변환하고, 각각의 개별 그래프의 파형인 제1 파형(M21) 및 제2 파형(M22)을 통합하여 파형 데이터를 생성할 수 있다. 이때, 파형 데이터 생성부(121)는 두 개의 생체 신호의 시간을 일치시켜 파형 데이터를 생성할 수 있으며, 제1 파형(M21) 및 제2 파형(M22)은 시간축 상에 순차적으로 배열될 수 있다.
- [0054] 제1 파형(M21) 및 제2 파형(M21)은 피검자의 서로 다른 부위에서 측정되는 제1 생체 신호(M11) 및 제2 생체 신호(M12)에서 비롯된 것으로, 서로 유사한 파형을 갖는다. 도 4를 참조하면, 두 개의 생체 신호 중 심장에 더 가까운 위치에서 측정된 생체 신호는 선행하는 파형(예: 제1 파형)을 형성하며, 심장에서 더 먼 위치에서 측정된 생체 신호는 후행하는 파형(예: 제2 파형)을 형성한다. 파형 데이터 생성부(121)는 선행하는 파형과 후행하는 파형을 시간축 상에 순차적으로 배열하여 파형 데이터를 생성할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0055] 한편, 검사 수단을 통해 측정된 생체 신호에는 호흡, 고주파 잡음 등의 불필요한 신호 요소가 포함될 수 있으며, 이러한 노이즈를 제거하기 위한 작업이 파형 데이터 생성부(121)에서 수행될 수 있다. 일 실시예로서, 파형 데이터 생성부(121)는 대역 통과 필터 및 이동 평균 필터를 이용하여 생체 신호 데이터에 포함되어 있는 노이즈를 제거할 수 있으며, 노이즈가 제거된 생체 신호 데이터를 이용하여 파형 데이터를 생성할 수 있다.

- [0056] 연속맥파 도달시간 산출부(122)는 파형 데이터에 윈도우(W)를 설정하고, 윈도우(W)를 시간축을 따라 이동시키면서 연속맥파 도달시간(CPTT)을 연속적으로 산출할 수 있다.
- [0057] 윈도우(W)는 파형 데이터에서 두 파형(M21, M22)을 커버하도록 설정될 수 있으며, 파형 데이터의 시간축에 대하여 사전의 설정된 길이(D)를 갖도록 설정될 수 있다. 구체적으로, 윈도우(W)는 도 4에 도시된 바와 같이 파형 데이터에서 시간축에 대하여 길이 D만큼 이격된 시간 t1과 t2 사이에 설정될 수 있으며, 시간축에 수직인 두 면과 시간축에 나란한 두 면을 가지는 사각형일 수 있다. 이때, 시간축의 수직인 두 면은 모두 제1 파형(M21) 및 제2 파형(M22)과 만나는 점을 가진다.
- [0058] 일 실시예로서, 윈도우(W)의 길이(D)는 피검자의 평균 박동 간격(PD_{mean})에 비례할 수 있다. 평균 박동 간격(PD_{mean})은 박동 폭의 평균을 의미하며, 이때, 박동 폭은 박동의 시작 지점(pulse onset)부터 다음 박동의 시작 지점(pulse onset)까지의 시간 간격으로 정의된다.
- [0059] 구체적으로, 평균 박동 간격(PD_{mean})은 파형 데이터에서 설정된 윈도우(W) 이전 시간의 박동들로부터 산출되는 것일 수 있다. 예를 들어, 평균 박동 간격(PD_{mean})은 윈도우(W)가 설정되는 시간 중 가장 앞선 시간인 t1 이전 시간의 박동 중 t1과 가까운 5개의 박동들의 폭의 평균값으로 산출되는 것일 수 있으나, 반드시 이에 제한되는 것은 아니며, 평균 박동 간격(PD_{mean}) 산출에 사용되는 박동의 개수는 임의로 선택 가능하다.
- [0060] 다른 실시예로서, 윈도우(W)의 길이(D)는 피검자의 박동 폭들의 중간값(median)에 비례할 수도 있다. 상기 중간값은 파형 데이터에서 설정된 윈도우(W) 이전 시간의 박동들로부터 산출되는 것일 수 있으며, 임의로 선택된 박동들의 폭의 중간값으로 산출되는 것일 수 있다.
- [0061] 윈도우(W)의 길이(D)는 수학적 식 1로 표현될 수 있다.

수학적 식 1

$$D = k \cdot PD_{mean}$$

- [0062]
- [0063] 여기서, k는 가중치 상수를 의미한다. 가중치 상수(k)는 파형의 상관도 및 파형의 지연 값에 따라 결정되는 상수로, 0과 1 사이의 값을 가질 수 있다. 파형의 상관도는 파형 데이터에 포함된 두 파형 간의 유사 정도를 나타내는 값으로 두 파형의 유사도가 클수록 큰 값을 갖는다. 파형의 지연 값은 파형 데이터에 포함된 두 파형 간의 시간 지연 정도를 나타내는 값이다. 일 실시예에서, 가중치 상수(k)는 파형의 상관도에 반비례하고, 파형의 지연 값에 비례할 수 있다.
- [0064] 연속맥파 도달시간 산출부(122)는 설정된 윈도우(W) 내에서 두 파형 간의 시간 지연을 산출할 수 있다. 이때, 시간 지연은 두 파형의 교차 상관(cross correlation)을 계산한 후, 상관 계수가 최대값을 갖는 지점을 기준으로 결정되는 것일 수 있다.
- [0065] 또한, 연속맥파 도달시간 산출부(122)는 윈도우(W)를 시간축을 따라 이동시키면서 윈도우(W) 내 두 파형 간의 시간 지연을 산출하여 이를 연속맥파 도달시간(CPTT)으로 산출할 수 있다. 즉, 연속맥파 도달시간(CPTT)은 연속적으로 도출되는 두 파형 간의 시간 지연을 의미한다.
- [0066] 구체적으로, 파형 데이터에 설정되는 윈도우(W)를 시간축을 따라 이동시키는 경우 윈도우(W) 내의 파형은 변화하게 된다. 연속맥파 도달시간 산출부(122)는 이동된 윈도우(W) 내에서 변화된 파형 간의 시간 지연을 산출할 수 있다. 따라서, 연속맥파 도달시간 산출부(122)는 윈도우(W)를 소정의 샘플 속도(sample rate)로 이동시키면서 각각의 시간 위치에서 윈도우(W) 내 두 파형 간의 시간 지연을 산출할 수 있으며, 이를 통해 연속적인 시간 지연 값을 도출할 수 있게 된다.
- [0067] 종래에는 도 4(a)에 도시된 바와 같이, 각 파형에서 특정 지점(예: 맥박 내에서 최대값을 갖는 수축기)을 검출하고 검출된 두 특정 지점 사이의 시간 차이로부터 맥파전달시간(PTT)을 산출하였다. 따라서, PTT를 산출하기 위해서는 복잡한 특정 지점 검출 과정이 선행되어야 하고, PTT가 하나의 박동당 하나의 값으로 산출되어 한 번의 박동에서 변화하는 여러 혈압 값(예: 수축기 혈압 및 이완기 혈압)을 추정하기에 적절하지 않았다.
- [0068] 이에 반해, 본 발명의 일 실시예에 따른 연속맥파 도달시간 산출부(122)는 파형 데이터의 두 개의 파형에 대해

여 소정의 길이를 갖는 윈도우(W)를 설정하고, 설정된 윈도우(W)를 시간축을 따라 이동시키면서 연속적으로 윈도우(W) 내에서 두 파형 간의 시간 지연을 산출하여 연속맥파 도달시간(CPTT)을 산출하게 되며, 이는 도 4(b)의 아래와 같은 연속적인 CPTT 곡선(curve)으로 도출될 수 있다.

[0069] 연속맥파 도달시간(CPTT)은 파형의 특정 지점에서 도출된 하나의 값이 아닌 모든 샘플 파형에 대응하는 값으로 산출될 수 있다. 또한, 피크 검출과 같은 전처리 과정 없이 산출 가능하여 데이터 처리 과정을 단순화할 수 있다.

[0070] 연속맥파 도달시간 산출부(122)에서 산출된 연속맥파 도달시간(CPTT)은 피검자의 생체 신호로부터 도출되는 다양한 건강 지표들을 추정하는 데에 활용될 수 있다. 일 실시예로서, 연속맥파 도달시간(CPTT)은 피검자의 혈압을 추정하는데 사용될 수 있다.

[0071] 이하에서는 도 1과 함께 도 5 및 도 6을 참조하여 혈압 추정부(123)의 혈압 추정 과정을 보다 구체적으로 설명하기로 한다.

[0072] 혈압 추정부(123)는 연속맥파 도달시간 산출부(122)에서 산출된 연속맥파 도달시간(CPTT)을 기초로 피검자의 혈압을 추정할 수 있다. 연속맥파 도달시간(CPTT)은 혈압과 반비례의 관계를 가지며, 이를 통해 유도된 혈압 지수(BPi)는 아래의 수학적식 2를 만족한다.

수학적식 2

$$BPi_{CPTT} = \left(\frac{1}{CPTT} \right)_{norm}$$

[0073]

[0074] 여기서, BPi_{CPTT} 는 연속맥파 도달시간(CPTT)으로부터 유도된 혈압 지수를 의미한다. 혈압 지수 BPi_{CPTT} 는 산출된 CPTT의 역수로 계산되며, 계산된 값이 정규 분포를 갖도록 정규화하여 도출할 수 있다.

[0075] 수학적식 2로부터 수축기 혈압 지수($SBPi_{CPTT}$) 및 이완기 혈압 지수($DBPi_{CPTT}$)가 도출될 수 있다. 수축기 혈압 지수($SBPi_{CPTT}$) 및 이완기 혈압 지수($DBPi_{CPTT}$)는 각각 연속맥파 도달시간(CPTT)의 특정 값인 $CPTT_{DBP}$ 및 $CPTT_{SBP}$ 를 수학적식 2에 적용함으로써 도출될 수 있다. 여기서, $CPTT_{DBP}$ 및 $CPTT_{SBP}$ 는 각각 박동당 연속 교차 상관 곡선의 최대값과 최소값으로 정의된다.

[0076] 구체적으로 도 5를 참조하면, 상단의 그래프는 연속적인 혈압 파형을 나타내는 것으로 SBP_n 은 n번째 수축기 혈압, DBP_n 은 n번째 이완기 혈압을 의미한다. 하단의 그래프는 연속적으로 산출되는 CPTT 곡선을 나타내는 것이며, 비교를 위하여 각 박동당 하나의 값으로 획득되는 PTT를 함께 도시하였다. CPTT 곡선은 각각의 박동에 대응하여 산출되는 것으로, n번째 CPTT 곡선에서의 최대값은 n번째 이완기 혈압(DBP_n)에 대응되는 연속맥파 도달시간인 $CPTT_{DBPn}$ 에 해당하며, CPTT 곡선에서의 최소값은 n번째 수축기 혈압(SBP_n)에 대응되는 연속맥파 도달시간인 $CPTT_{SBPn}$ 에 해당한다. 따라서, 산출된 연속맥파 도달시간(CPTT)의 최소값, 최대값 및 수학적식 2로부터 수축기 혈압 지수($SBPi_{CPTT}$) 및 이완기 혈압 지수($DBPi_{CPTT}$)를 획득할 수 있다.

[0077] 평균동맥혈압 지수($MAPi_{CPTT}$), 맥압 지수(PPi_{CPTT})는 아래의 수학적식 3에 수축기 혈압 지수($SBPi_{CPTT}$) 및 이완기 혈압 지수($DBPi_{CPTT}$)를 대입하여 산출될 수 있다.

수학적식 3

$$MAPi = \frac{SBPi + 2DBPi}{3}$$

[0078]

$$PPi = SBPi - DBPi$$

[0079]

[0080] 혈압 추정부(123)는 수학적식 2 및 수학적식 3의 연산을 수행하여 산출된 연속맥파 도달시간(CPTT)으로부터 수축기

혈압 지수($SBP_{i_{CPTT}}$) 및 이완기 혈압 지수($DBP_{i_{CPTT}}$), 평균동맥혈압 지수($MAP_{i_{CPTT}}$), 맥압 지수($PP_{i_{CPTT}}$) 등의 혈압 지수($BP_{i_{CPTT}}$)를 산출할 수 있다.

[0081] 각각의 혈압 지수들은 아래의 수학적 4의 회귀식을 이용하여 혈압 값으로 도출될 수 있다.

수학적 4

[0082]
$$BP_{CPTT} = a \cdot BP_{i_{CPTT}} + b$$

[0083] 여기서, BP_{CPTT} 는 CPTT로부터 도출되는 수축기 혈압(SBP_{CPTT}), 이완기 혈압(DBP_{CPTT}), 평균동맥혈압(MAP_{CPTT}), 맥압(PP_{CPTT})을 나타내고, a 및 b는 각각의 혈압 측정값에 대한 회귀계수를 나타낸다.

[0084] 즉, 혈압 추정부(123)는 도 6에 도시된 바와 같이 수학적 4의 연산을 수행하여 각각의 혈압 지수들로부터 혈압 값을 산출할 수 있다. 종래에는 단일 값인 PTT를 기반으로 다양한 혈압 값인 SBP, BDP, MAP, PP를 추정했던 반면, 본 발명의 일 실시예에 따른 CPTT 기반의 혈압 추정 방법은 연속맥파 도달시간(CPTT)으로부터 각각의 수축기 혈압 지수($SBP_{i_{CPTT}}$) 및 이완기 혈압 지수($DBP_{i_{CPTT}}$), 평균동맥혈압 지수($MAP_{i_{CPTT}}$), 맥압 지수($PP_{i_{CPTT}}$)를 산출한 다음 혈압의 종류별로 각각 별도의 회귀식을 이용하여 혈압 값(SBP, BDP, MAP, PP)을 추정하게 됨으로써 보다 정확한 혈압 추정 값을 획득할 수 있다.

[0085] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 연속맥파 도달시간 기반 혈압 추정 방법을 도시한 흐름도이다.

[0086] 도 7을 참조하면, 서버(100)의 프로세서(120)는 피검자의 서로 다른 부위에서 측정되는 두 개의 생체 신호를 시계열적으로 획득할 수 있다(S100). 서버(100)의 통신부(110)는 외부의 검사 수단에서 측정된 두 개의 생체 신호를 수신하여 프로세서(120)에 전달할 수 있으며, 프로세서(120)는 두 개의 생체 신호를 포함하는 생체 신호 데이터를 획득할 수 있다.

[0087] 다음, 프로세서(120)는 획득된 두 개의 생체 신호에 대하여 윈도우(W)를 설정할 수 있다(S200).

[0088] 단계 S200에서, 프로세서(120)는 두 개의 생체 신호 각각을 시간에 대한 파형으로 변환하고, 변환된 두 파형을 시간축 상에 순차적으로 배열하여 파형 데이터를 생성한 다음, 두 파형의 시간축에 대하여 사전에 설정된 길이를 갖는 윈도우(W)를 설정할 수 있다.

[0089] 설정되는 윈도우(W)의 길이는 생체 신호로부터 산출되는 피검자의 평균 박동 간격(PD_{mean}) 및/또는 두 개의 생체 신호의 상관도와 지연 값에 따라 결정되는 가중치에 비례할 수 있다.

[0090] 다음, 프로세서(120)는 윈도우(W)를 시간축을 따라 이동시키면서, 윈도우(W) 내에서 두 개의 생체 신호 사이의 지연 값인 연속맥파 도달시간(CPTT)을 연속적으로 산출할 수 있다(S300).

[0091] 연속맥파 도달시간(CPTT)은 외부의 검사 수단에서 측정된 두 개의 생체 신호 사이의 시간 지연을 연속적으로 나타내는 것이며, 단계 S300에서 윈도우(W)를 이동시켜가면서 윈도우(W) 내의 두 파형 간 시간 지연을 연속적으로 추출함으로써 산출될 수 있다. 이때, 시간 지연은 윈도우(W) 내의 두 파형 간의 교차 상관을 계산하여 상관 계수가 가장 큰 지점을 기준으로 결정되는 값일 수 있다.

[0092] 다음, 프로세서(120)는 산출된 연속맥파 도달시간(CPTT)으로부터 피검자의 혈압을 추정할 수 있다(S400).

[0093] 단계 S400에서 프로세서(120)는 연속맥파 도달시간(CPTT)으로부터 혈압 지수($BP_{i_{CPTT}}$)를 산출할 수 있으며, 산출된 혈압 지수($BP_{i_{CPTT}}$)로부터 혈압 값을 산출할 수 있다. 혈압 지수($BP_{i_{CPTT}}$)는 연속맥파 도달시간(CPTT)의 특징 값(예: 최대값, 최소값)들로부터 산출되는 것일 수 있다. 혈압 값은 혈압 지수($BP_{i_{CPTT}}$)를 기초로 회귀분석을 수행하여 산출될 수 있다.

[0094] 도 8은 추정 혈압과 실제 혈압을 회귀 분석한 결과를 도시한 도면이다.

[0095] 도 8을 참조하면, CPTT를 기반으로 추정된 혈압 값들(SBP_{CPTT} , DBP_{CPTT} , MAP_{CPTT})이 PTT를 기반으로 추정된 혈압 값들(SBP_{PTT} , DBP_{PTT} , MAP_{PTT})보다 실제 혈압과 더 근사한 값을 가지는 것을 알 수 있다. 한편, PP_{CPTT} 의 경우 PP_{PTT} 보

다 작은 상관계수(R^2)를 가지지만, 이는 PTT 기반의 혈압 추정법이 생체 신호에 포함된 노이즈에 더 민감하여 생기는 결과로 해석할 수 있다.

[0096] 전술한 바와 같이, 본 발명의 실시예들에 따른 혈압 추정 방법 및 서버는 생체 신호로부터 연속맥파 도달시간(CPTT)을 산출하고 산출된 연속맥파 도달시간(CPTT)을 기반으로 혈압을 추정함으로써 혈압 추정의 정확도를 향상시킬 수 있고, 수축기 혈압 또는 이완기 혈압과 같은 특정 혈압들을 정확하게 추정할 수 있게 된다. 또한, 본 발명의 실시예들은 혈압을 추정함에 있어 생체 신호에 포함된 노이즈의 영향을 감소시킬 수 있어 신뢰도가 향상된 추정 혈압을 제공할 수 있다. 또한, 본 발명의 실시예들은 기존의 PTT 기반의 혈압 추정 방법과 달리, 생체 신호의 파형의 모든 지점에서 시간 지연을 산출할 수 있어 추정 편차를 감소시킬 수 있으며, 데이터 처리가 간편하여 활용도가 증대될 수 있다.

[0097] 본 실시예들은 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행 가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체 및 통신 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 통신 매체는 전형적으로 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈과 같은 변조된 데이터 신호의 기타 데이터, 또는 기타 전송 메커니즘을 포함하며, 임의의 정보 전달 매체를 포함한다.

[0098] 또한, 본 명세서에서, "부"는 프로세서 또는 회로와 같은 하드웨어 구성(hardware component), 및/또는 프로세서와 같은 하드웨어 구성에 의해 실행되는 소프트웨어 구성(software component)일 수 있다.

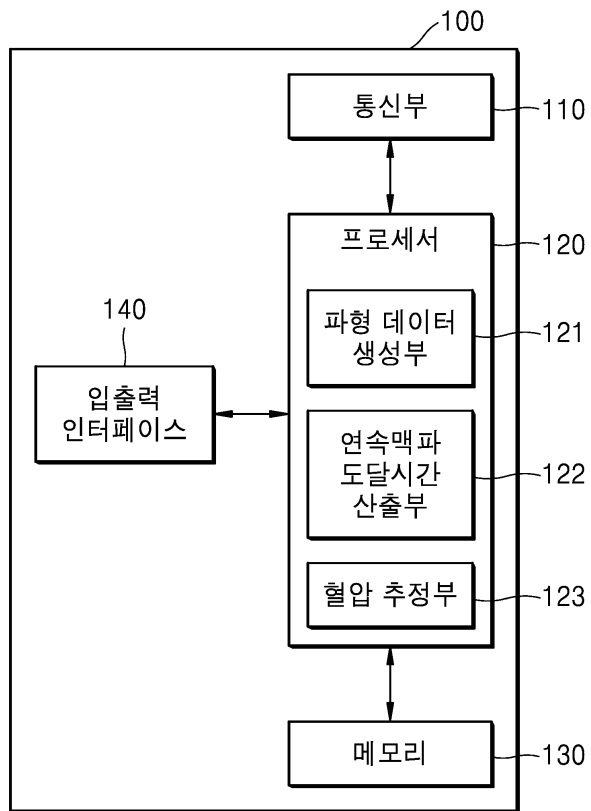
[0099] 이와 같이 본 발명은 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 하여 설명하였으나 이는 예시적인 것에 불과하며 당해 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 실시예의 변형이 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

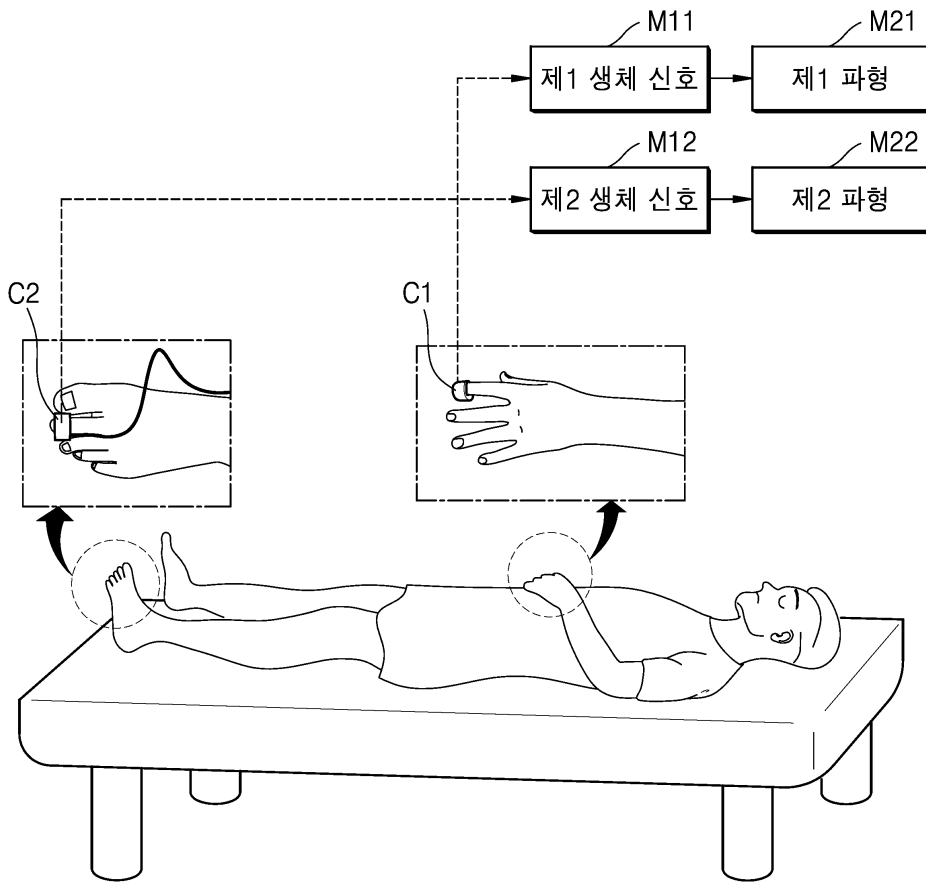
[0100] 100 : 서버
110 : 통신부
120 : 프로세서
121 : 파형 데이터 생성부
122 : 연속맥파 도달시간 산출부
123 : 혈압 추정부
130 : 메모리
140 : 입출력 인터페이스

도면

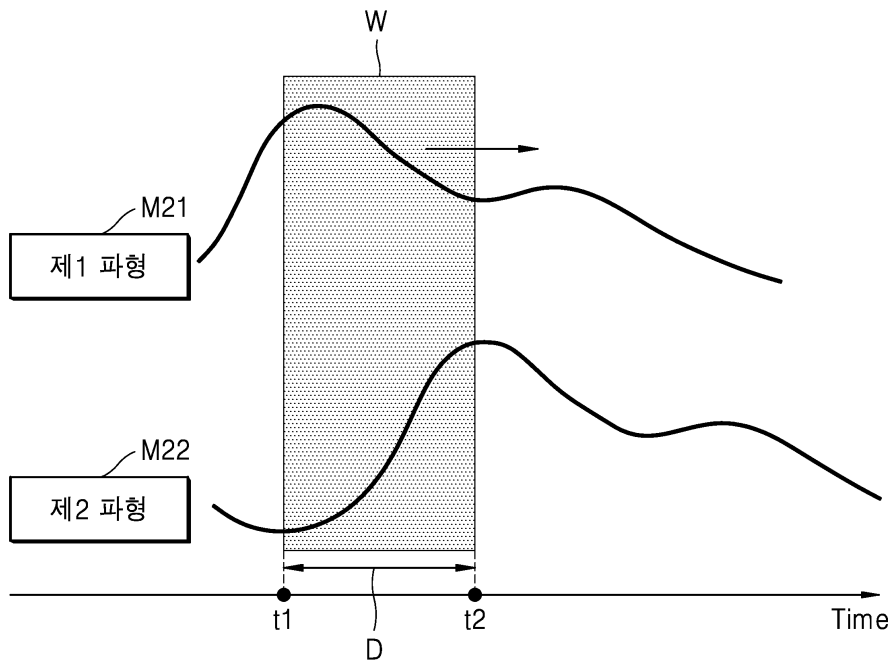
도면1



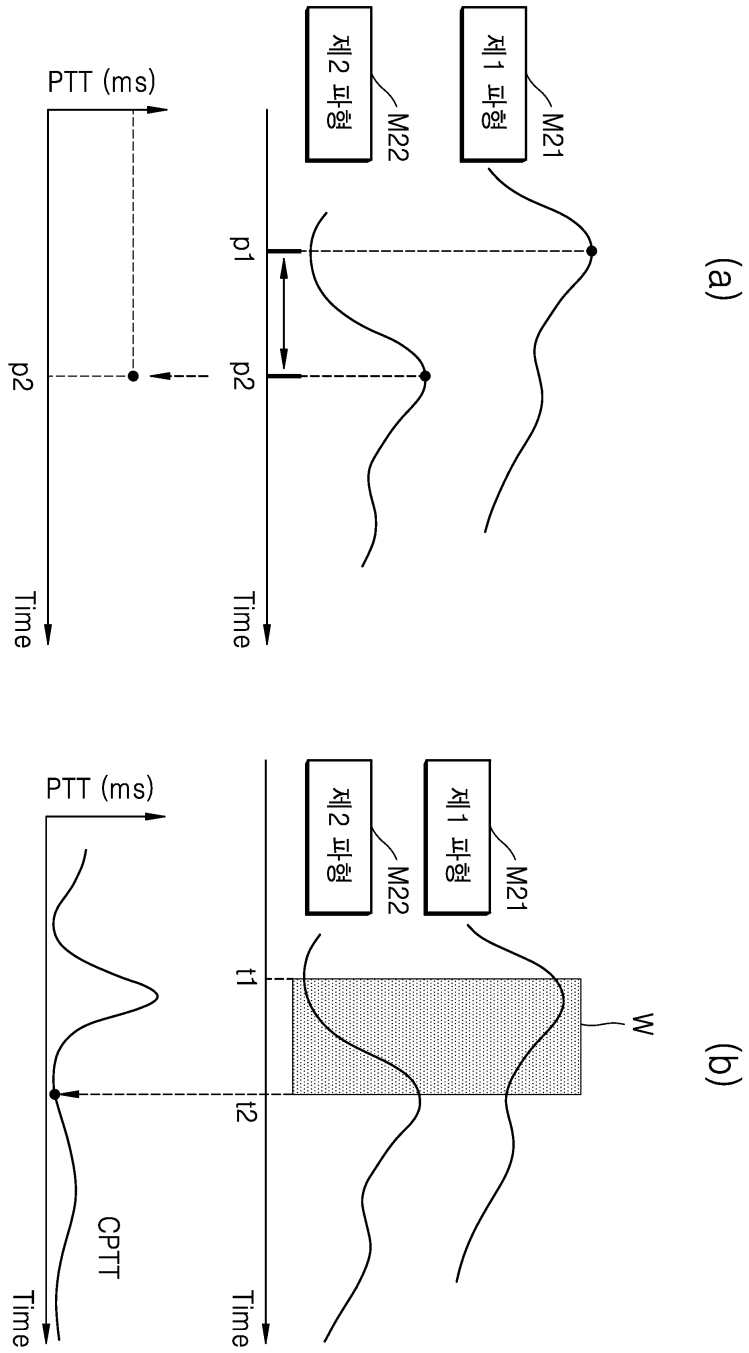
도면2



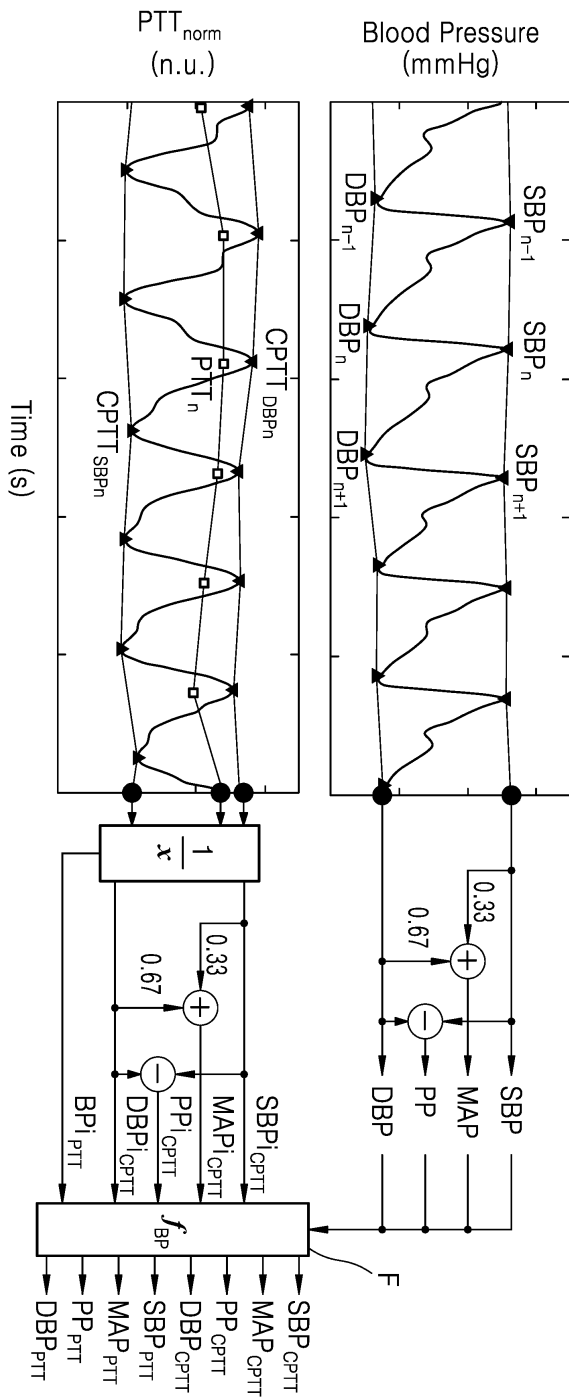
도면3



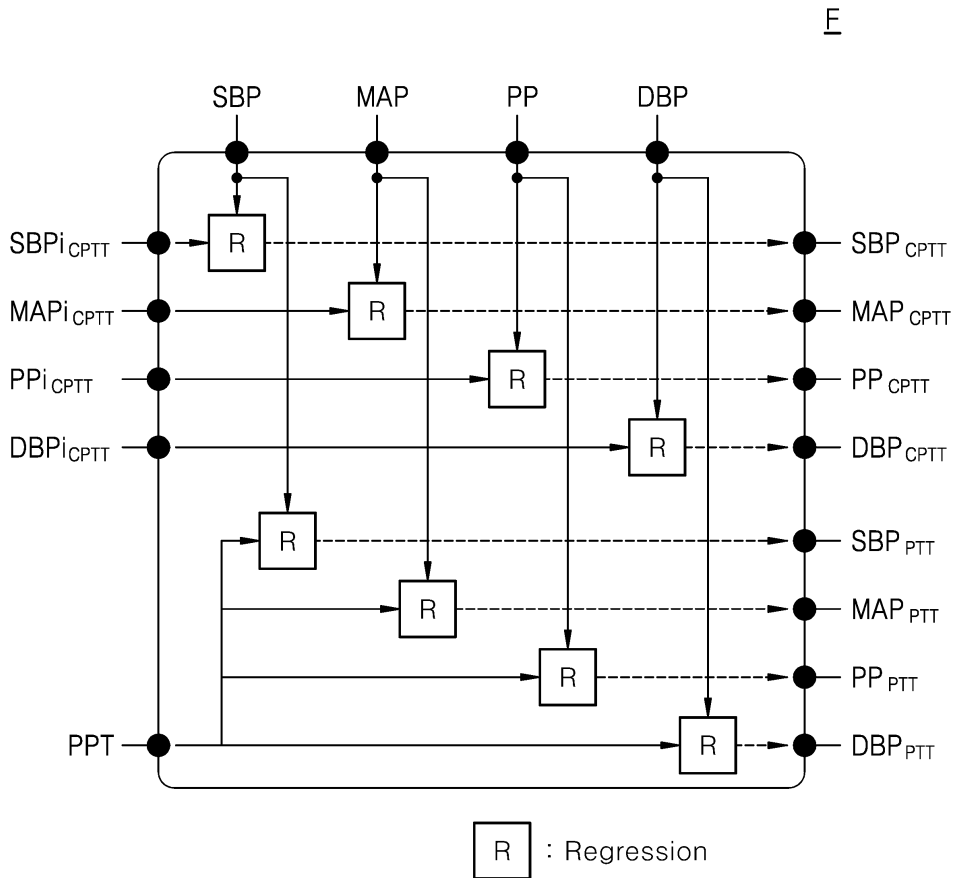
도면4



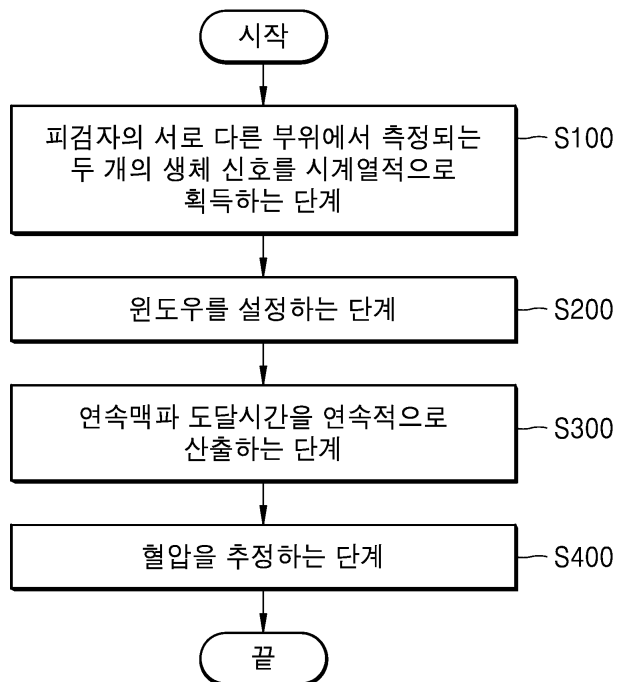
도면5



도면6



도면7



도면8

