



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년04월15일  
(11) 등록번호 10-2237466  
(24) 등록일자 2021년04월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/00 (2021.01) A61B 5/024 (2006.01)  
A61B 5/1455 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/4812 (2013.01)  
A61B 5/02416 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2019-0020803  
(22) 출원일자 2019년02월21일  
심사청구일자 2019년02월22일  
(65) 공개번호 10-2019-0100888  
(43) 공개일자 2019년08월29일  
(30) 우선권주장  
1020180020662 2018년02월21일 대한민국(KR)  
(56) 선행기술조사문헌  
KR101601895 B1  
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자  
연세대학교 원주산학협력단  
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1  
(72) 발명자  
이경중  
강원도 원주시 배울로 49 104동 303호  
박종욱  
강원도 원주시 흥업면 세동길 51, 104동 115호 (원주매지청솔아파트)  
에르텐바야르  
강원도 원주시 세동길 13 104동 202호  
(74) 대리인  
민혜정

전체 청구항 수 : 총 16 항

심사관 : 손준영

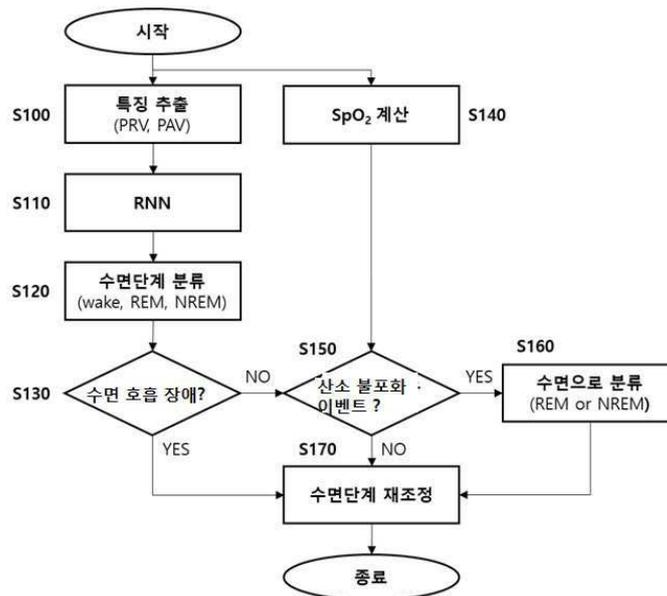
(54) 발명의 명칭 맥박산소측정기를 이용한 수면단계 분류 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명은 맥박산소측정기의 광용적맥파(PPG)를 이용하여 순환신경망(RNN) 기반으로 수면단계를, 각성상태(wake), 렘 수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep) 중 하나로 분류하고, 산소포화도를 이용하여 수면 단계를 최종 결정하는, 맥박산소측정기를 이용한 수면단계 분류 장치 및 방법에 관한 것이다.

(뒷면에 계속)

대표도 - 도3



본 발명의 수면단계 분류 장치는, 적색광 검출부와 적외광 검출부를 구비하여, 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파를 검출하여, 잡음을 제거하고 디지털신호로 변환하는, 광용적맥파 검출부; 광용적맥파 검출부로부터 수신된 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파에서, PRV (pulse rate variability)와 PAV (pulse amplitude variability)를 검출하고, 검출된 PRV 및 PAV를 입력벡터로서 순환신경망(RNN)에 적용하여, 수면단계를 각성상태(wake), 렘수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep) 중 하나로 분류한 후, 상기 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파로부터 검출된 산소포화도와, 각성상태(wake) 연속 발생수를 이용하여, 분류된 상기 수면 단계를 재조정하는, 연산처리부;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

(52) CPC특허분류

**A61B 5/14551** (2013.01)

**A61B 5/7264** (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

KR1020160107007 A

KR1020130077418 A

JP2005279113 A

KR1020180133779 A

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	N0001130
부처명	산업통상자원부
과제관리(전문)기관명	한국산업기술진흥원
연구사업명	산업기술혁신사업
연구과제명	의료기기 산업화 맞춤형 전문인력양성 권소사업
기 여 율	1/1
과제수행기관명	연세대학교 원주산학협력단
연구기간	2017.03.01 ~ 2018.02.28

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

적색광 검출부와 적외광 검출부를 구비하여, 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파를 검출하여, 잡음을 제거하고 디지털신호로 변환하는, 광용적맥파 검출부;

광용적맥파 검출부로부터 수신된 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파에서, PRV (pulse rate variability)와 PAV (pulse amplitude variability)를 검출하고, 검출된 PRV 및 PAV를 입력벡터로서 순환신경망(RNN)에 적용하여, 수면단계를 각성상태(wake), 렘수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep) 중 하나로 분류한 후, 상기 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파로부터 검출된 산소포화도와, 각성상태(wake) 연속 발생수를 이용하여, 분류된 상기 수면 단계를 재조정하는, 연산처리부;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

연산처리부는,

산소포화도가 3%이상 감소되었는 지 여부를 판단하여, 산소포화도가 3%이상 감소되었다면 수면호흡장애가 발생했다고 판단하며, 만약, 수면호흡장애가 발생되지 않았다면, 산소불포화 이벤트 발생여부를 판단하고, 산소불포화 이벤트가 발생되면 산소불포화 이벤트를 렘수면이나 비 렘수면으로 한 후,

수면호흡장애가 발생하였을 때도, 그리고 수면호흡장애가 발생하지 않았을 때에도, 각성상태(wake)의 연속발생수에 따라, 각성상태를 렘수면 또는 비 렘수면으로 변경하는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 장치.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

연산처리부는,

각성상태의 연속발생수에 따라 각성상태를 렘수면 또는 비 렘수면으로 바꾸기 위해,

각성상태가 연속으로 2 epoch 이하 발생하면, 각성상태를 렘수면 또는 비 렘수면으로 바꾸되, 각성상태 이전의 epoch의 수면단계와 동일하게 하며,

각성상태가 연속으로 3 epoch 이상 발생하면 첫 번째 epoch을 이전에 epoch의 수면단계와 동일하게 하는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 장치.

#### 청구항 4

제2항에 있어서,

연산처리부는,

수면호흡장애가 발생되지 않았고, 산소불포화 이벤트가 발생되었다면, 산소불포화 이벤트를 렘수면이나 비 렘수면으로 변경하되, 산소불포화 이벤트 이전의 epoch의 수면단계와 동일하게 하는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 장치.

#### 청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 순환신경망(RNN)은, 기 검출된 트레이닝 데이터에 의해 트레이닝하되,

상기 트레이닝 데이터는,

적색광 용적 맥파 또는 적외광 용적 맥파에서 구하여진 PRV 및 PAV와,

상기 PRV 및 PAV에 의해 기존의 방식에 의해 분류된 수면단계의 데이터들로 트레이닝된 것을 특징으로 하는, 수면 단계 분류 장치.

**청구항 6**

제3항에

연산처리부는, 광용적맥파에서, 적응 문턱치 알고리즘에 의해 구하여진 피크 문턱치 이상인 최대점(피크)들을 검출하고, PRV는

$$PRV(n) = \sum_i \frac{1}{f_s} \frac{1}{n_{MAX_i} - n_{MAX_{i-1}}} \delta(n - n_{MAX_i})$$

(단,  $n_{MAX_i}$ 는 i번째 펄스의 최대점의 값,  $f_s$ 는 광용적맥파(PPG) 신호의 샘플링 주파수, n은 문턱치를 갱신하는 회차임)

에 의해 구하여 지는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 장치.

**청구항 7**

연산처리부가, 광용적맥파 검출부로부터 수신된 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파에서, PRV (pulse rate variability)와 PAV (pulse amplitude variability)를 검출하는, 특징추출단계;

연산처리부가, 특징추출단계에서 검출된 PRV 및 PAV를 입력벡터로서 순환신경망(RNN)에 적용하여, 수면단계를 각성상태(wake), 렘수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep) 중 하나로 분류하는, RNN 단계;

연산처리부가, 상기 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파로부터 산소포화도를 검출하는, 산소포화도 연산단계;

연산처리부는 산소포화도와, 각성상태(wake) 연속 발생수를 이용하여, 분류된 상기 수면 단계를 조정하는, 수면 단계의 조정단계;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 방법.

**청구항 8**

제7항에 있어서,

연산처리부는 산소포화도가 3%이상 감소되었는 지 여부를 판단하여, 산소포화도가 3%이상 감소되었다면 수면호흡장애가 발생했다고 판단하며, 만약, 수면호흡장애가 발생되지 않았다면, 산소불포화 이벤트 발생여부를 판단하고, 산소불포화 이벤트가 발생되면 산소불포화 이벤트를 렘수면이나 비 렘수면으로 하는, 수면호흡 장애여부 판단단계;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 방법.

**청구항 9**

제8항에 있어서,

수면호흡 장애여부 판단단계에서, 연산처리부는,

수면호흡장애가 발생되지 않았고, 산소불포화 이벤트가 발생되었다면, 산소불포화 이벤트를 렘수면이나 비 렘수면으로 변경하되, 산소불포화 이벤트 이전의 epoch의 수면단계와 동일하게 하는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 방법.

**청구항 10**

제8항에 있어서,

수면호흡 장애여부 판단단계 후, 연산처리부는, 수면호흡장애가 발생하였을 때도, 그리고 수면호흡장애가 발생하지 않았을 때에도, 각성상태(wake)의 연속발생수에 따라, 각성상태를 렘수면 또는 비 렘수면으로 변경하는,

수면단계 재조정단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 방법.

**청구항 11**

제10항에 있어서,

수면단계 재조정단계는

각성상태가 연속으로 2 epoch 이하 발생하면, 연산처리부는, 각성상태를 램수면 또는 비 램수면으로 바꾸되, 각성상태 이전의 epoch의 수면단계와 동일하게 하며,

각성상태가 연속으로 3 epoch 이상 발생하면, 연산처리부는, 첫 번째 epoch을 이전에 epoch의 수면단계와 동일하게 하는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 방법.

**청구항 12**

제7항에 있어서,

특징추출단계에서, 연산처리부는 광용적맥파 검출부로부터 수신한 적색광 용적 맥파 및 적외광 용적 맥파를 0.1 ~ 5 Hz의 대역통과 디지털 필터를 통과시킨 후, 적응문턱치알고리즘을 이용하여 펄스의 최대점(peak) 및 최소점을 검출하고, 검출된 최대점 및 최소점을 이용하여 PRV와 PAV를 검출하는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 방법.

**청구항 13**

제12항에 있어서,

연산처리부는, 광용적맥파에서, 적응 문턱치 알고리즘에 의해 구하여진 피크 문턱치 이상인 최대점(피크)들을 검출하고, PRV는

$$PRV(n) = \sum_i \frac{1}{f_s} \frac{1}{n_{MAX_i} - n_{MAX_{i-1}}} \delta(n - n_{MAX_i})$$

(단,  $n_{MAX_i}$ 는 i번째 펄스의 최대점의 값,  $f_s$ 는 광용적맥파(PPG) 신호의 샘플링 주파수, n은 문턱치를 갱신하는 회차임)

에 의해 구하여 지는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 방법.

**청구항 14**

제7항에 있어서,

산소포화도 연산단계에서, 연산처리부는 산소포화도(SpO<sub>2</sub>)를

$$SpO_2 = \frac{1}{40} \sum_{k=1}^{40} \frac{\ln \left( \sum_{i=1}^N R_{ac}^2(i) \right)}{\ln \left( \sum_{i=1}^N IR_{ac}^2(i) \right)}$$

(단,  $R_{ac}^2$ 는 적색광용적 맥파의 AC 성분의 제곱이며,  $IR_{ac}^2$ 는 적외광용적 맥파 AC 성분의 제곱임)

에 의해 구하는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 방법.

**청구항 15**

제12항에 있어서,

연산처리부는 PAV를

$$PAV(n) = \sum_i x_{PPG}(n_{MAX_i}) - x_{PPG}(n_{MIN_i}) \delta(n - n_{MAX_i})$$

(단,  $x_{PPG}(n)$ 은 적색광 또는 적외광의 광용적맥파 신호,  $n_{MAX_i}$ 는  $i$ 번째 펄스의 최대점의 값,  $n_{MIN_i}$ 는  $i$ 번째 펄스의 최소점의 값,  $n$ 은 문턱치를 갱신하는 회차임)

에 의해 구하는 것을 특징으로 하는, 수면단계 분류 방법.

### 청구항 16

제7항 내지 제15항 중 어느 한 항의 수면단계 분류 방법을 실행하는 컴퓨터 프로그램이 기록된 기록매체.

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001] 본 발명은 맥박산소측정기의 광용적맥파(PPG)를 이용하여 순환신경망(RNN) 기반으로 수면단계, 즉, 각성상태(wake), 렘 수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep)을 분류하고, 산소포화도를 이용하여 수면 단계를 최종 결정하는, 맥박산소측정기를 이용한 수면단계 분류 장치 및 방법에 관한 것이다.

#### 배경 기술

[0002] 수면호흡장애(sleep-disordered breathing, SDB)는 수면 중에 발생하는 모든 호흡장애를 총칭하는 것으로, 수면 무호흡, 수면 저호흡 등이 있다. 수면호흡장애가 발생하면 체내에 산소가 원활이 공급되지 않아 수면 중 저산소증이 유발되고, 이에 수면분절로 인한 수면의 질이 저하된다. 따라서 수면호흡장애 환자의 수면의 질을 평가하는 것이 중요하며, 이에 환자의 수면단계를 자동으로 분류하는 장치 및 방법이 필요하다.

[0003] 수면의 질을 평가하기 위한 표준 방법은 수면다원검사이나, 수면다원검사는 특화된 수면센터에서 임상 전문가에 의한 관독이 필수이기 때문에 시설이나 인력, 장비 등의 비용과 투자가 필요하며, 환자에게 시간적, 공간적, 경제적 부담이 발생된다.

[0004] 최근에는 수면다원검사의 불편을 줄이기 위해 단일채널 생체신호를 이용한 수면단계 분류 방법에 대한 연구들이 보고되고 있다. 그러나 이 연구들 대부분은 건강한 성인을 대상으로 평가한 것으로, 수면호흡장애 환자에게 적용할 경우 정확성이 상당히 떨어져서 사용할 수 없었다.

[0005] 따라서 단일채널 생체신호를 이용하면서, 수면호흡장애 환자의 경우에도 보다 정확한 수면단계 분류가 가능한, 수면단계 분류 장치 및 방법이 요구된다.

[0006] 이를 위해, 본 발명은 맥박산소측정기의 광용적맥파를 이용하여 순환신경망(recurrent neural network, RNN) 기반으로 수면단계, 즉, 각성상태(wake), 렘 수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep)을 분류하고, 산소포화도를 이용하여 수면 단계를 최종 결정하는, 맥박산소측정기를 이용한 수면단계 분류 장치 및 방법을 제안한다.

[0007] 맥박산소측정기(Pulse Oximetry)는 피부를 통해 산소 포화도(SpO<sub>2</sub>)와 맥박수를 측정하기 위한 장치로, 주로 발광부와 수광부를 이용하여 광용적맥파 (photoplethysmogram, PPG)(이하 '맥파'라 함)를 검출하고, 이로부터 산소 포화도 및 맥박수를 검출한다.

[0008] 일반적으로, 폐로부터 받아들여진 산소는, 적혈구에 포함되어 있는 헤모글로빈과 결합하여 전신으로 전달된다.

[0009] 산소 포화도(SpO<sub>2</sub>)란, 심장으로부터 전신으로 전달되는 혈액(동맥혈)안에 있는 적혈구에 포함되는 헤모글로빈중 몇%가 산소와 결합하고 있는지, 피부를 통해(즉, 경피적으로) 조사한 값이라 할 수 있다. 프로브에 있는 수광부(수광 센서)가, 박동하는 동맥의 혈류를 검지하여, 빛의 흡수치로부터 SpO<sub>2</sub>를 계산하여 표시한다.

[0010] 우선 맥파(PPG, 광용적맥파)의 특성을 살펴보면 다음과 같다.

[0011] 맥박 산소포화도 측정장치로 맥파를 측정하는 방법은, 과장의 함수에 대해, 심장 박동시, 산소 헤모글로빈과 헤모글로빈의 빛의 흡수계수에 차이가 나는 것을 이용한다. 특히 적색 과장(660nm)과 근적외선(near infrared) 과장(890nm)영역에서의 흡수 특성이 서로 바뀌기 때문에 두 과장을 이용하여 혈액 속의 산소포화도 측정이 가능하

게 된다.

[0012] 도 1은 과장에 따른 흡수계수도와 각 LED의 과장별 정상 분포(normal distribution)를 나타내는 것으로서, 실선은 헤모글로빈(Haemoglobin), 점선은 산소 헤모글로빈(Oxyhaemoglobin)을 각각 나타내고 있다.

[0013] 산소포화도는 다음과 같이 주어진다.

**수학식 1**

[0014] 
$$\text{산소포화도 (\%)} = \frac{[\text{O}_2\text{Hb}]}{[\text{O}_2\text{Hb}] + [\text{Hb}]} \times 100$$

[0015] 이렇게 구해진 산소포화도(SpO2)는, 혈액속의 헤모글로빈[Hb]과, 산소 헤모글로빈[O2Hb]의 합에 대한 산소 헤모글로빈의 백분율로 나타내며, 건강한 사람의 경우, 이 값은 거의 100에 가까워 진다.

[0016] 또한, 산소포화도(SpO2)의 측정값의 정확도를 향상시키기 위해 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform; FFT)과 이산코사인 변환(Discrete Cosine Transform; DCT)을 이용한 방법(algorithm)이 있으며, 이러한 방법을 15Hz 샘플링 비율(sampling rate)로 64 포인트 FFT를 적용시키면 다음과 같은 산소포화도(SpO2)의 계산이 가능해진다.

**수학식 2**

[0017] 
$$\text{SpO}_2(\%) = 110 - 25 \times R$$

[0018] 이때, R은 적색(red)광과 적외(infrared, 적외선) 광을 투과한 빛의 양을 표준화한 비율이다. 또한, 상기 R은 다음과 같이 주어진다.

**수학식 3**

[0019] 
$$R = \frac{\text{AC}_R / \text{DC}_R}{\text{AC}_{IR} / \text{DC}_{IR}}$$

[0020] 여기서, AC<sub>R</sub> 성분(component)은 적색광을 투과한 경우의 심장 주파수에 대한 신호 변동(signal variation)으로, 적색광 용적 맥파의 AC성분이다. AC<sub>IR</sub> 성분은 적외광을 투과한 경우의 심장 주파수에 대한 신호 변동으로, 적외광 용적 맥파의 AC성분이다. DC<sub>R</sub> 성분은 적색광을 투과한 경우의 빛의 총 투과량의 평균값으로, 적색광 용적 맥파의 DC성분이다. DC<sub>IR</sub> 성분은 적외광을 투과한 경우의 빛의 총 투과량의 평균값으로, 적외광 용적 맥파의 DC성분이다. AC 성분(AC<sub>R</sub>, AC<sub>IR</sub>)은 출력된 신호의 피크 투 피크(peak-to-peak) 값으로 결정한다. 경우에 따라서, 적색광 용적 맥파의 DC성분과 적외광 용적 맥파의 DC성분은 같을 수 있다.

[0021] 선행기술로, 국내 등록특허 제10-1601895호는 PPG를 이용하여 자율신경계 분석을 통해 수면 상태를 분류하고, SpO2의 산소불포화 이벤트를 검출하여 수면호흡장애의 중증 정도를 추정하며, 수면호흡장애의 중증 정도에 따라 서포트벡터머신을 기반으로 한 각기 다른 분류기를 적용하여 수면무호흡-저호흡을 분류하여 수면호흡장애를 평가하는, 수면 무호흡-저호흡의 자동 평가 장치 및 그 방법에 관한 것이다. 그러나, 서포트벡터머신으로 분류하는 것은 수식연산에 시간이 걸리며, 정해진 몇가지 방식에 따라 분류하는 것으로 정확도에도 문제가 있다.

[0022] 따라서 본 발명은 인공신경망중 딥러닝 기법인, 순환신경망(recurrent neural network, RNN)을 이용하여 시간이 오래 걸리지 않으며, 보다 간편하면서, 보다 정확하게 수면단계를 분류한다.

[0023] 순환신경망(recurrent neural network, RNN)은, 시계열 데이터(time-series data)와 같이 시간의 흐름에 따라 변화하는 데이터를 학습하기 위한 딥 러닝 모델이다. 기준 시점(t)과 다음 시점(t+1)에 네트워크를 연결하여 구성한 인공 신경망(ANN)이다. 그러나 매 시점에 심층 신경망(DNN)이 연결되어 있을 경우, 오래 전의 데이터에 의

한 기울기 값이 소실되는 문제(vanishing gradient problem)로 학습이 어려워진다.

- [0024] 일반적으로, 장기간의 시계열의 연속성을 고려하기 위해서는, RNN의 방법을 사용하되, 특히, RNN에서 장기 기억을 반영할 수 있는 GRU (Gated Recurrent Unit) 방법을 사용한다.
- [0025] RNN의 가장 두드러진 특징은 은닉층(hidden layer)가 서로 연결되어 있다는 것이다. 이 때문에 두번째 입력에서는 첫번째 입력의 영향을 받게 된다. 세번째 입력에서는 두번째 입력의 영향을 받게 되는데, 두번째 입력은 이미 첫번째 입력을 받았으므로 첫번째 입력도 세번째 입력에 영향을 미치게 되는 효과를 가진다. 간단히 하자면, RNN은 단일 입력 데이터(input data)가 아니라 이전의 입력(input)들이 이미 만들어졌던 은닉층(hidden layer)의 가중치도 입력으로 받아들여서 오더 시퀀스 데이터(ordered sequence data)에 대응하게 만들어진 네트워크 모델이다,
- [0026] 이러한 기본적인 RNN 구조에서는 BPTT (Backpropagation Through Time, 통시적 오차 역전파) 와 경사 감소 (Vanishing Gradient) 문제가 발생한다. Vanishing Gradient 문제가 우려되는 긴 시퀀스(sequence)를 다루는 문제에서는 기본 RNN 구조를 사용하기 보다는 LSTM(Long Short-Term Memory)나 GRU(Gated Recurrent Unit)을 사용하는 것이 더 보편적이다.
- [0027] LSTM은 vanishing gradient 문제가 발생하던 기존 RNN구조에서 특수한 게이트를 추가하여 해결책을 내놓은 네트워크 모델로, 원래의 기본 RNN과 다른점은 은닉 상태(hidden state)를 계산하는 방식이다. 기존의 tanh를 이용하는 방식을 그대로 쓰지만, 입력, 망각, 출력 게이트로 이를 세분화하여 내부 메모리를 구성한다. 여기서 내부 메모리는 이전 스텝까지의 가중치가 들어있는 블랙박스로 취급된다. 최종출력을 보면 결국 내부메모리를 tanh로 처리하고 이와 출력 게이트를 곱한다.
- [0028] GRU는 LSTM과 약간의 차이는 있지만 근본적인 구조는 비슷하다. 이전 네트워크에서 만들어진 메모리와 현재의 입력을 적절히 섞는 과정을 GRU 또한 거치게 되는데, LSTM에서는 내부메모리를 사용하여, 모듈 외부에서는 이를 참조할 수 없었던 것과 달리, GRU에서는 리셋 게이트(r)과 갱신 게이트(z)를 사용하여 내부메모리값을 은닉 상태(hidden state) 값과 동일시한다. 결과적으로, 갱신 게이트와 리셋게이트를 적절히 활용하여 시퀀스 데이터(sequence data)에서 상대적으로 거리가 있는 정보에 대한 인식률을 높이게 된다. GRU는 두가지 입력값, 즉, 이전 상태값과 현재 input 값을 이용해 현재 상태를 계산하게 된다. 즉, GRU는 망각 게이트와 입력 게이트를 단일의 「갱신 게이트」와 조합하며, 또한, 셀 상태와 은닉 상태를 머지(merge)하고, 다른 몇개의 변경을 추가하여, 결과적으로 표준적인 LSTM 모델보다 심플한 모델을 얻게 된다. GRU에 대해서는 위키페디아 백과사전 등에 공시되어 있어 보다 상세한 설명은 생략한다.
- [0029] ([https://en.wikipedia.org/wiki/Gated\\_recurrent\\_unit](https://en.wikipedia.org/wiki/Gated_recurrent_unit))

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0030] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 맥박산소측정기의 맥파(PPG)를 이용하여 순환신경망(RNN) 기반으로 수면단계, 즉, 각성상태(wake), 렘 수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep)을 분류하고, 산소포화도를 이용하여 수면 단계를 최종 결정하는, 맥박산소측정기를 이용한 수면단계 분류 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- [0031] 본 발명이 이루고자 하는 다른 기술적 과제는 맥박산소측정기의 광용적맥파를 이용하여 PRV (pulse rate variability, 맥박률 변이)와 PAV (pulse amplitude variability, 맥파 진폭 변이)를 계산하고, 30초 간격으로 분할(segmentation)된 PRV와 PAV를 순환신경망(recurrent neural network, RNN)의 입력벡터로 사용되며, 수면 단계(각성상태, 렘 수면, 비 렘수면)를 분류하고, 또한 산소포화도가 3% 이상 감소되는 구간의 렘 수면 또는 비 렘수면으로 재분류 하며, 두 가지 기준을 추가로 적용하여 수면단계를 최종 결정하는, 맥박산소측정기를 이용한 수면단계 분류 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

**과제의 해결 수단**

- [0032] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 발명의 수면단계 분류 장치는, 적색광 검출부와 적외광 검출부를 구비하여, 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파를 검출하여, 잡음을 제거하고 디지털신호로 변환하는, 광용적맥파 검출부; 광용적맥파 검출부로부터 수신된 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파에서, PRV (pulse rate variability)와 PAV (pulse amplitude variability)를 검출하고, 검출된 PRV 및 PAV를 입력벡터로서 순환신경망(RNN)에 적용하여, 수면단계를 각성상태(wake), 렘수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep) 중 하나로 분류한 후, 상기 적

색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파로부터 검출된 산소포화도와, 각성상태(wake) 연속 발생수를 이용하여, 분류된 상기 수면 단계를 재조정하는, 연산처리부;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0033] 연산처리부는, 산소포화도가 3%이상 감소되었는 지 여부를 판단하여, 산소포화도가 3%이상 감소되었다면 수면호흡장애가 발생했다고 판단하며, 만약, 수면호흡장애가 발생되지 않았다면, 산소불포화 이벤트 발생여부를 판단하고, 산소불포화 이벤트가 발생되면 산소불포화 이벤트를 렘수면이나 비 렘수면으로 한 후, 수면호흡장애가 발생하였을 때도, 그리고 수면호흡장애가 발생하지 않았을 때에도, 각성상태(wake)의 연속발생수에 따라, 각성상태를 렘수면 또는 비 렘수면으로 변경한다.

[0034] 연산처리부는, 각성상태의 연속발생수에 따라 각성상태를 렘수면 또는 비 렘수면으로 바꾸기 위해, 각성상태가 연속으로 2 epoch 이하 발생하면, 각성상태를 렘수면 또는 비 렘수면으로 바꾸되, 각성상태 이전의 epoch의 수면단계와 동일하게 하며, 각성상태가 연속으로 3 epoch 이상 발생하면 첫 번째 epoch을 이전에 epoch의 수면단계와 동일하게 한다.

[0035] 연산처리부는, 수면호흡장애가 발생되지 않았고, 산소불포화 이벤트가 발생되었다면, 산소불포화 이벤트를 렘수면이나 비 렘수면으로 변경하되, 산소불포화 이벤트 이전의 epoch의 수면단계와 동일하게 한다.

[0036] 상기 순환신경망(RNN)은, 기 검출된 트레이닝 데이터에 의해 트레이닝하되, 상기 트레이닝 데이터는, 적색광 용적 맥파 또는 적외광 용적 맥파에서 구하여진 PRV 및 PAV와, 상기 PRV 및 PAV에 의해 기존의 방식에 의해 분류된 수면단계의 데이터들로 트레이닝된다.

[0037] 연산처리부는, 광용적맥파에서, 적응 문턱치 알고리즘에 의해 구하여진 피크 문턱치 이상인 최대점(피크)들을 검출하고, PRV는

$$PRV(n) = \sum_i \frac{1}{f_s} \frac{1}{n_{MAX_i} - n_{MAX_{i-1}}} \delta(n - n_{MAX_i})$$

[0038] (단,  $n_{MAX_i}$ 는 i번째 펄스의 최대점의 값,  $f_s$ 는 광용적맥파(PPG) 신호의 샘플링 주파수, n은 문턱치를 갱신하는 회차임)에 의해 구하여 진다.

[0040] 본 발명의 수면단계 분류 방법은, 연산처리부가, 광용적맥파 검출부로부터 수신된 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파에서, PRV (pulse rate variability)와 PAV (pulse amplitude variability)를 검출하는, 특징추출단계; 연산처리부가, 특징추출단계에서 검출된 PRV 및 PAV를 입력벡터로서 순환신경망(RNN)에 적용하여, 수면단계를 각성상태(wake), 렘수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep) 중 하나로 분류하는, RNN 단계; 연산처리부가, 상기 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파로부터 산소포화도를 검출하는, 산소포화도 연산단계; 연산처리부는 산소포화도와, 각성상태(wake) 연속 발생수를 이용하여, 분류된 상기 수면 단계를 조정하는, 수면 단계의 조정단계;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0041] 수면단계 분류 방법은 연산처리부는 산소포화도가 3%이상 감소되었는 지 여부를 판단하여, 산소포화도가 3%이상 감소되었다면 수면호흡장애가 발생했다고 판단하며, 만약, 수면호흡장애가 발생되지 않았다면, 산소불포화 이벤트 발생여부를 판단하고, 산소불포화 이벤트가 발생되면 산소불포화 이벤트를 렘수면이나 비 렘수면으로 하는, 수면호흡 장애여부 판단단계;를 더 포함한다.

[0042] 수면호흡 장애여부 판단단계에서, 연산처리부는, 수면호흡장애가 발생되지 않았고, 산소불포화 이벤트가 발생되었다면, 산소불포화 이벤트를 렘수면이나 비 렘수면으로 변경하되, 산소불포화 이벤트 이전의 epoch의 수면단계와 동일하게 한다.

[0043] 수면호흡 장애여부 판단단계 후, 연산처리부는, 수면호흡장애가 발생하였을 때도, 그리고 수면호흡장애가 발생하지 않았을 때에도, 각성상태(wake)의 연속발생수에 따라, 각성상태를 렘수면 또는 비 렘수면으로 변경하는, 수면단계 재조정단계;를 더 포함한다.

[0044] 수면단계 재조정단계는, 각성상태가 연속으로 2 epoch 이하 발생하면, 연산처리부는, 각성상태를 렘수면 또는 비 렘수면으로 바꾸되, 각성상태 이전의 epoch의 수면단계와 동일하게 하며, 각성상태가 연속으로 3 epoch 이상 발생하면, 연산처리부는, 첫 번째 epoch을 이전에 epoch의 수면단계와 동일하게 한다.

[0045] 특징추출단계에서, 연산처리부는 광용적맥파 검출부로부터 수신한 적색광 용적 맥파 및 적외광 용적 맥파를 0.1 ~ 5 Hz의 대역통과 디지털 필터를 통과시킨 후, 적응문턱치알고리즘을 이용하여 펄스의 최대점(peak) 및 최소

점을 검출하고, 검출된 최대점 및 최소점을 이용하여 PRV와 PAV을 검출한다.

[0046] 산소포화도 연산단계에서, 연산처리부는 산소포화도(SpO<sub>2</sub>)를

$$SpO_2 = \frac{1}{40} \sum_{k=1}^{40} \frac{\ln \left( \sum_{i=1}^N R_{ac}^2(i) \right)}{\ln \left( \sum_{i=1}^N IR_{ac}^2(i) \right)}$$

[0047] (단,  $R_{ac}^2$ 는 적색광용적 맥파의 AC 성분의 제곱이며,  $IR_{ac}^2$ 는 적외광용적 맥파 AC 성분의 제곱임)에 의해 구하여진다.

[0049] 연산처리부는 PAV를

$$PAV(n) = \sum_i x_{PPG}(n_{MAX_i}) - x_{PPG}(n_{MIN_i}) \delta(n - n_{MAX_i})$$

[0051] (단,  $x_{PPG}(n)$ 은 적색광 또는 적외광의 광용적맥파 신호,  $n_{MAX_i}$ 는 i번째 펄스의 최대점의 값,  $n_{MIN_i}$ 는 i번째 펄스의 최소점의 값, n은 문턱치를 갱신하는 회차임)

[0052] 에 의해 구한다.

[0053] 또한, 본 발명의 수면단계 분류 방법을 실행하는 컴퓨터 프로그램이 기록된 기록매체를 특징으로 한다.

**발명의 효과**

[0054] 본 발명의 맥박산소측정기를 이용한 수면단계 분류 장치 및 방법에 따르면, 맥박산소측정기의 맥파(PPG)를 이용하여 순환신경망(recurrent neural network, RNN) 기반으로 수면단계, 즉, 각성상태(wake), 렘 수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep)을 분류하고, 산소포화도를 이용하여 수면 단계를 최종 결정하도록 하여, 시간이 오래 걸리지 않으며, 보다 간편하면서, 보다 정확하게 수면단계를 분류한다.

[0055] 즉, 본 발명은 수면호흡장애 환자에게 적용 가능하다는 장점이 있으며, 딥러닝 기법인 순환신경망(recurrent neural network, RNN)을 사용하여 다른 방법에 비해 정확도가 높다. 또한 기존의 수면다원검사에 비해 시설이나 인력, 장비 등의 비용과 투자가 감소할 수 있으며, 환자에게 시간적, 공간적, 경제적 부담이 줄어들 수 있다.

[0056] 또한, 본 발명은, 맥박산소측정기의 광용적맥파를 이용하여 PRV (pulse rate variability, 맥박률 변이)와 PAV (pulse amplitude variability, 맥파 진폭 변이)를 계산하고, 30초 간격으로 분할(segmentation)된 PRV와 PAV를 순환신경망(recurrent neural network, RNN)의 입력벡터로 사용되며, 수면단계(각성상태, 렘 수면, 비 렘수면)를 분류하고, 또한 산소포화도가 3% 이상 감소되는 구간의 렘 수면 또는 비 렘수면으로 재분류 하며, 두 가지 기준을 추가로 적용하여 수면단계를 최종 결정하여, 보다 정확도를 높였다.

**도면의 간단한 설명**

[0057] 도 1은 과장에 따른 흡수계수도와 각 LED의 과장별 정상 분포를 나타낸다.

도 2는 본 발명의 맥박산소측정기를 이용한 수면호흡장애 환자의 수면단계 분류 장치의 개략적인 구성을 설명하는 블럭도이다.

도 3은 도 1의 연산처리부에서 구동방법을 개략적으로 설명하는 흐름도이다.

도 4는 GRU 신경망의 셀 구조의 예를 나타낸다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0058] 이하, 본 발명의 맥박산소측정기를 이용한 수면단계 분류 장치 및 방법을 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명한다.

[0059] 도 2는 본 발명의 맥박산소측정기를 이용한 수면호흡장애 환자의 수면단계 분류 장치의 개략적인 구성을 설명하는 블럭도로, 신호검출부(100), 신호 전처리부(150), A/D 변환부(180), 연산처리부(200), 메모리부(300), 출력

부(310)을 포함하여 이루어진다.

- [0060] 신호검출부(100)는 적색(Red)광 검출부(110)와 적외(Infra red, 적외선)광 검출부(120)로 이루어져 있으며, 광용적맥파를 전기적인 신호로 검출한다.
- [0061] 적색광 검출부(110)는 적색광 발광다이오드(미도시)와 수광센서(예로, 포토다이오드)(미도시)로 이루어져, 적색광 발광다이오드로부터 출사된 적색광이 체내 혈류들에서 반사된 광을 수광센서로 검출하여 전기적 신호 변환하며, 이 신호를 본 발명에서는 적색광용적 맥파라 부른다.
- [0062] 적외광 검출부(120)는 적외광 발광다이오드(미도시)와 수광센서(예로, 포토다이오드)(미도시)로 이루어져, 적외광 발광다이오드로부터 출사된 적색광이, 체내 혈류들에서 반사된 광을, 수광센서로 검출하여 전기적 신호 변환하며, 이 신호를 본 발명에서는 적외광용적 맥파라 부른다.
- [0063] 또한, 적색광용적 맥파와 적외광용적 맥파를 광용적 맥파 또는 맥파로 통칭할 수 있다.
- [0064] 신호 전처리부(150)는 적색광 용적 맥파 전처리부(160)과 적외광 용적 맥파전처리부(170)로 이루어져 있다.
- [0065] 적색광 용적 맥파 전처리부(160)는 적색광 검출부(110)로부터 수신된 적색광 용적 맥파를 증폭하고 잡음을 제거한다.
- [0066] 적외광 용적 맥파 전처리부(170)는 적외광 검출부(120)로부터 수신된 적외광 용적 맥파를 증폭하고 잡음을 제거한다.
- [0067] A/D변환부(180)는 적색광 용적 맥파 전처리부(160) 및 적외광 용적 맥파 전처리부(170)로부터 수신한 적색광 용적 맥파 신호와 적외광 용적 맥파신호를 디지털 신호로 변환한 후, 연산처리부(200)로 전송한다.
- [0068] 연산처리부(200)는 A/D변환부(180)로부터 수신한 적색광 용적 맥파 및 적외광 용적 맥파에서 특징벡터인 PRV (pulse rate variability, 맥박률 변이)와 PAV (pulse amplitude variability, 맥파 진폭 변이)를 검출하고 순환신경망(RNN)을 이용하여 수면단계, 즉, 각성상태(wake), 렘 수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep)를 분류한다. 또한 연산처리부(200)는 적색광 용적 맥파 및 적외광 용적 맥파를 이용하여 산소포화도를 계산하고, 산소불포화(oxygen desaturation)의 구간(이벤트)을 검출하여 수면단계를 최종 결정한다. 여기서 본 발명에서 사용한 산소포화도의 계산식과 산소불포화의 구간 검출 방법은 후술한다.
- [0069] 메모리부(300) 및 출력부(310)는 연산처리부(200)로부터 수면단계 결과를 수신하여 저장, 출력(예로, 디스플레이, 프리트 출력 등)한다.
- [0070] 여기서, 연산처리부(200), 메모리부(300), 출력부(310)는 컴퓨터 또는 마이크로프로세서 등으로 이루어질 수 있다. 또한 신호검출부(100), 신호 전처리부(150), A/D 변환부(180)를 '광용적맥파 검출부'라 할 수 있다.
- [0071] 본 발명에서 적용하는 순환신경망(RNN)은, 광용적 맥파에서 구하여진 PRV와 PAV 및 기존의 방식(즉, 기존에 있던 어떠한 방식이라도 상관없음)에 의해 분류된 수면단계의 데이터들로 트레이닝된 것이다.
- [0072] 다음은 연산처리부에서 광용적맥파로부터 특징벡터를 추출하는 과정을 설명한다.
- [0073] 일반적으로 광용적맥파의 주파수 성분은 심박동에 의한 1 Hz 주변의 기본 주파수와 고조파로 이루어져 있으며, 호흡신호에 의한 저주파수 대역은 0.15 ~ 0.4 Hz 범위이다. 광용적맥파에 섞여있는 불필요한 잡음을 제거하고, 정확한 특징점을 검출하기 위해, 연산처리부(200)은 A/D변환부(180)로부터 수신된 적색광 용적 맥파 신호와 적외광 용적 맥파신호를 0.1 ~ 5 Hz의 대역통과 디지털 필터를 통과시킨 후, 적응문턱치알고리즘을 이용하여 펄스의 최대점(peak)을 검출한다.
- [0074] 일반적으로 광용적맥파(PPG)는 불규칙적으로 진폭의 변화가 생기며, 저관류가 발생하면 진폭이 매우 작아진다. 이는 광용적맥파의 특징점을 검출할 때, 오류를 발생시키는 큰 요인으로 작용한다. 따라서 최고점(peak) 검출시 오류를 최소화하기 위해 이전의 펄스 진폭에 따라 적응적으로 기울기를 변화시켜 파형의 크기가 급변하더라도 특징점 검출에 좋은 성능을 보이는 적응 문턱치 알고리즘을 사용하였다. 문턱치 설정은 수학적 4와 같이 문턱치 초기값( $TH_{init}$ )을 정한다. 즉, A/D 변환부(180)로부터 수신된 PPG 신호 중, 샘플링 주파수의 5배에 해당하는 데이터들(처음부터 5초동안의 데이터)에서 최대값을 검출하고, 그 최대값의 0.2배를 문턱치 초기값( $TH_{init}$ )으로 설정한다.

**수학식 4**

$$TH_{init} = 0.2 \operatorname{argmax}_n \{x_{PPG}(n)\}, \quad n \in [0, 5f_s]$$

[0075]

[0076]

단,  $x_{PPG}(n)$ 은 광용적맥파(PPG)신호, 즉, A/D 변환부(180)로부터 수신된 PPG 신호이다. 그리고  $f_s$ 는 광용적맥파(PPG) 신호의 샘플링 주파수, 즉, A/D 변환부(180)에서 PPG 신호를 샘플링한 주파수이다. 또한,  $n$ 은 문턱치를 갱신하는 회차이다. 여기서, 샘플링 주파수의 5배에 해당하는 데이터들(처음부터 5초동안의 데이터)에서 최대값을 검출하고 있으나, 이는 본 발명을 한정하기 위한 것이 아니다. 이는 키입력부(미도시)에서 설정한 데이터 개수(또는 설정된 시간동안 데이터수)에 의해 최대값을 검출할 수도 있다.

[0077]

이렇게 구하여진 문턱치 초기값( $TH_{init}$ )을 문턱치로 하여, 0.1~5 Hz의 대역통과필터링된 광용적맥파(PPG) 신호에서, 펄스의 최대점(즉, 맥박 또는 심박)을 검출한다.

[0078]

현재 펄스의 최대점(즉, 맥박 또는 심박)이 검출된 후, 다음의 펄스의 최대점 검출을 위해 문턱치( $TH_n$ )를 갱신하며, 갱신된 문턱치( $TH_n$ )를 이용하여, 다음 펄스의 최대점(즉, 맥박 또는 심박)을 검출한다. 즉, 수학식 5와 같이, 이전 펄스의 최대값에 가중치(-0.6/ $f_s$ )를 적용하여 문턱치( $TH_n$ )를 갱신한다.

**수학식 5**

$$TH_n = TH_{n-1} - \frac{0.6}{f_s} \cdot x_{PPG}(n_{MAX_{i-1}})$$

[0079]

[0080]

여기서  $n_{MAX_i}$ 는 펄스의 최대점의 값, 즉, 펄스의 최대값이다.

[0081]

즉, 최대점간(즉, 연이은 최대점 사이의 시간으로, 맥파의 주기라 할수 있음)의 가장 작은 값을 갖는 점을 최소점( $n_{MIN_i}$ )으로 검출한다.

[0082]

PRV (pulse rate variability, 맥박률 변이)는 수학식 6과 같이 현재의 최대점( $n_{MAX_i}$ )과 연이은 이전의 최대점( $n_{MAX_{i-1}}$ ) 간의 차의 역수를 취하여 구한다.

**수학식 6**

$$PRV(n) = \sum_i \frac{1}{f_s} \frac{1}{n_{MAX_i} - n_{MAX_{i-1}}} \delta(n - n_{MAX_i})$$

[0083]

[0084]

PAV (pulse amplitude variability, 맥파 진폭 변이)는 수학식 7과 같이, 연이은 최대점간(즉, 펄스의 주기)에서, 최대값과 최소값의 차이로 계산한다.

**수학식 7**

$$PAV(n) = \sum_i x_{PPG}(n_{MAX_i}) - x_{PPG}(n_{MIN_i}) \delta(n - n_{MAX_i})$$

[0085]

[0086]

다음은 수면단계를 분류하기 위한 순환신경망(RNN)을 설명한다.

[0087]

순환신경망(RNN)은 컨볼루션 신경망(convolutional neural network, CNN)과는 달리 노드 사이에 회귀를 구성하는 신경망으로, 시계열 데이터 처리에 유용하게 사용된다. 수면단계는 하룻밤 동안 일정한 패턴을 보이며, 따라서 수면단계 분류에 RNN이 유용하게 활용될 수 있다.

- [0088] 본 발명에서는 RNN 기법 중 GRU를 사용하였으며, GRU 신경망의 셀 구조는 도 4와 같다.
- [0089] 일반적으로, 순환 신경망(RNN)의 변형으로, LSTM(Long Short-Term Memory) 셀은 RNN 셀의 장기 의존성 문제를 해결할 뿐만 아니라 학습 또한 빠르게 수렴한다. LSTM의 변형으로서, GRU(Gated Recurrent Unit)가 있다. 즉, GRU 셀은 LSTM 셀의 간소화된 버전이라고 할 수 있다.
- [0090] 도 4에서,  $x_t$ 는 입력데이터(입력벡터)이며,  $h_{t-1}$ 와  $h_t$ 는 각각 과거 시점의 은닉계층의 출력 결과와 현재 시점의 은닉계층이다. 즉,  $h_t$ 는 현재의 전체 상태 벡터이고,  $h_{t-1}$ 는 이전상태 (벡터)이다.
- [0091] 일반적으로 Gate는 선택적으로 데이터가 삭제 및 추가가 되도록 하는 장치이며 시그모이드( $\sigma$ ) 함수로 이루어져 있다. 즉, Gate는 (시그모이드를 이용해서) 0이 나오면 버리거나 삭제 또는 아무것도 안하고, 1이 나오면 기억하거나 추가하거나 계산한다.
- [0092] 주요 레이어는  $g_t$ 를 출력하는 레이어이며, 현재 입력 데이터  $x_t$ 와 이전 타임스텝의 단기 상태  $h_{t-1}$ 를 분석하는 역할을 한다. 여기서는 이 레이어의 출력인  $g_t$ 가  $Z_t$ 의 곱셈(X)연산 후 장기 상태  $h_t$ 에 일부분이 더해지게 된다.
- [0093] 갱신 게이트 컨트롤러(gate controller)인  $Z_t$ 가 forget 게이트(720)과 input 게이트(710)을 모두 제어한다.  $z_t$ 가 1을 출력하면 forget 게이트가 열리고 input 게이트가 닫히며,  $z_t$ 가 0일 경우 반대로 forget 게이트가 닫히고 input 게이트가 열린다. 즉, 이전(t-1)의 기억이 저장 될때 마다 타임 스텝 t의 입력은 삭제된다. 즉, 갱신 게이트(Update gate) ( $z_t$ )는 현재 입력에 대한 정보를 얼마만큼 반영할지를 결정하는 요소로, 그 값이 0인 경우 과거 정보를 모두 잊고, 현재 정보만을 기억하며, 1인 경우 현재 정보를 모두 무시하고 과거 정보를 기억한다.
- [0094] GRU 셀은 output 게이트가 없어 전체 상태 벡터  $h_t$ 가 타임 스텝마다 출력되며, 이전 상태  $h_{t-1}$ 의 어느 부분이 출력될지 제어하는 리셋 게이트 컨트롤러(gate controller)인  $r_t$ 가 있다. 리셋 게이트(reset gate) ( $r_t$ )의 값은 과거의 값을 현재 정보에 얼마만큼 반영할지 결정하는 요소이다.
- [0095] GRU는 기존 RNN이나 LSTM (long-short term memory)에 비해 단순한 구조를 가지고 있기 때문에 학습 속도가 빠르다는 장점이 있다. GRU의 각 게이트 및 셀 내부에서 진행되는 연산과정은 수학적 8 내지 10과 같이 이루어진다.
- [0096] 갱신 게이트(Update gate) ( $z_t$ )는 수학적 8과 같이 구할 수 있다.

**수학적 8**

[0097] 
$$z_t = \sigma(W^{(z)}x_t + U^{(z)}h_{t-1})$$

[0098] 여기서,  $W^{(z)}$  는, 입력 벡터  $x_t$ 에 연결된 네 개의 레이어 중에, 갱신 게이트  $z_t$  를 출력으로 하는 레이어에 대한 가중치 행렬이고,  $U^{(z)}$ 는, 이전 타임스텝의 단기 상태  $h_{t-1}$ 에 연결된 네 개의 레이어중에, 갱신 게이트  $z_t$ 를 출력으로 하는 레이어에 대한 가중치 행렬이다.

[0099] 리셋 게이트(reset gate) ( $r_t$ )는 수학적 9와 같이 구할 수 있다.

**수학적 9**

[0100] 
$$r_t = \sigma(W^{(r)}x_t + U^{(r)}h_{t-1})$$

[0101] 여기서,  $W^{(r)}$  는, 입력 벡터  $x_t$ 에 연결된 네 개의 레이어 중에, 리셋 게이트  $z_t$  를 출력으로 하는 레이어에 대한 가중치 행렬이고,  $U^{(r)}$ 는, 이전 타임스텝의 단기 상태  $h_{t-1}$ 에 연결된 네 개의 레이어중에, 갱신 게이트  $z_t$  를 출력

으로 하는 레이어에 대한 가중치 행렬이다.

[0102] 현재 입력 데이터  $x_t$ 와 이전 타임스텝의 단기 상태  $h_{t-1}$ 를 분석하는 역할을 하는,  $g_t$ 를 수학적 식 10과 같이 구할 수 있다. 수학적 식 10에서는  $g_t$ 를  $\tilde{h}_t$ 로 표기한다.

**수학적 식 10**

[0103] 
$$\tilde{h}_t = \tanh(Wx_t + r_t \odot Uh_{t-1})$$

[0104] 여기서,  $W$ 는, 입력 벡터  $x_t$ 에 연결된 네 개의 레이어 중에,  $g_t$ 를 출력으로 하는 레이어에 대한 가중치 행렬이고,  $U$ 는, 이전 타임스텝의 단기 상태  $h_{t-1}$ 에 연결된 네 개의 레이어중에,  $g_t$ 를 출력으로 하는 레이어에 대한 가중치 행렬이다.

[0105] 전체 상태 벡터  $h_t$ 는 수학적 식 11과 같이 구할 수 있다.

**수학적 식 11**

[0106] 
$$h_t = (1 - z_t)h_{t-1} + z_t\tilde{h}_t$$

[0107] 수학적 식 8 내지 10에서,  $W$ 와  $U$ 는 입력값과 은닉계층의 값을 선형으로 결합하는 변수이다.

[0108] 도 5는 본 발명에서 적용한 RNN 기반의 수면단계 분류 모델을 나타낸 것이다.

[0109] 이 모델에서 PPG로부터 추출한 특징벡터(PRV, PAV)를 입력벡터로 활용하여 각성, REM 수면, Non-REM 수면을 분류한다.

[0110] 수면단계 분류 모델은, RNN 신경망(770)과 분류기(Classification)(777)를 포함한다.

[0111] RNN 신경망(770)는 GRU 레이어(도 5 참조)와 배치정규화 및 텐스 레이어(B&D Layer: Batchnormalization & Dense Layer)를 다수개 구비하되, GRU 레이어와, 배치정규화 및 텐스 레이어가 교번하여 배치된다, 여기서 GRU 레이어는, 도 4 및 수학적 식 8 내지 수학적 식 11을 통해 설명한 GRU 신경망을 사용한다. RNN 신경망은 입력 시퀀스에서 전달받은 데이터의 특징을 추출하는 과정을 거친다. 각 신경망의 출력 계층에 배치 정규화 방법과 Dropout 방법을 적용하였다.

[0112] 분류기(777)는 전결합 레이어(FC Layer: Fully-Connected layer)와 활성화 레이어(AC Layer: Activation Layer)를 포함한다.

[0113] GRU 레이어, 배치정규화 및 텐스 레이어, 전결합 레이어(FC Layer: Fully-Connected layer), 활성화 레이어 등은 널리 공지된 기술로, 여기서 상세한 설명은 생략한다.

[0114] RNN 신경망(770)에 PRV 및 PAV가 입력되면, PRV 및 PAV에 따른 각 수면단계관련된 특징을 추출하고, 분류기(777)에서 추출된 특징을 이용하여 최종적으로 수면단계, 즉, 각성, REM 수면, Non-REM 수면 중 하나를 분류한다.

[0115] 즉, GRU 신경망을 모두 거친 결과는 활성 함수 계층으로 전달되게 된다. 활성 함수 계층은 softmax로 구성되어 있으며, GRU 신경망에서 계산된 각각의 특징에 대한 값들을 확률로 변환해준다. 이렇게 확률로 변환한 값들을 바탕으로 입력 시퀀스를 각성, REM 수면, Non-REM 수면으로 구분한다.

[0116] 이렇게 인공신경망에서 수면단계 분류 모델을 통해 수면단계가 분류되면, 피검자의 산소포화도를 이용하여 수면 단계를 재조정한다.

[0117] 다음은 산소포화도를 이용하여 수면단계를 재조정하는 과정을 설명한다.

[0118] 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파를 이용하여 산소포화도 수치를 수학적 식 12와 같이 계산한다.

수학식 12

$$SpO_2 = \frac{1}{40} \sum_{k=1}^{40} \frac{\ln \left( \sum_{i=1}^N R_{ac}^2(i) \right)}{\ln \left( \sum_{i=1}^N IR_{ac}^2(i) \right)}$$

[0119]

[0120] 여기서,  $R_{ac}^2$ 는 적색광용적 맥파의 AC 성분의 제곱이며,  $IR_{ac}^2$ 는 적외광용적 맥파 AC 성분의 제곱이다.

[0121] 다음은 산소불포화 구간(산소불포화 이벤트)에 대해서 설명한다.

[0122]  $SpO_2$ (산소포화도) 신호에서, RNN에서 분류된 결과가 수면상태이라면 기저선에 비해 3% 이상감소되는 구간을 산소불포화 이벤트로 검출하고, RNN에서 분류된 결과가 각성상태이라면 기저선에 비해 4% 이상감소되는 구간을 산소불포화 이벤트로 검출한다.

[0123] 본 발명에서 신호검출부(100), 신호 전처리부(150), A/D 변환부(180) 및 산소포화도의 연산은 상용화된 맥박산소측정기로 대체 가능하다.

[0124] 산소포화도가 3%이상 감소(oxygen desaturation)될 경우, 수면호흡장애가 발생했다고 가정한다. 수면호흡장애는 수면 중에만 발생하는 현상으로, 산소포화도가 3%이상 감소하여 수면호흡장애가 발생되었다고 판단된 경우, 만약 RNN 출력이 각성상태(wake)일 경우, 렘수면(REM sleep)이나 비 렘수면(Non-REM sleep)으로 재조정 한다. 이전 epoch가 각성상태(wake)나 비 렘수면(Non-REM sleep)일 경우 현재 epoch을 비 렘수면(Non-REM sleep)으로, 이전 epoch가 렘수면(REM sleep)일 경우 현재 epoch을 렘수면(REM sleep)으로 재조정 한다.

[0125] 마지막으로 두 가지 기준을 적용하여 수면단계를 최종 결정한다.

[0126] 제 1기준은 수면 이후 발생하는 각성상태(wake)가 연속으로 2 epoch 이하 발생하면 각성상태(wake)를 렘수면(REM sleep) 또는 비 렘수면(Non-REM sleep)으로 바꾸되, 이때 각성상태(wake) 이전의 epoch의 상태에 따라 결정된다.

[0127] 제 2기준은 수면 이후 발생하는 각성상태(wake)가 3 epoch 이상 발생하면 첫 번째 epoch을 이전에 epoch에 따라 렘수면(REM sleep) 또는 비 렘수면(Non-REM sleep)으로 최종 결정한다.

[0128] 도 3은 도 1의 연산처리부에서 구동방법을 개략적으로 설명하는 흐름도이다.

[0129] 특징추출단계로, 연산처리부(200)은 A/D변환부(180)로부터 수신한 광용적맥파(적색광 용적 맥파 및 적외광 용적 맥파)를 0.1 ~ 5 Hz의 대역통과 디지털 필터를 통과시킨 후, 적응문턱치알고리즘을 이용하여 펄스의 최대점(peak) 및 최소점을 검출하고, 검출된 최대점 및 최소점을 이용하여 PRV(맥박률 변이)와 PAV (맥파 진폭 변이)을 추출한다(S100).

[0130] 여기서, 적색광 용적 맥파과 적외광 용적 맥파 중 하나에서 PRV와 PAV를 검출하거나, 아니면, 적색광 용적 맥파과 적외광 용적 맥파 둘다에서 PRV와 PAV를 검출할 수 있다. 또한, PRV (pulse rate variability, 맥박률 변이)의 검출에 대해서, 연산처리부(200)는, 광용적맥파에서, 적응문턱치알고리즘에 의해 구하여진 피크 문턱치 이상인 최대점(피크)들을 검출하고, 수학식 6에 의해 PRV를 구한다. 또한, PAV (pulse amplitude variability, 맥파 진폭 변이)의 검출에 대해서, 연산처리부(200)는 연이은 최대점간(즉, 하나의 피크와, 연이은 피크)의 시간거리, 즉, 맥파 주기를 구하고, 맥파 주기 내에서 최소값을 구하고, 각 맥파 주기에서 최대값과 최소값의 차(즉, 수학식 7)를 구하여, 이를 PAV로 한다. 이렇게 검출된 PRV와 PAV는 RNN의 입력벡터로 사용된다.

[0131] RNN 단계로, 특징추출단계에서 검출된 PRV와 PAV를, 연산처리부(200)는 순환신경망(RNN) 중 GRU (gated recurrent unit) 신경망에 입력하고(S110), 이에 따라 GRU 신경망은 수면단계를 분류하여, 각성상태(wake), 렘수면(REM sleep), 비 렘수면(Non-REM sleep)의 세단계 중 하나를 출력한다(S120).

[0132] 여기서 본 발명의 순환신경망(RNN), 즉, GRU 신경망은 특정 응용프로그램으로, 연산처리부(200)에 포함되어 있다.

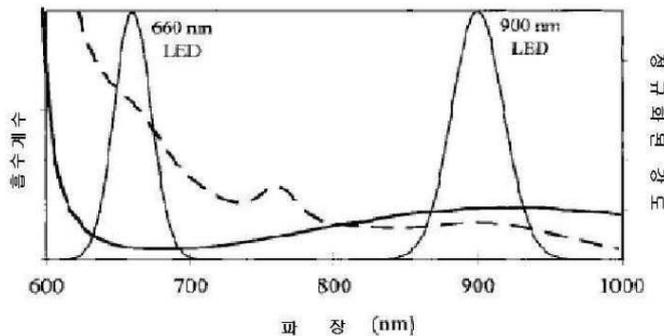
- [0133] 산소포화도 연산단계로, A/D변환부(180)로부터 수신한 광용적맥파(적색광 용적 맥파 및 적외광 용적 맥파), 또는 A/D변환부(180)로부터 수신한 광용적맥파를 0.1 ~ 5 Hz의 대역통과 디지털 필터를 통과시킨 광용적맥파에서, 수학적 식 12에 의해 산소포화도를 검출한다(S140).
- [0134] 수면호흡 장애여부 판단단계로, 산소포화도 연산단계에서 검출된 산소포화도가 3%이상 감소되는 지 여부를 판단하여, 산소포화도가 3%이상 감소되었다면 수면호흡장애가 발생했다고 판단하며, 수면호흡장애가 발생되었다고 판단되면 재조정 단계(S170)로 가며, 수면호흡장애가 발생되지 않았다고 판단되면, 산소불포화 이벤트 발생여부 판단단계로 간다(S130).
- [0135] 산소불포화 이벤트 여부 판단단계는, 수면호흡 장애여부 판단단계에서, 수면호흡장애가 발생되지 않았다고 판단된 경우로, 산소불포화 이벤트가 발생되면 산소불포화 이벤트를 램수면(REM sleep)이나 비 램수면(Non-REM sleep)으로 재조정 하고, 수면단계 재조정단계(S170)로 간다. 이때, 이전 epoch가 각성상태(wake)나 비 램수면(Non-REM sleep)일 경우 현재 epoch을 비 램수면(Non-REM sleep)으로, 이전 epoch가 램수면(REM sleep)일 경우 현재 epoch을 램수면(REM sleep)으로 재조정 한다.
- [0136] 즉, RNN 단계(S110)에서, RNN으로 분류한 수면단계가 각성상태(wake)일 경우(S130), 적색광 용적 맥파와 적외광 용적 맥파를 이용하여 계산한 SpO<sub>2</sub>(S140) 수치가 감소하는지를 확인한다(S150).
- [0137] 수면단계 재조정단계에 있어, 수면 이후 발생하는 각성상태(wake)가 연속으로 2 epoch 이하 발생하면 각성상태(wake)를 램수면(REM sleep) 또는 비 램수면(Non-REM sleep)으로 바꾸되, 이때 각성상태(wake) 이전의 epoch의 상태에 따라 결정되고, 또한, 수면 이후 발생하는 각성상태(wake)가 3 epoch 이상 발생하면 첫 번째 epoch을 이전에 epoch에 따라 램수면(REM sleep) 또는 비 램수면(Non-REM sleep)으로 결정한다.
- [0138] 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 이는 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명의 사상은 아래에 기재된 특허청구범위에 의해서만 파악되어야 하고, 이의 균등 또는 등가적 변형 모두는 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

**부호의 설명**

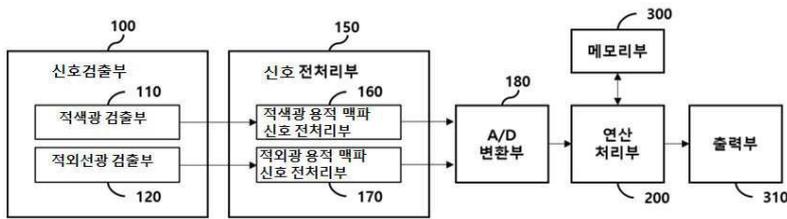
- [0139] 100: 신호검출부                    110: 적색광 검출부
- 120: 적외광 검출부                150: 신호 전처리부
- 180: A/D 변환부                    200: 연산처리부
- 300: 메모리부                      310: 출력부

**도면**

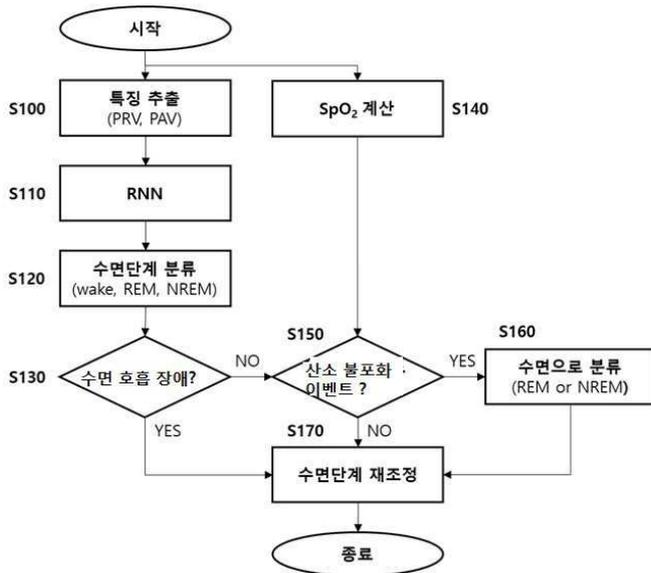
**도면1**



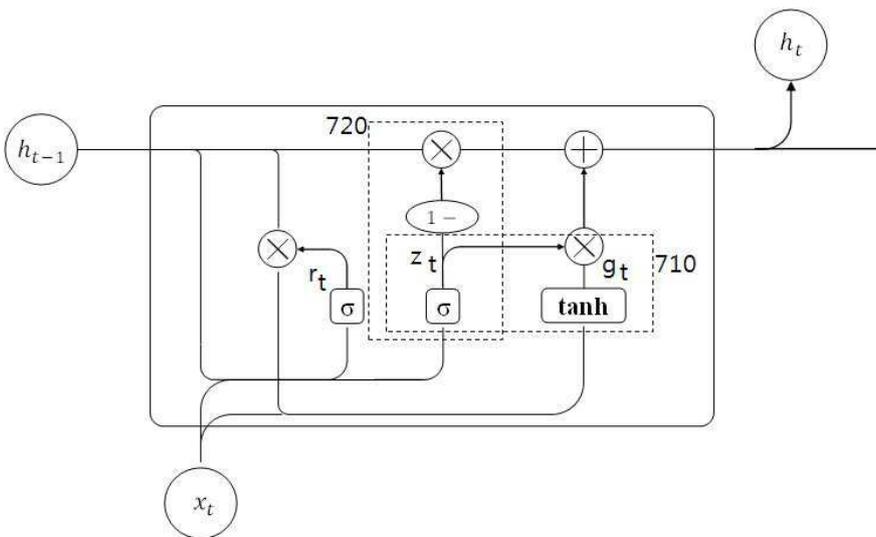
도면2



도면3



도면4



도면5

