



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0004667
(43) 공개일자 2020년01월14일

- | | |
|---|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/021 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61B 5/7264 (2013.01)
A61B 5/021 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2018-0077820
(22) 출원일자 2018년07월04일
심사청구일자 2018년07월04일</p> | <p>(71) 출원인
서울대학교산학협력단
서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)</p> <p>(72) 발명자
김희찬
서울시 종로구 대학로101 서울대병원13-631호
이준녕
서울특별시 서대문구 성산로17길 11(연희동)
(뒷면에 계속)</p> <p>(74) 대리인
리앤목특허법인</p> |
|---|---|

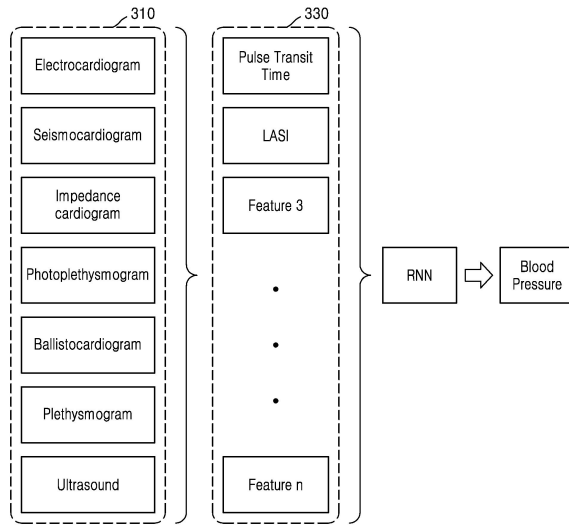
전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 발명의 명칭 **순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법 및 그 방법을 구현하기 위한 구간 혈압 추정 장치**

(57) 요약

본 발명의 일 실시 예는, 과거기간에 적어도 한 가지 이상의 방식으로 측정된 사용자의 생체신호를 수신하고, 상기 수신된 생체신호를 분석하여 상기 생체신호가 측정된 시점별로 특징정보를 추출하는 특징정보추출단계; 상기 추출된 특징정보를 기초로 상기 과거기간에 대한 혈압관련파라미터를 산출하는 파라미터산출단계; 및 상기 산출된 혈압관련파라미터를 순환신경망(RNN: Recurrent Neural Network)에 시계열적으로 입력하여 현재시점을 포함하는 미래기간에서의 상기 사용자의 추정혈압이 출력되도록 제어하는 혈압추정제어단계를 포함하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법을 제공한다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 5/02416 (2013.01)

A61B 5/0402 (2013.01)

A61B 5/1102 (2013.01)

(72) 발명자

이사람

경기도 시흥시 은행로 243-17, 104동 1303호(대야동, 청구아파트)

선석규

경기도 용인시 수지구 성복2로 251, 207동 1801호(성복동, 벼들치마을 성복자이2차)

박종현

서울특별시 서초구 서초대로40길 72, 101동 906호(서초동, 서초한빛삼성아파트)

양승만

서울특별시 용산구 이촌로 303, 23동 701호(이촌동, 현대아파트)

손장재

서울특별시 마포구 양화로 45, 103동 1103호(서교동, 메세나폴리스)

명세서

청구범위

청구항 1

과거기간에 적어도 한 가지 이상의 방식으로 측정된 사용자의 생체신호를 수신하고, 상기 수신된 생체신호를 분석하여 상기 생체신호가 측정된 시점별로 특징정보를 추출하는 특징정보추출단계;

상기 추출된 특징정보를 기초로 상기 과거기간에 대한 혈압관련파라미터를 산출하는 파라미터산출단계; 및

상기 산출된 혈압관련파라미터를 순환신경망(RNN: Recurrent Neural Network)에 시계열적으로 입력하여 현재시점을 포함하는 미래기간에서의 상기 사용자의 추정혈압이 출력되도록 제어하는 혈압추정제어단계를 포함하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 특징정보추출단계는,

상기 생체신호에 앙상블 평균(ensemble average)을 적용하여 상기 특징정보를 추출하는 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 특징정보추출단계는,

상기 추출된 특징정보에 서포트 벡터 머신(SVM: Support Vector Machine)을 통해서 노이즈를 제거하거나 노이즈가 기설정값 이상 존재하는 구간을 검출하는 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 생체신호는,

심전도검사(ECG), 지진박동곡선검사, 임피던스검사, 광용적맥파검사(PPG), 심장탄도검사(BCG), 지침용적맥파검사, 초음파검사 중 적어도 한 가지 이상의 방법을 통해 측정된 생체신호인 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 생체신호는,

심전도검사(ECG) 및 광용적맥파검사(PPG)를 통해 측정된 사용자의 생체신호이고,

상기 파라미터산출단계는,

상기 심전도검사에 따른 생체신호의 특징정보와 상기 광용적맥파검사에 따른 생체신호의 특징정보와의 격차를 상기 혈압관련파라미터로 산출하는 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 생체신호는,

심전도검사(ECG) 및 광용적맥파검사(PPG)를 통해 측정된 사용자의 생체신호이고,
 상기 파라미터산출단계는,

상기 심전도검사에 따른 생체신호의 특징정보로부터 산출된 맥파전달시간(PTT: pulse transit time) 및 상기 광용적맥파검사에 따른 생체신호의 특징정보로부터 산출된 맥파전달시간의 시점별 격차를 상기 혈압관련파라미터로 산출하는 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 생체신호는,

광용적맥파검사(PPG)를 통해 측정된 사용자의 생체신호를 포함하고,

상기 파라미터산출단계는,

상기 광용적맥파검사에 따른 생체신호의 여덟 가지의 특징정보로부터 상기 혈압관련파라미터를 산출하는 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 방법은,

상기 과거기간의 각 시점별 혈압들을 정규화시켜서 정규화된 혈압(normalized blood pressure)을 산출하고, 상기 정규화된 혈압들을 상기 정규화된 혈압의 값에 따라 적어도 두 가지 이상의 클래스로 분류하는 클래스분류단계를 더 포함하고,

상기 혈압추정제어단계는,

상기 클래스의 소프트맥스(softmax)를 기초로 산출되는 크로스 엔트로피(cross entropy)가 최소값이 될 때까지 반복하여, 상기 사용자의 추정혈압이 출력되도록 제어하는 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 생체신호는,

90 카디악 사이클(cardiac cycle)에 대한 생체신호인 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 생체신호는,

60 이상 90 이하의 카디악 사이클(cardiac cycle)에 대한 생체신호인 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 생체신호는,

150 카디악 사이클(cardiac cycle)에 대한 생체신호인 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 12

제1항에 있어서,

상기 생체신호는,

45초 이상 90초 이하의 시간동안 측정된 생체신호인 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법.

청구항 13

제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 따른 방법을 구현하기 위한 프로그램을 저장하고 있는 컴퓨터 판독가능한 기록매체.

청구항 14

과거기간에 적어도 한 가지 이상의 방식으로 측정된 사용자의 생체신호를 수신하고, 상기 수신된 생체신호를 분석하여 상기 생체신호가 측정된 시점별로 특징정보를 추출하는 특징정보추출단부;

상기 추출된 특징정보를 기초로 상기 과거기간에 대한 혈압관련파라미터를 산출하는 파라미터산출부; 및

상기 산출된 혈압관련파라미터를 순환신경망(RNN: Recurrent Neural Network)에 시계열적으로 입력하여 현재시점을 포함하는 미래기간에서의 상기 사용자의 추정혈압이 출력되도록 제어하는 혈압추정제어부를 포함하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 장치.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 장치는,

상기 과거기간의 각 시점별 혈압들을 정규화시켜서 정규화된 혈압(normalized blood pressure)을 산출하고, 상기 정규화된 혈압들을 상기 정규화된 혈압의 값에 따라 적어도 두 가지 이상의 클래스로 분류하는 클래스분류부를 더 포함하고,

상기 혈압추정제어부는,

상기 클래스의 소프트맥스(softmax)를 기초로 산출되는 크로스 엔트로피(cross entropy)가 최소값이 될 때까지 반복하여, 상기 사용자의 추정혈압이 출력되도록 제어하는 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 장치.

청구항 16

제14항에 있어서,

상기 생체신호는,

90 카디악 사이클(cardiac cycle)에 대한 생체신호인 것을 특징으로 하는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 장치.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법 및 그 장치에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는, 순환신경망을 이용하여 구간혈압을 추정하는 데에 있어서, 순환신경망의 입력데이터를 정제 및 전처리함으로써, 과거시점에 측정된 생체신호를 기반으로 하여 미래시점의 지속적 혈압을 정확하게 추정하는 방법 및 그 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0001]

- [0002] 최근 고혈압 및 저혈압 환자가 증가하고 있으며, 혈압과 관련된 질환을 앓고 있는 환자가 아니라고 해도 갑작스러운 혈압의 증가 또는 감소로 인한 후유장애는 영구적인 특성을 가지므로, 혈압의 변화를 파악하고 미래시점의 혈압을 추정하는 방식에 대한 많은 연구가 진행되어 왔다.
- [0003] 통계에 따르면, 심혈관계질환(Cardiovascular disease)은 전체인구의 37%에 영향을 미치며, 가장 주요한 사망요인이다. 심혈관계질환 중에서도 특히 고혈압 같은 경우는 조기진단과 예방이 중요시된다. 따라서 고혈압을 비롯한 각종심혈관계 질병을 조기에 진단하고 치료하기 위해서는, 환자 또는 잠정적 환자들이 자신의 혈압 및 심혈관계 질환의 변화를 지속적으로 모니터링할 필요가 있다.
- [0004] 종래에 알려진 혈압추정방법은 혈압 추정용 생체신호, 파라미터의 시간에 따른 변화 및 혈압추정대상의 개인적 특성을 전혀 고려하지 않고 혈압을 추정하였다. 혈압추정을 위한 파라미터의 편차가 사람에 따라서 천차만별이고, 정상범위의 혈압을 나타내는 기본혈압(baseline value)도 사람에 따라서 편차가 매우 크기 때문에, 종래에 알려진 방법처럼 현재 값만 사용하여 미래의 혈압을 추정하면 낮은 정확도를 기대할 수 밖에 없는 한계점이 있다.
- [0005] 순환신경망(RNN: Recurrent Neural Network)은 기억력이 있는 인공신경망(ANN: Artificial Neural Network)으로 소개될 정도로, 딥러닝 기법 중에서도 핵심적인 도구로 알려져 있다. 기존의 ANN는 정해진 한 시점의 파라미터를 입력으로 받아서 그 시간에 대응되는 출력값을 추정하지만, RNN은 시계열 파라미터를 입력데이터로 받아서 시계열 데이터를 출력하는 특성을 갖는다. 구조적으로 보면, 한 시간의 입력이 그 시간뿐만 아니라 미래의 여러 시점에도 각각 영향을 준다는 점을 고려하여 고안된 기법이라고 볼 수 있다.
- [0006] 도 1은 순환신경망이 동작하는 일 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [0007] 도 1을 참조하면, 순환신경망은 임베딩레이어(110), 히든레이어(130) 및 아웃풋레이어(150)로 구성된다는 것을 알 수 있다. 보다 구체적으로, 도 1은 사용자가 키보드를 통해 타이핑을 하는 과정에서 'you will never believe'까지 문장을 완성하였을 때, 그 다음에 타이핑되는 단어가 어떤 단어가 될 것 인지 추정하기 위해 RNN이 구동되는 동작을 도식적으로 나타낸 도면이다. 도 1에서 사용된 순환신경망은 바이 디렉셔널 순환신경망(bi-directional RNN)이다.
- [0008] 임베딩레이어(110)는 시계열 입력데이터를 받아들이는 층(layer)으로서, 도 1에서 임베딩레이어(110)는 시계열 입력데이터로서 you, will, never, believe, 이상 4개의 단어를 받아들였다는 것을 알 수 있다. 임베딩레이어(110)에서 입력된 시계열 데이터는 라벨링되어 히든레이어(130)에 전달된다.
- [0009] 히든레이어(130)는 시계열 입력데이터를 전달받아 시점별로 분석하고 인접한 시점에 대해서 학습하는 층으로서, 가장 최우선인 t-4시점에 입력된 you는 그 다음 시점인 t-3시점에 입력된 will 및 t-2시점에 입력된 never에 영향을 주도록 학습된다. 히든레이어(130)는 포워드레이어(forward layer)와 백워드레이어(backward layer)로 구성되어 시계열 데이터를 학습하도록 설계되어 있고, 내부적으로 설정된 비용함수(cost function)의 값을 최소화시키기 위해서 반복적으로 학습(training) 및 시험(test)된다.
- [0010] 아웃풋레이어(150)는 히든레이어(130)에서 최적화된 결과값을 통해서 최종적인 출력값을 출력하는 층이다. 도 1에서 아웃풋레이어(150)는 임베딩레이어(110)에 입력된 시계열 파라미터에 대응하여, what, how, where 등의 단어를 출력할 수 있다.
- [0011] 한편, 비침습적으로 혈압을 측정하는 방법으로서, 커프(cuff)를 상완, 종아리, 허벅지에 둘러서 측정하는 방법(sphygmogram)이 가장 널리 이용되고 있으나, 사용자의 순응도가 낮아서 빈번한 측정에는 적합하지 않은 특성이 있는바, 빈번한 측정이 용이하면서 과거시점의 혈압의 변화 및 개개인의 혈압변화특성을 고려하여 혈압을 추정할 수 있는 방법이 필요한 시점이다.
- [0012] 여기서, 사용자의 순응도가 낮다는 의미는 일반인인 사용자가 혈압을 측정하는 빈도수가 그다지 높지 않은 경향을 의미하고, 모처럼 사용자가 혈압을 측정한다고 하더라도 백의고혈압(white coat hypertension)에 의해서 혈압을 정확하게 측정하기 어려운 상황에 놓이기 쉬울 뿐만 아니라, 사용자의 혈압은 하루에 걸쳐서 다양한 변화하기 때문에 더욱 더 종래에 알려진 기술보다 개인의 특성 및 시간적 변화를 고려한 혈압측정 및 추정 기술이 필요하다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0013] (특허문헌 0001) 1. 미국 등록특허공보 제5339818호 (1994.08.23. 등록)
 (특허문헌 0002) 2. 미국 등록특허공보 제9767557호 (2017.09.19. 등록)

비특허문헌

- [0014] (비특허문헌 0001) Innovative continuous non-invasive cuffless blood pressure monitoring based on photoplethysmography technology. Intensive Care Med, 39:1618-1625. Ruiz_rodriguez, et. al. (2013).

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0015] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 혈압을 추정하는 데에 이용되는 파라미터의 시간적인 변화 및 혈압을 측정하기 위한 대상의 고유한 특성을 모두 고려하여, 미래시점의 지속적인 혈압의 변화를 정확하게 추정할 수 있는 방법 및 그 장치를 제공하는 데에 있다.

과제의 해결 수단

- [0016] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 실시 예에 따른 방법은, 과거기간에 적어도 한 가지 이상의 방식으로 측정된 사용자의 생체신호를 수신하고, 상기 수신된 생체신호를 분석하여 상기 생체신호가 측정된 시점별로 특징정보를 추출하는 특징정보추출단계; 상기 추출된 특징정보를 기초로 상기 과거기간에 대한 혈압관련파라미터를 산출하는 파라미터산출단계; 및 상기 산출된 혈압관련파라미터를 순환신경망(RNN: Recurrent Neural Network)에 시계열적으로 입력하여 현재시점을 포함하는 미래기간에서의 상기 사용자의 추정혈압이 출력되도록 제어하는 혈압추정제어단계를 포함한다.

- [0017] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명의 다른 일 실시 예에 따른 장치는, 과거기간에 적어도 한 가지 이상의 방식으로 측정된 사용자의 생체신호를 수신하고, 상기 수신된 생체신호를 분석하여 상기 생체신호가 측정된 시점별로 특징정보를 추출하는 특징정보추출단부; 상기 추출된 특징정보를 기초로 상기 과거기간에 대한 혈압관련파라미터를 산출하는 파라미터산출부; 및 상기 산출된 혈압관련파라미터를 순환신경망(RNN: Recurrent Neural Network)에 시계열적으로 입력하여 현재시점을 포함하는 미래기간에서의 상기 사용자의 추정혈압이 출력되도록 제어하는 혈압추정제어부를 포함한다.

- [0018] 본 발명의 일 실시 예는 순환신경망을 이용한 구간혈압 추정 방법을 구현하기 위한 프로그램을 저장하고 있는 컴퓨터 판독가능한 기록매체를 제공한다.

발명의 효과

- [0019] 본 발명에 따르면 비침습적인 방식을 통해 수집된 생체신호를 통해서 혈압을 정확하게 추정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0020] 도 1은 순환신경망이 동작하는 일 예를 설명하기 위한 도면이다.
 도 2는 본 발명에 따라 RNN을 통해서 구간혈압을 추정하는 과정의 일 예를 도식적으로 나타내는 도면이다.
 도 3은 본 발명에 따른 구간혈압 추정 방법을 도식적으로 설명하는 도면이다.
 도 4는 본 발명에 따른 구간혈압 추정 장치의 일 예의 블록도를 도시한 도면이다.
 도 5는 혈압관련파라미터가 정규화되는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
 도 6은 90 심주기 카디악 사이클의 생체신호로부터 산출된 혈압관련파라미터가 RNN에 적용되는 과정을 도식적으로 나타내는 도면이다.
 도 7은 ECG 및 PPG를 통한 생체신호로부터 산출된 혈압관련파라미터를 설명하기 위한 도면이다.

- 도 8은 클래스분류부가 수행하는 기능을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 9는 도 8에서 클래스분류방식으로 추정된 혈압의 파형을 추가로 도시하고 있는 도면이다.
- 도 10a는 본 발명에 따른 추정방법의 정확도를 도식적으로 나타내는 도면의 일 예이다.
- 도 10b 및 도 10c는 본 발명을 적용한 결과로서, 수축기 및 이완기에 해당하는 도표를 나타낸 도면이다.
- 도 11은 본 발명에 따른 추정방법의 정확도를 도식적으로 나타내는 도면의 다른 일 예이다.
- 도 12는 본 발명에 따른 추정방법의 정확도를 도식적으로 나타내는 도면의 또 다른 일 예이다.
- 도 13은 본 발명에 따른 구간혈압 추정방법의 일 예의 흐름도를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0021] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시 예를 가질 수 있는바, 특정 실시 예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시 예를 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시 예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.
- [0022] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0023] 이하의 실시 예에서, 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용되었다.
- [0024] 이하의 실시 예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.
- [0025] 이하의 실시 예에서, 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징을 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다.
- [0026] 어떤 실시 예가 달리 구현 가능한 경우에 특정한 공정 순서는 설명되는 순서와 다르게 수행될 수도 있다. 예를 들어, 연속하여 설명되는 두 공정이 실질적으로 동시에 수행될 수도 있고, 설명되는 순서와 반대의 순서로 진행될 수 있다.
- [0027] 도 2는 본 발명에 따라 RNN을 통해서 구간혈압을 추정하는 과정의 일 예를 도식적으로 나타내는 도면이다.
- [0028] 도 2에서는, 도 1에서 설명한 RNN을 기초로 하여 결과값이 출력되므로, 이하에서는, 도 1에서 설명한 것과 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0029] 도 2에서 임베딩레이어에는 시계열 데이터로서, t-4시점부터 t-1시점까지의 사용자의 심박수(HR: Heart Rate)가 입력된다. 여기서, t시점을 현재 시점이라고 간주하고, t-4 내지 t-1시점은 과거 시점으로 간주한다. RNN은 시계열 데이터를 입력받아서 시계열 데이터를 출력하므로, 입력된 시계열 데이터가 t-4 내지 t-1시점의 심박수에 대한 데이터라면, t시점 및 t시점 이후의 심박수에 대한 데이터를 출력할 수 있어야 하나, 전술한 것과 같이, 비침습적인 생체신호로부터 사람의 혈압을 추정하기 위해서는 파라미터의 시간에 따른 변화 및 대상이 되는 사람의 고유특성을 모두 고려해야 하므로, RNN에 입력되는 데이터가 RNN을 통해 적절한 출력값을 출력할 수 있게끔 전처리(preprocessing)과정이 필요하다.
- [0030] 종래에도 RNN을 통해서 혈압을 추정하려고 했던 시도는 있었으나, RNN에 입력되는 데이터가 정확한 혈압을 추정할 수 있도록 가공되지 않아서 정확도가 매우 낮은 문제점이 있었다. 본 발명에 따르면, RNN에 입력되는 데이터를 효과적으로 전처리하여 현재시점을 포함한 미래시점의 혈압을 정확하게 추정할 수 있게 된다. 이하에서, 구간혈압은 특정한 고정시점이 아닌 일정한 시간동안의 일련의 혈압값을 통칭하는 것으로 간주한다.

표 1

추정대상	혈압함수
A의 BP(t)	$0.3*HR(t-4)+0.4*HR(t-3)+0.5*HR(t-2)+0.7*HR(t-1)+80$
B의 BP(t)	$0.1*HR(t-4)+0.8*HR(t-3)+1.33*HR(t-2)+2.1*HR(t-1)+40$

- [0032] 표 1은 사용자 A 및 사용자 B의 현재 시점인 t시점의 혈압함수의 일 예를 나타낸다.
- [0033] 표 1과 같이 현재시점인 t시점의 혈압은 t-4 내지 t-1 시점의 혈압함수에 서로 다른 슬로프(slope)가 곱해지고, 오프셋(offset)을 더하는 방식으로 정의될 수 있다. 위와 같이, t시점의 혈압함수를 구성하는 파라미터는 양(positive)의 슬로프 및 오프셋을 갖고 있으나, 그 크기(magnitude)는 각각 다른 특성을 갖는다. 표 1과 같이, 현재시점의 혈압은 현재시점 이전의 여러 과거시점의 혈압에 영향을 받아서 최종적으로 결정되는 특성을 갖고 있다.
- [0034] 전술한 것과 같이, 표 1은 혈압함수의 일 예에 불과하므로, t시점의 혈압함수는 t시점 이전의 혈압함수 외에도 다른 생체신호에 따른 함수로 구성될 수도 있다.
- [0035] 도 3은 본 발명에 따른 구간혈압 추정 방법을 도식적으로 설명하는 도면이다.
- [0036] 본 발명에 따른 구간혈압 추정 방법은, 비침습적(Non-invasive)이고, 연속적인(continuous)인 생체신호들(biosignals)로부터 현재시점 이후의 사용자의 구간혈압을 정확하게 추정하는 것을 목적으로 한다.
- [0037] 먼저, 1차정보(310)는 비침습적이고 연속적인 비가공 생체신호(Raw Biosignal)를 포함한다. 1차정보(310)에 포함될 수 있는 생체신호로서, 심전도검사(ECG: electrocardiogram), 지진박동곡선검사(seismocardiogram), 임피던스검사(impedance cardiogram), 광용적맥파검사(PPG: photoplethysmogram), 심장탄도검사(BCG: ballistocardiogram), 지침용적맥파검사(plethysmogram), 초음파검사(ultrasound)에 의해 측정된 생체신호가 있다. 전술한 검사는 절개를 동반하지 않는 비침습적검사이지만, 측정대상이 되는 사용자의 혈압을 측정하고 추정하는 데에 있어서 의미있는 정보를 제공하는 특성을 갖는다.
- [0038] 또한, 전술한 검사의 종류에 포함되지 않더라도, 비침습적이고 연속적인 신호로서, 측정대상이 되는 사용자의 혈압을 측정하고 추정하는 데에 의미있는 정보를 제공할 수 있는 검사라면 아무런 제한없이 본 발명이 적용될 수 있음은 자명하다.
- [0039] 2차정보(330)는 1차정보(310)를 가공하여 도출될 수 있는 정보를 의미한다. 1차정보(310)는 생체신호의 파형 그 자체에 대한 정보이므로, 정보량이 지나치게 많고 혈압을 추정하는 데에 있어서 잡음(noise)도 상당히 많이 섞여 있어서, 2차정보(330)는 정확하게 혈압을 추정하고 컴퓨터를 통한 연산량을 최소화하기 위해서 원본데이터(raw data)에서 특징이라고 볼 수 있는 정보만을 추출하는 방식으로 산출될 수 있다. 2차정보(330)에 포함되는 정보로서, 맥파전달시간(PTT: Pulse Transit Time), 맥파도착시간(PAT: Pulse Arrival Time), LASI(Large Artery Stiffness Index) 등이 포함될 수 있다.
- [0040] 2차정보(330)가 1차정보(310)로부터 획득되면, RNN은 2차정보(330)를 입력데이터로 전달받아서 최종적으로 혈압(blood pressure)을 출력한다. 이때, RNN의 출력값으로 나오는 혈압은 현재시점을 포함하는 미래시점의 혈압으로서, 입력데이터 및 출력데이터가 시계열 데이터로 나오는 RNN의 특성상 구간혈압이 된다
- [0041] 도 4는 본 발명에 따른 구간혈압 추정 장치의 일 예의 블록도를 도시한 도면이다.
- [0042] 도 4를 참조하면, 본 발명에 따른 구간혈압 추정 장치(400)는 특징정보추출부(410), 파라미터산출부(430), 클래스분류부(450) 및 혈압추정제어부(470)를 포함하는 것을 알 수 있다. 이하에서는, 설명의 편의를 위해서, 도 2 및 도 3을 참조하여 설명하기로 한다.
- [0043] 특징정보추출부(410)는 과거기간에 적어도 한 가지 이상의 방식으로 측정된 사용자의 생체신호를 수신하고, 수신된 생체신호를 분석하여 생체신호가 측정된 시점별로 특징정보를 추출한다. 여기서, 한 가지 이상의 방식이라고 함은, 도 3의 1차정보(310)에서 설명한 심전도검사(ECG), 광용적맥파검사(PPG) 등을 의미한다. 또한, 특징정보는 생체신호로부터 획득된 정보로서, 사용자의 혈압을 추정하기 위해서 필요한 정보를 의미하고, 도 3의 2차정보(330)가 특징정보가 될 수 있다. 과거기간은 도 2에서 설명한 t-4 내지 t-1시점과 같이, 현재시점 t를 기준으로 하여 과거인 기간을 의미한다.
- [0044] 본 발명에서 t-2와 t-1시점의 간격은 하나의 카디악 사이클(cardiac cycle)일 수 있다. 예를 들어, t-4시점에서 사용자의 심장이 네 번의 수축이완기를 거치면 그 시점을 t시점으로 간주한다. 실시 예에 따라서, 전술한 것과 달리, 시점별 간격은 단순히 1초나 5초 단위일 수도 있다.
- [0045] 선택적 일 실시 예로서, 특징정보추출부(410)는 생체신호의 파형(waveform)에 앙상블 평균(ensemble average)방식을 적용하여 특징정보를 추출할 수 있다. 사용자의 생체신호는 다양한 슬로프(slope)를 포함하고 있어서, 모집단(복수의 사용자가 속한)의 성별 및 나이가 다양해질수록 생체신호로부터 특징정보가 제대로 추출되지 않는

경향이 있으므로, 본 발명에서는 앙상블 평균방식을 통해서 생체신호에 포함된 사용자의 혈압특징을 추출한다. 앙상블 평균방식을 통해서 생체신호의 파형의 크기(magnitude) 및 파형의 변형특성(feature)을 의미있게 반영하는 정보가 추출될 수 있다.

- [0046] 특징정보추출부(410)는 위와 같은 과정으로 추출된 특징정보에 추가적으로 서포트벡터머신(SVM: Support Vector Machine)을 적용하여 노이즈를 제거하거나 노이즈가 기설정값 이상 존재하는 구간을 검출할 수 있다. 여기서 기설정값은 서포트벡터머신의 미리 정의된 값으로 혈압추정의 정확도를 높이기 위해서 변경될 수도 있다.
- [0047] 앙상블 평균 및 서포트벡터머신 방법은 이미 널리 알려져 있는 공지의 기술로서, 그 기술의 구체적인 적용방법은 본 명세서에서 추가적으로 설명하지 않는 것으로 하며, 또한, 디노이징 오토인코더(denoising auto-encoder)와 같이 노이즈가 많은 생체신호에서 특징(feature)을 잘 추출해낼 수 있는 방식이라면 앙상블 평균 방식과 서포트 벡터 머신 외에 다른 프로그램이나 알고리즘을 통해 본 발명의 전술한 과정이 구현될 수 있음은 이 분야의 통상의 기술자에게 자명하다.
- [0048] 파라미터산출부(430)는 특징정보추출부(410)가 추출한 특징정보를 기초로 하여, 과거기간의 시점별로 혈압관련 파라미터를 산출한다. 파라미터산출부(430)는 혈압관련파라미터를 산출하기 위한 파라미터산출기준을 미리 저장하고 있다.
- [0049] 파라미터산출부(430)가 산출하는 혈압관련파라미터의 선택적 일 실시 예로서, 파라미터산출부(430)는 ECG 및 PPG로 측정된 생체신호의 특징정보의 격차(difference)를 혈압관련파라미터로서 정의하고 산출할 수 있다.
- [0050] 다른 선택적 일 실시 예로서, 파라미터산출부(430)는 ECG 및 PPG로 측정된 생체신호의 특징정보로부터 산출된 맥파전달시간(PTT)의 격차를 혈압관련파라미터로 정의하고 산출할 수 있다.
- [0051] 또 다른 선택적 실시 예로서, 파라미터산출부(430)는 ECG 및 PPG로 측정된 생체신호의 특징정보로부터 산출된 맥파전달시간의 격차에 임의의 정수를 곱한 값을 혈압관련파라미터로 정의하고 산출할 수도 있다. 여기서, 임의의 정수는 4가 될 수 있다.
- [0052] 전술한 예와 또 다른 선택적 일 실시 예로서, 파라미터산출부(430)는 PPG로 측정된 생체신호의 여덟 가지의 특징정보로부터 혈압관련파라미터를 산출할 수도 있다. PPG는 동맥압(ABP: Arterial Blood Pressure)의 파형의 결과이므로, PPG의 여덟 가지의 특징정보는 ABP 파형의 특징정보와 극히 유사하다. 본 선택적 일 실시 예에는 따른 혈압관련파라미터에는 심박수(HR: Heart Rate), LASI, AI, a1, a2, PPGarea, t1, t2가 포함된다. LASI(large artery stiffness index)는 PAT와 같이 혈관 탄성을 나타내는 파라미터로서, 시점을 기준으로 앞으로 진행되는 전진맥파(forward wave)와 혈관 끝에서 반사되어 돌아오는 반사맥파(backward wave)의 시간적 격차를 의미한다. LASI에 대해서는 도 7에서 후술한다. 특히, 본 발명에서 HR 및 LASI는 특징정보이면서 동시에 혈압관련파라미터로 이용될 수 있으며, 혈압관련파라미터로 이용되는 경우에는 다른 혈압관련파라미터와 구분하기 위한 라벨링(labeling) 또는 넘버링(numbering)이 적용될 수 있다.
- [0053] 설명의 편의를 위해서, HR 및 LASI를 제외한 나머지 여섯가지 혈압관련파라미터에 대해서는 후술하는 도 7과 함께 설명하기로 한다.
- [0054] 전술한 방식을 통해서 산출된 혈압관련파라미터는 정규화(normalization)과정을 통해 가공될 수 있다.
- [0055] 도 5는 혈압관련파라미터가 정규화되는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0056] 도 5와 같이, 과거기간의 여러 시점별 혈압관련파라미터는 정규화과정을 거쳐서 정규화분포곡선에 투영될 수 있으며, 정규화를 거친 파라미터는 정규화된 구간혈압을 추정하는 데에 있어 더 효율적인 특징을 갖는다. 보다 구체적으로, 정규화과정을 거침으로써, 표 1에서 설명한 것과 같은 사용자의존적인 슬로프/오프셋 효과(Subject-dependent slope/offset effect)가 사용자의 혈압을 추정하는 데에 있어서, 더 이상 악영향을 미치지 않게 된다.
- [0057] 선택적 일 실시 예로서, 혈압관련파라미터를 산출하기 위한 생체신호의 시간적 길이는 사용자의 심박수와 관련된 고정값일 수 있다. 예를 들어, 파라미터산출부(430)는 90 카디악 사이클에 대한 생체신호의 특징정보를 기초로 하여 혈압관련파라미터를 산출할 수 있다. 적절한 시간적 길이의 생체신호는 RNN이 혈압을 정확하게 추정할 수 있게 해주며, 연산장치가 연산을 처리하는 데에 걸리는 시간도 대폭 줄여줄 수 있다. 지나치게 짧은 길이의 생체신호로부터 혈압관련파라미터를 산출하는 경우, 부족한 정보에 의해서 출력되는 구간혈압이 매우 부정확할 수 밖에 없다. 또한, 지나치게 긴 길이의 생체신호로부터 혈압관련파라미터를 산출하는 경우, 혈압을 추정하는 데에 필요하지 않은 정보가 누적적용되어 부정확한 구간혈압이 추정될 뿐만 아니라 연산장치가 처리해야 하는

연산량이 기하급수적으로 늘어나서 시간이 많이 소요되는 단점이 있다.

- [0058] 본 발명에 따르면, 혈압관련파라미터를 산출하는 데에 필요한 생체신호의 시간적 길이를 90 카디악 사이클로 정의하여, 빠른 연산속도 및 구간혈압의 추정 정확성을 모두 기대할 수 있다. 심장이 한 번씩 뛸 때마다 가산되는 카디악 사이클은 사용자의 심박수와 관련된 값으로서, 각각의 사용자마다 고유한 시간길이를 사전에 측정될 수 있다. 전술한 것 외에도, 혈압관련파라미터를 산출하기 위한 생체신호의 시간적 길이는 60 카디악 사이클일 수도 있고, 60 이상 90 이하의 카디악 사이클일 수도 있을 뿐만 아니라, 150 카디악 사이클일 수도 있다. 카디악 사이클을 길게 하면 특징정보의 종류의 수를 카디악 사이클을 짧게 하는 경우보다 더 줄이더라도 정확도가 하락되지 않은 상태에서 혈압을 추정하는 것이 가능하게 된다. 전술한 구체적인 수치 외에도 카디악 사이클의 길이는 사용자의 혈압을 정확하게 추정하기 위해서 합리적인 범위내에서 변경될 수 있다.
- [0059] 도 6은 90 심주기 카디악 사이클의 생체신호로부터 산출된 혈압관련파라미터가 RNN에 적용되는 과정을 도식적으로 나타내는 도면이다.
- [0060] 도 6에서 현재 시점은 t시점이라고 간주되며, RNN의 최종 결과로서 t시점의 추정혈압(610)이 출력될 수 있다. 도 6을 참조하면, 혈압관련파라미터를 산출하기 위해서 90 카디악 사이클을 생체신호의 시간적 길이로 한정함에 따라서, t-90시점부터 t-1시점까지의 시점별 혈압관련파라미터가 RNN에 입력되고, RNN의 히든레이어에서는 각 시점별 데이터가 서로에게 영향을 미치는 것을 고려하여, 학습 및 시험을 반복함으로써, t시점의 혈압을 추정할 수 있게 된다.
- [0061] 도 7은 ECG 및 PPG를 통한 생체신호로부터 산출된 혈압관련파라미터를 설명하기 위한 도면이다.
- [0062] 도 7의 상단에는 ECG에 따른 생체신호의 파형, 하단에는 PPG에 따른 생체신호의 파형이 도시되어 있다. 특징정보추출부(410)가 각 생체신호에서 의미있는 값을 갖는 지점(특징정보)을 추출하면, 파라미터산출부(430)는 미리 저장된 파라미터산출기준을 기초로 하여 특징정보에서 PTT나 LASI를 정의하고 산출한다. 파라미터산출부(430)에 저장된 세부기준에 따라서 PTT의 길이, LASI의 길이는 달라질 수 있다. 이하에서는, 도 4의 파라미터산출부(430)의 선택적 일 실시 예에 대한 설명으로서, 도 7을 참조하여, a1, a2, a3, AI, PPGarea, t1 및 t2가 무엇을 의미하는지 설명하기로 한다.
- [0063] 먼저, t1, t2는 혈압의 맥파(pulse wave)가 얼마나 빨리 올라가는 지를 파악하기 위한 파라미터로서, 실험적으로 밝혀진 바에 따르면, 혈압과 관계가 있는 파라미터라고 판단되어 본 발명에서 채택된 혈압관련파라미터이다. 도 7을 참조하면, t1은 같은 주기의 맥파의 최저점에서 최고점의 40%에 해당하는 위치에 도달하는 데에 소요되는 시간이라는 것을 알 수 있으며, t2는 같은 주기의 맥파의 최저점에서 최고점에 도달하는 데에 소요되는 시간에서 t1만큼 뺀 시간이라는 것을 알 수 있다.
- [0064] 또한, a1, a2는 혈압의 요소인 맥압(pulse pressure)와 관련있는 요소로서, 실험적으로 밝혀진 바에 따르면, a1, a2의 값은 맥압의 크기와 높은 상관성을 갖는 경향성이 있다. 도 7을 참조하면, a1는 맥파의 최저점과 t1만큼 시간이 경과했을 때의 맥파와의 격차로 정의될 수 있고, a2는 맥파의 최고점과 최저점과의 격차로 정의될 수 있다.
- [0065] a3는 a1, a2에 의해서 추가적으로 산출될 수 있는 혈압관련파라미터로서, 본 발명에서 파라미터산출부(430)가 RNN의 입력값으로서 가공하고 산출하는 혈압관련파라미터는 아니지만, AI라는 혈압관련파라미터를 산출하는 데에 필요한 보조파라미터이다. 도 7을 참조하면, a3는 t2에서 LASI만큼의 시간이 경과한 때의 맥파값을 의미한다는 것을 알 수 있다.
- [0066] AI(augmentation index)는 LASI와 직접적으로 관련있는 혈압관련파라미터로서, 전진맥파와 반사맥파의 크기의 비율을 의미한다. 보다 구체적으로, AI는 반사되는 맥파의 크기는 혈관의 탄성에 의해 맥파의 크기감쇠(amplitude damping)가 얼마나 일어나는지에 따라 달라지기 때문에, AI도 혈관탄성과 관련있는 파라미터라고 볼 수 있으며, AI는 수학적으로 a3를 a2로 나눈 값이 된다.
- [0067] 마지막으로, PPGarea(photoplethysmogram area)는 맥파가 최저점에서 최고점에 도달했다가 다시 최저점으로 돌아오게 되어 한 주기가 경과하면, 그 한 주기에 대해서 적분한 맥파의 그래프의 적분값(넓이)을 의미하고, a1, a2와 마찬가지로 맥압과 관련있는 파라미터로서 본 발명의 파라미터산출부(430)에 의해 산출될 수 있다.
- [0068] 도 7에서 t1, t2를 산출하는 데에 이용되는 PTT1, PTT2, PTT3는 맥파전달시간을 여러 가지로 정의한 것으로서, 실시 예에 따라서, 맥파전달시간이 아닌 맥파도착시간(Pulse Arrival Time)으로 대체될 수도 있다. 맥파도착시간이 맥파도달시간을 대체할 수 있는 이유는, 맥파전달시간(PTT)이 혈관길이를 맥파전달속도로 나눔으로써 산출

될 수 있고, 맥파도착시간(PAT)은 맥파전달시간(PTT)과 구혈전기(Pre-ejection time)의 합으로 정의되며, 구혈 전기가 혈관탄성과 관계가 없는 파라미터이므로, 맥파전달시간과 맥파도착시간이 혈압과 관계가 있는 같은 경향성을 갖고 혈압과 관련있는 요소라는 것이 자명하기 때문이다.

- [0069] 이하에서는, 다시 도 4를 이어서 설명하기로 한다.
- [0070] 클래스분류부(450)는 과거기간의 각 시점별 혈압들을 정규화시켜서 정규화된 혈압(normalized blood pressure)을 산출하고, 정규화된 혈압들을 정규화된 혈압의 값(normalized blood pressure value)에 따라 적어도 두 가지 이상의 클래스로 분류한다.
- [0071] 본 발명에 따르면, 클래스분류부(450)가 과거시점의 정규화된 혈압들을 적어도 두 가지 이상의 클래스로 분류함으로써, 본 발명에 따라 추정된 구간혈압과 실제 혈압간의 상관성(correlation)이 명확하게 드러날 뿐만 아니라, 추정된 구간혈압과 미래시점의 실제혈압의 차이가 최소화될 수 있다.
- [0072] 본 발명에 따른 추정장치(400)에서 클래스분류부(450)는 실시 예에 따라 생략될 수도 있으며, 설명의 편의를 위해서 클래스분류부(450)에서 분류되는 클래스에 대한 설명은 혈압추정제어부(470)에 대한 설명에서 추가적으로 설명하기로 한다.
- [0073] 혈압추정제어부(470)는 파라미터산출부(430)가 산출한 과거기간의 혈압관련파라미터를 순환신경망(RNN)에 시계열적으로 입력하여 현재시점을 포함하는 미래기간에서의 사용자의 추정혈압이 출력되도록 제어한다. 보다 구체적으로는, 혈압추정제어부(470)는 혈압관련파라미터를 입력값으로 하여 적절한 구간혈압이 추정될 수 있도록 학습(training) 및 시험(test)을 반복하는 머신러닝 과정을 총괄적으로 제어한다.
- [0074] 도 8은 클래스분류부가 수행하는 기능을 설명하기 위한 도면이다.
- [0075] 도 8에서 사용자의 실제 혈압의 파형(810)을 참조하면, 사용자의 실제 혈압은 시간의 흐름에 따라서 동적으로(dynamically) 변화한다. 반면, 도 8을 참조하면, 종래의 혈압추정기법에 따라 사용자의 혈압을 추정할 경우, 회귀방식으로 추정된 혈압(830)은 시간의 흐름과 상관없이 일정한 상수값을 갖게 되는 것을 알 수 있다. 일반적으로 혈압은 평균값을 많이 유지하고 평균 위주로 변화가 있으므로, 신경망을 학습시킬 때 신경망이 평균을 추정하면 비용함수가 최적화 된다고 착각하는 경향이 있어서 발생하는 결과이다.
- [0076] 종래의 혈압추정기법에 따라서 사용자의 혈압을 추정하는 방식에 따르면, RNN에 과거기간의 데이터를 입력하고 난 뒤, 혈압추정제어부(470)는 입력데이터를 학습 및 시험하는 과정을 종료하기 위해서 추정값과 실제값과의 MSE(Mean Square Error)가 최소화될 때까지 반복한다. 종래의 혈압추정기법에서 회귀(regression)를 이용하는 것이 아니라면, 전술한 MSE 외에도 다양한 비용함수가 이용될 수 있음은 이 분야의 통상의 기술자에게 자명할 것이다.

수학식 1

$$MSE=(y - \hat{y})^2$$

- [0077]
- [0078] 수학식 1은 종래의 머신러닝 과정에서 사용되는 MSE의 수학적식을 나타낸다.
- [0079] 수학식 1에서 y는 실제 혈압값을 의미하고, \hat{y} 은 추정 혈압값을 의미한다.
- [0080] 수학식 1의 수학적인 특성상 혈압추정제어부(470)가 MSE를 최소화시키는 과정을 반복함으로써 구간혈압을 추정하게 되면, 추정혈압은 시간의 흐름에 상관없이 일정한 상수값으로 표현되는 것이 일반적이다. 다시 말해, 실제 혈압은 시변함수이지만 추정 혈압은 시불변함수로 표현되므로, 각각의 시점별로 추정혈압과 실제혈압간의 상관성(correlation)이 전혀 그래프로 드러날 수 없는 한계가 있다.
- [0081] 도 9는 도 8에서 클래스분류방식으로 추정된 혈압의 파형을 추가로 도시하고 있는 도면이다.
- [0082] 도 9에서 클래스분류방식으로 추정된 혈압의 파형(850)을 참조하면, 사용자의 실제 혈압과 극히 유사하게 시간의 흐름에 따라서 동적으로(dynamically) 변화하는 것을 알 수 있다. 도 9와 같이, 혈압추정제어부(470)가 클래스분류방식으로 구간혈압을 추정하는 방법은 다음과 같다.
- [0083] 먼저, 클래스분류부(450)는 과거기간의 각 시점별 혈압값들을 정규화시켜서 정규화된 혈압(normalized blood

pressure)을 산출하고, 정규화된 혈압들을 정규화된 혈압의 값(normalized blood pressure value)에 따라 적어도 두 가지 이상의 클래스로 분류한다.

[0084] 예를 들어, 클래스분류부(450)는 도 5와 같은 정규분포곡선에 과거기간의 각 시점별 혈압값들을 정규화시켜서 투영한 후, 클래스 1, 클래스 2, 클래스 3에 각각 서로 다른 구간의 혈압값들이 속하도록 분류할 수 있다. 여기서, 클래스의 개수는 적어도 두 개 이상이다.

표 2

클래스 번호	정규분포곡선에서 x값 위치
클래스 1	정규화된 혈압 < -1.3
클래스 2	-1.3 < 정규화된 혈압 < -0.85
클래스 3	-0.85 < 정규화된 혈압 < -0.52

[0086] 표 2는 클래스가 분류되는 일 예를 나타낸 표이다.

[0087] 표 2에서는 클래스를 세 개로 한정하였으나, 본 발명이 실제로 구현될 때에는 클래스의 수는 세 개보다 더 많을 수 있다.

[0088] 혈압추정제어부(470)는 클래스의 소프트맥스(softmax)를 기초로 산출되는 크로스 엔트로피(cross entropy)가 최소값이 될 때까지 반복하여, 최소값이 되는 시점의 혈압을 사용자의 추정혈압으로 출력하도록 제어한다.

수학식 2

$$\text{softmax}(x)_i = \frac{\exp(x_i)}{\sum_j \exp(x_j)}$$

[0090] 수학식 2는 소프트맥스를 나타내는 수학식이다. 수학식 2에서, x는 소프트맥스값을 구하기 위한 대상값의 특징(feature)이며, i는 특징의 순서(i번째), j는 특징의 전체 수를 의미한다.

[0091] 혈압추정제어부(470)가 학습을 반복하다가 중단하고 결과값을 출력하려면, 추정값이 얼마나 정확한 값인지 알아야 한다. 또한, 머신러닝의 특성상 혈압추정제어부(470)가 추정한 값이 정확하다고 하더라도, 그 추정한 값을 최종적으로 출력할 가능성이 50%인지 또는 70%인지에 대한 예상수치가 필요한데, 혈압추정제어부(470)는 소프트맥스(softmax)의 정의에 따라 수학식 2를 통해서 특징값을 출력할 예상수치로서, 0과 1사이의 값이 출력되도록 제어한다.

수학식 3

$$H_i(L_i, S_i) = \sum L_i \log(S_i)$$

[0093] 수학식 3은 크로스 엔트로피를 나타내는 수학식이다. 수학식 3에서 H는 크로스 엔트로피, L은 실제 분류값이며, S는 소프트맥스의 결과값을 의미하고, i는 클래스의 번호를 의미한다.

[0094] 혈압추정제어부(470)는 크로스 엔트로피를 분류손실함수(classification loss function)로 놓고, 이를 최소화하는 과정을 반복함으로써, 실제 혈압과 유사한 추정된 구간혈압이 출력되도록 제어한다.

[0095] 소프트맥스 및 크로스 엔트로피에 대한 계산방법은 널리 알려진 방법에 의하며, 본 명세서에서는 생략하도록 한다.

[0096] 위와 같이, 본 발명에 따르면, 혈압을 단계레벨로 나눠서 분류화하는 형식으로 RNN을 학습시키고 시험하는 과정을 반복함으로써, 종래의 회귀추정에 따른 결과와 달리 시간의 흐름에 따라 변화하는 구간혈압을 추정할 수 있게 되며, 추정된 구간혈압은 실제 혈압과 매우 유사한 양상을 보이게 된다. 또한, 추정된 구간혈압은 시간에 따

라 변화하게 되어, 추정된 구간혈압과 실제 혈압과의 상관성(correlation)을 수치적으로 확인할 수 있다는 점에서 종래의 기술과 구분된다.

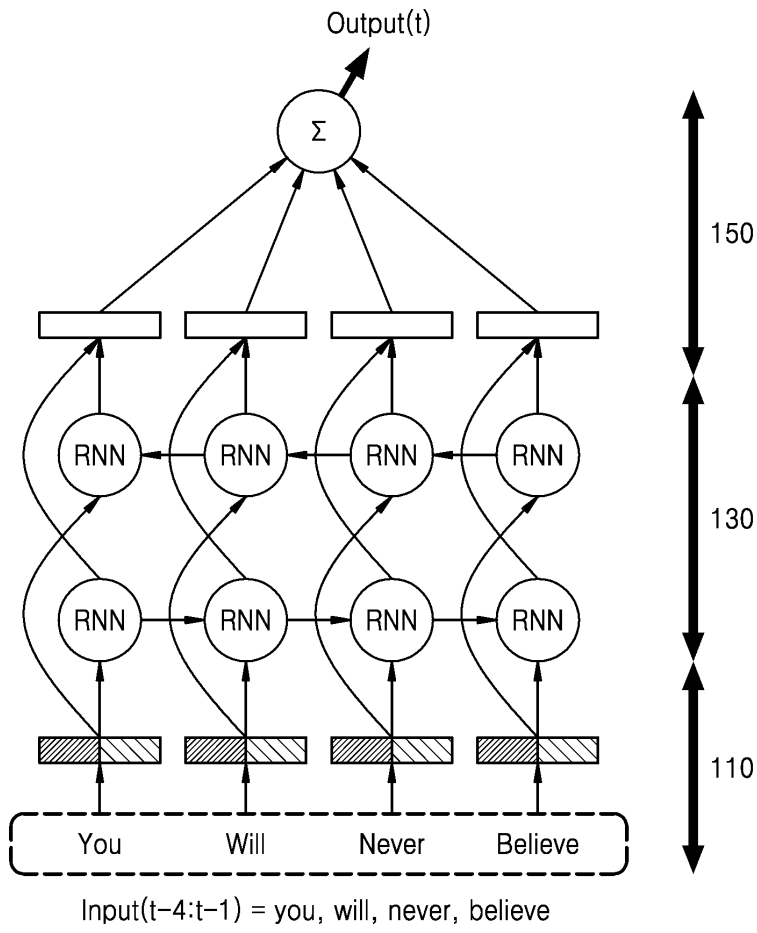
- [0097] 도 10a는 본 발명에 따른 추정방법의 정확도를 도식적으로 나타내는 도면의 일 예이다.
- [0098] 도 10a는 생체신호 데이터베이스 중 하나인 피지오넷(physionet)의 MIMIC에서 중환자들의 생체신호(심전도, 광용적맥파)를 이용하여 혈압을 추정한 결과를 나타내는 도면이다. 보다 구체적으로는, 도 10a는 수축기혈압(systolic blood pressure)을 추정한 결과를 나타내며, 추정된 수축기혈압과 실제 혈압과의 차이가 널리 알려진 기준인 AAMI(Association for The Advancement of Medical Instrumentation) 기준 및 BHS(British Hypertension Society) 기준을 만족하는 것을 나타내고 있다.
- [0099] 도 10a는 본 발명에 따라 정규화된 혈압을 산출하여, 산출된 정규화된 혈압들을 정규화된 혈압의 값(value)에 따라서 적어도 두 가지 이상의 클래스로 분류하였을 때, 실제 혈압(True BP)의 클래스와 추정 혈압(Predicted BP)을 동시에 나타낸다. 도 10a에서 총 100개의 박스(box)로 구분되어 있는 각 수치들은 추정 클래스의 비율을 의미한다.
- [0100] 예를 들어, 도 10a의 실제 혈압 1 및 추정 혈압 1에 해당하는 박스에는 0.49가 포함되어 있으며, 여기서 0.49라는 수치는 실제 혈압이 클래스 1인 표본이 100개 있을 때, 본 발명을 적용하여 그 중 49개를 클래스 1로 추정했다는 것을 의미한다. 따라서, 가로에 있는 비율을 모두 합산하면 언제나 1이 산출될 수 있다.
- [0101] 다른 예로서, 도 10a의 실제 혈압 0 및 추정 혈압 9인 박스값은 0.021인데, 클래스 0으로 분류된 실제 혈압 표본이 총 1000개 있으면, 본 발명에 적용했을 때 그 중에서 21개를 클래스 9로 추정했다는 것을 의미한다. 전술한 본 발명의 특징에 따라서, 표본의 수가 적절한 수로 조절되고, 적절한 시간동안 수집된 혈압관련 생체신호가 최초 입력데이터가 되면 도 10a보다 더 높은 추정도를 갖는 MIMIC 도표(diagram)가 산출될 수 있다.
- [0102] 도 10b 및 도 10c는 본 발명을 적용한 결과로서, 수축기 및 이완기에 해당하는 MIMIC 도표를 나타낸 도면이다.
- [0103] 도 10b는 이완기(diastolic blood pressure)을 추정한 결과의 일 예이고, 도 10c는 도 10a와 같은 수축기혈압(systolic blood pressure)을 추정한 결과의 일 예를 나타내고 있으며, 도 10b 및 도 10c를 참조하면, 클래스 0과 클래스 9에 대해서 높은 추정률을 보이고, 나머지 클래스에서도 인접한 클래스의 수치를 합산하면, 클래스 0과 클래스 9에 준하는 높은 추정률을 보이는 것을 알 수 있다. 인접한 클래스의 수치까지 합산했을 때 클래스 별로 모두 비슷한 추정률 나타낸다는 것은 허용가능한 오류범위 내에서 실제 혈압값을 잘 추정했다는 의미로 해석될 수 있으며, 결국, 도 10a 내지 도 10c에 따르면, 본 발명이 혈압을 추정하는 데에 있어서, 특정한 클래스에 한정되지 않고 높은 확률로 사용자의 혈압을 정확하게 추정할 수 있다는 것을 알 수 있다.
- [0104] 도 11은 본 발명에 따른 추정방법의 정확도를 도식적으로 나타내는 도면의 다른 일 예이다.
- [0105] 도 11은 시간의 흐름에 따른 혈압변화폭이 커서 큰 분산(variance)을 나타내는 실제 혈압과 추정된 구간혈압과의 차이가 거의 없다는 것을 도식적으로 나타낸다. 도 11에서 가로축(x축)은 카디악 사이클을 의미하고, 세로축(y축)은 혈압값을 의미한다.
- [0106] 도 12는 본 발명에 따른 추정방법의 정확도를 도식적으로 나타내는 도면의 또 다른 일 예이다.
- [0107] 도 12는 시간의 흐름에 따라서 과동이 심한 실제 혈압과 추정된 구간혈압과의 차이도 도 11과 마찬가지로 거의 없다는 것을 도식적으로 나타낸다.
- [0108] 도 11 및 도 12를 종합하면, 실제 혈압의 변화의 폭이나 변화율과 상관없이 본 발명에 따른 구간혈압 추정방법이 잘 적용된다는 것을 알 수 있다.
- [0109] 도 13은 본 발명에 따른 구간혈압 추정방법의 일 예의 흐름도를 도시한 도면이다.
- [0110] 도 13은 도 4에 따른 구간혈압 추정장치(400)에 의해 구현될 수 있으므로, 도 4를 참조하여 설명하기로 하며, 이하에서, 도 4에서 설명한 것과 중복된 설명은 생략하기로 한다.
- [0111] 특징정보추출부(410)는 과거기간에 적어도 한 가지 이상의 방식으로 측정된 사용자의 생체신호를 수신하고, 수신된 생체신호를 분석하여 생체신호가 측정된 시점별로 특징정보를 추출한다(S1310).
- [0112] 파라미터산출부(430)는 단계 S1310에서 추출된 특징정보를 기초로 과거기간에 대한 혈압관련파라미터를 산출한다(S1330).
- [0113] 클래스분류부(450)는 과거기간의 각 시점별 혈압들을 정규화시켜서 정규화된 혈압(normalized blood pressure)

을 산출하고, 정규화된 혈압들을 정규화된 혈압의 값(normalized blood pressure value)에 따라 적어도 두 가지 이상의 클래스로 분류한다(S1350).

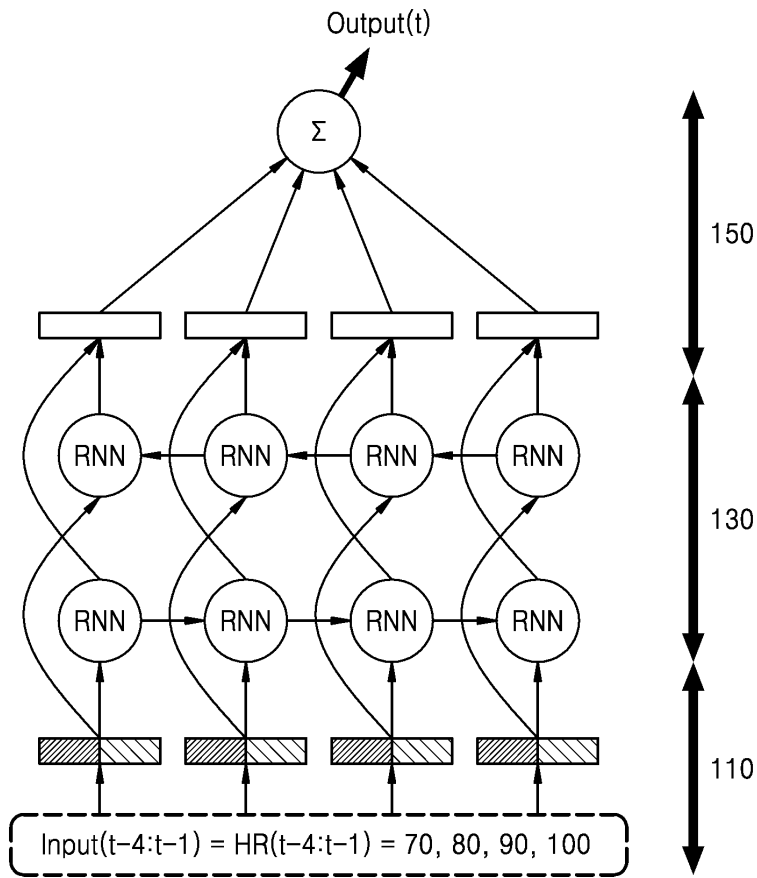
- [0114] 혈압추정제어부(470)는 파라미터산출부(430)가 산출한 과거기간의 혈압관련파라미터를 순환신경망(RNN)에 시계열적으로 입력하여 현재시점을 포함하는 미래기간에서의 사용자의 추정혈압이 출력되도록 제어한다. 보다 구체적으로는, 혈압추정제어부(470)는 혈압관련파라미터를 입력값으로 하여 적절한 구간혈압이 추정될 수 있도록 학습(training) 및 시험(test)을 반복하는 머신러닝 과정을 총괄적으로 제어한다(S1370).
- [0115] 전술한 것과 같이 본 발명에 따르면, 혈압을 추정하기 위해서 순환신경망(RNN)에 입력하는 데이터를 일련의 과정을 통해 전처리(preprocessing)함으로써, 사용자의 각종 생체신호로부터 미래시점의 혈압을 정확하게 추정하는 것이 가능하다. 보다 구체적으로, 본 발명에서는 생체신호로부터 추출한 특징정보를 정규화하고, 정규화된 특징정보로부터 혈압관련파라미터를 미리 설정된 기준에 따라서 산출할 뿐만 아니라, 회귀가 아닌 클래스를 기반으로 하는 분류와 과정을 이용하여 RNN의 학습을 반복적으로 수행함으로써, 종래에 알려진 그 어떠한 생체신호기반 혈압추정기법에 비해서 정확하게 혈압을 추정할 수 있다.
- [0116] 이상 설명된 본 발명에 따른 실시 예는 컴퓨터상에서 다양한 구성요소를 통하여 실행될 수 있는 컴퓨터 프로그램의 형태로 구현될 수 있으며, 이와 같은 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터로 판독 가능한 매체에 기록될 수 있다. 이 때, 매체는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM 및 DVD와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical medium), 및 ROM, RAM, 플래시 메모리 등과 같은, 프로그램 명령어를 저장하고 실행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치를 포함할 수 있다.
- [0117] 한편, 상기 컴퓨터 프로그램은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것이거나 컴퓨터 소프트웨어 분야의 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 예에는, 컴파일러에 의하여 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용하여 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드도 포함될 수 있다.
- [0118] 본 발명에서 설명하는 특정 실행들은 일 실시 예들로서, 어떠한 방법으로도 본 발명의 범위를 한정하는 것은 아니다. 명세서의 간결함을 위하여, 종래 전자적인 구성들, 제어 시스템들, 소프트웨어, 상기 시스템들의 다른 기능적인 측면들의 기재는 생략될 수 있다. 또한, 도면에 도시된 구성 요소들 간의 선들의 연결 또는 연결 부재들은 기능적인 연결 및/또는 물리적 또는 회로적 연결들을 예시적으로 나타낸 것으로서, 실제 장치에서는 대체 가능하거나 추가의 다양한 기능적인 연결, 물리적인 연결, 또는 회로 연결들로서 나타내어질 수 있다. 또한, “필수적인”, “중요하게” 등과 같이 구체적인 언급이 없다면 본 발명의 적용을 위하여 반드시 필요한 구성 요소가 아닐 수 있다.
- [0119] 본 발명의 명세서(특히 특허청구범위에서)에서 “상기”의 용어 및 이와 유사한 지시 용어의 사용은 단수 및 복수 모두에 해당하는 것일 수 있다. 또한, 본 발명에서 범위(range)를 기재한 경우 상기 범위에 속하는 개별적인 값을 적용한 발명을 포함하는 것으로서(이에 반하는 기재가 없다면), 발명의 상세한 설명에 상기 범위를 구성하는 각 개별적인 값을 기재한 것과 같다. 마지막으로, 본 발명에 따른 방법을 구성하는 단계들에 대하여 명백하게 순서를 기재하거나 반하는 기재가 없다면, 상기 단계들은 적당한 순서로 행해질 수 있다. 반드시 상기 단계들의 기재 순서에 따라 본 발명이 한정되는 것은 아니다. 본 발명에서 모든 예들 또는 예시적인 용어(예들 들어, 등등)의 사용은 단순히 본 발명을 상세히 설명하기 위한 것으로서 특허청구범위에 의해 한정되지 않는 이상 상기 예들 또는 예시적인 용어로 인해 본 발명의 범위가 한정되는 것은 아니다. 또한, 당업자는 다양한 수정, 조합 및 변경이 부가된 특허청구범위 또는 그 균등물의 범주 내에서 설계 조건 및 팩터에 따라 구성될 수 있음을 알 수 있다.

도면

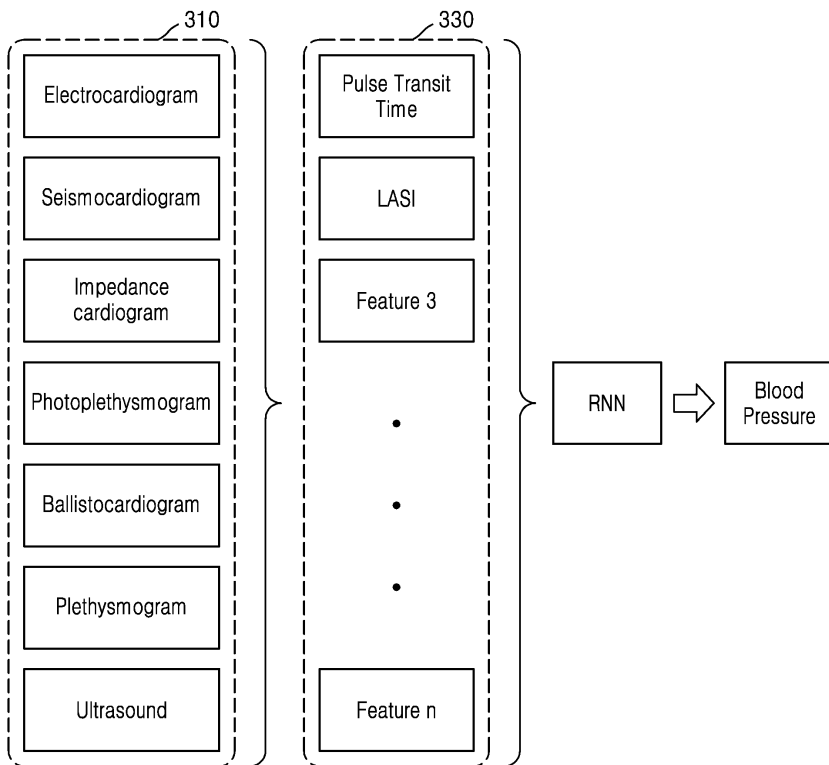
도면1



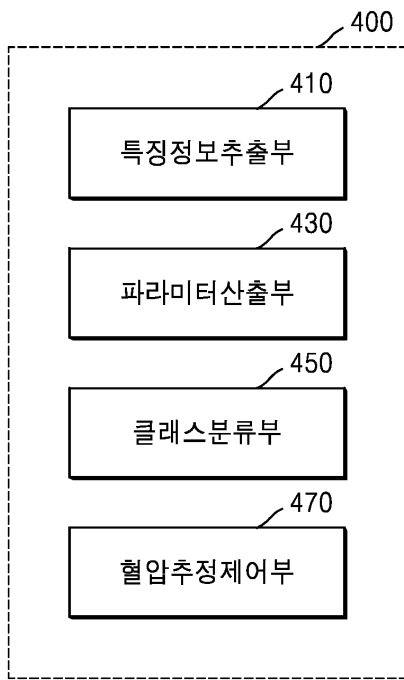
도면2



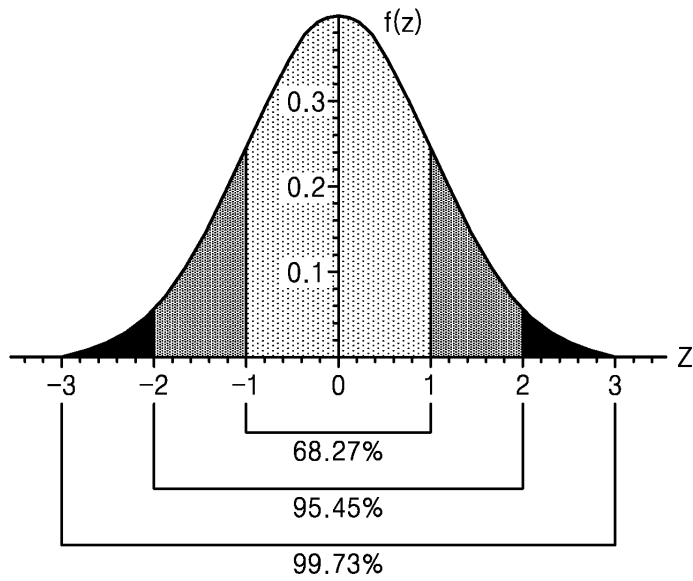
도면3



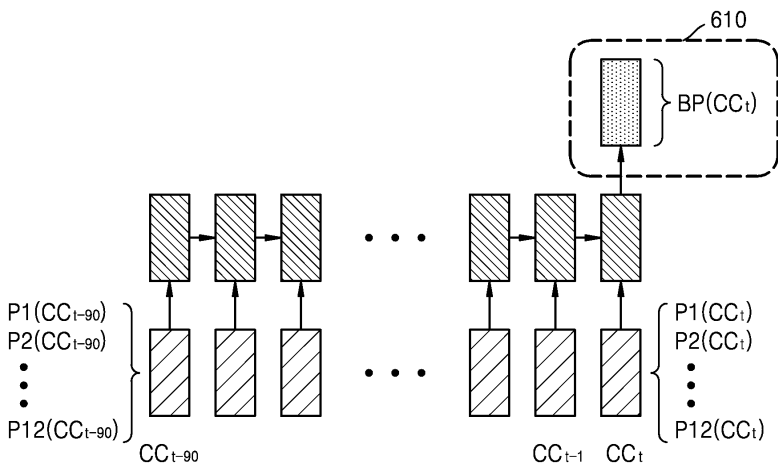
도면4



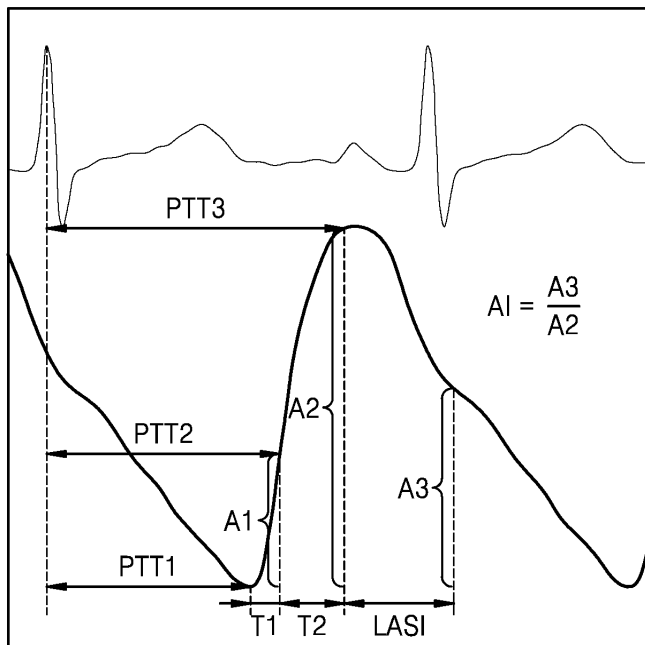
도면5



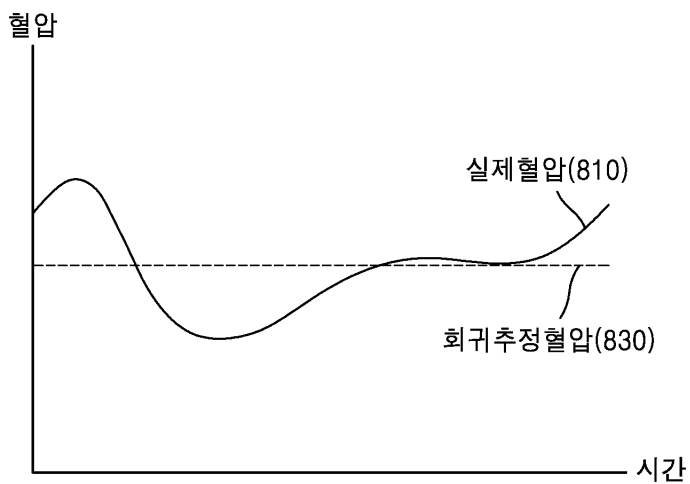
도면6



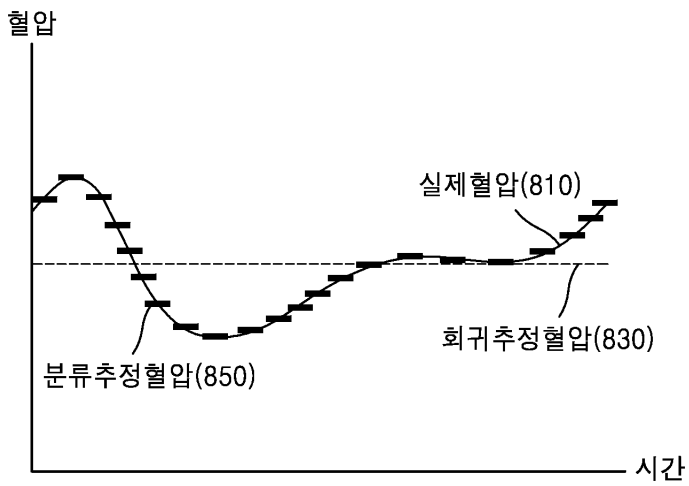
도면7



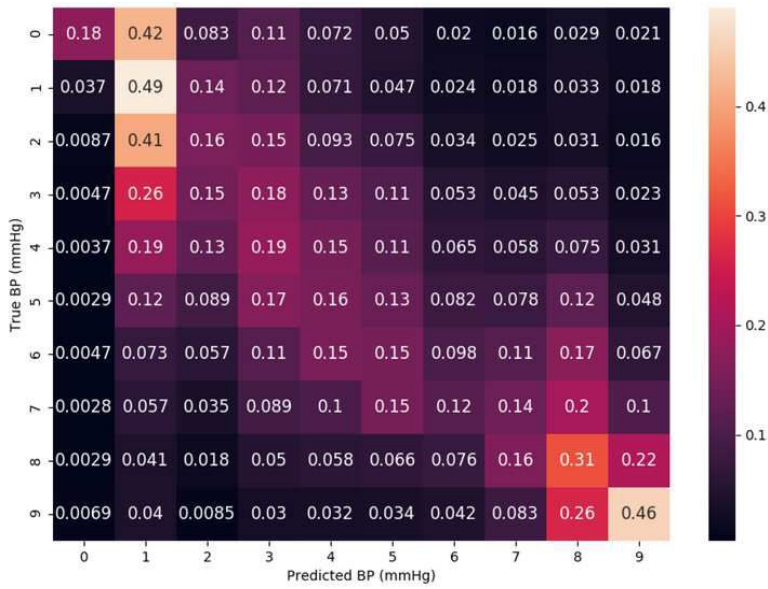
도면8



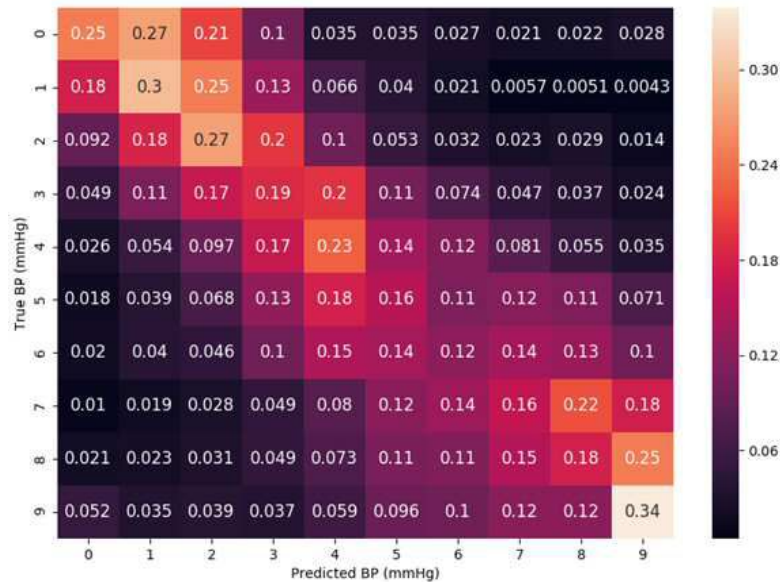
도면9



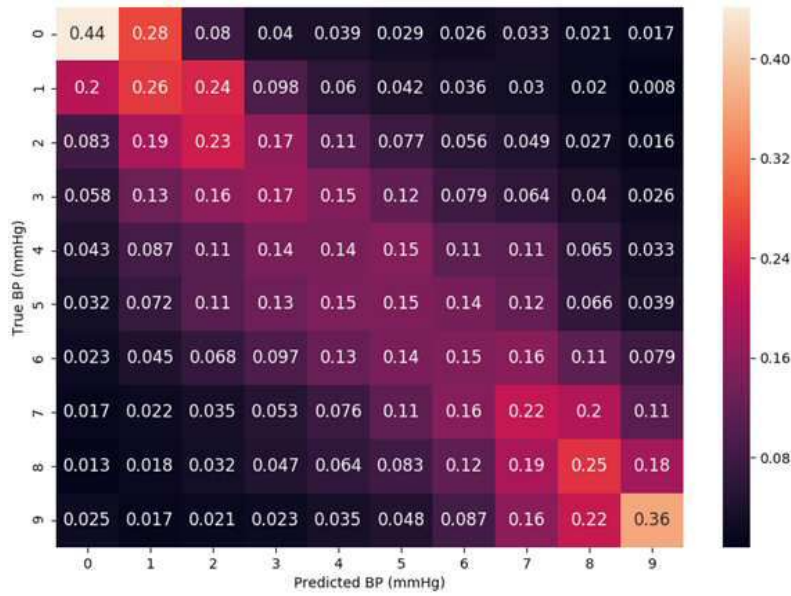
도면10a



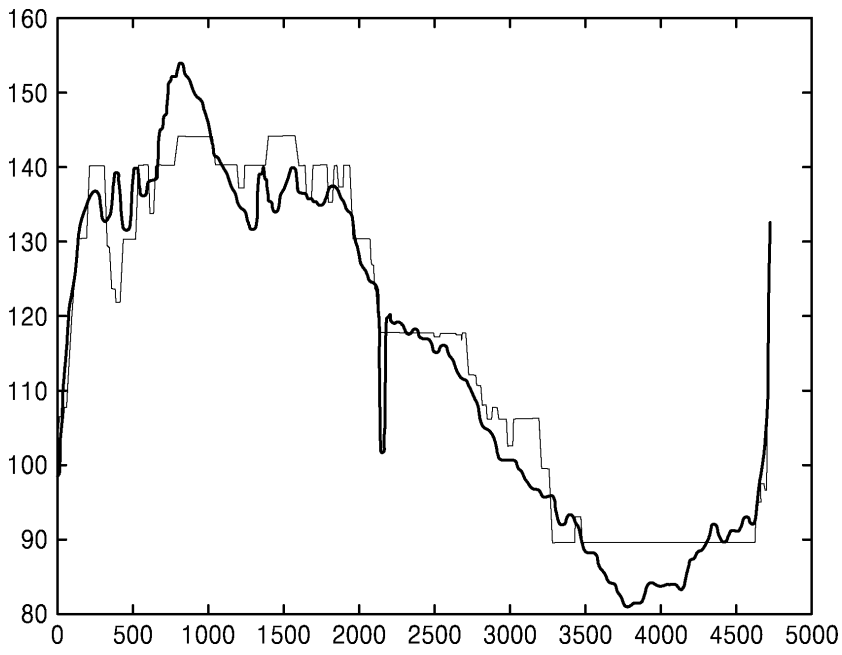
도면10b



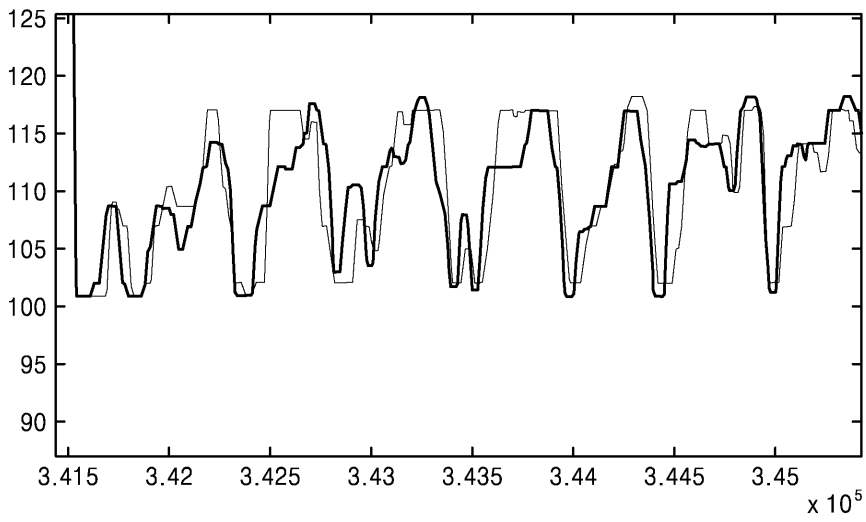
도면10c



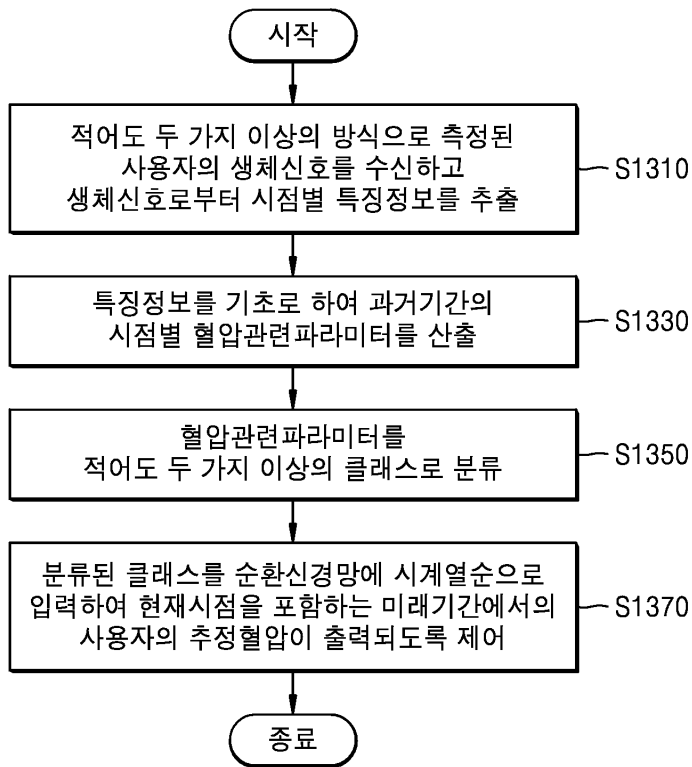
도면11



도면12



도면13



专利名称(译)	递归神经网络的连续血压估计方法及其装置		
公开(公告)号	KR1020200004667A	公开(公告)日	2020-01-14
申请号	KR1020180077820	申请日	2018-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	首尔大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	首尔国立大学产学合作基金会		
[标]发明人	김희찬 이준녕 이사람 선석규 박종현 양승만 손장재		
发明人	김희찬 이준녕 이사람 선석규 박종현 양승만 손장재		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/7264 A61B5/021 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/1102 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个实施例提供了一种用于使用循环神经网络 (RNN) 估计部分中的血压的方法。能够准确地估计将来血压的连续变化的方法包括：特征信息提取步骤，其接收在过去的一段时间中通过至少一种方法测量的用户的生物信号，并分析所接收的生物信号以进行提取。每个时间测量生物信号的特征信息；参数计算步骤，基于提取的特征信息，计算过去的血压相关参数。血压估计控制步骤，控制将计算出的与血压相关的参数按时间序列输入到RNN中，并控制包括当前时间点在内的以后的期间中的用户的估计血压。

