



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년03월28일
 (11) 등록번호 10-1962812
 (24) 등록일자 2019년03월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) **A61B 5/024** (2006.01)
 (52) CPC특허분류
A61B 5/4812 (2013.01)
A61B 5/02416 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2017-0133520
 (22) 출원일자 2017년10월13일
 심사청구일자 2017년10월13일
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1020160075677 A*
 (뒷면에 계속)
 전체 청구항 수 : 총 11 항

(73) 특허권자
아주대학교산학협력단
 경기도 수원시 영통구 월드컵로 206 (원천동)
 (72) 발명자
조위덕
 경기도 성남시 분당구 이매로150번길 5, A-102호
최선태
 경기도 수원시 영통구 동수원로537번길 30, 201호
 (74) 대리인
심경식, 홍성욱

심사관 : 이봉수

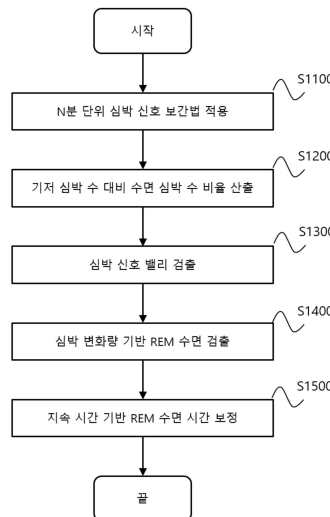
(54) 발명의 명칭 **PPG 기반 REM 수면 검출 방법 및 장치**

(57) 요약

PPG 기반 REM 수면 검출 방법이 개시된다.

본 발명의 일 실시예에 따른 PPG 기반 REM 수면 검출 방법은, REM 수면 검출 장치가, PPG 센서를 이용하여 측정 한 심박 수를 전처리 하는 단계; 상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 전처리 된 심박 수의 증감을 기준으로 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 단계; 및 상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 복수의 밸리를 기준으로 구간을 나누고, 각 구간에 대해서 이전 밸리(Valley)의 심박 수보다 기 설정된 REM 수면 검출 임계치 이상의 심박 수를 가지는 시간 대를 REM 수면으로 판단하는 단계를 포함할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

KR1020170100651 A*

US20170172520 A1*

JP2016073527 A

JP2002078690 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2017K000373

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 연구성과실용화진흥원

연구사업명 2016년 연구성과사업화지원 기술업그레이드 R&D

연구과제명 모바일 IoT 디바이스를 이용한 활동/수면/식사 자동 행위인식과 전주기활동패턴 모델링 기술 개발

기 여 율 1/1

주관기관 아주대학교 산학협력단

연구기간 2016.05.04 ~ 2018.05.03

명세서

청구범위

청구항 1

REM 수면 검출 장치가, PPG 센서를 이용하여 측정된 심박 수를 전처리 하는 단계;

상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 전처리 된 심박 수의 증감을 기준으로 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 단계; 및

상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 복수의 밸리를 기준으로 구간을 나누고, 각 구간에 대해서 이전 밸리(Valley)의 심박 수보다 기 설정된 REM 수면 검출 임계치 이상의 심박 수를 가지는 시간대를 REM 수면으로 판단하는 단계를 포함하고,

상기 전처리 하는 단계는,

상기 M분 단위 사이의 심박 수는 보간법을 이용하여 값을 생성하는 단계를 포함하며,

상기 보간법을 이용하여 값을 생성하는 단계는,

다음의 수학적 식 1에 의해 값을 생성하는 것이고,

[수학적 식 1]

$$H[i] = \begin{cases} H[i]; & \text{when } H[i] \neq 0 \\ H[i - 1]; & \text{otherwise} \end{cases}$$

여기서 H[i]는 i번째 심박 수인,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

REM 수면 검출 장치가, PPG 센서를 이용하여 측정된 심박 수를 전처리 하는 단계;

상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 전처리 된 심박 수의 증감을 기준으로 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 단계; 및

상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 복수의 밸리를 기준으로 구간을 나누고, 각 구간에 대해서 이전 밸리(Valley)의 심박 수보다 기 설정된 REM 수면 검출 임계치 이상의 심박 수를 가지는 시간대를 REM 수면으로 판단하는 단계를 포함하되,

상기 전처리 하는 단계는,

다음의 수학적 식 2에 의해 전처리를 수행하는 것이고,

[수학식 2]

$$H_{trend}[i] = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} H[i-j]$$

여기서 $H_{trend}[i]$ 는 i 번째 양상 데이터이고,

N 은 상기 양상 데이터를 구하기 위한 주기인,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 5

REM 수면 검출 장치가, PPG 센서를 이용하여 측정된 심박 수를 전처리 하는 단계;

상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 전처리 된 심박 수의 증감을 기준으로 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 단계; 및

상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 복수의 밸리를 기준으로 구간을 나누고, 각 구간에 대해서 이전 밸리(Valley)의 심박 수보다 기 설정된 REM 수면 검출 임계치 이상의 심박 수를 가지는 시간대를 REM 수면으로 판단하는 단계를 포함하되,

상기 전처리 하는 단계는,

다음의 수학식 3에 의해 전처리를 수행하는 것이고,

[수학식 3]

$$H_{rate}[i] = \frac{H_{trend}[i]}{H_{base}} \times 100$$

여기서 $H_{rate}[i]$ 는 i 번째 기저 심박수 대비 양상 데이터의 비율이고,

$H_{trend}[i]$ 는 i 번째 양상 데이터로, i 번째 심박 수에서 기 설정된 주기 N 까지 이전 심박 수의 평균이고,

H_{base} 는 기 설정된 기저 심박 수로, 깨어 있는 정상 상태의 심박 수인,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 6

REM 수면 검출 장치가, PPG 센서를 이용하여 측정된 심박 수를 전처리 하는 단계;

상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 전처리 된 심박 수의 증감을 기준으로 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 단계; 및

상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 복수의 밸리를 기준으로 구간을 나누고, 각 구간에 대해서 이전 밸리(Valley)의 심박 수보다 기 설정된 REM 수면 검출 임계치 이상의 심박 수를 가지는 시간대를 REM 수면으로 판단하는

단계를 포함하되,

상기 전처리 하는 단계는,

상기 심박 수에 기초한 적응적 정규화(Adaptive Quantization)를 수행하여 잡음 요소(ripple)를 제거하는 단계를 포함하는,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 잡음 요소(ripple)를 제거하는 단계는,

다음의 수학적 식 4에 의해 잡음 요소를 제거하는 것이고,

[수학적 식 4]

$$H_{qnt}[i] = H_{pre} = \begin{cases} H_{rate}[i]; & \text{when } |H_{rate}[i] - H_{pre}| > T_{qnt} \\ H_{pre}; & \text{otherwise} \end{cases}$$

여기서 $H_{qnt}[i]$ 는 i 번째 적응적 정규화를 수행한 값이고,

H_{pre} 는 적응적 정규화의 기준이 되는 값으로 적응적으로 변경되는 값이고,

$H_{rate}[i]$ 는 i 번째 기저 심박 수 대비 심박 수의 비율이고,

T_{qnt} 는 기 설정된 적응적 정규화 임계치인,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 8

제1항, 및 제4항 내지 제6항 중, 어느 한 항에 있어서,

상기 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 단계는,

상기 심박 수의 증감이 감소에서 증가로 변경되는 경우를 밸리로 검출하는 단계를 포함하는,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 9

제1항, 및 제4항 내지 제6항 중, 어느 한 항에 있어서,

상기 REM 수면 검출 임계치는,

105%의 값인,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 10

제1항, 및 제4항 내지 제6항 중, 어느 한 항에 있어서,

상기 REM 수면 검출 장치가, REM 수면으로 판단하는 단계 이후에, REM 수면으로 판단된 복수의 시간대를 보정하는 단계를 더 포함하는,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 복수의 시간대를 보정하는 단계는,

제1 REM 수면의 시간이 기 설정된 최소 REM 수면 임계치보다 작은 경우에는 상기 제1 REM 수면을 NREM 수면으로 판단하는 단계를 포함하는,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 복수의 시간대를 보정하는 단계는,

제1 REM 수면과 인접한 제2 REM 수면의 사이의 시간이 기 설정된 최소 NREM 수면 임계치보다 작은 경우에는 상기 제1 REM 수면과 상기 제2 REM 수면 사이를 REM 수면으로 판단하는 단계를 포함하는,

PPG 기반 REM 수면 검출 방법.

청구항 13

PPG 센서를 이용하여 측정된 M분 단위의 심박 수를 전처리 하는 전처리부;

상기 전처리 된 심박 수의 증감을 기준으로 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 밸리 검출부; 및

상기 복수의 밸리를 기준으로 구간을 나누고, 각 구간에 대해서 이전 밸리(Valley)의 심박 수보다 기 설정된 REM 수면 검출 임계치 이상의 심박 수를 가지는 시간대를 REM 수면으로 판단하는 REM 수면 판단부를 포함하고,

상기 전처리부는

상기 M분 단위 사이의 심박 수는 보간법을 이용하여 값을 생성하되,

[수학식 1]

$$H[i] = \begin{cases} H[i]; & \text{when } H[i] \neq 0 \\ H[i-1]; & \text{otherwise} \end{cases}$$

여기서 H[i]는 i번째 심박 수인,

PPG 기반 REM 수면 검출 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 PPG 기반 REM 수면 검출 방법 및 그 장치에 관한 것이다. 보다 자세하게는 심박 수를 측정하고, 그 변화의 추이를 관찰하여 REM 수면을 검출하는 방법 및 그 방법을 수행하는 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 체감하긴 쉽지 않지만 인간의 뇌는 잠을 자는 도중에도 계속 활동한다. 그 증거 중 하나가 바로 꿈이다. 일반적으로 수면 단계 중에서도 두뇌 활동이 가장 활발한 기간을 REM 수면(Rapid Eye Movement Sleep)이라고 한다.

[0003] 잠들 때부터 깨어날 때까지 기준으로 했을 때 REM 수면은 약 90분 간격으로 4회에서 6회 발생하며 짧게는 10분, 길게는 30분가량 진행되는 게 보통이다. 대부분의 사람이 이 시간 동안 꿈을 꾸며 전체 수면 시간 중 REM 수면이 차지하는 비중은 나이가 들수록 줄어든다. 어린 시절 꿈을 많이 꾸던 사람이 나이 들며 꿈의 횟수가 줄어든다고 느끼는 건 그 때문이다.

[0004] 수면은 서파수면(slow wave sleep)과 REM 수면 등 두 가지 상태로 구분된다. 뇌 상태는 신경세포가 분비하는 화

학물질 종류에 따라 전환되며 REM 수면의 꿈 역시 그에 따라 달라진다. 낮과 밤 동안 뇌 상태는 각각 변한다. 낮엔 각성 상태로, 밤엔 수면 상태로 작동하는 것. 신생아는 두 상태를 하루에도 수십 번씩 오가지만 성장하며 낮과 밤의 주기에 영향을 받아 수면 시간은 점차 밤에 집중된다

[0005] 이러한 REM 수면을 검출하여 헬스케어(Health Care)에 이용하려는 많은 시도가 있어왔다. 예를 들면 눈에서 나오는 신호의 주파수에 기반하여 수면 상태를 분석하는 Zeo 제품이나 착용자의 움직임의 정도에 기반하여 수면 상태를 분석하는 Fitbit 제품 등이 있다.

[0006] 하지만 Zeo 제품은 정확도가 높으나 헤드 밴드 형태의 센서를 착용을 해야 하기 때문에 사용자 불편이 따른다. 반대로 Fitbit 제품은 손목 밴드 형태로 착용이 간편하나 사용자의 움직임을 기반으로 하기 때문에 수면 상태의 검출의 정확도가 뒤떨어지는 단점이 있다.

[0007] 이에 손목 밴드나 부착형 패치의 형태로 간단히 측정이 가능한 광용적맥파(PPG; Photoplethysmogram)를 이용하여 정확한 수면 상태를 검출하고자 하는 시도가 진행중이다. 특히 웨어러블 기기에서 PPG 기반으로 REM 수면을 간단히 검출할 수 있는 방법에 대한 연구가 필요하다.

선행기술문헌

특허문헌

(특허문헌 0001) 대한민국 공개특허공보 제10-2017-0100651호(2017.09.04)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는 PPG 기반 REM 수면 검출 방법 및 장치를 제공하는 것이다.

[0009] 본 발명의 기술적 과제들은 이상에서 언급한 기술적 과제들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 PPG 기반 REM 수면 검출 방법은, REM 수면 검출 장치가, PPG 센서를 이용하여 측정된 심박 수를 전처리 하는 단계; 상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 전처리 된 심박 수의 증감을 기준으로 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 단계; 및 상기 REM 수면 검출 장치가, 상기 복수의 밸리를 기준으로 구간을 나누고, 각 구간에 대해서 이전 밸리(Valley)의 심박 수보다 기 설정된 REM 수면 검출 임계치 이상의 심박 수를 가지는 시간대를 REM 수면으로 판단하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 바람직하게는, 상기 PPG 센서가, 측정 주기인 M분 단위로 심박 수를 측정하는 단계를 더 포함하고, 상기 전처리 하는 단계는, 상기 M분 단위 사이의 심박 수는 보간법을 이용하여 값을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 바람직하게는, 상기 보간법을 이용하여 값을 생성하는 단계는, 다음의 수학적 식 1에 의해 값을 생성하는 것이고,

[0013] [수학적 식 1]

$$H[i] = \begin{cases} H[i]; & \text{when } H[i] \neq 0 \\ H[i-1]; & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0014]

[0015] 여기서 H[i]는 i번째 심박 수이다.

[0016] 바람직하게는, 상기 전처리 하는 단계는, 다음의 수학적 식 2에 의해 전처리를 수행하는 것이고,

[0017] [수학식 2]

$$H_{trend}[i] = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} H[i-j]$$

[0018]

[0019] 여기서 $H_{trend}[i]$ 는 i 번째 양상 데이터이고, N 은 상기 양상 데이터를 구하기 위한 주기이다.

[0020] 바람직하게는, 상기 전처리 하는 단계는, 다음의 수학식 3에 의해 전처리를 수행하는 것이고,

[0021] [수학식 3]

$$H_{rate}[i] = \frac{H_{trend}[i]}{H_{base}} \times 100$$

[0022]

[0023] 여기서 $H_{rate}[i]$ 는 i 번째 기저 심박수 대비 양상 데이터의 비율이고, $H_{trend}[i]$ 는 i 번째 양상 데이터로, i 번째 심박 수에서 기 설정된 주기 N 까지 이전 심박 수의 평균이고, H_{base} 는 기 설정된 기저 심박 수로, 깨어 있는 정상 상태의 심박 수이다.

[0024] 바람직하게는, 상기 전처리 하는 단계는, 상기 심박 수에 기초한 적응적 정규화(Adaptive Quantization)를 수행하여 잡음 요소(ripple)를 제거하는 단계를 포함할 수 있다.

[0025] 바람직하게는, 상기 잡음 요소(ripple)를 제거하는 단계는, 다음의 수학식 4에 의해 잡음 요소를 제거하는 것이고,

[0026] [수학식 4]

$$H_{qnt}[i] = H_{pre} = \begin{cases} H_{rate}[i]; & \text{when } |H_{rate}[i] - H_{pre}| > T_{qnt} \\ H_{pre}; & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0027]

[0028] 여기서 $H_{qnt}[i]$ 는 i 번째 적응적 정규화를 수행한 값이고, H_{pre} 는 적응적 정규화의 기준이 되는 값으로 적응적으로 변경되는 값이고, $H_{rate}[i]$ 는 i 번째 기저 심박 수 대비 심박 수의 비율이고, T_{qnt} 는 기 설정된 적응적 정규화 임계치이다.

[0029] 바람직하게는, 상기 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 단계는, 상기 심박 수의 증감이 감소에서 증가로 변경되는 경우를 밸리로 검출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0030] 바람직하게는, 상기 REM 수면 검출 임계치는, 105%의 값이다.

[0031] 바람직하게는, 상기 REM 수면 검출 장치가, REM 수면으로 판단된 복수의 시간대를 보정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0032] 바람직하게는, 상기 복수의 시간대를 보정하는 단계는, 제1 REM 수면의 시간이 기 설정된 최소 REM 수면 임계치보다 작은 경우에는 상기 제1 REM 수면을 NREM 수면으로 판단하는 단계를 포함할 수 있다.

[0033] 바람직하게는, 상기 복수의 시간대를 보정하는 단계는, 제1 REM 수면과 인접한 제2 REM 수면의 사이의 시간이

기 설정된 최소 NREM 수면 임계치보다 작은 경우에는 상기 제1 REM 수면과 상기 제2 REM 수면 사이를 REM 수면으로 판단하는 단계를 포함할 수 있다.

[0034] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명의 다른 실시예에 따른 PPG 기반 REM 수면 검출 장치는, PPG 센서를 이용하여 측정된 심박 수를 전처리 하는 전처리부; 상기 전처리 된 심박 수의 증감을 기준으로 복수의 밸리(Valley)를 검출하는 밸리 검출부; 및 상기 복수의 밸리를 기준으로 구간을 나누고, 각 구간에 대해서 이전 밸리(Valley)의 심박 수보다 기 설정된 REM 수면 검출 임계치 이상의 심박 수를 가지는 시간대를 REM 수면으로 판단하는 REM 수면 판단부를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0035] 본 발명에 따른 효과는 다음과 같다.

[0036] 본 발명에서 제안하는 PPG 기반 REM 수면 검출 방법을 이용하면, 수면 중에 수집된 PPG 측정값에 기반하여 REM 수면 상태를 간단히 검출할 수 있다. PPG 센서가 내장된 웨어러블 기기는 착용이 간편하면서도 그 정확도는 매우 높은 편이다. 이를 이용하여 사용자의 수면 상태를 정확하게 분석하고 건강 상태를 관리하는 정보로 활용할 수 있다.

[0037] 본 발명의 효과들은 이상에서 언급한 효과들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0038] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 PPG 기반 REM 수면 검출 방법의 순서도이다.

도 2 내지 도 4c는 도 1의 N분 단위로 심박 수를 검출하고 그 사이는 보간법을 적용하는 단계(S1100)를 설명하기 위한 도면이다.

도 5a 내지 도 5b는 도 1의 기저 심박 수에 대비하여 수면 심박 수의 비율을 산출하는 단계(S1200)를 설명하기 위한 도면이다.

도 6a 내지 도 6b는 도 1의 심박 신호 밸리를 검출하는 단계(S1300)를 설명하기 위한 도면이다.

도 7a 내지 도 7b는 도 1의 심박 변화량에 기반하여 REM 수면을 검출하는 단계(S1400)를 설명하기 위한 도면이다.

도 8a 내지 도 10i는 본 발명의 일 실시예에 따른 PPG 센서 기반 REM 수면 검출 방법의 성능을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0039] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다.

[0040] 제1, 제2, A, B 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다. 및/또는 이라는 용어는 복수의 관련된 기재된 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재된 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.

[0041] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.

[0042] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조

합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

- [0043] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0044] 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0045] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 PPG 기반 REM 수면 검출 방법의 순서도이다.
- [0046] 도 1을 참고하면 우선 N분 단위로 심박 신호를 측정하고, 측정 주기의 사이는 보간법을 이용하여 데이터를 생성한다(S1100). 심박 신호는 PPG 센서를 이용하여 측정할 수 있다. 한 연구에 따르면 수면 중 심박 수는 수면 상태에 따라 그 값이나 규칙성이 변한다.
- [0047] 특히, REM 상태에서는 심박 수가 증가하고 불규칙해지는 특성이 있다. 또한 수면은 낮 시간 활동에 따른 몸의 손상을 회복하는 목적이 있으므로 수면 초기에서 후기까지 점진적으로 심박 수가 감소하는 경향이 강하다. 즉, 수면 초기에는 회복량이 커서 심박 수가 높지만 후기에는 회복량이 작아 심박 수가 적어진다. 심박 수는 기본적으로 신체 전체에서 필요한 산소량과 일직선적인 관계가 있다.
- [0048] 즉 수면 중 심박 수가 높은 것은 신체에서 회복에 필요한 산소량이 많다는 것을 의미하고, 심박 수가 낮을 경우 필요한 산소량이 상대적으로 적어진다는 것을 의미한다. 수면 상태에 따른 이러한 심박 수의 변화를 이용하면, 수면 중 점진적으로 감소하는 심박 수 신호에서 상대적으로 심박 수가 상승하는 구간을 REM 수면 상태로 검출할 수 있다.
- [0049] 이를 위해서 본 발명에서는 PPG 센서로 측정된 심박 수를 이용하여 REM 수면 상태를 검출하는 방법을 제안한다. 이 과정에서 웨어러블 기기에서 연산을 간편하게 수행할 수 있도록 기저 심박 수에 대비하여 수면 심박 수의 비율을 산출한다(S1200). 이는 연산의 편의를 위한 일종의 스케일링(scaling) 과정이다.
- [0050] 특히 수면 구간에 따라 심박 수는 점진적으로 감소하므로 이를 보정하기 위해서 각 구간별로 최저 심박 수를 검출해야 한다. 즉 심박 신호의 밸리를 검출하고(S1300), 밸리 때의 심박 수에 대비하여 변화한 심박 수에 기초하여 REM 수면을 검출한다(S1400).
- [0051] 이 과정에서 지속 시간을 기반으로 REM 수면 시간의 보정을 통해 정확도를 높일 수 있다(S1500). REM 수면 시간의 보정을 위해서는 영상 신호 처리에서 사용하는 형태학적 분석 방법의 일종인 open 연산과 close 연산을 적용하여 수면 상태를 검출할 수 있다.
- [0052] 도 2 내지 도 4c는 도 1의 N분 단위로 심박 수를 검출하고 그 사이는 보간법을 적용하는 단계(S1100)를 설명하기 위한 도면이다.
- [0053] 도 2를 참고하면 하루의 밤 동안 측정된 9×10^5 개의 전체 샘플 데이터가 도시된 것을 볼 수 있다. 도 2를 참고하면 밤 중에 시간이 지날수록 전체적인 심박 수는 감소하는 경향을 볼 수 있다. 심박 수를 이용하여 REM 수면을 검출하려면 이와 같은 특징을 고려할 필요가 있다.
- [0054] 도 2와 같이 실시간으로 심박 수를 측정하면 배터리 소모가 심해지게 된다. 이는 한번의 충전으로 장시간 사용해야 하는 웨어러블 기기의 특성상 적절하지 못하므로 일종의 전처리 과정으로 특정 주기마다 데이터를 측정하도록 설정할 수 있다. 이를 통해 버터리의 소모를 줄일 수 있다.
- [0055] 이 과정에서 PPG 센서의 특징을 잠시 살펴보면, PPG 센서로부터 수집된 심박 데이터는 PPG 센서의 측정 실패에 따라 심박을 0으로 측정하는 경우가 많다. 또한 측정에 성공한(0이 아닌) 심박 수도 움직임(동작)에 따라 값이 급변하는 비정상적인 심박 수가 측정된다.
- [0056] 하지만 움직임이 없을 경우 심박 측정 정확도는 비교적 높은 것으로 판단되며, 수면 중에는 움직임이 없는 상태가 비교적 장시간 지속되므로 측정에 성공한 심박 수 데이터는 수면 중 REM 상태 검출에 충분히 활용될 것으로 기대할 수 있다.
- [0057] 이때 PPG 센서를 이용한 심박 수의 측정 주기로 N이 1분인 경우가 도 3a에 도시되어 있으며, N이 5분인 경우가

도 3b에 도시되어 있으며, N이 10분인 경우가 도 3c에 도시되어 있다. 여기서 도 3a 내지 도 3c는 수면 시간을 고려하여 9시간 30분, 즉 570분동안 심박 수를 측정할 결과를 도시한 것이다.

[0058] 도 3a의 경우 1분 단위로 측정하였으므로 총 570개의 로테이터가 도시되어 있으며, 도 3b의 경우에는 5분 단위로 측정하였으므로 총 114개의 로테이터가 도시되어 있고, 도 3c의 경우에는 10분 단위로 측정하였으므로 총 57개의 로테이터가 도시되어 있다.

[0059] 도 3a 내지 도 3c에서 볼 수 있듯이 N값이 커질수록 해상도가 떨어지며 측정에 성공한 심박 데이터임에도 불구하고 동잡음으로 인한 비정상적인 심박 데이터 샘플이 추출되는 경우가 존재한다.

[0060] 또한 도 3a 내지 도 3c의 일부 구간의 경우에는 PPG 센서의 측정 실패로 인해 심박수가 0으로 기록된 구간이 있다. 예를 들면 도 3b에서 35분과 40분에 해당하는 구간, 도 3c에서 40분에 해당하는 구간, 도 3c에서 80분에 해당하는 구간 등은 심박 수의 값이 0으로 도시되어 있다.

[0061] 이와 같이 PPG 센서가 웨어러블 기기 특히, 손목 디바이스에 탑재된 경우에 배터리 성능을 고려하여 심박 측정 주기 M(분 단위)을 설정할 수 있다. 이때 수면 상태 검출의 정확도를 위해서 M이 너무 길어지는 것은 적절하지 못하며 최대 10분 이하의 값을 심박 측정 주기 M으로 선택하는 것이 바람직하다.

[0062] 이때 측정된 M분 단위 심박 샘플은 그 해상도가 낮고, 측정에 실패한 심박 값이 존재한다. 따라서 보간법을 이용하여 측정에 실패한 심박 값이나 측정하지 않은 시간의 심박을 채워 넣어야 한다.

[0063] 본 발명에서는 실시간 동작 상황을 고려하여 단순히 측정값이 0일 경우 가장 최근에 측정에 성공한 심박 값으로 대체하는 보간법을 제안한다. 이는 많은 연산량을 필요로 하지 않아, 자원이 제한적인 웨어러블 기기에 보다 적합하다. 이를 수학적식으로 표현하면 다음의 수학적 식 1과 같다.

[0064] [수학적 식 1]

$$H[i] = \begin{cases} H[i]; & \text{when } H[i] \neq 0 \\ H[i-1]; & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0065]

[0066] 수학적 식 1에서 H[i]는 i번째 측정된 심박 수 데이터를 의미하며, i는 순차(Iterator)를 의미한다. 즉 현재 측정값이 0이 아닌 경우에는 H[i]를 i번째 심박 수로 그대로 사용하고 현재 측정값이 0인 경우에는 그 이전의 측정값인 H[i-1]을 i번째 심박 수로 사용한다. 이와 같은 보간법은 손목 디바이스에서 바로 수행 후 스마트폰으로 전송할 수도 있으며 스마트폰에서 보간법을 수행할 수도 있다.

[0067] 도 3a 내지 도 3c의 심박 측정 주기 M분에 따른 측정 값을 도시한 그래프에 수학적 식 1을 적용하면 도 4a 내지 도 4c와 같은 그래프를 얻을 수 있다. 측정 주기인 M분에 따라 해상도에 다소 차이가 있으나, 도 3a 내지 도 3c와 비교하면 값을 측정하지 못한 구간이나 측정 주기 사이의 빈 구간의 값들이 적절하게 채워진 것을 볼 수 있다.

[0068] 도 5a 내지 도 5b는 도 1의 기저 심박 수에 대비하여 수면 심박 수의 비율을 산출하는 단계(S1200)를 설명하기 위한 도면이다.

[0069] 도 4a 내지 도 4c와 같이 보간법이 적용된 심박 수 데이터 또한 오측정에 의한 심박 수의 변화가 크다. 이에 수면 상태는 단 시간에 변화하지 않는 점을 고려하여, 오측정에 의한 심박 수를 보정할 수 있도록 보간법이 적용된 심박 수를 이용하여 양상(Trends) 데이터를 산출하는 전처리 과정을 거칠 수 있다.

[0070] 도 5a의 예에서는 30분 단위로 전체적인 양상 데이터를 추출하였다. 즉, 매 분 해당 시간을 포함한 이전 30분 심박 수의 평균값을 산출하여 심박 변화의 전체적인 양상(Trends) 데이터를 산출한다. 이때 심박 수 양상 데이터 산출을 위한 방법은 수학적 식 2와 같다

[0071] [수학식 2]

$$H_{trend}[i] = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} H[i-j]$$

[0072]

[0073] 여기서 $H_{trend}[i]$ 는 양상 데이터이고, $H[i]$ 는 보간법이 적용된 단위 심박 수 데이터이며 i 는 순차(iterator)이고, N 은 양상 데이터를 산출할 주기이다. 본 발명에서는 이해의 편의를 돕기 위해 양상 데이터를 산출할 주기를 30분으로 설정하였다.

[0074] 도 5a를 참고하면, 1분 단위로 심박 수를 측정된 도 3a의 그래프에 보간법을 적용한 도 4a의 그래프에 다시 30분 단위로 양상 데이터를 추출하고 도시한 그래프를 확인할 수 있다. 이를 통해 보간법으로 상쇄하지 못한 일부 측정 오류를 상쇄시킬 수 있다. 이는 수면 상태가 분단위로 바뀌지 않고 장시간 지속되면서 변화하는 특징 때문이다.

[0075] 다음으로 기저 심박 수는 수면이 아닌 경우 안정 시의 심박 수(Resting HR)을 의미한다. 기저 심박 수 대비 수면 상태 심박 수란, 각성 중(wake)이며 안정 시 심박 수에 대비하여 수면 시 심박 수의 상대적인 비율을 산출한다. 상대적인 심박 변화량을 통해 검출되는 REM 수면과 큰 상관은 없으나 수면 중 각성 및 짧은 시간의 활동을 검출하기 위해 필요한 과정이다. 또한 이와 같이 기저 심박 수를 대비한 비율, 즉 %로 스케일링을 수행하면 연산량을 줄일 수 있다.

[0076] 도 5a에서는 y축이 심박 수인 bpm이 단위였으나, 도 5b에서는 기저 심박 수에 대비한 수면 상태 심박 수로 스케일링을 수행하였기 때문에 y축이 %가 단위인 것을 볼 수 있다. 다만 이와 같은 과정은 선택적인 과정으로 M분 단위로 샘플링을 하고 보간법을 적용하거나, N분 단위로 트렌드를 산출하고 기저 심박 수와 비교하여 비율을 산출하는 과정은 생략될 수 있다.

[0077] 즉 실시간으로 측정된 심박 수를 다른 전처리 과정 없이 바로 이용하여 수면 상태를 검출할 수도 있다. 다만 본 발명에서 제안하는 PPG 기반 수면 검출 방법은 웨어러블 기기에서 적용되는 것을 전제로 하였기 때문에 S1100 및 S1200과 같은 전처리 과정을 거치는 것이 바람직하다.

[0078] 이때 기저 심박 수 대비 수면 상태 심박수의 비율을 구하는 과정을 수학식으로 표현하면 다음의 수학식 3과 같다.

[0079] [수학식 3]

$$H_{rate}[i] = \frac{H_{trend}[i]}{H_{base}} \times 100$$

[0080]

[0081] 여기서 $H_{rate}[i]$ 는 기저 심박 수 대비 수면 심박 수의 비율이고, H_{base} 는 기저 심박수 이고, $H_{trend}[i]$ 는 양상 데이터이다. 기저 심박 수인 H_{base} 는 각성 상태일 때의 값으로 수면 상태 분석 이전에 사전에 설정하는 값이다. 이하 본 발명에서는 이해의 편의를 돕기 위해 99bpm의 값을 기저 심박 수로 놓고 설명을 계속하기로 한다. 특히 기저 심박수가 낮은 경우에는 이와 같은 스케일링 과정을 통해서 심박 수의 변화를 보다 극적으로 관찰할 수 있다.

[0082] 도 6a 내지 도 6b는 도 1의 심박 신호 밸리를 검출하는 단계(S1300)를 설명하기 위한 도면이다.

[0083] REM 수면 상태일 때 심박 수는 그 값이 증가하고, 불규칙적이라고 기존 문헌에 명시되어 있다. 하지만 하루 밤

동안의 수면 전체적으로는 심박 수가 감소하므로 인접한 심박 데이터에 대비하여 상대적으로 증가하는 영역을 검출해야 REM 수면 상태를 검출할 수 있다.

[0084] 즉, 기저 심박 수만으로 절대적인 기준을 적용하여 REM 상태를 검출할 수 없으며 수면의 지속에 따른 심박 수 감소를 고려하여 적응적으로 REM 상태를 검출해야 한다. 따라서, 본 발명에서는 심박 수가 지역적으로 최소가 되는 시점, 밸리(Valley)를 우선적으로 검출한다.

[0085] 이를 위해 산출된 심박 수 비율 데이터에서 잡음으로 오인될 수 있는 요소(Ripple)를 우선적으로 제거해야 한다. 이에 본 발명에서는 진폭을 기반으로 한 적응적 정규화(Adaptive Quantization) 기법을 적용하여 이러한 잡음 요소를 제거할 것을 제안한다.

[0086] 종래의 신호 처리에서는 주로 주파수를 기준으로 LPF 또는 HPF 등을 이용하여 노이즈를 제거한다. 하지만 수면 상태의 경우 심박 수가 전체적으로 감소하는 특징이 있는 점을 고려하면 주파수를 기준으로 노이즈를 제거하기에는 적절하지 못하며, 진폭을 기준으로 노이즈를 제거하는 것이 바람직하다.

[0087] 이와 같이 진폭을 기준으로 노이즈를 제거하는 과정을 적응적 정규화(Adaptive Quantization) 방법이라고 명명한다. 이는 구간을 나누어서 수행하는 전통적인 정규화(Quantization) 방법과는 차이가 있다. 본 발명에서 제안하는 적응적 정규화를 수식으로 표현하면 다음의 수학적 식 4와 같다.

[0088] [수학적 식 4]

$$H_{qnt}[i] = H_{pre} = \begin{cases} H_{rate}[i]; & \text{when } |H_{rate}[i] - H_{pre}| > T_{qnt} \\ H_{pre}; & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0089] 여기서 $H_{qnt}[i]$ 는 적응적 정규화를 거친 값을 의미하고, H_{pre} 는 이전 기준 심박수를 의미하고, T_{qnt} 는 정규화의 기준이 되는 비율을 의미한다. 본 발명에서는 T_{qnt} 의 값으로 1%를 설정하였다. 즉 종래의 기준 심박수보다 1% 증가하거나 감소하는 경우에는 기준 심박수를 다시 설정하고 그 외에는 현재의 기준 심박수를 그대로 유지하는 것이다.

[0091] 쉽게 설명하면 정규화를 거치면 그래프가 계단 형태로 변형이 되는데, 현재 계단의 값보다 스케일링을 수행한 값이 1% 증가하거나 감소하는 경우에만 계단을 올라가거나 내려오는 것이다. 이와 같이 진폭의 비율을 기준으로 노이즈(ripple)를 제거하면 수면 상태 검출의 정확도를 더욱 높일 수 있다.

[0092] 이는 절대적인 값으로 구간을 나누고 수행하는 종래의 정규화에 비하면 오차의 폭을 줄일 수 있다는 장점이 있다. 특히 종래의 정규화 방법이 구간을 경계로 오히려 오차가 증폭될 수 있다는 점을 고려하면 본 발명에서 제안하는 적응적 정규화 과정을 통해 오차를 줄이면서도 효과적으로 노이즈를 제거할 수 있다.

[0093] 도 5b의 기저 심박 수 대비 비율이 도시된 그래프에 진폭의 1% 변화를 기준으로 적응적 정규화를 수행하면 도 6a와 같은 그래프를 얻을 수 있다. 도 6a의 그래프를 자세히 살펴보면 미세한 잡음 요소(ripple)가 효과적으로 제거된 것을 볼 수 있다. 이러한 과정은 안정적인 지역 최소 심박 비율 산출에 오류 요소를 효과적으로 줄여준다.

[0094] 도 6a와 같이 적응적 정규화를 거친 심박 비율 데이터에서 REM 수면을 검출하기 위해서는 기준이 되는 지역 최소값을 산출해야 한다. 지역 최소값은 점진적으로 감소하는 심박 수의 변화 양상 데이터에서 적응적으로 기준을 갱신하도록 설계되었다.

[0095] 즉 지역 최소값(Valley)를 검출하기 위해 다음 수학적 식 5와 수학적 식 6을 이용한다. 지역 최소값은 단순히 인접한 두 값보다 작은 경우로 설명할 수 있으나 정규화를 거친 신호에서는 그 값이 유지될 수 있으므로 지역적으로 최소값이 복수 개가 존재할 수 있다.

[0096] 그러므로, 먼저 신호의 증감을 파악하고, 감소 상태에서 증가 상태로 변화하기 직전 위치를 지역 최소값으로 결정할 수 있다. 즉, 감소 상태의 종료 시점(증가 상태)까지 도달해야 해당 값이 지역 최소값인지 혹은 단순히 이전 값보다 작은 값인지 결정할 수 있다.

[0097] [수학식 5]

$$S[i] = \begin{cases} 1; & \text{when } H_{qnt}[i-1] < H_{qnt}[i] \\ 0; & \text{when } H_{qnt}[i-1] > H_{qnt}[i] \\ S[i-1]; & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0098]

[0099] 수학식 5에서 S[i]는 i번째 H_{qnt} 값의 상태로서 값이 증가하는 증가 상태인 경우에는 1의 값을, 값이 감소하는 감소 상태인 경우에는 0의 값을 갖는다. 밸리는 값이 감소하다가 다시 증가하는 구간이므로 상태를 이용하면 다음의 수학식 6과 같이 표현할 수 있다.

[0100] [수학식 6]

$$V[i] = \begin{cases} H_{qnt}[i]; & \text{when } S[i] < S[i+1] \\ 0; & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0101]

[0102] i번째 상태의 값이 0이고 i+1번째 상태의 값이 1이라는 말은 i번째 상태는 감소 상태이고 i+1번째 상태는 증가 상태라는 의미이다. 즉 값이 감소하다가 증가하게 되면 이는 밸리에 해당하면 밸리인 경우에는 V[i]는 H_{qnt}[i], 즉 양자화된 심박 비율의 값을 갖게 된다.

[0103] 이렇게 검출한 밸리의 값을 도 6a위에 표시하면 도 6b와 같은 그래프를 얻을 수 있다. 도 6b를 참고하면 100분과 150분 사이에, 150분과 200분 사이에, 200분과 250분 사이에, 300분과 350분 사이에 350분과 400분 사이에, 450분과 500분 사이에, 500분과 550분 사이에 총 7개의 밸리가 검출된 것을 볼 수 있다.

[0104] 도 6b에 표시된 7개의 밸리는 모두 값이 감소하다가 다시 증가하기 시작하는 구간이 표시되어 있다. 이렇게 밸리를 검출한 후에는 밸리를 기준으로 전체 수면 시간을 구간으로 나누고 각 구간에서 지역 최소값인 밸리 값을 기준으로 심박 수가 증가했는지 여부에 따라 REM 수면을 검출할 수 있다.

[0105] 도 7a 내지 도 7b는 도 1의 심박 변화량에 기반하여 REM 수면을 검출하는 단계(S1400)를 설명하기 위한 도면이다.

[0107] 도 7a를 참고하면 앞서 도 6b에서 검출한 밸리를 기준으로 구간이 구획된 것을 볼 수 있다. 이때 밸리의 값을 각 구간의 최소값 즉 지역 최소값이라고 한다. 이때 몇몇 구간을 살펴보면 지역 최소값보다 양자화된 심박 수가 증가하는 양상을 보이는 구간이 있다.

[0108] 예를 들면 약 230분부터 300분 사이의 구간, 약 370분부터 450분 사이의 구간, 약 480분부터 530분 사이의 구간 등은 지역 최소값 위에 그래프가 분포하고 있다. 우리는 이와 같은 구간들을 REM 수면 상태라고 판단한다. REM 수면 상태에서는 일반적인 수면 상태와는 달리 눈동자가 빠르게 움직이고 심박수가 증가하는 경향이 있기 때문에 이와 같이 판단을 하는 것이다.

[0109] 이러한 방식으로 REM 수면을 검출하기 위해서 앞서 검출된 지역 최소값들을 이용하여 상대적인 심박의 변화량을 산출한다. 순차적으로 탐색하는 과정에서 구간이 바뀌면 이전 지역 최소값을 갱신하고, 각 지역 최소값에 대비한 심박의 변화량을 구한다. 이를 수학식으로 표현하면 다음의 수학식 7과 같다.

[0110] [수학식 7]

$$R_{valley}[i] = R_{pre} = \begin{cases} V[i] & \text{when } V[i] \neq 0 \\ R_{pre} & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0111]

[0112] 수학식 7에서 $R_{valley}[i]$ 는 i 번째 적용할 밸리의 값으로 i 번째 데이터 이전에 나타난 지역 최소값 R_{pre} , 즉 $V[i]$ 의 값이다. 밸리의 값인 $V[i]$ 의 값이 바뀌면, 기준이 되는 R_{pre} 값도 갱신이 된다. 이렇게 적응적으로 각 구간의 기준이 되는 값을 갱신함으로써 수면 상태 전체적으로 볼 때 심박수가 감소하더라도 REM 수면을 정확하게 검출할 수 있다.

[0113] 이렇게 각 구간에 따라 기준이 되는 지역 최소값을 구한 후에는 해당 값과 현재 i 번째 심박 수의 비율을 구한다. 그 비율이 기 설정된 임계치 이상이면, 현재 신체의 상태는 수면 중임에도 활발하게 활동 중인 상태, 즉 REM 수면 상태인 것이다. 이를 수학식으로 표현하면 다음의 수학식 8과 같다.

[0114] [수학식 8]

$$H_{change}[i] = \frac{H_{qnt}[i]}{R_{valley}[i]} \times 100$$

[0115]

[0116] 수학식 8에서 $H_{change}[i]$ 는 심박 변화량으로써, 지역 최소값 $R_{valley}[i]$ 와 현재의 양자화된 심박 수 $H_{qnt}[i]$ 의 백분율을 기준으로 기 설정된 값과 비교한다. 본 발명에서는 REM 수면 상태에서는 심박이 빨라진다는 기존 이론을 토대로 최소 5% 이상 증가하는 영역, 즉 지역 최소값 대비 105% 이상의 값을 가지는 구간을 REM 수면 상태로 검출하였다.

[0117] 이렇게 기 설정된 임계치(105%)를 기준으로 REM 수면 상태를 검출하는 과정을 수학식으로 표현하면 다음의 수학식 9와 같다.

[0118] [수학식 9]

$$S_{REM}[i] = \begin{cases} 1; & \text{when } H_{change}[i] \geq T_{change} \\ 0; & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0119]

[0120] 여기서 $S_{REM}[i]$ 는 i 번째의 REM 수면 상태 여부이다. $S_{REM}[i]$ 는 $H_{change}[i]$ 의 값이 기설정된 임계치인 T_{change} 의 값, 예를 들면 105%보다 큰 경우에는 REM 수면으로 판단하고 1의 값을 가지고, 그 외의 경우에는 REM 수면이 아니므로 0의 값을 가진다.

[0121] 이와 같은 기준으로 도 7a에 대해서 REM 수면으로 판단된 구간만 다른 색으로 그래프를 도시하면 도 7b와 같은 그래프를 얻을 수 있다. 도 7b를 참고하면 연두색으로 색칠이 된 구간은 밸리 값 대비 105% 이상의 심박 수를 보인 구간으로 REM 수면에 해당하는 구간이다.

[0122] 이상의 과정을 통해서 PPG 센서를 이용하여 REM 수면을 검출하는 방법을 설명하였다. 우선 M분 단위로 심박 수를 측정하고, 보간법으로 측정에 실패한 경우나 측정 주기 사이의 데이터를 추가하고, N분 단위로 평균을 구해서 양상 데이터를 산출하고, 기저 심박수 대비 비율을 구해서 데이터를 스케일링 하고, 진폭을 기준으로 적응적 양자화를 수행해서 노이즈를 제거하는 전처리 과정을 거친다.

[0123] 다음으로 양자화 된 값의 증감을 기준으로 밸리를 검출하고, 밸리로 구획되는 구간에서 이전 밸리의 값, 즉 지역 최소값을 기준으로 측정된 심박 수의 비율을 구하고, 해당 비율이 기 설정된 임계치보다 큰 구간을 REM 수면으로 판단한다. 이렇게 검출한 REM 수면을 그대로 사용해도 무방하지만 정확도를 높이기 위해서 추가적인 후처리 과정을 거칠 수 있다.

[0124] 검출된 REM 수면의 시간을 보정하기 위한 후처리 방법으로 REM 수면의 지속 시간을 활용하여 이를 보정할 수 있다. 예를 들면, REM이 10분 미만으로 지속될 경우 이를 REM이 아닌 상태로 보정하며, 인접한 두 REM 상태 사이의 간격이 10분 미만일 경우 불연속적인 두 REM 상태를 하나의 상태로 결합하는 방법이다.

[0125] 이를 위해서 2차원 영상 신호 처리 방법에서 사용하는 형태학적 분석 방법(Morphological Analysis)인 불림(Dilation)과 녹임(Erosion) 기법을 1차원 기법으로 변형시킨 방법을 제안한다. 이를 통해 지속 시간 기반 REM 수면 시간을 보정할 수 있다. 이를 수식으로 표현하면 다음의 수학적 10과 수학적 11과 같다.

[0126] [수학적 10]

$$S_{dilation}[i] = \begin{cases} 1; & \text{when } \sum_{j=0}^{T_{dilation}} S_{op}[i-j] \neq 0 \\ S_{op}[i]; & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0127]

[0128] [수학적 11]

$$S_{erosion}[i] = \begin{cases} S_{op}[i]; & \text{when } \sum_{j=0}^{T_{erosion}} S_{op}[i-j] = 0 \\ 0; & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0129]

[0130] 수학적 10과 수학적 11에서 $S_{op}[i]$ 는 후처리 과정의 입력 값이면 $S_{dilation}[i]$ 과 $S_{erosion}[i]$ 는 결과 값을 의미한다. 구체적으로 $S_{dilation}[i]$ 는 불림(Dilation)의 결과이고 $S_{erosion}[i]$ 는 녹임(Erosion)의 결과이다. 이 때 두 수식의 순서에 따라 녹임 후 불림을 수행하는 경우를 Open 연산이라 하고, 불림 후 녹임을 수행하는 경우를 Close 연산이라 한다.

[0131] 이때 기준이 되는 값으로 $T_{dilation}$ 과 $T_{erosion}$ 을 설정할 수 있는데, 본 발명에서는 이해의 편의를 돕기 위해 두 값을 모두 10으로 설정하였다. 즉 Open 연산은 REM 수면 상태의 지속 시간이 10분 미만인 경우에는 이를 NREM 수면 상태로 변경하는 방법이고, Close 연산은 두 개의 인접한 REM 수면 상태의 사이 간격이 10분 미만인 경우에는 그 사이에 있는 NREM 수면 상태를 REM 수면 상태로 변경하는 방법이다.

[0132] 이와 같은 후처리 과정을 통해 REM 수면 상태를 보다 정확하게 검출할 수 있다. 이에 본 발명에서 제안하는 방법과 종래에 비교적 정확도가 높은 웨어러블 기기인 Sleep Zeo와의 성능 비교를 통해서 본 발명에서 제안하는 방법의 우수성에 대해서 살펴보기로 한다.

[0133] 도 8a 내지 도 10i는 본 발명의 일 실시예에 따른 PPG 센서 기반 REM 수면 검출 방법의 성능을 설명하기 위한 도면이다.

[0134] Sleep Zeo에서 측정된 REM 수면 상태와 비교 결과는 도 8a 내지 도 8c와 같다. 도 8a는 1분 단위로 샘플링을 수행하는 경우, 도 8b는 5분 단위로 샘플링을 수행하는 경우, 도 8c는 10분 단위로 샘플링을 수행하는 경우이다.

[0135] 도 8a 내지 도 8c에서 볼 수 있듯이 1분 단위의 심박에서 REM 수면을 검출하는 경우 Sleep Zeo와 78.19% 일치하였으며, 5분 단위에서는 69.97%, 10분 단위에서는 67.57%로 산출되었다. 샘플링 주기인 M이 길어질수록 정확도가 떨어지는 것을 볼 수 있다.

[0136] 도 8d는 심박 측정 주기에 따른 피험자별 REM 검출 성능 평가표이다. 총 5명의 피실험자를 대상으로 심박 샘플링 주기, 즉 심박 측정 주기에 따른 정확도를 표로 나타내었다.

[0137] 도 8d에서 사용한 용어들을 설명하면, Ti(Interval Time)는 심박 측정 주기로 분 단위이다. 그리고 EC(Experiment Case)는 피실험자의 수로 숫자 단위이다.

[0138] 그리고 NN(NREM-NREM)은 Zeo가 NREM이라 판단하였고 본 발명에서 제안한 방법이 NREM이라 판단한 시간으로 분 단위이다. 그리고 NR(NREM-REM)는 Zeo가 NREM이라 판단하였고 본 발명에서 제안한 방법이 REM이라 판단한 시간으로 분 단위이다.

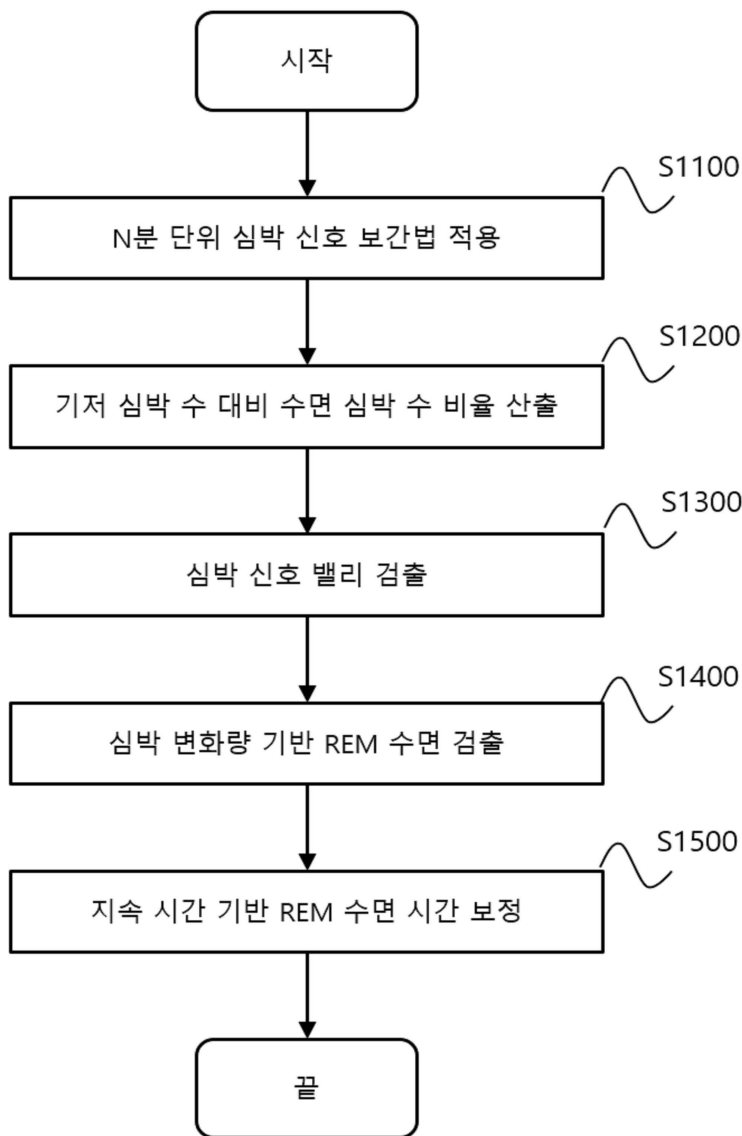
[0139] 그리고 RN(REM-NREM)은 Zeo가 REM이라 판단하였고 본 발명에서 제안한 방법이 NREM이라 판단한 시간으로 분 단

위이다. 그리고 RR(REM-REM)는 Zeo가 REM이라 판단하였고 본 발명에서 제안한 방법이 REM이라 판단한 시간으로 분 단위이다.

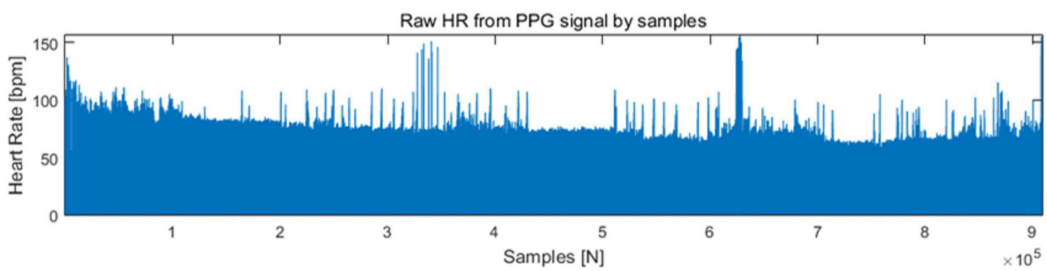
- [0140] 그리고 ZRD(Zeo, REM Duration)는 Zeo로부터 측정된 REM 수면 시간으로 분 단위이다. 그리고 HRD(HR, REM Duration)는 본 발명에서 제안한 방법으로부터 측정된 REM 수면 시간으로 분 단위이다.
- [0141] 그리고 ZRR(Zeo, REM Rate)는 Zeo로부터 측정된 REM 수면 비율로 백분율 단위이다. 그리고 HRR(HR, REM Rate)는 본 발명에서 제안한 방법으로부터 측정된 REM 수면 비율로 백분율 단위이다. 마지막으로 ACC(Accuracy)는 Zeo와 본 발명에서 제안한 방법의 일치 정도로 백분율 단위이다.
- [0142] 도 8d를 참고하면 샘플링 주기 M이 짧을수록 정확도가 높은 경향을 보이며, 대체적으로 Zeo 제품이 분석한 REM 수면과 유사한 측정 결과를 제공하는 것을 볼 수 있다. 도 8d의 결과를 그래프로 표시하면 도 9a 내지 도 9b와 같다.
- [0143] 도 9a는 샘플링 주기 M에 따른 정확도를 도시한 그래프이고, 도 9b는 각 피실험자에 따른 정확도를 도시한 그래프이다. 전반적으로 심박 측정 주기가 높을수록 전체적인 인식률의 향상은 있으나 개인에 대한 차이는 크지 않다.
- [0144] 다음으로 도 10a 내지 도 10b는 피실험자 1의 수면 상태를 그래프로 도시한 것으로 도 10a는 Sleep Zeo를 이용하여 분석한 수면 상태를 도시한 것으로 각각 수면 단계에 대한 그래프, REM 수면 상태와 NREM 수면 상태를 표시한 그래프 및 심박 수를 표시한 그래프이다. 다음으로 도 10b는 본 발명에서 제안하는 방법을 적용한 경우 심박 측정 주기에 따른 REM 수면 검출 결과를 도시한 그래프이다.
- [0145] 마찬가지로 피실험자 2에 대한 실험결과는 도 10c 내지 도 10d로 도시하였다. 또한 피실험자 3에 대한 실험결과는 도 10e 내지 도 10f로 도시하였다. 또한 피실험자 4에 대한 실험결과는 도 10g 내지 도 10h로 도시하였다. 또한 피실험자 5에 대한 실험결과는 도 10i 내지 도 10j로 도시하였다.
- [0146] 각각의 피실험자의 분석 결과를 도시한 그래프에서 볼 수 있듯이 본 발명에서 제안하는 방법을 이용하면 착용감이 불편한 헤어 밴드를 사용하지 않고 손목에 착용하는 간단한 PPG 센서가 내장된 웨어러블 기기를 통해서 사용자의 REM 수면 상태를 높은 정확도로 검출할 수 있다.
- [0147] 이상 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예들을 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시 예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

도면

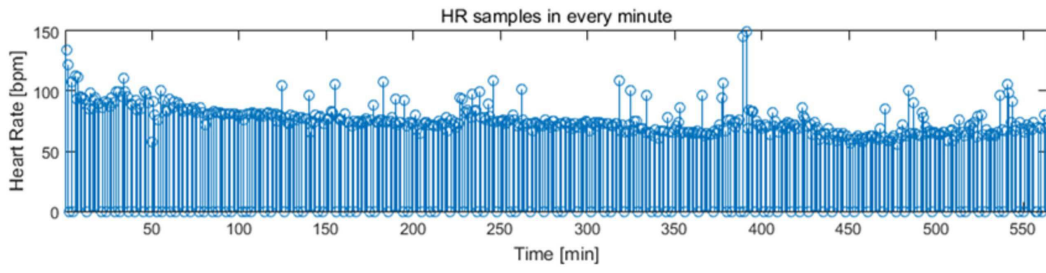
도면1



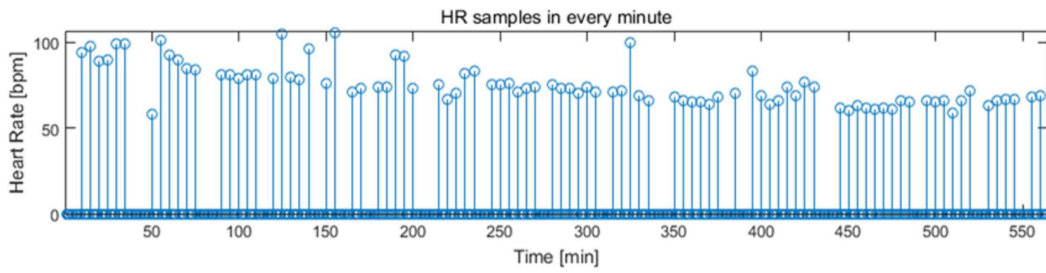
도면2



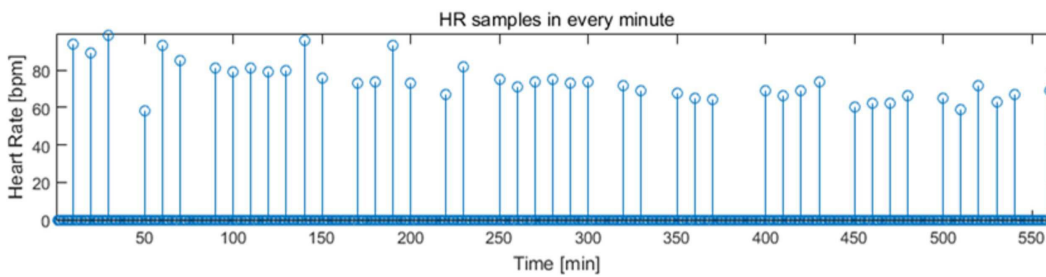
도면3a



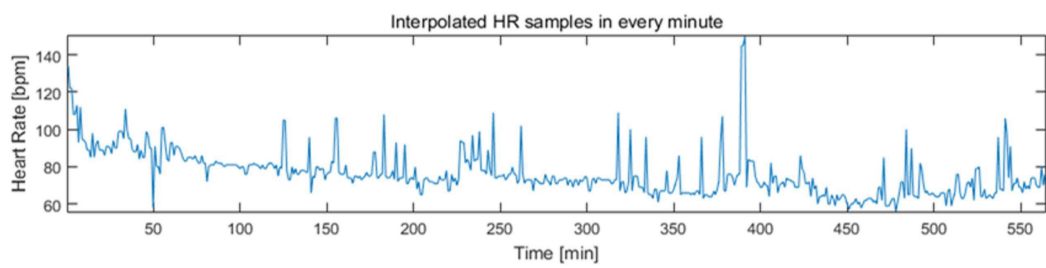
도면3b



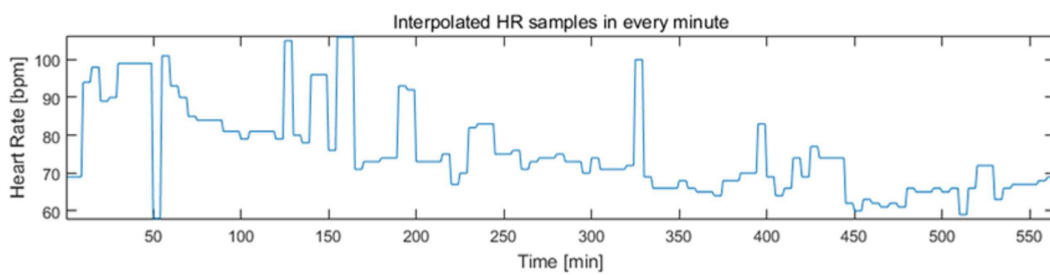
도면3c



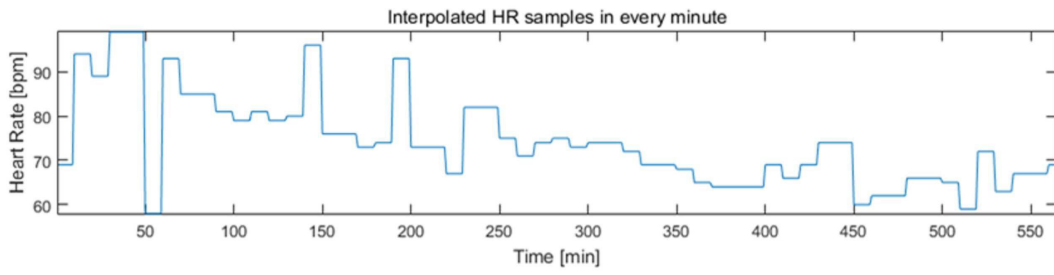
도면4a



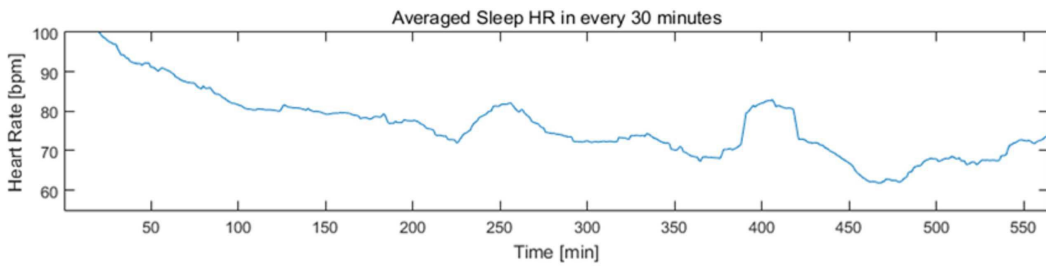
도면4b



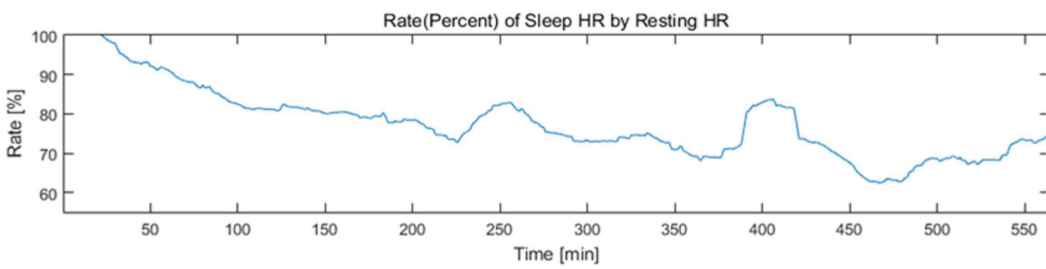
도면4c



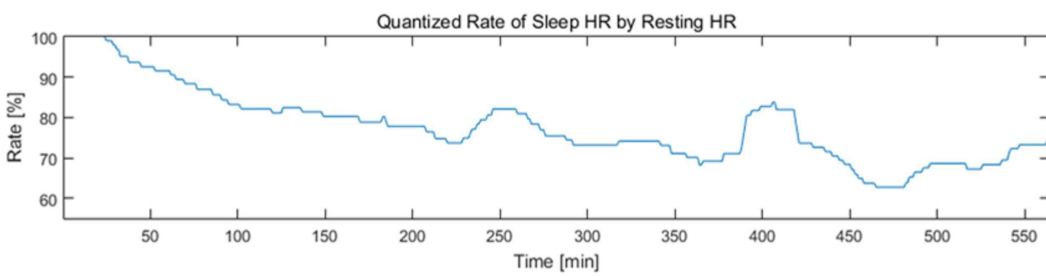
도면5a



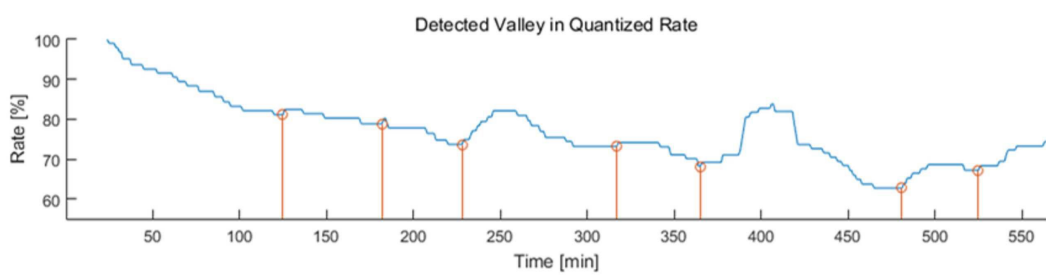
도면5b



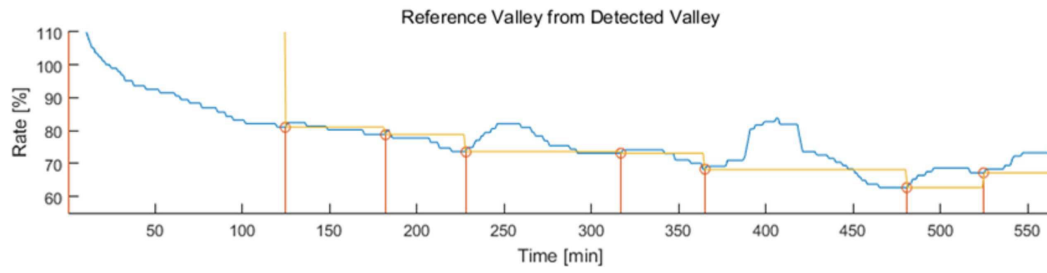
도면6a



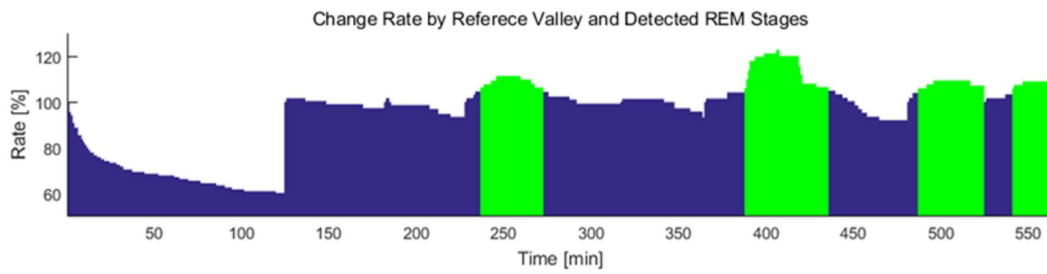
도면6b



도면7a



도면7b



도면8a

단위: 30초		HR base Detection		
		NREM	REM	
Zeo	NREM	3299	506	86.70
	REM	583	604	50.88
		84.98	54.41	78.19

도면8b

단위: 30초		HR base Detection		
		NREM	REM	
Zeo	NREM	2913	892	76.56
	REM	607	580	48.86
		82.76	39.40	69.97

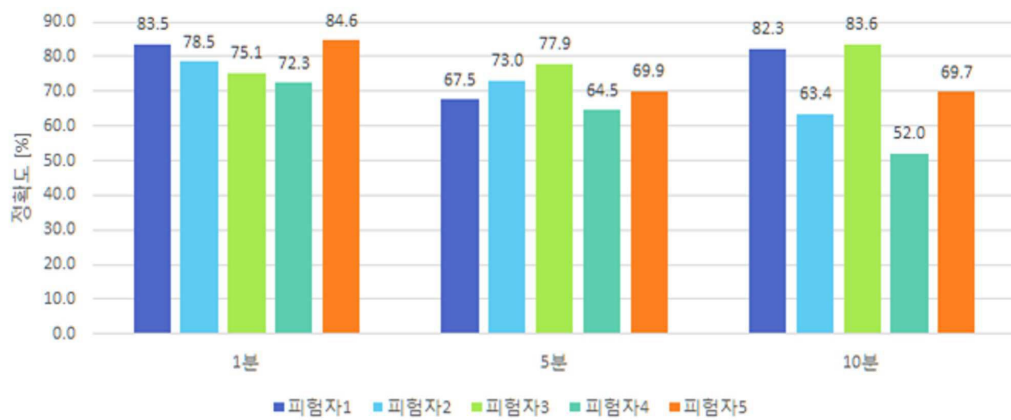
도면8c

단위: 30초		HR base Detection		
		NREM	REM	
Zeo	NREM	2894	911	76.06
	REM	708	479	40.35
		80.34	34.46	67.57

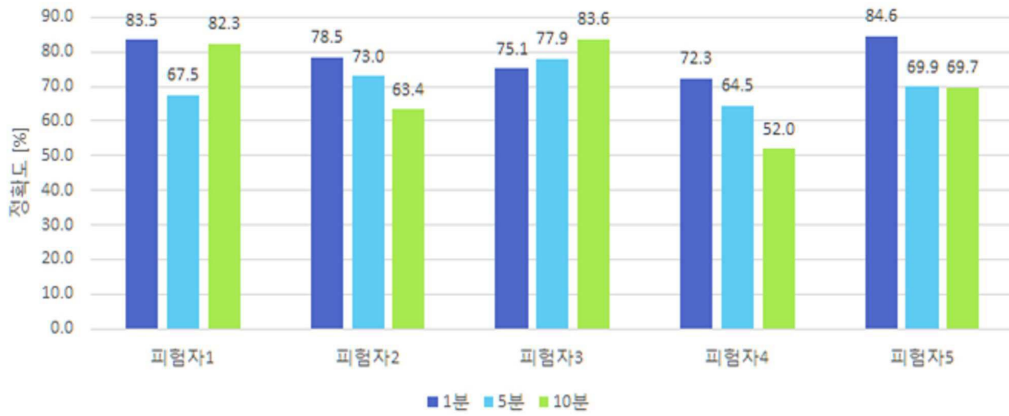
도면8d

Ti [min]	EC [#]	NN [min]	NR [min]	RN [min]	RR [min]	TST [min]	ZRD [min]	HRD [min]	ZRR [%]	HRR [%]	ACC [%]
1	1	572	26	106	96	800	202	122	25.25	15.25	83.50
1	2	686	93	150	199	1128	349	292	30.94	25.89	78.46
1	3	523	91	103	63	780	166	154	21.28	19.74	75.13
1	4	856	220	160	138	1374	298	358	21.69	26.06	72.34
1	5	662	76	64	108	910	172	184	18.90	20.22	84.62
5	1	440	158	102	100	800	202	258	25.25	32.25	67.50
5	2	607	172	133	216	1128	349	388	30.94	34.40	72.96
5	3	514	100	72	94	780	166	194	21.28	24.87	77.95
5	4	821	255	233	65	1374	298	320	21.69	23.29	64.48
5	5	531	207	67	105	910	172	312	18.90	34.29	69.89
10	1	535	63	79	123	800	202	186	25.25	23.25	82.25
10	2	616	163	250	99	1128	349	262	30.94	23.23	63.39
10	3	523	91	37	129	780	166	220	21.28	28.21	83.59
10	4	682	394	266	32	1374	298	426	21.69	31.00	51.97
10	5	538	200	76	96	910	172	296	18.90	32.53	69.67

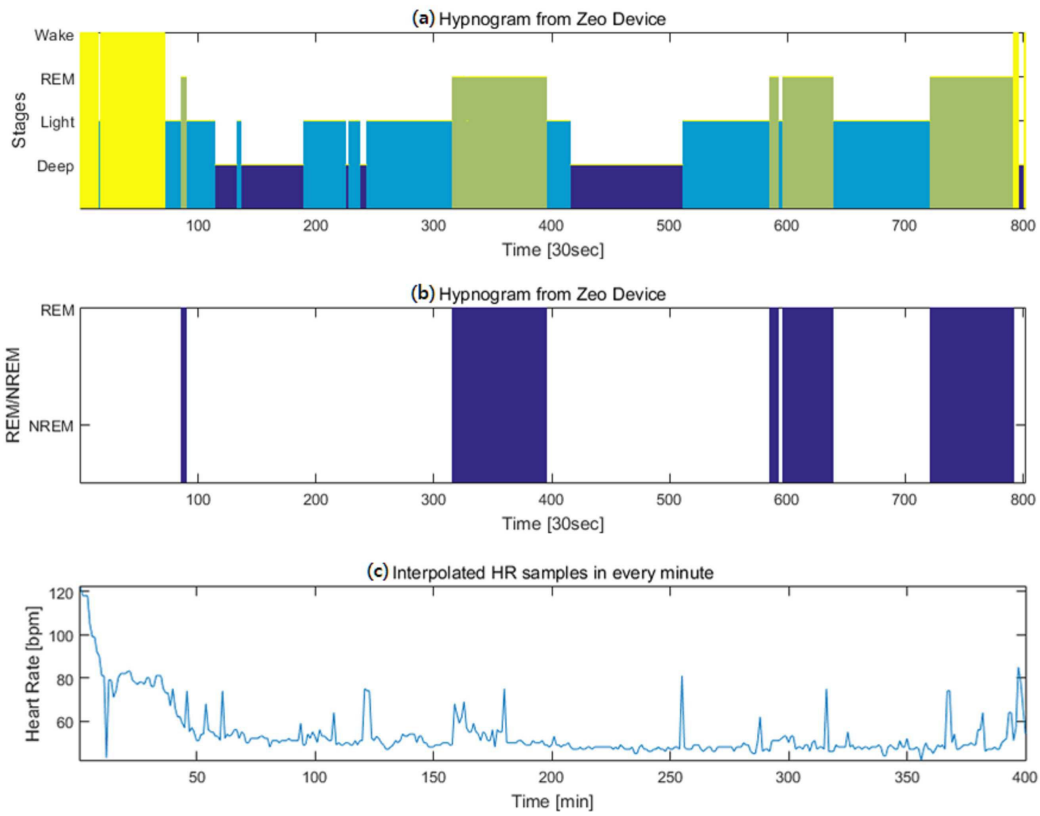
도면9a



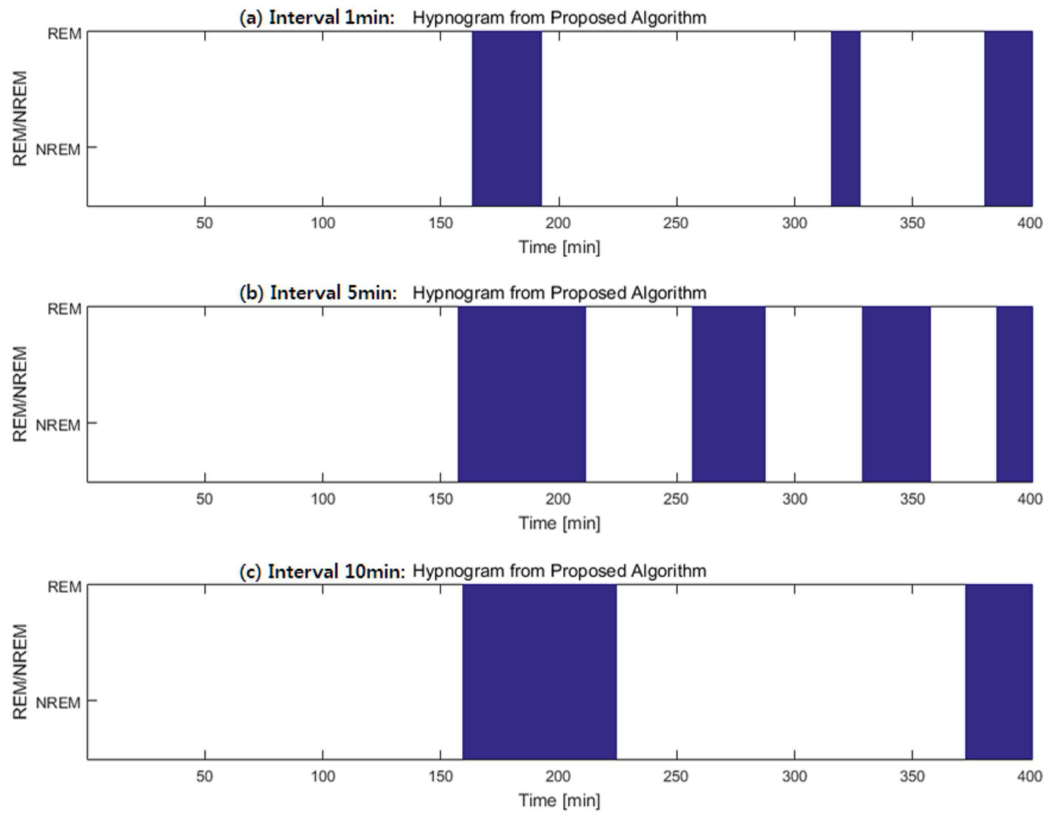
도면9b



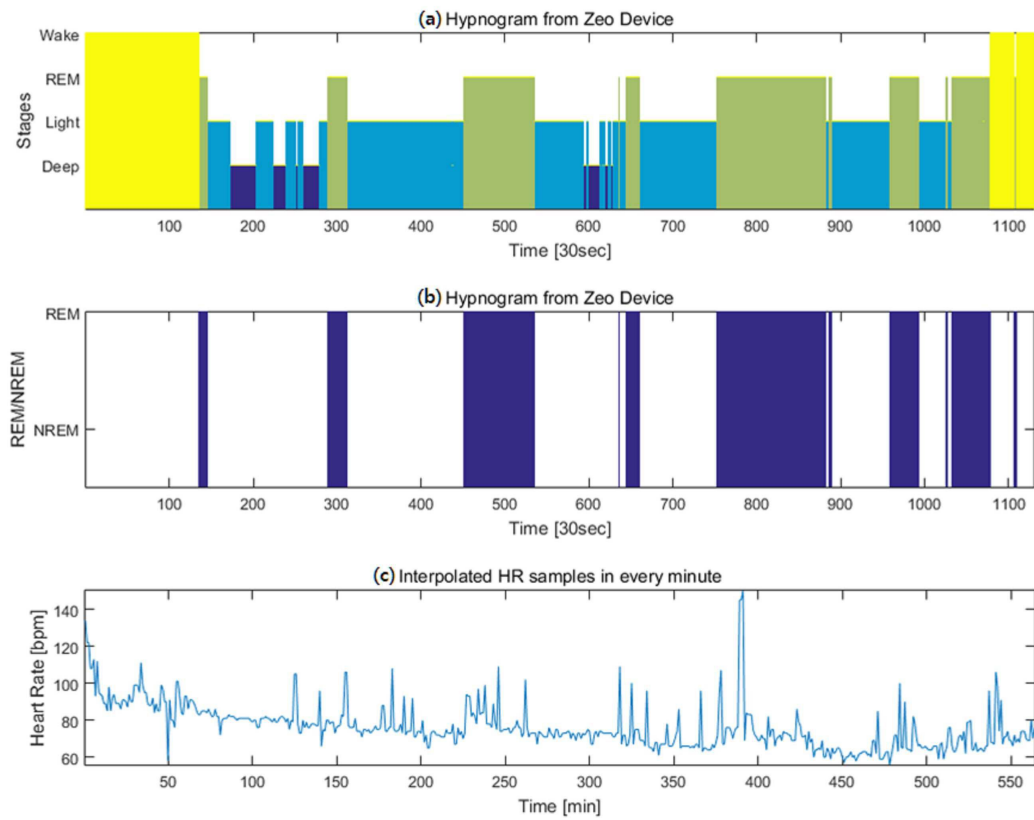
도면10a



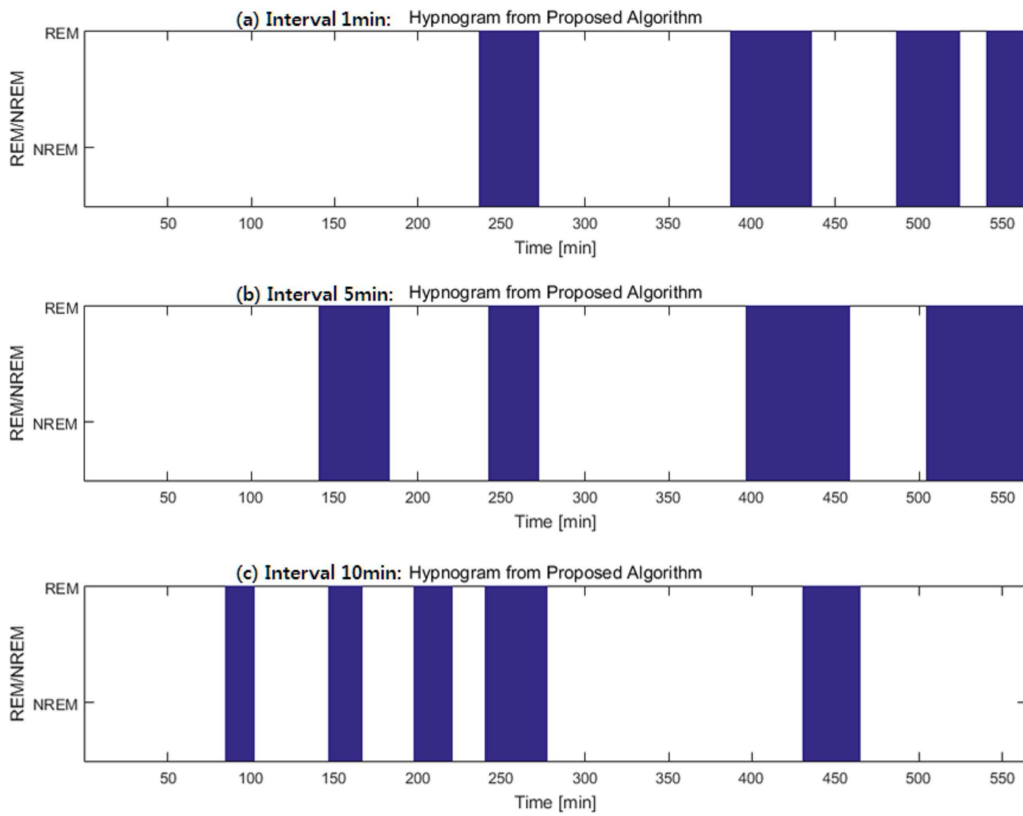
도면10b



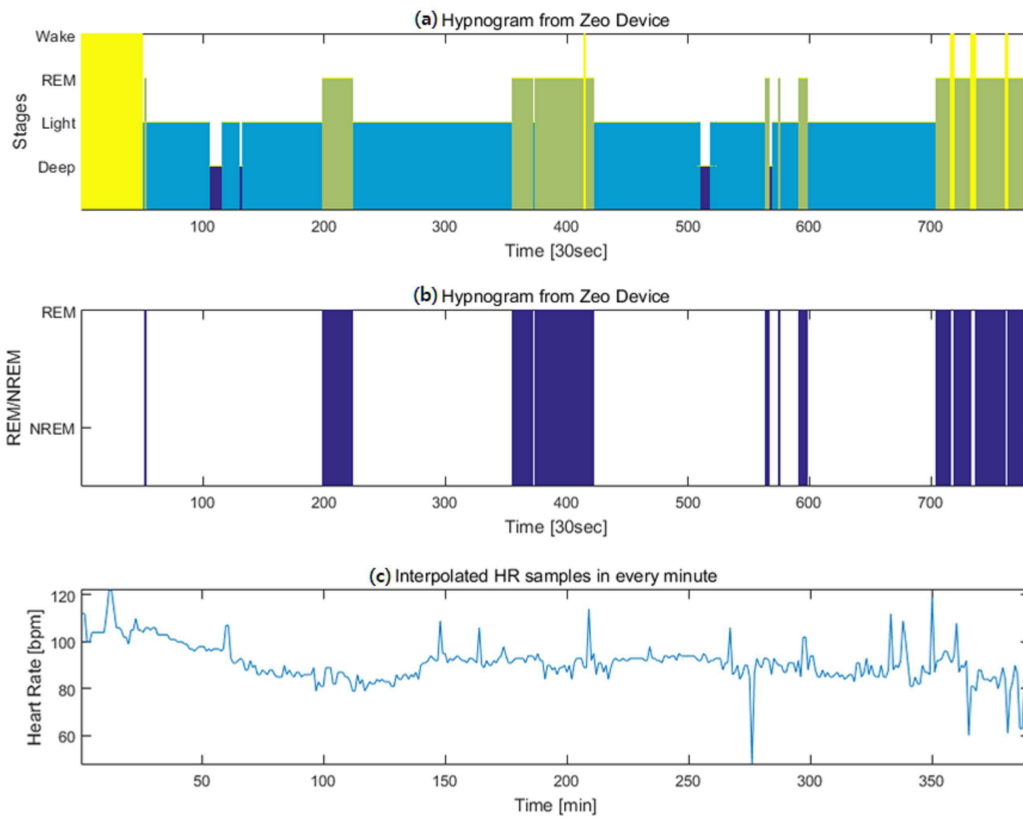
도면10c



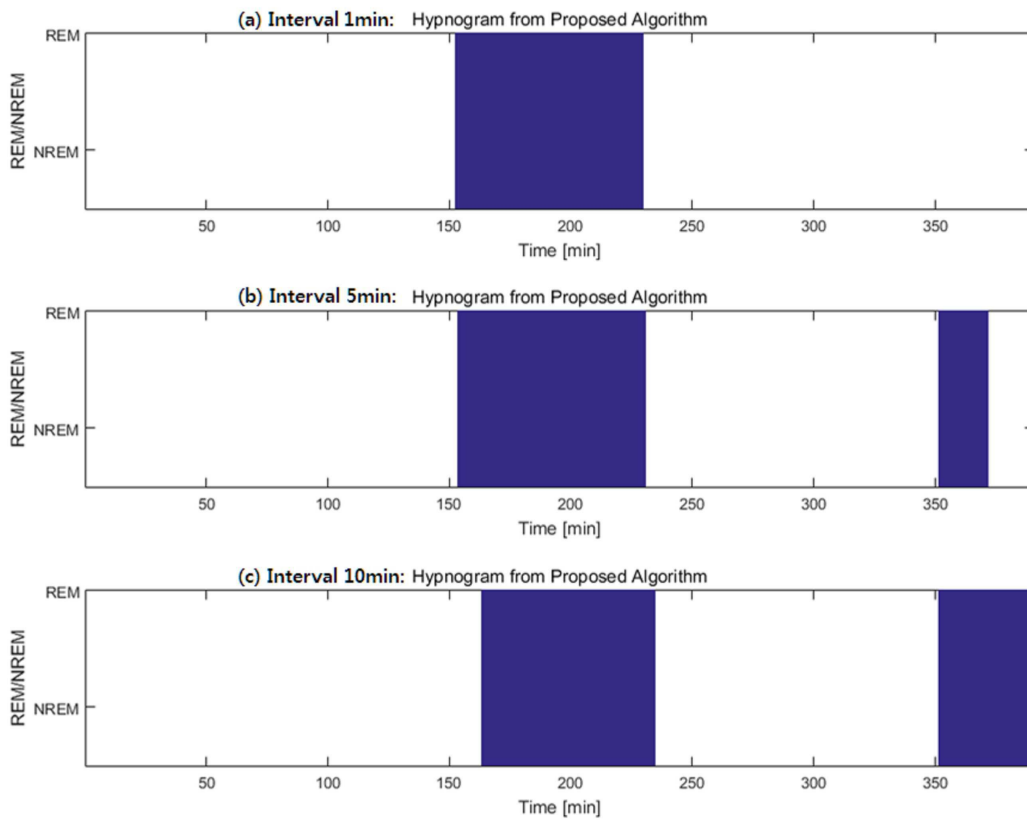
도면10d



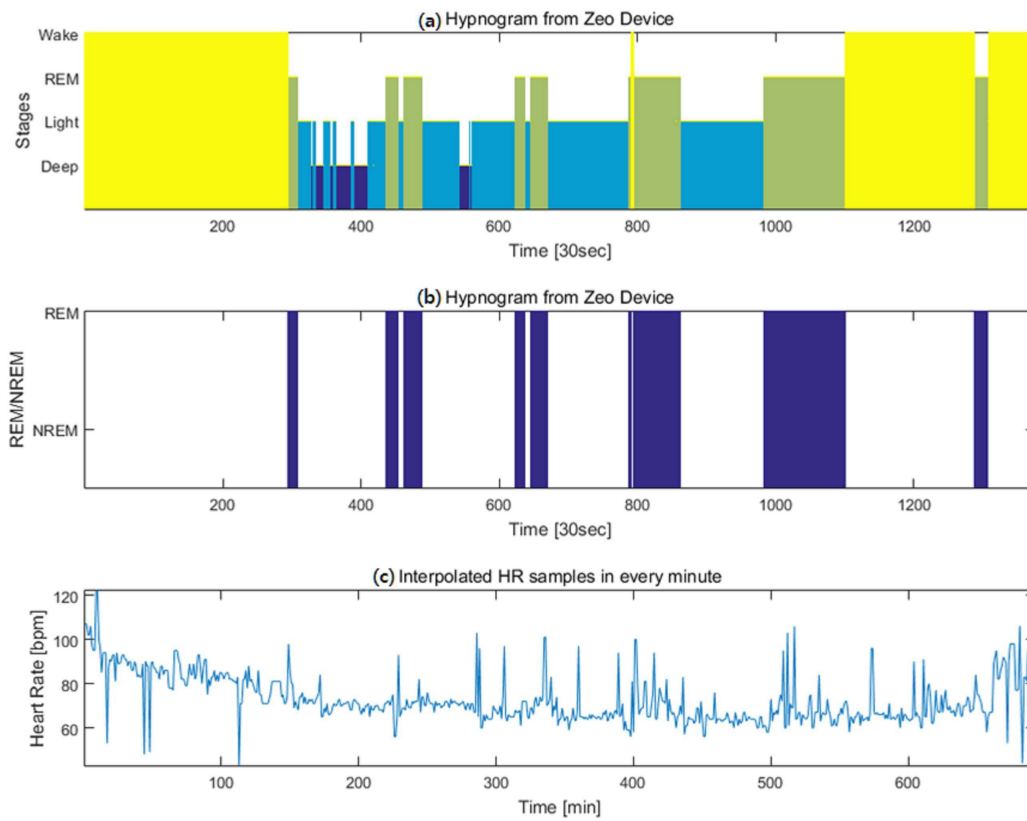
도면10e



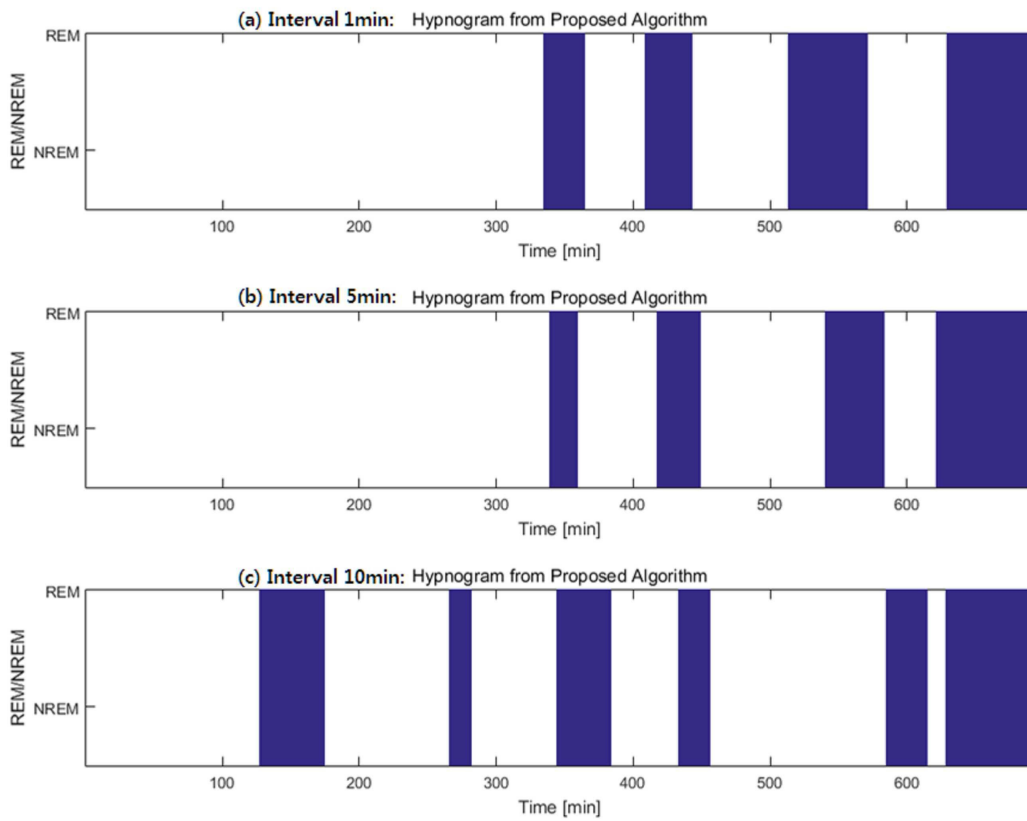
도면10f



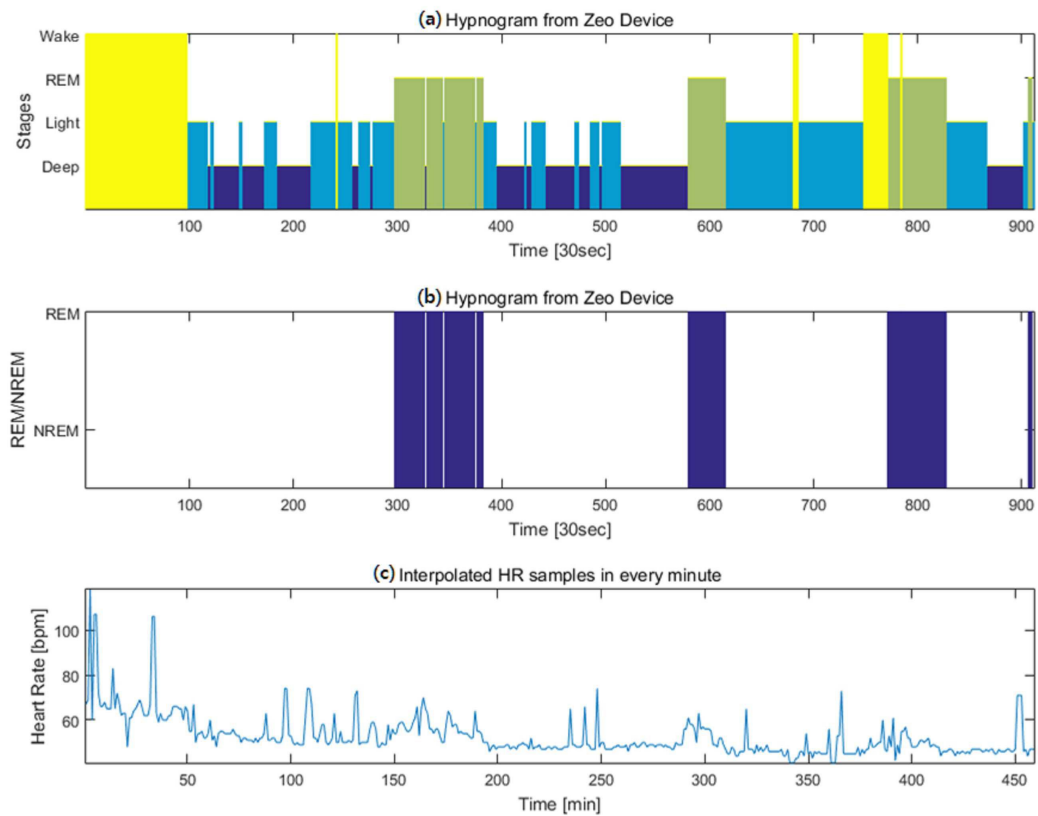
도면10g



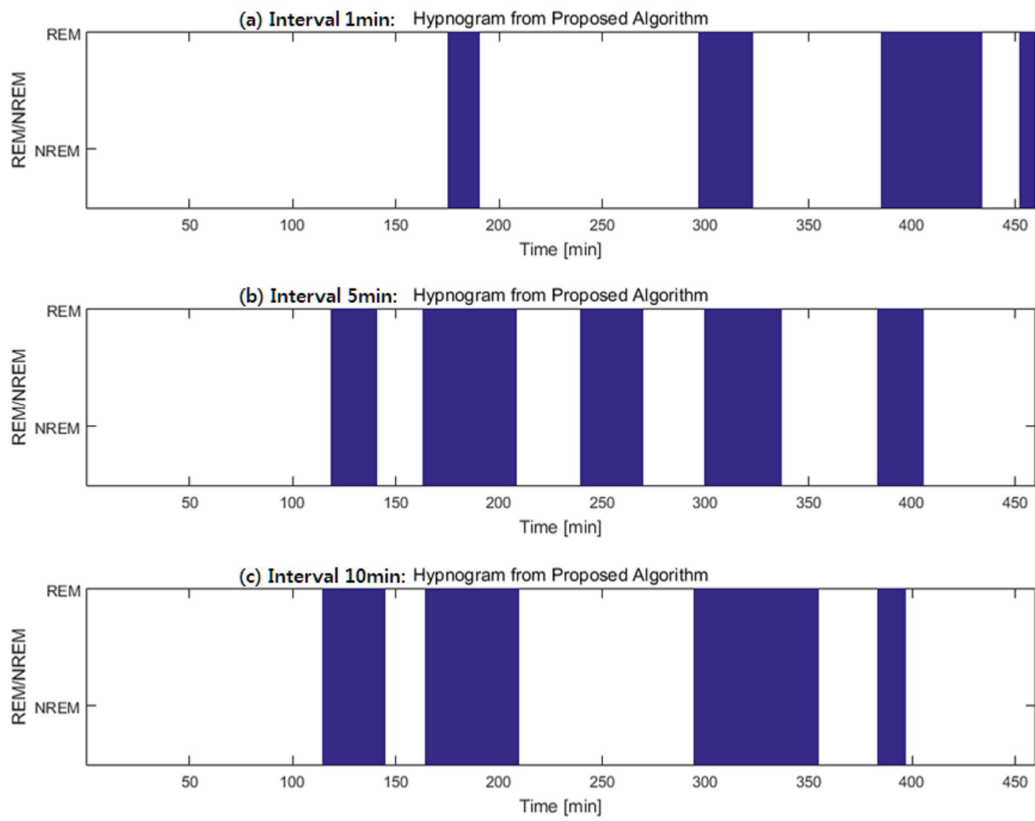
도면10h



도면10i



도면10j



专利名称(译)	基于PPG的REM睡眠检测方法和装置		
公开(公告)号	KR101962812B1	公开(公告)日	2019-03-28
申请号	KR1020170133520	申请日	2017-10-13
申请(专利权)人(译)	亚洲大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	亚洲大学产学合作基金会		
[标]发明人	조위덕 최선탉		
发明人	조위덕 최선탉		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/4812 A61B5/02416 A61B5/7235 A61B5/7275		
代理人(译)	情感方程式 Hongseonguk		
审查员(译)	이봉수		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种基于光电容积描记术 (PPG) 检测快速眼动 (REM) 睡眠的方法。根据本发明的一个实施例，基于PPG的REM睡眠的检测方法包括以下步骤：REM睡眠检测装置对使用PPG传感器测量的心率进行预处理；以及REM睡眠检测装置基于预处理后的心率的变化来检测多个谷。REM睡眠检测装置对多个谷进行分割，将心率等于预定的REM睡眠检测阈值或大于前一个谷的心率的时区确定为REM。每个部分睡觉。

