



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년07월14일
(11) 등록번호 10-1758121
(24) 등록일자 2017년07월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/021 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/4812 (2013.01)
A61B 5/021 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0105350
(22) 출원일자 2016년08월19일
심사청구일자 2016년08월19일
(56) 선행기술조사문헌
W02012018029 A1*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
(주)텔레필드
경기 성남시 분당구 판교로 255, 판교이노밸리 이
동 301호 (삼평동)
(72) 발명자
김명언
경기도 성남시 분당구 서판교로 29 (판교동)
(74) 대리인
특허법인메이저

전체 청구항 수 : 총 10 항

심사관 : 조형희

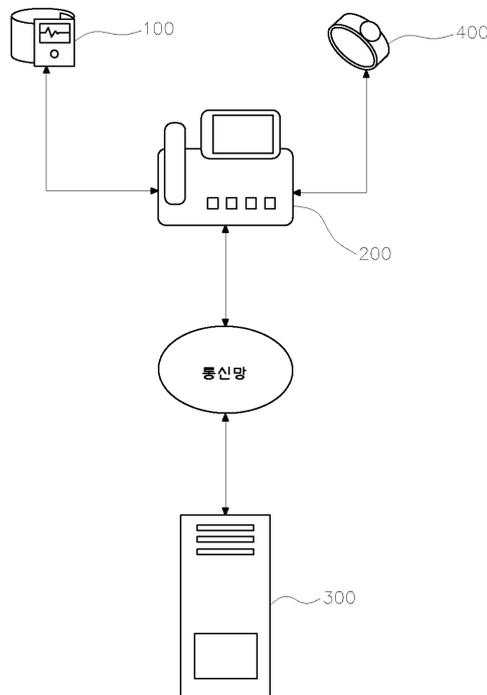
(54) 발명의 명칭 **혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템**

(57) 요약

본 발명은 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템에 관한 것으로서 더욱 상세하게는 혈압 데이터를 이용하여 개인이 수면 상태인지 활동 상태인지를 판별할 수 있는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템에 관한 것이다.

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



이를 위해, 본 발명은, 개인의 신체 부위에 부착되어 상기 신체의 물리적인 혈압을 전자적인 혈압데이터로 변환하며, 변환된 상기 혈압데이터를 통신기능으로 전송하는 혈압측정기 및 활동센서; 상기 혈압측정기 및 상기 활동센서와 연동하여 상기 혈압데이터를 입력 받는 게이트웨이 통신단말; 및 상기 게이트웨이 통신단말과 통신을 수행하여, 상기 혈압측정기 및 상기 활동센서의 시간별 혈압데이터를 전송 받고, 전송된 상기 혈압데이터를 정렬 및 연산하여, 다수의 수면시점 및 활동시점을 판단 및 결정하되, 수면-활동 전환 시점과 상기 결정된 활동-수면 전환 시점을 이용하여 24시간 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간을 구분하고 수면 구간 및 활동 구간의 데이터를 생성하는 분석서버를 포함하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템을 제공한다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7271 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

개인의 신체 부위에 부착되어 상기 신체의 물리적인 혈압을 전자적인 혈압데이터로 변환하며, 변환된 상기 혈압 데이터를 통신기능으로 전송하는 혈압측정기 및 활동센서;

상기 혈압측정기 및 상기 활동센서와 연동하여 상기 혈압데이터를 입력받는 게이트웨이 통신단말; 및

상기 게이트웨이 통신단말과 통신을 수행하여, 상기 혈압측정기 및 상기 활동센서의 시간별 혈압데이터를 전송받고, 전송된 상기 혈압데이터를 정렬 및 연산하여, 다수의 수면시점 및 활동시점을 판단 및 결정하되, 수면-활동 전환 시점과 상기 결정된 활동-수면 전환 시점을 이용하여 24시간 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간을 구분하고 수면 구간 및 활동 구간의 데이터를 생성하는 분석서버;를 포함하고,

상기 분석 서버는,

상기 게이트웨이 통신단말과 통신을 수행하여, 상기 혈압측정기의 시간별 혈압데이터를 전송받고, 전송된 혈압 데이터를 데이터 테이블에 묶음화하여 시간순서대로 정렬하는 혈압데이터 정렬부;

상기 혈압데이터 정렬부로부터 일정기간 시간별 혈압데이터가 데이터 테이블에 묶음화되어 정렬된 정보를 입력받고, 묶음화된 시간별 혈압데이터의 합을 데이터의 개수로 평균혈압을 연산하는 평균혈압 연산부;

상기 혈압데이터를 선형필터링연산 또는 비선형필터링으로 필터링하는 혈압데이터 필터링부;

상기 혈압데이터 필터링부에 의해 필터링된 데이터에서 인접 시간에서의 혈압데이터값들의 차이인 각각의 기울기를 연산하는 혈압데이터 기울기 연산부;

상기 혈압데이터 기울기 연산부에서 연산한 시간대별 기울기 정보로부터 기울기의 최대값과 최소값을 연산하는 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부;

상기 평균혈압과 상기 기울기의 최대값 및 최소값의 기울기에 기초하여 다수의 수면시점 및 활동시점을 검출하고 유효성을 검증하여 다수의 수면시점 및 활동시점을 판단하는 다수의 수면 및 활동 시점 판단부;

상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부에서 결정된 수면-활동 전환 시점과 상기 결정된 활동-수면 전환 시점을 이용하여 24시간 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간을 구분하고 수면 구간 및 활동 구간의 데이터를 생성하여 수면구간정보 및 활동구간정보를 생성하는 시간별 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간 구분부; 및

상기 시간별 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간 구분부에서 생성된 수면구간정보와 활동구간정보를 유아이 차트 형태로 형성하는 유아이 차트생성부를 포함하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 혈압데이터 정렬부는 24시간 동안의 혈압 데이터의 전후 데이터를 추가로 포함하는 24시간 혈압 데이터 확장 묶음을 생성하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부는 시간대별 수축기 혈압의 최대 상승 기울기를 최대 기울기로 정하고, 이에 해당하는 기울기 발생 시간을 최대 기울기 발생 시간으로 결정하며, 시간대별 수축기 혈압의 최대 하강 기울기를 최소 기울기로 정하고, 이에 해당하는 기울기 발생 시간을 최소 기울기 발생 시간으로 결정하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 수면-활동 전환 시점 후보를 검출함에 있어, 상기 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부에서 연산한 각 시간대별 기울기 가운데 최대 기울기의 일정 범위 내에 근접한 기울기를 추출하고, 추출된 최대 기울기의 일정 범위 내에서 최대 기울기에 인접하여 상승 기울기가 발생한 시점을 수면-활동 전환 시점 후보로 검출하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 수면-활동 전환 시점 후보의 유효성을 검증하는 경우, 수면-활동 전환 시점 이전의 수면 구간 평균 추정치가 24시간 평균값보다 낮은 경우에 유효성을 인정하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 활동-수면 전환 시점 후보의 유효성을 검출함에 있어, 상기 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부에서 연산한 각 시간대별 기울기 가운데 최소 기울기의 일정 범위 내에 근접한 기울기를 추출하며, 추출된 최소 기울기의 일정 범위 내에서 최소 기울기에 인접하여 하강 기울기가 발생한 시점을 활동-수면 전환 시점 후보로 검출하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 활동-수면 전환 시점 후보의 유효성을 검증하는 경우, 활동-수면 전환 시점 이후의 수면 구간 평균 추정치가 24시간 평균값보다 낮은 경우에 유효성을 인정하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 활동-수면 전환 시점 이후의 수면 구간 평균 추정치는 활동-수면 전환 시점 이후의 수면 구간 중 상기 활동-수면 전환 시점을 포함한 가장 가까운 일부 구간의 혈압의 평균값인 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 검증된 유효 수면-활동 전환 시점 후보와 검증된 활동-수면 전환 시점 후보에 기초하여 상기 수면-활동 전환 시점과 상기 활동-수면 전환 시점을 결정하는데 있어, 수면-활동 전환 시점과 활동-수면 전환 시점이 번갈아 일어나야 하는 조건 또는 수면 구간과 활동 구간이 번갈아 일어나야 하는 조건이 만족되는 경우 전환시점을 결정하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 하나의 수면-활동 전환 시점을 기준으로 전후에 두 개 이상의 유효 활동-수면 전환 시점 후보들이 존재하는 경우, 각각의 유효 활동-수면 전환 시점 후보들 각각에 대응하는 수면 구간 평균 추정치의 값이 가장 작은 값을 가지는 시점을 상기 하나의 수면-활동 전환 시점에 대응하는 활동-수면 전환 시점으로 결정하거나, 상기 하나의 활동-수면 전환 시점을 기준으로 전후에 두 개 이상의 유효 수면-활동 전환 시점 후보들이 존재하는 경우, 각각의 유효 수면-활동 전환 시점 후보들 각각에 대응하는 수면 구간 평균 추정치의 값이 가장 작은 값을 가지는 시점을 상기 하나의 활동-수면 전환 시점에 대응하는 수면-활동 전환 시점으로 결정하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템에 관한 것으로서 더욱 상세하게는 혈압 데이터를 이용하여 개인이 수면 상태인지 활동 상태인지를 판별할 수 있는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근에는 빅데이터를 이용한 응용 기술 개발이 활발하게 진행되고 있다. 이러한 빅데이터를 이용한 응용 기술 가운데에서도 취침을 하는 수면 활동의 분석과 일상 생활의 활동 분석을 이용하여 해당 개인의 건강 분석 및 생활 패턴 분석들을 통해 해당 개인에게 유용한 정보를 제공하고 있다.

[0003] 각 개인에게 정보를 제공하기 위해서는 먼저, 분석 대상인 개인이 수면 상태에 있는지 아니면, 일상 생활 상태를 판별하는 과정을 필수적으로 수반해야만 한다. 현재 분석 대상인 개인이 수면 상태에 있는지, 일상 생활 상태인지를 판별하는 방법으로써, 가장 많이 알려진 방법은 뇌파를 측정하고 뇌파의 신호 상태를 통해, 수면 상태인지 일상 생활 상태인지를 판별하는 방법이 있다. 하지만, 이러한 뇌파 측정을 통한 방법은 센서 및 장비가 매우 고가이기 때문에, 병원 같은 큰 의료기관에서만 취급이 가능하다.

[0004] 따라서, 일반 직장이나 가정과 같은 곳에서 생활하는 사람들에게 뇌파 측정 장비를 이용하여 수면활동인지 일상 활동인지를 구분하는 방법은 비용적인 문제로 인해 이용되기 어려운 실정에 있다.

[0005] 이러한 문제를 해결하기 위해, 대한민국 공개특허 제10-2014-0058441호인 개인의 수면 및 수면 단계들을 결정하기 위한 시스템 및 방법에서는 개인의 심박수를 이용하여 개인의 수면 단계를 판별하기 위한 시스템 및 방법을 개시하고 있다.

[0006] 하지만, 이와 같이, 개인의 심박수를 이용하는 방식은 수면 상태를 판단하는 가장 기본적인 정보가 심박수 밖에 없기 때문에, 개인이 수면 상태인지 활동 상태인지를 판단하는데 있어 불명확할 수 밖에 없을 뿐더러, 수면 상태에서 활동 상태로 전환되는 시점이나, 활동 상태에서 수면 상태로 전환되는 시점도 알아내기 어려운 문제점이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) 대한민국 공개특허공보 제10-2014-0058441호(2014.05.14.)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 상술한 바와 같은 종래기술의 문제점을 해결하기 위해 안출된 것으로서, 본 발명의 목적은 혈압데이터를 이용하여 개인이 수면 상태인지 활동상태인지 판별할 수 있도록 하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 이를 위해, 본 발명은, 개인의 신체 부위에 부착되어 상기 신체의 물리적인 혈압을 전자적인 혈압데이터로 변환하며, 변환된 상기 혈압데이터를 통신기능으로 전송하는 혈압측정기 및 활동센서; 상기 혈압측정기 및 상기 활동센서와 연동하여 상기 혈압데이터를 입력 받는 게이트웨이 통신단말; 및 상기 게이트웨이 통신단말과 통신을 수행하여, 상기 혈압측정기 및 상기 활동센서의 시간별 혈압데이터를 전송 받고, 전송된 상기 혈압데이터를 정렬 및 연산하여, 다수의 수면시점 및 활동시점을 판단 및 결정하되, 수면-활동 전환 시점과 상기 결정된 활동-수면 전환 시점을 이용하여 24시간 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간을 구분하고 수면 구간 및 활동 구간의 데이터를 생성하는 분석서버를 포함하는 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템을 제공한다.

[0010] 여기서, 상기 분석 서버는, 상기 게이트웨이 통신단말과 통신을 수행하여, 상기 혈압측정기의 시간별 혈압데이터를 전송받고, 전송된 혈압데이터를 데이터 테이블에 묶음화하여 시간순서대로 정렬하는 혈압데이터 정렬부; 상기 혈압데이터 정렬부로부터 일정기간 시간별 혈압데이터가 데이터 테이블에 묶음화되어 정렬된 정보를 입력 받고, 묶음화된 시간별 혈압데이터의 합을 데이터의 개수로 평균혈압을 연산하는 평균혈압 연산부; 상기 혈압데이터를 선형필터링연산 또는 비선형필터링으로 필터링하는 혈압데이터 필터링부; 상기 혈압데이터 필터링부에 의해 필터링된 데이터에서 인접 시간에서의 혈압데이터값들의 차이인 각각의 기울기를 연산하는 혈압데이터 기울기 연산부; 상기 혈압데이터 기울기 연산부에서 연산한 시간대별 기울기 정보로부터 기울기의 최대값과 최소값을 연산하는 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부; 상기 평균혈압과 상기 기울기의 최대값 및 최소값의 기울기에 기초하여 다수의 수면시점 및 활동시점을 검출하고 유효성을 검증하여 다수의 수면시점 및 활동시점을 판단하는 다수의 수면 및 활동 시점 판단부; 상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부에서 결정된 수면-활동 전환 시점과 상기 결정된 활동-수면 전환 시점을 이용하여 24시간 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간을 구분하고 수면 구간 및 활동 구간의 데이터를 생성하여 수면구간정보 및 활동구간정보를 생성하는 시간별 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간 구분부; 및 상기 시간별 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간 구분부에서 생성된 수면 구간정보와 활동구간정보를 유아이 차트 형태로 형성하는 유아이 차트생성부를 포함할 수 있다.

[0011] 또한, 상기 혈압데이터 정렬부는 24시간 동안의 혈압 데이터의 전후 데이터를 추가로 포함하는 24시간 혈압 데이터 확장 묶음을 생성할 수 있다.

[0012] 또한, 상기 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부는 시간대별 수축기 혈압의 최대 상승 기울기를 최대 기울기로 정하고, 이에 해당하는 기울기 발생 시간을 최대 기울기 발생 시간으로 결정하며, 시간대별 수축기 혈압의 최대 하강 기울기를 최소 기울기로 정하고, 이에 해당하는 기울기 발생 시간을 최소 기울기 발생 시간으로 결정할 수 있다.

[0013] 그리고 상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 수면-활동 전환 시점 후보를 검출함에 있어, 상기 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부에서 연산한 각 시간대별 기울기 가운데 최대 기울기의 일정 범위 내에 근접한 기울기를 추출하고, 추출된 최대 기울기의 일정 범위 내에서 최대 기울기에 인접하여 상승 기울기가 발생한 시점을 수면-활동 전환 시점 후보로 검출할 수 있다.

[0014] 또한, 상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 수면-활동 전환 시점 후보의 유효성을 검증하는 경우, 수면-활동 전환 시점 이전의 수면 구간 평균 추정치가 24시간 평균값보다 낮은 경우에 유효성을 인정할 수 있다.

[0015] 그리고 상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 활동-수면 전환 시점 후보의 유효성을 검출함에 있어, 상기 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부에서 연산한 각 시간대별 기울기 가운데 최소 기울기의 일정 범위 내에 근접한 기울기를 추출하며, 추출된 최소 기울기의 일정 범위 내에서 최소 기울기에 인접하여 하강 기울기가 발생한

시점을 활동-수면 전환 시점 후보로 검출할 수 있다.

- [0016] 또한, 상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 활동-수면 전환 시점 후보의 유효성을 검증하는 경우, 활동-수면 전환 시점 이후의 수면 구간 평균 추정치가 24시간 평균값보다 낮은 경우에 유효성을 인정할 수 있다.
- [0017] 이때, 상기 활동-수면 전환 시점 이후의 수면 구간 평균 추정치는 활동-수면 전환 시점 이후의 수면 구간 중 상기 활동-수면 전환 시점을 포함한 가장 가까운 일부 구간의 혈압의 평균값일 수 있다.
- [0018] 또한, 상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 검증된 유효 수면-활동 전환 시점 후보와 검증된 활동-수면 전환 시점 후보에 기초하여 상기 수면-활동 전환 시점과 상기 활동-수면 전환 시점을 결정하는데 있어, 수면-활동 전환 시점과 활동-수면 전환 시점이 번갈아 일어나야 하는 조건 또는 수면 구간과 활동 구간이 번갈아 일어나야 하는 조건이 만족되는 경우 전환시점을 결정할 수 있다.
- [0019] 나아가, 상기 다수의 수면 및 활동 시점 판단부는 하나의 수면-활동 전환 시점을 기준으로 전후에 두 개 이상의 유효 활동-수면 전환 시점 후보들이 존재하는 경우, 각각의 유효 활동-수면 전환 시점 후보들 각각에 대응하는 수면 구간 평균 추정치의 값이 가장 작은 값을 가지는 시점을 상기 하나의 수면-활동 전환 시점에 대응하는 활동-수면 전환 시점으로 결정하거나 또는, 상기 하나의 활동-수면 전환 시점을 기준으로 전후에 두 개 이상의 유효 수면-활동 전환 시점 후보들이 존재하는 경우, 각각의 유효 수면-활동 전환 시점 후보들 각각에 대응하는 수면 구간 평균 추정치의 값이 가장 작은 값을 가지는 시점을 상기 하나의 활동-수면 전환 시점에 대응하는 수면-활동 전환 시점으로 결정할 수 있다.

발명의 효과

- [0020] 본 발명에 따르면, 혈압데이터만으로 개인이 수면 상태인지 활동상태인지 판별할 수 있어 해당 개인의 수면에 대한 건강 정보 및 활동 시에 대한 생활 패턴 정보를 구분하여 각 상황에 맞도록 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0021] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템 및 그 분석 방법의 블록도이다.
- 도 2는 도 1에 도시한 게이트웨이 통신단말의 각 구성에 대한 상세 블록도이다.
- 도 3은 도 1에 도시한 분석서버의 각 구성에 대한 상세 블록도이다.
- 도 4는 시간별 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간 구분부에서 생성한 수면구간정보와 활동구간 정보에 대한 예시표이다.
- 도 5는 도 2에 도시한 게이트웨이 통신단말의 화면부에 출력되는 수면상태와 활동상태를 시각적으로 알 수 있도록 출력되는 유아이 차트이다.
- 도 6은 혈압측정기와 활동센서를 동시에 이용하였을 경우의 각종 활동상태를 시각적으로 알 수 있도록 출력되는 유아이 차트이다.
- 도 7은 본 발명의 실시 예에 따른 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템의 분석 방법을 나타낸 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0023] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서, 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.
- [0024] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른

구성요소를 제어하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

- [0025] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시 예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0026] 도 1에 도시한 바와 같이, 본 발명의 실시 예에 따른 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템은 혈압 측정기(100), 게이트웨이 통신단말(200), 분석서버(300) 및 활동센서(400)를 포함한다.
- [0027] 혈압측정기(100)는 개인의 팔목과 같은 신체 부위에 부착되어 신체의 물리적인 혈압을 전자적인 혈압데이터로 변환하는 장치이다. 이러한 혈압측정기(100)는 혈압데이터만을 측정할 수도 있으나, 바람직하게는 24시간 자동 혈압 측정기(Ambulatory Blood Pressure Method: ABPM)로 구성되어 자체적으로 시간 정보를 발생시키면서, 해당 시간에 발생하는 혈압데이터를 시간정보와 함께 동기화 시켜 시간별 혈압데이터를 발생할 수 있다. 이 경우, 혈압측정기(100)에서 발생하는 시간별 혈압데이터의 시간간격은 주기적으로 예를 들면, 15분 간격 또는 20분 간격으로 설정할 수 있으며, 비주기적으로 예를 들면, 낮에는 20분 간격 또는 밤에는 60분 간격과 같이 임의적으로 설정할 수 있다. 또한, 혈압측정기(100)는 블루투스나 지그비와 같은 무선통신 기능을 포함할 수 있다. 하지만, 본 발명에서 혈압측정기(100)의 통신 기능을 상기한 예로 한정하는 것은 아니며, 혈압측정기(100)는 유선통신 뿐만 아니라, 블루투스, 지그비, 와이파이 및, 3G 통신등 다양한 통신으로 실시될 수도 있다. 이에, 하기에서 설명하는 통신의 수행은 유선통신이나 블루투스, 지그비, 와이파이 및, 3G 통신등 다양한 통신으로 실시될 수 있으며, 이에 대한 중복되는 설명은 하지 않기로 한다.
- [0028] 게이트웨이 통신단말(200)은 혈압측정기(100) 및 활동센서(400)와 연동하여 이들로부터 혈압데이터를 입력 받는 장치이다. 도 2에 도시한 바와 같이, 이러한 게이트웨이 통신단말(200)은 입력측통신부(210), 제어부(220), 디스플레이부(230), 스피커부(240) 및 출력측통신부(250)를 포함한다.
- [0029] 입력측통신부(210)는 혈압측정기(100) 및 활동센서(400)와 통신을 수행하여 혈압측정기(100) 및 활동센서(400)에서 제공하는 시간별 혈압데이터를 입력 받게 된다.
- [0030] 제어부(220)는 입력측통신부(210)에서 입력 받은 시간별 혈압데이터를 분석서버(300)에 전송되도록 분석서버(300)와 동기화되어 통신기능을 수행하게 된다. 또한, 제어부(220)는 분석서버(300)에서 전송하는 유아이(UI, 사용자 인터페이스) 차트 정보, 미디어 파일 재생정보, 알람정보, 사용자정보 및, 관리정보를 디스플레이부(230)에 출력하고, 스피커부(240)를 통해 미디어 파일의 음성 정보나 알람 및 경보 정보를 출력한다. 또한, 제어부(220)는 비상 상황 (화재 발생, 가스 누출, 응급호출, 활동 미감지 등) 시 119에 자동으로 전화 연결하고, 비상 상황 (화재 발생, 가스 누출, 응급호출, 활동 미감지 등)시 각 상황에 대하여 음성 출력을 지원하며, 비상 상황 (화재 발생, 가스 누출, 응급호출, 활동 미감지 등)시 상황에 대한 그림 정보를 디스플레이부(230)에 점멸하며 표시할 수 있다. 또한, 제어부(220)는 연동하는 메모리에 돌보미, 지인 연락처를 저장하고 매핑된 버튼으로 전화 연결을 할 수 있다. 또한, 제어부(220)는 전원 연결 여부, 배터리 충전 여부에 대한 자체 점검 기능을 제공할 수 있다.
- [0031] 디스플레이부(230)는 제어부(220)와 연동하여 제어부(220)에서 출력하는 유아이(UI, 사용자 인터페이스) 차트 정보, 미디어 파일 재생정보, 알람정보, 사용자정보 및 관리정보를 시각적으로 출력한다.
- [0032] 스피커부(240)는 제어부(220)와 연동하여 제어부(220)에서 출력하는 미디어 파일의 음성정보나 알람 및 벨트정보를 음성적으로 출력한다.
- [0033] 출력측통신부(250)는 제어부(220) 및 분석서버(300)와 연동하여 제어부(220)와 분석서버(300) 간에 통신기능을 수행하여, 제어부(220)에서 출력되는 시간별 혈압데이터를 제어부(220)로 전송하고, 분석서버(300)에서 전송되

는 데이터를 제어부(220)로 전송한다.

[0034] 도 3에 도시한 바와 같이, 분석서버(300)는 혈압데이터 정렬부(310), 평균혈압 연산부(320), 혈압데이터 필터링부(330), 혈압데이터 기울기 연산부(340), 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부(350), 다수의 수면 및 활동 시점 판단부(360), 시간별 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간 구분부(370) 및 유아 이 차트생성부(380)를 포함한다. 여기서, 분석서버(300)를 구성하는 각각의 구성들은 분석서버(300) 내에 프로그램화되어 각각의 기능적 역할을 수행하게 된다.

[0035] 혈압데이터 정렬부(310)는 게이트웨이 통신단말(200)과 통신을 수행하여, 혈압측정기(100) 및 활동센서(400)의 시간별 혈압데이터를 전송 받고, 전송된 혈압데이터를 데이터 테이블에 묶음화하여 시간순서대로 정렬하게 된다. 본 발명의 실시 예에서, 시간별 혈압데이터는 24시간 동안 묶음화하여 정렬하게 되는데, 30분씩 주기로 데이터를 입력 받는 경우에 각각의 시간별로 총 48개의 데이터가 데이터 테이블에 묶음화되어 정렬될 수 있다.

[0036] 평균혈압 연산부(320)는 혈압데이터 정렬부(310)로부터 24시간 동안의 시간별 혈압데이터가 데이터 테이블에 묶음화되어 정렬된 정보를 입력 받고, 묶음화된 시간별 혈압데이터의 합을 데이터의 개수 즉, 샘플링 시간으로 나누어 24시간 동안의 평균 혈압을 연산한다. 즉, 24시간 평균 혈압은 $avg\{x[n]_{24-hour}\}$ ($x[n]$ 은 시간 n 에서의 필터 입력 신호(즉, 시간 정렬된 24시간 혈압 데이터)를 나타내며, $avg\{\}$ 는 데이터 묶음의 평균값 연산자이다)으로 나타낼 수 있다.

[0037] 혈압데이터 필터링부(330)는 혈압데이터가 순간적으로 급격히 변화하는 경우, 예를 들면, 큰 움직임이나 자세변화에 의한 국부압박 등에 의해 압력센서에서 급격한 혈압데이터가 추출되는 경우를 제외하기 위하여 수행되는 연산 작업이다. 이 경우, 혈압데이터 필터링부(330)는 연산작업으로써, 선형 필터링 또는 비선형 연산작업을 들 수 있는데, 선형 필터링 연산작업은 [수식 1]- $y[n]=x[n]*h[n]$ (여기서 $y[n]$ 은 시간 n 에서의 필터링된 출력 신호를 나타내며, $x[n]$ 은 시간 n 에서의 필터 입력 신호(즉, 정렬된 동기화된 24시간 혈압 데이터)를 나타내며, $h[n]$ 은 시간 n 에 해당하는 필터의 임펄스 응답 계수이며, *는 컨벌루션 연산자)으로 나타낼 수 있다.

[0038] 비선형 필터링 연산작업은 정렬된 24시간 혈압 데이터 묶음 또는 24시간 혈압 데이터 확장 묶음과 필터를 구성하는 임펄스 응답 필터 계수와 컨벌루션 형태로 표현할 수 없는 모든 다른 연산작업으로 이루어질 수 있다.

[0039] 본 발명의 실시 예에서, 혈압데이터 필터링부(330)의 필터링 연산작업은 이동평균 연산작업, 무한메모리 연산작업, 짤림 메모리 연산작업 및 이동중간값 필터링 연산작업 가운데 적어도 어느 하나의 연산작업으로 혈압데이터를 필터링할 수 있다.

$$y[n]=\frac{\sum_{i=n-K}^{n+K} a_i x[n]}{\sum_{i=-K}^K a_i}$$

[0040] 이동평균 연산작업은 [수식 2]- (여기서 $y[n]$ 은 시간 n 에서의 필터 출력 신호를 나타내며, $x[n]$ 은 시간 n 에서의 필터 입력 신호(즉, 시간 정렬된 24시간 혈압 데이터)를 나타내며, a_i 는 시간 n 을 기준으로 i 번째 이후의 데이터에 적용되는 가중치이다)으로 나타낼 수 있다. 이때, i 값이 음수인 경우 시간 n 을 기준으로 $|i|$ -번째 이전의 값에 적용되는 가중치이고, i 값이 양수인 경우 시간 n 을 기준으로 i -번째 이후의 값에 적용되는 가중치이며, i 가 0인 경우 시간 n 에 해당하는 데이터 값에 적용되는 가중치이다. K 는 시간 n 을 기준으로 앞과 뒤로 각각 필터링에 사용되는 데이터의 개수이며, 따라서 필터의 길이는 $(2K+1)$ 이다. 예를 들면, 시간 n 을 기준으로 앞과 뒤로 각각 K 에 해당하는 데이터들, 즉 $(2K+1)$ 개의 데이터를 사용하여 이동평균을 구한다. 만약 $K=2$ 이고, 해당하는 가중치 필터 계수 값들이 $a_{-2}=1 \cdot 0, a_{-1}=1 \cdot 0, a_0=1 \cdot 0, a_1=1 \cdot 0, a_2=1 \cdot 0$ 이면, [수식 2]에 따라 시간 n 에서의 필터 출력 신호를 $y[n]$ 은 다음과 같이 $(2K+1)$, 즉, 시간 n 을 기준으로 앞과 뒤의 5개의 데이터($x[n-2], x[n-1], x[n], x[n+1], x[n+2]$)의 산술 평균인 [수식 3]-

$y[n] = \frac{x(n-2)+x(n-1)+x(n)+x(n+1)+x(n+2)}{5}$ 과 같이 나타낼 수 있다. 다음으로 시간 $(n+1)$ 에서의 필터 출력 신호 $y[n+1]$ 은 시간 $(n+1)$ 을 기준으로 앞과 뒤의 5개의 데이터($x[n-1]$, $x[n]$, $x[n+1]$, $x[n+2]$, $x[n+3]$)의 산술 평균을 [수식 3-1]-

$$y[n+1] = \frac{x(n-1)+x(n)+x(n+1)+x(n+2)+x(n+3)}{5}$$
 으로 나타낼 수 있다.

[0041] 이와 같은 이동평균 연산 방식으로 모든 시간에서의 필터링된 신호값을 구할 수 있다. 또한, 이러한 방식에 더하여, 이동평균 연산에 가중치를 부여할 수 있는데, 이 경우, 가중치는 K 의 값을 변경하여 설정할 수 있는데, 이 경우, 가중치는 $a_{-2}=1.0, a_{-1}=1.0, a_0=1.0, a_1=1.0, a_2=1.0$ K 의 각 경우에 가중치 값을 임의로 설정할 수 있다. 예를 들면, 가중치 필터 계수 값들은 $a_{-2}=0.8, a_{-1}=0.9, a_0=1.0, a_1=0.9, a_2=0.8$ 등을 적용할 수 있다. 한편, [수식 2]의 경우, 시간 n 을 기준으로 항상 K 개의 이후 데이터를 획득하기 위하여 기다려야 하기 때문에 시간 n 에서의 필터 출력 값을 얻기 위하여 지연이 필요하게 된다. 그에 따라, 다음의 지수적 가중치 방법인 무한 메모리 방법과 짚림 메모리 방법을 이용할 수도 있다.

[0042] 무한 메모리 연산작업은 [수식 4]-

$$y[n] = (1-a) \cdot \sum_{i=0}^{\infty} a^i x[n-i]$$
 (여기서, 필터 가중치 계수 $a_i = (a)^i, 0 < a < 1, \text{for } i=0, \dots, \infty$ 이다)을 이용하여 연산될 수 있다. 이 경우, [수식 4]는 이론적으로 무한한 데이터 값들을 필요로 하므로, 실제에 대한 절충안으로 다음의 짚림 메모리 연산작업을 이용할 수 있다.

[0043] 짚림 메모리 연산작업은 [수식 5]-

$$y[n] = \frac{(1-a^{K_i})}{(1-a)} \cdot \sum_{i=0}^{K_i} a^i x[n-i]$$
 (여기서, 필터 가중치 계수, $a_i = (a)^i, 0 < a < 1, \text{for } i=0, \dots, K_i$ 예를 들면, $K_i=4$ 이며, $a=0.9$ 인 경우, [수식 6]-

$$y[n] = 0.29 \cdot \sum_{i=0}^4 (0.9)^i x[n-i]$$
 으로 적용한다)로 필터링 연산작업을 수행할 수 있으며, 이 경우, [수식 6]을 사용함에 있어, K_i 의 값과 상수 a 의 값은 임의로 설정이 가능함은 물론이다.

[0044] 이동중간값 필터링 연산작업은 비선형 필터링 연산 작업으로써, [수식 7]-

$$y[n] = \text{median}(x[n-K], \dots, x[n-1], x[n+1], \dots, x[n+K])$$
 (여기서, $\text{median}(\cdot)$ 은 중간값 연산자이고, 시간은 n , $y[n]$ 은 필터 출력 신호)으로 연산할 수 있다. 이와 같은 방식으로 다음의 시간인 $(n+1)$ 에서의 필터 출력 신호 $y[n+1]$ 은 [수식 7-1 $y[n] = \text{median}(x[n-K+1], \dots, x[n-1], x[n], x[n+1], \dots, x[n+K+1])$]으로 필터링 연산 할 수 있다. 이와 같은 연산 방식으로 모든 시간에서의 필터링된 신호값을 구할 수 있다. 또한, 비선형 필터링 연산작업인 이동중간값 필터링 연산작업에서도 시간 n 보다 이후의 값들을 필요로 하므로 필터 출력에서 지연이 발생할 수 있다. 따라서 이 경우에도 지수적 가중치를 적용할 수 있다. 그러나 이 경우 중간값을 생성해야 하므로 데이터 값에 가중치를 임의로 부과할 수는 없으므로 상당한 주의를 요한다. 그에 따라, 본 실시예에서는 지수적 가중치를 적용한 이동중

간값 필터링 방식을 [수식 8]-

$$\tilde{x}[n] = x[n], \forall n$$
 , [수식 9]-

$$\tilde{x}[n+1] = \frac{(1-a)}{(1-a^{K_i})} \cdot \sum_{i=0}^{K_i} a^i \tilde{x}[n-i]$$
 , [수식 10]

$$y[n] = \text{median}(\tilde{x}[n-K], \dots, \tilde{x}[n-1], \tilde{x}[n], \tilde{x}[n+1])$$
 으로 나타낼 수 있다. 즉, 가중치를 적용한 이동중간값 필터링 방식에서는 이후에 발생하는 데이터 값들을 기다릴 수 없기 때문에 시간 n 에서의 값과 그 이전의 K_i 개의 데이터를 이용하여 지수적 가중치 방법을 사용하여 평균을 구한다. 이때 평균은 중간값과 근접할 수 있기 때문에 의미 있는 결과를 나타낼 수 있다. 즉, 평균값에 대한 가중치를 주는 방법으로 해석할 수 있다.

[0045] 이상과 같이 혈압데이터 필터링부(330)는 이동평균 연산작업, 무한메모리 연산작업, 짚림 메모리 연산작업 및, 이동중간값 필터링 연산작업 가운데 적어도 어느 하나의 연산작업으로 혈압데이터를 필터링하여 혈압데이터가 순간적으로 급격히 변화는 경우의 데이터에 대한 오차를 보정할 수 있다.

[0046] 혈압데이터 기울기 연산부(340)는 혈압데이터 필터링부(330)에 의해 필터링된 데이터에서 인접 시간에서의 혈압

데이터값들의 차이, 즉, 특정 시간 구간의 혈압데이터 기울기를 연산하는 작업을 수행하게 된다. 이 경우, 인접 시간 간격은 일정할 수도 있지만, 시간간격이 임의 설정된 경우나 필터링된 경우와 같이 일정하지 않은 경우를

$$S[n] = \frac{(y[n]-y[n-1])}{t_n-t_{n-1}}$$

위하여, [수학식 11]- (여기서, $S[n]$ 은 시간 n 에서의 기울기를 나타내며, t_n 은 시간 n 에서의 데이터 값에 해당하는 실제 시간 값이다)으로 연산작업을 수행할 수 있다. 이와 같은 연산작업의 예를 들면, 시간 n 의 실제 시간이 18:00이며, 시간 $(n-1)$ 의 실제 시간이 17:45인 경우, $t_n-t_{n-1}=18-17.75=0.25h$ 이 된다. 여기서 18:00은 18.0h이며, 17:45는 시간 단위로 계산하면 17.75h가 된다는데 유의하여야 한다. 한 가지 더 예를 들면, 시간 n 의 실제 시간이 18:00이며, 시간 $(n-1)$ 의 실제 시간이 17:00인 경우, $t_n-t_{n-1}=18-17=1.0h$ 이 된다. 여기서, 실제 측정 단위가 변하는 경우, 예를 들면 측정 주기가 30분 단위에서 60단위로 변경되었다고 해서 그 동안의 혈압의 값들이 누적되는 것이 아니기 때문에 실제로 기울기를 시간 간격으로 나누는 것에 대한 경우의 수를 더 고려해야 하기 때문에, [수학식 11]은 [수학식 11-1]- ($S[n]=(y[n]-y[n-1])$ (여기서 $S[n]$ 은 시간 n 에서의 기울기이다)로 보다 바람직하게 변경할 수 있다. 이와 같이, 혈압데이터 기울기 연산부(340)는 [수학식 11-1]을 이용하게 되면, 기울기 계산 후 추가적인 필터링은 필요하지 않다. 여기서, 일반적으로, 기울기 계산은 미분 연산을 기본으로 하고 있기 때문에 필터링은 어느 정도의 적분 연산을 수행하는 것이므로, 기울기 계산에 앞서 전술한 혈압데이터 필터링 연산부에 의한 필터링 연산을 수행하는 것이 표준적인 절차라고 해도 무방하다.

[0047]

혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부(350)는 혈압데이터 기울기 연산부(340)에서 연산한 시간대별 기울기 정보로부터 sorting 등의 방법을 통하여 기울기의 최대값과 최소값을 연산하고, 각각에 해당하는 각각의 시간 정보를 획득한다. 이를 위하여 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부(350)는 [수학식 12]- $[S_{max}, n_{max}] = \max\{S[n]\}$, $[S_{min}, n_{min}] = \min\{S[n]\}$ (여기서 S_{max} 와 S_{min} 은 각각 최대 상승 기울기와 최대 하강 기울기를 나타내며, n_{max} 와 n_{min} 은 각각 최대 상승 기울기(최대 기울기) 발생 시간과 최대 하강 기울기(최소 기울기) 발생 시간을 나타내고, $\max\{\cdot\}$ 와 $\min\{\cdot\}$ 은 각각 최대값 추출 연산자와 최소값 추출 연산자이다)를 이용하여 최대 및 최소 기울기를 획득한다. 이와 같이, 최대 최소 기울기를 연산하는 작업에서 이용하는 혈압데이터는 수축기 혈압(높은 혈압)과 확장기 혈압(낮은 혈압)의 두 경우에 대한 혈압데이터가 있는데, 이를 위하여 다음과 같은 세가지 방식으로 기울기를 연산할 수 있다. 첫 번째로, 수축기혈압과 확장기혈압들에 대하여 모두 기울기를 구하고, 두 가지 중에서 기울기 절대값이 가장 큰 값을 선택하여 연산하는 방식이 있다. 예를 들면, 수축기 혈압의 최대 상승 기울기가 5.0이며, 확장기 혈압의 최대 상승 기울기가 4.8인 경우, 최대 상승 기울기를 5.0으로 정하고, 수축기 혈압의 최대 상승 기울기가 5.0인 시간부터 낮시간으로 포함시킨다. 마찬가지로 수축기 혈압의 최대 하강 기울기가 3.8이며, 확장기 혈압의 최대 하강 기울기가 4.0인 경우, 최대 하강 기울기를 4.0으로 정하고, 확장기 혈압의 최대 하강 기울기가 4.0인 시간부터 밤시간으로 포함시킨다. 두 번째로, 수축기혈압과 확장기혈압들에 대하여 모두 기울기를 연산하고, 두 가지 기울기의 평균을 취하여 기울기 절대값이 가장 큰 값을 선택하는 방식이 있다. 예를 들면, 수축기 혈압과 확장기 혈압의 각각의 기울기가 5.0과 4.7이며, 이때 평균은 4.85이고, 매 시간마다 평균을 구했을 경우, 최대값이 4.85이면, 이 시간부터 낮시간으로 포함시킨다. 마찬가지로 수축기 혈압과 확장기 혈압에 대한 매시간 최대 하강 기울기의 평균을 구하고, 평균 하강 기울기 절대값이 최대인 시간부터 밤시간으로 포함시킨다. 세 번째로, 수축기혈압과 확장기혈압 중 하나를 선택하여 기울기를 구하고, 기울기 절대값이 가장 큰 값을 선택하는 방식이 있다. 예를 들면, 수축기 혈압이나, 확장기 혈압 중 하나를 선택하고, 매시간 최대 상승 기울기와 최대 하강 기울기를 구하고, 상승 기울기가 최대인 시간부터 낮시간으로 포함시키고, 하강 기울기의 절대값이 최대인 시간부터 밤시간으로 포함시킨다. 결론적으로, 실제 데이터를 사용한 다양한 분석 및 검토 결과로 볼 때, 상대적으로 변동이 큰 수축기 혈압을 사용하는 것이 더 안정적인 결과를 제공하는 것으로 판단되나, 본 발명에서 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부(350)가 혈압의 최대 최소 기울기를 구하는 연산을 수행방식을 수축기혈압으로 한정하는 것은 아니며, 예시한 바와 같이, 확장기혈압과 수축기혈압 모두를 이용하여 구할 수 있음은 물론이다.

[0048]

다수의 수면 및 활동 시점 판단부(360)는 다수의 수면 구간이 존재하는 경우, 다수의 수면-활동 전환 시점과 다수의 활동-수면 전환 시점을 연산한다. 이와 같이, 다수의 수면-활동 전환 시점과 다수의 활동-수면 전환 시점을 연산하기 위해서는 최대 기울기, 최소 기울기뿐만 아니라 다수의 구간들을 구분하는 다수의 상승 기울기 발생 시점과 다수의 하강 기울기 발생 시점을 구해야 한다. 그러나, 혈압 데이터의 특성상 기울기 값들 사이의 편

차가 커, 전환 시점이 아님에도 불구하고 기율기 변화가 크게 발생할 수 있다. 따라서, 상대적으로 전환 시점의 구분이 상대적으로 용이한 수면-활동 전환 시점 후보들을 구하고, 이들의 유효성을 검증하는 것이 필요하다. 그 후 각 후보들을 중심으로 활동-수면 전환 시점들을 구해야 한다. 이때에도 먼저 전환 시점 후보들을 구하고, 각 후보에 대한 유효성 검증 작업을 거친다. 각각의 전환 시점들의 유효성이 검증되었다고 하더라도 그 값들이 정확한 전환 시점이라고 판단하는 것은 위험하며, 수면 구간과 활동 구간의 발생 패턴을 바탕으로 추가적인 검증이 필요하게 된다. 그에 따라, 다수의 수면 및 활동 시점 판단부(360)는 총 5개의 세부 검증 단계를 통하여 수면-활동 전환 시점들과 이에 해당하는 활동-수면 전환 시점들을 검출하게 된다. 이를 위해서는 과정을 진행하기 전에 각각의 단계를 수행하는 과정이 유효성과 추가적인 검증 과정을 필요로 하므로, 이들을 위한 몇 가지 구간 전환 조건들이 설정되어야 한다. 첫번째 조건은 활동 구간과 수면 구간이 번갈아서 일어난다는 것이고, 두번째 조건은 활동 구간의 평균값이 24시간 평균값보다 높아야 하고, 수면 구간의 평균값은 24시간 평균값보다 낮아야 한다는 것이며, 세번째 조건은 24시간 동안 여러 번 수면을 취할 수 있다는 것이다.

[0049] 이와 같은 조건에 따라, 다수의 수면 및 활동 시점 판단부(360)는 제1 세부연산부(361), 제2 세부연산부(362), 제3 세부연산부(363), 제4 세부연산부(364) 및 제5 세부연산부(365)를 포함한다.

[0050] 제1 세부연산부(361)는 시간대별 기율기 정보에 기초하여 수면 구간에서 활동 구간으로 전환 시점(수면-활동 전환 시점) 후보들을 추출한다. 이는 수면 구간에서 활동 구간으로 전환 시에 신체적인 활동량의 증가로 혈압이 급격히 상승하며, 활동-수면 전환 시점의 점진적인 변화보다는 전환 시점들의 정확한 검출이 상대적으로 용이하기 때문이다. 다음으로, 제1 세부연산부(361)는 수면 구간에서 활동 구간으로 전환하는 시점들을 찾기 위하여 시간대별 기율기로부터 최대 상승 기율기를 추출한다. 여기서, 최대 상승 기율기는 최대 최소 기율기 세부연산부(350)에서 이미 추출된 값이므로, 제1 세부연산부(361)에서 별도로 연산하는 작업은 중복되는 작업이기 때문에 필요에 따라 생략될 수 있다. 다음으로, 제1 세부연산부(361)는 최대 상승 기율기와 크기가 근접한 모든 상승 기율기들을 선택함으로써 수면-활동 전환 시점 후보들을 추출한다. 다시 말하면, 제1 세부연산부(361)는 시간대별 기율기로부터 소팅(sorting)을 통하여 최대 상승 기율기와 차하위의 상승 기율기들을 추출하게 된다. 이 경우, 최대 상승 기율기와 차하위 상승 기율기의 차이가 너무 크며, 차하위 상승 기율기가 최대 상승 기율기에 바로 인접한 시점에 발생된 경우를 제외한다. 보다 상세히 설명하면, 서로 인접한 시점들에 다수의 후보들이 존재하는 경우, 크기가 큰 하나만 선택하고 나머지는 무시하여야 하는데, 이는 구간 전환의 과정 중에 발생하는 현상이므로 이중 구간으로 고려하여서는 안되기 때문이다. 또한, 최대 상승 기율기와 크기차이가 너무 큰 경우, 즉, 차하위 상승 기율기 < 0.5*최대 상승 기율기 이면 무시한다. 여기서, 0.5는 0과 1사이에 선택되는 실수로 가변하여 설정할 수 있다. 이와 같이 함으로써, 상태에서 활동 상태로 전환하는 시점이 하나로 판정할 수 있다. 요약하면, 제1 세부연산부(361)에서 수면-활동 전환 시점을 검출하는 방식은 ($z=Sorting(\{S[n]\})$) : 시간대별 기율기의 내림차순, $Select\ z[1]\ or\ z[2],\ z[3]... \ if\ z[2],\ z[3]... > 0.5*z[1]$ 의 조건을 만족하는 시점이되, 인접한 시점의 후보 값들 삭제하는 것으로 판단할 수 있다. 일반적으로 수면 상태에서 기상하는 경우, 신체적인 활동량의 증가로 혈압이 급격히 증가한다. 따라서, 이 시점에 기율기가 크게 증가하게 되며, 수면 구간에서 활동 구간으로의 전환시점을 시간대별 기율기의 급격한 상승 시점으로 검출하는 경우에, 제1 세부연산부(361)에서 판단하는 검출의 오류 가능성이 매우 낮아지게 된다.

[0051] 제2 세부연산부(362)는 수면-활동 전환 시점 후보의 유효성을 검증하게 되는데, 이를 위하여 두 번째 조건인 활동 구간의 평균값이 24시간 평균값보다 높아야 하고, 수면 구간의 평균값은 24시간 평균값보다 낮아야 한다는 것을 적용하여 유효성을 검증하게 된다. 이 경우, 제2 세부연산부(362)는 활동 구간 및 수면 구간을 설정한 후에 각 구간의 혈압의 평균값들을 구해야 하나, 알고리즘 구현상의 편의와 복잡도를 고려하여, 수면-활동 전환 시점 주변의 이동 중간값 필터링을 거친 후의 필터링된 순간 평균값들을 이용하여 각각의 활동 구간 평균치들과 수면 구간 평균치들을 이용하게 된다. 이 경우, 유효한 수면-활동 전환 시점들의 후보가 두 개 이상일 경우, 각각의 경우에 대하여 위의 과정을 반복해서 수행해야 한다. 정리하면, 첫 번째 수면-활동 전환 시점을 t_d1 이라고 하고, 필터링된 수축기 혈압의 값을 $y[n]$ 이라고 하면, 활동 구간 평균 추정치 = $\{y[t_d1]+y[t_d1+1]+y[t_d1+2]\}/3$ (주의: t_d1 포함)와, 수면 구간 평균 추정치 = $\{y[t_d1-3]+y[t_d1-2]+y[t_d1-1]\}/3$ (주의: t_d1 미포함)을 구하고, If (활동구간 평균추정치>24시간 평균) & (수면구간 평균추정치<24시간 평균)을 만족하게 되면, t_d1 은 유효 수면-활동 전환 시점으로 판단하게 된다.

[0052] 제3 세부연산부(363)는 시간 정렬된 기율기 정보에 기초하여 활동-수면 전환 시점 후보들을 검출하게 된다. 먼저, 제3 세부연산부(363)는 첫 번째 조건인 활동 구간과 수면 구간이 번갈아서 일어난다는 것의 만족 여부를 검증하기 위하여 시간대별 기율기로부터 활동 구간에서 수면 구간으로 전환 시점의 후보들을 선택하여야 하는데, 이를 위하여 혈압데이터 최대 최소 기율기 추출부(350)에서 연산된 시간대별 기율기로부터 최대 하강 기율기(최

소 기울기)를 이용하게 된다. 또한, 이와 동시에 최소 기울기와 크기가 근접한 모든 차상위 하강 기울기들을 추출함으로써 활동-수면 전환 시점 후보들을 선택하게 된다. 다시 말하면, 제3 세부연산부(363)는 시간대별 기울기로부터 소팅(sorting)을 통하여 최대 하강 기울기(최소 기울기)와 차상위 하강 기울기들을 추출하게 된다. 여기서, 서로 인접한 시점들에 다수의 후보들이 존재하는 경우, 크기가 큰 하나만 선택하고 나머지는 무시한다. 이는 구간 전환의 과정 중에 발생하는 현상이므로 이중 구간으로 고려하여서는 안되기 때문이다. 즉, 활동-수면 전환 시점 후보를 결정하는 과정에서도 최소 기울기의 크기와 차상위 하강 기울기들의 크기를 비교하여 후보 시점으로 고려하여야 하는데, 한다. 즉, 차상위 하강 기울기 절대값 $\geq 0.5 \times$ 최소 기울기 절대값 은 후보로서 고려한다. 여기서, 0.5는 0.0보다 크고 1.0보다는 작은 실수값 중에서 환경에 따라 달리 설정할 수 있다. 요약하면, 제3 세부연산부(363)가 활동 구간에서 수면 구간으로 전환하는 시점의 판단은 ($z = \text{Sorting}(\{S[n]\})$) : 시간대별 기울기의 오름차순($\text{Select } z[1] \text{ or } z[2], z[3] \dots \text{ if } |z[2]|, |z[3]| \dots > 0.5 \times |z[1]|$, $|z[.]|$ 는 $z[.]$ 의 절대값) 을 만족하는 경우로 판단할 수 있다.

[0053] 제4 세부연산부(364)는 검출된 활동-수면 전환 시점 후보들의 유효성을 검증하게 되는데, 이를 위하여 두번째 조건 가운데 수면 구간의 평균값은 24시간 평균값보다 낮아야 한다는 것을 적용하여 유효성을 검증하게 된다. 이 경우, 제4 세부연산부(364)는 활동 구간 및 수면 구간을 설정하여 각 구간의 혈압의 평균값들을 구해야 하나, 알고리즘 구현상의 편의와 복잡도를 고려하여, 활동-수면 전환 시점 주변의 중간값 필터링을 거친 후의 필터링된 순간 평균값들을 이용하여 수면 구간 평균 추정치를 이용하게 된다. 정리하면, 유효한 활동-수면 전환 시점 후보의 판정은 수면 구간 평균 추정치(t_{n1}) = $\{y[t_{n1}] + y[t_{n1+1}] + y[t_{n1+2}]\} / 3$ 에서, If (수면 구간 평균 추정치(t_{n1}) < 24시간 평균)을 만족하는 t_{n1} 은 유효 활동-수면 전환 시점으로 판정할 수 있다.

[0054] 제5 세부연산부(365)는 유효 수면-활동 전환 시점 후보와 유효 활동-수면 전환 시점 후보들 가운데 최적의 시점을 선택하여 최종적으로 수면-활동 전환 시점과 활동-수면 전환 시점을 판정하게 된다. 이 경우, 활동-수면 전환 시점 후보가 하나인 경우, 첫 번째 활동-수면 전환 시점 후보를 t_{n1} 이라고 하고, 필터링된 수축기 혈압의 값을 $y[n]$ 이라고 하면, 수면 구간 평균 추정치 = $\{y[t_{n1}] + y[t_{n1+1}] + y[t_{n1+2}]\} / 3$ 가 If (수면 구간 평균 추정치 < 24시간 평균)를 만족하며, t_{n1} 은 유효 활동-수면 전환 시점으로 판단할 수 있다. 만약, 두 개 이상의 유효 활동-수면 전환 시점 후보들이 존재하는 경우, 각각의 유효 활동-수면 전환 시점 후보들 각각에 대하여 계산된 수면 구간 평균 추정치의 값이 더 작은 값을 가지는 시점을 선택한다. 예를 들면, If (수면 구간 평균 추정치(t_{n1}) > 수면 구간 평균 추정치(t_{n2}))이면, t_{n2} 시점은 수면-활동 전환 시점인 t_{d1} 으로 판단할 수 있다.

[0055] 도 4에 도시한 바와 같이, 시간별 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간 구분부(370)는 다수의 수면 및 활동 시점 판단부(360)에서 결정된 수면-활동 전환 시점과 상기 결정된 활동-수면 전환 시점을 이용하여 24시간 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간을 구분하고 수면 구간 및 활동 구간의 데이터를 생성하여 수면구간정보 및 활동구간정보를 생성하게 된다. 이 경우, 결정된 수면-활동 전환 시점과 결정된 활동-수면 전환 시점에 기초하여, 수면-활동 전환 시점을 기준으로 수면 구간이 끝나고 활동 구간이 시작되는 것으로 간주하게 되는데, 이 경우, 해당 수면-활동 전환 시점은 이미 활동 구간에 포함되며, 활동-수면 전환 시점을 기준으로 활동 구간이 끝나고 수면 구간으로 접어든 것으로 간주한다. 이와 마찬가지로, 해당 활동-수면 전환 시점은 이미 수면 구간에 포함된다.

[0056] 유아이 차트생성부(380)는 시간별 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간 구분부(370)에서 생성된 수면구간정보와 활동구간정보를 유아이(UI, 사용자 인터페이스) 차트 형태로 형성하며, 선택적으로 시간별 혈압데이터를 유아이(UI, 사용자 인터페이스) 차트 형태로 형성하고, 형성된 유아이(UI, 사용자 인터페이스) 차트를 게이트웨이 통신단말(200)에 전송함으로써, 게이트웨이 통신단말(200)에 수면구간정보와 활동구간정보가 출력될 수 있도록 한다.

[0057] 한편, 분석서버(300)는 인터넷을 통하여 게이트웨이 통신단말(200)과 혈압측정기(100) 및 활동센서(400)의 기본 정보, 주기 데이터 및 이벤트 데이터를 수신하여 저장함으로써, 이를 관리할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 설치된 센서의 종류 및 개수, 설치된 게이트웨이 통신단말(200)의 개수, 분석서버(300) 리소스와 게이트웨이 통신단말(200) 및 설치된 센서 이벤트 현황 정보를 대쉬보드 형태의 그래픽 기반 유아이(UI, 사용자 인터페이스)로 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 대쉬보드 상세 정보의 설치된 센서들에 대하여 위치별, 시간별, 일별, 주별 및, 월별 통계 정보를 그래픽 기반 차트 유아이(UI, 사용자 인터페이스)로 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 대쉬보드 상세 정보의 설치된 게이트웨이 통신단말(200)에 대하여 위치별, 버전별, 시간별, 일별, 주별 및, 월별 통계 정보를 그래픽 기반 차트 유아이(UI, 사용자 인터페이스)로 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 대쉬보드 상세 정보의 분석서버(300) 리소스에 대하여 프로세스, OS, 메모리 및 디스크 정보를 그래픽 기반 유아이(UI, 사용자 인터페이스)로 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 대쉬보드 상세 정보의

게이트웨이 통신단말(200) 및 각종 센서 이벤트에 대하여 시간별, 일별, 주별 및, 월별 통계 정보를 그래픽 기반 차트 UI로 제공한다. 또한, 분석서버(300)는 게이트웨이 통신단말(200) 및 설치된 센서의 계위를 토폴로지 형태의 정보로 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 게이트웨이의 등록, 관리 및, 상세 정보를 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 각종 센서의 등록, 관리 및, 상세 정보를 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 각종 센서 이벤트 데이터를 처리하고 이벤트 종류별 현황을 시간별, 일별, 주별 및, 월별 차트로 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 게이트웨이 이벤트 데이터를 처리하고, 이벤트 종류별 현황을 시간별, 일별, 주별 및, 월별 차트로 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 지그비(Zigbee)로 통신하는 설치형 활동센서(400)에 대하여 정책을 설정 및 관리할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 음성과 동영상과 같은 미디어파일들의 현황을 시간별, 일별, 주별 및, 월별 차트로 제공할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 미디어 파일을 업로드하여 관리하고 대상자가 사용하는 게이트웨이 통신단말(200)로 전송할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 게이트웨이 동작 파일을 업로드 및 관리할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 서버 사용자의 정보를 관리할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 대상자/대상자 그룹 정보를 관리할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 분석서버(300)와 연동하는 외부 연동 시스템을 관리할 수 있다. 또한, 분석서버(300)는 서버 상태, 게이트웨이 이벤트 표시 상태, 센서 이벤트 표시 상태 및 이벤트 알림 대상을 관리할 수 있다.

[0058] 활동센서(400)는 개인의 팔목과 같은 신체 부위에 부착되어 신체의 물리적인 혈압을 전자적인 데이터로 변환하고, 변환된 데이터를 게이트웨이 통신단말(200)로 전송하는 장치이다. 여기서, 활동센서(400)는 혈압측정기(100)와 기본적으로 동일한 기능을 수행하므로, 이에 대한 중복적인 설명은 하지 않기로 한다. 이러한 활동센서(400)는 활동 시에 생활하는 환경에 맞도록 구조 및 통신사양이 변경된 것이기 때문에, 기본적인 기능은 혈압측정기(100)와 동일하다.

[0059] 이하, 혈압을 이용한 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템의 분석 방법에 대해 설명하기로 한다.

[0060] 도 7은 본 발명의 실시 예에 따른 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템의 분석 방법을 나타낸 순서도이다.

[0061] 도 7에 도시된 바와 같이, 본 발명의 실시 예에 따른 수면 상태와 활동 상태 분석 시스템의 분석 방법은 혈압데이터 정렬단계(S10), 평균혈압 연산단계(S20), 혈압데이터 필터링단계(S30), 혈압데이터 기울기 연산단계(S40), 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출단계(S50), 다수의 수면 및 활동 시점 세부연산단계(S60), 시간별 혈압 데이터의 수면 구간과 활동 구간 구분단계(S70), 유아이 차트생성단계(S80) 및 유아이 차트 출력단계(S90)를 포함한다.

[0062] 먼저, 혈압데이터 정렬단계(S10)에서는 혈압데이터 정렬부(310)가 게이트웨이 통신단말(200)과 통신을 수행하여, 혈압측정기(100) 및 활동센서의 시간별 혈압데이터를 전송받고, 전송된 혈압데이터를 데이터 테이블에 묶음화하여 시간순서대로 정렬한다.

[0063] 다음으로, 평균혈압 연산단계(S20)에서는 혈압데이터 정렬부(310)로부터 24시간 동안의 시간별 혈압데이터가 데이터 테이블에 묶음화되어 정렬된 정보를 입력받고, 묶음화된 시간별 혈압데이터를 데이터의 개수 즉, 샘플링 시간으로 나누어 24시간 동안의 평균 혈압을 연산한다.

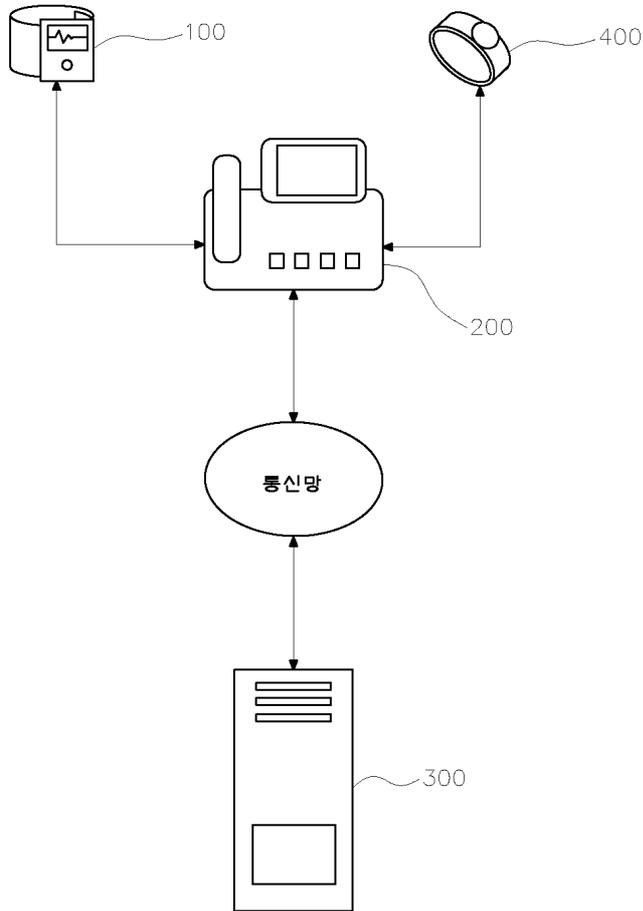
[0064] 다음으로, 혈압데이터 필터링단계(S30)에서는 혈압데이터 필터링부(330)가 전송한 이동평균 연산작업, 무한메모리 연산작업, 짝림 메모리 연산작업 및 이동중간값 필터링 연산작업 가운데 적어도 어느 하나의 연산작업으로 혈압데이터를 필터링하게 된다.

[0065] 다음으로, 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출단계(S50)에서는 혈압데이터 최대 최소 기울기 추출부(350)가 혈압데이터 기울기 연산부(340)에서 연산한 시간대별 기울기 정보를 입력받고, 입력받은 기울기 정보에 대해 소팅(sorting) 등의 방법을 통하여 기울기의 최대값과 최소값을 연산하며, 각각에 해당하는 각각의 시간 정보를 획득하게 된다.

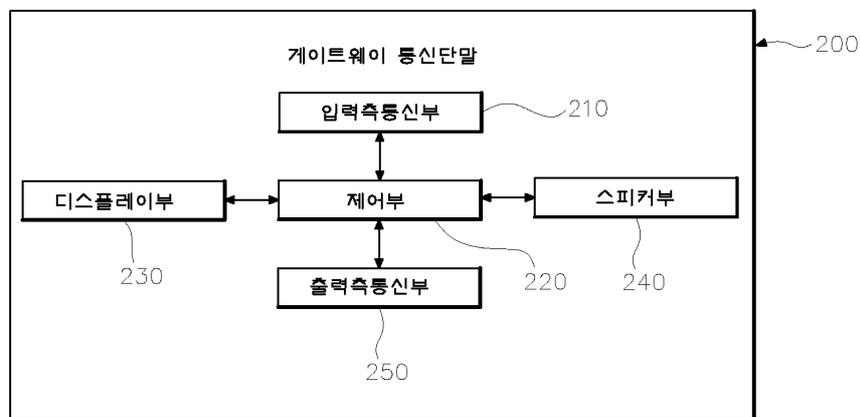
[0066] 다음으로, 다수의 수면 및 활동 시점 세부연산단계(S60)에서는 다수의 수면 및 활동 시점 판단부(360)가 다수의 수면 구간이 존재하는 경우, 다수의 수면-활동 전환 시점과 다수의 활동-수면 전환 시점을 연산한다. 이를 위하여 다수의 수면 및 활동 시점 세부연산단계(S60)에서는 제1 세부연산부(361), 제2 세부연산부(362), 제3 세부연산부(363), 제4 세부연산부(364) 및 제5 세부연산부(365)들 각각의 순차적인 연산작업에 의해 다수의 수면-활동

도면

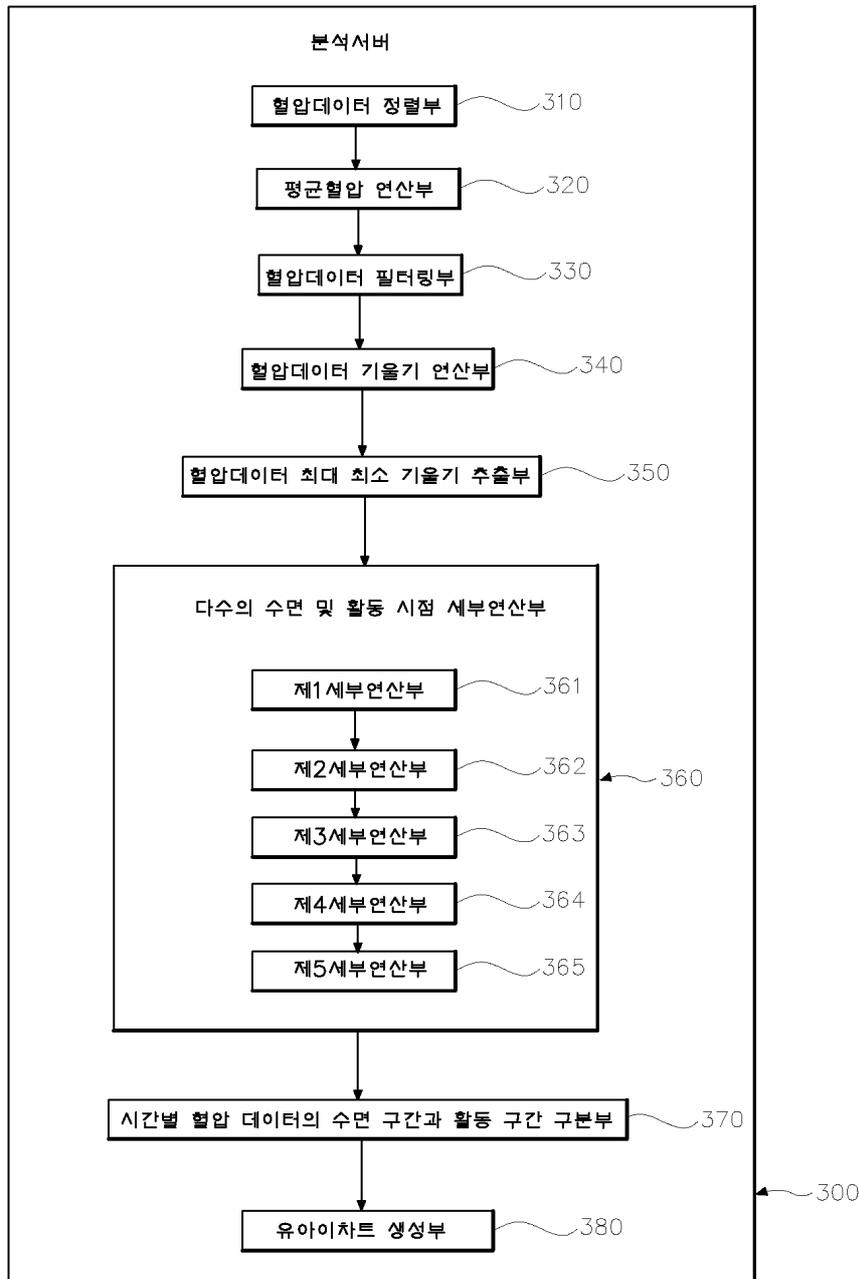
도면1



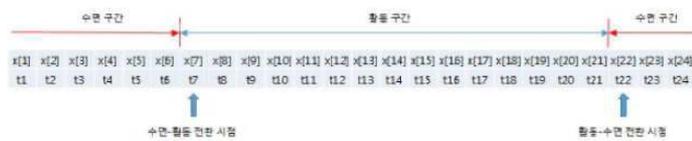
도면2



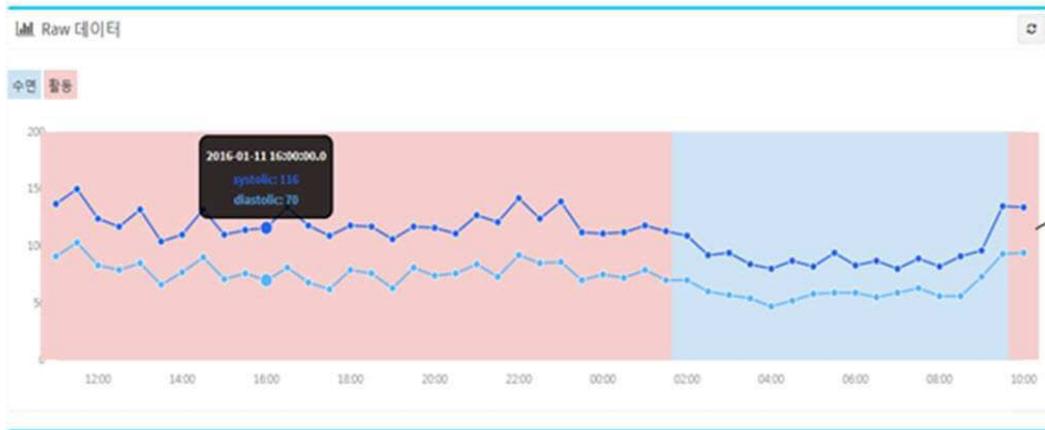
도면3



도면4



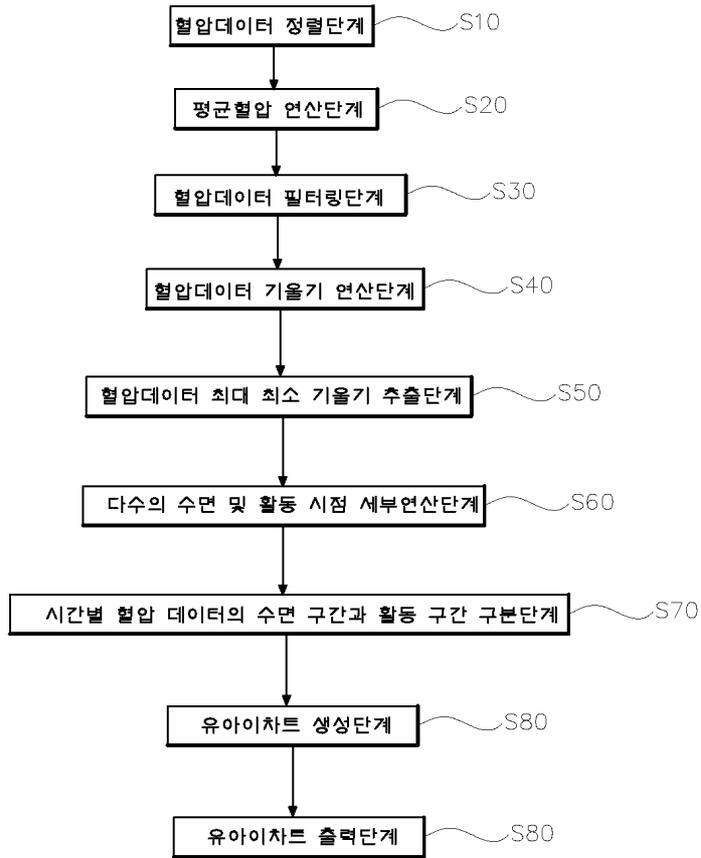
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	睡眠状态和活动状态分析系统		
公开(公告)号	KR101758121B1	公开(公告)日	2017-07-14
申请号	KR1020160105350	申请日	2016-08-19
[标]申请(专利权)人(译)	中慧有限公司		
申请(专利权)人(译)	(注) 电信领域		
当前申请(专利权)人(译)	(注) 电信领域		
[标]发明人	KIM MYUNG EON 김명언		
发明人	김명언		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021		
CPC分类号	A61B5/4812 A61B5/021 A61B5/7225 A61B5/7271 A61B5/7235		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及使用血压的睡眠状态和活动状态分析系统，更具体地涉及使用血压的睡眠状态和活动状态分析系统，其可以使用血压数据确定个体是否处于睡眠状态或不论它是否是活跃状态。为此，本发明提供了使用血压的睡眠状态和活动状态分析系统，其包括使用睡眠 - 活动转折点和上述活动的24小时血压数据的睡眠部分 - 确定的睡眠转折点和分析器服务器对活动分区进行分类，并生成活动分区和睡眠的数据它确定多个睡眠点的次数和活动时间点确定它计算传输的血压数据被安排的活动传感器的每小时血压数据和用于测量血压的装置传输到网关通信终端：，其接收血压其用于测量血压的装置操作的数据，活动传感器：用电信功能测量血压传输变换的血压数据的装置和活动传感器网关通信终端和通信被执行身体的物理血压转换成电子血压数据是贴在个人身上的身体的一部分。

