



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0033217
(43) 공개일자 2024년03월12일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/16 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/372 (2021.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/165 (2013.01)
A61B 5/02 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2023-7044736
- (22) 출원일자(국제) 2022년02월22일
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2023년12월26일
- (86) 국제출원번호 PCT/JP2022/007140
- (87) 국제공개번호 WO 2023/286313
국제공개일자 2023년01월19일
- (30) 우선권주장
JP-P-2021-117097 2021년07월15일 일본(JP)
- (71) 출원인
소니그룹주식회사
일본국 도쿄도 미나토쿠 코난 1-7-1
- (72) 발명자
효도 야스히데
일본 1080075 도쿄도 미나토쿠 코난 1-7-1 소니
그룹 주식회사 내
- (74) 대리인
양영준, 이중희

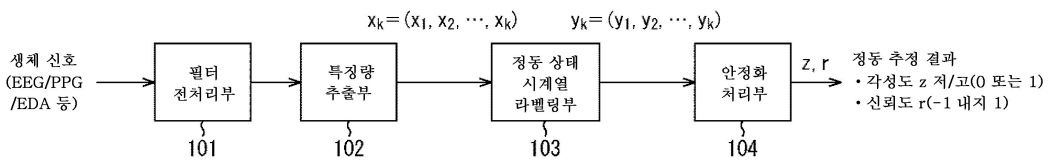
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 **신호 처리 장치 및 방법**

(57) 요약

본 기술은, 정동 추정의 노이즈에 대한 로버스트성을 향상시킬 수 있도록 하는 신호 처리 장치 및 방법에 관한 것이다. 신호 처리 장치는, 계측된 생체 신호에 기초하여, 정동에 기여하는 생리 지표를 특징량으로서 추출하고, 특징량의 시계열 데이터에 대하여, 미리 구축된 식별 모델에 의해, 정동 상태의 예측 라벨의 시계열 데이터를 출력하고, 예측 라벨을 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과를 출력한다. 본 기술은, 정동 추정 처리 시스템에 적용할 수 있다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 5/372 (2022.01)

A61B 5/4266 (2013.01)

A61B 5/6801 (2013.01)

A61B 5/7203 (2013.01)

A61B 5/7221 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

계측된 생체 신호에 기초하여, 정동에 기여하는 생리 지표를 특징량으로서 추출하는 특징량 추출부와,

상기 특징량의 시계열 데이터에 대하여, 미리 구축된 식별 모델에 의해, 정동 상태의 예측 라벨의 시계열 데이터를 출력하는 정동 상태 시계열 라벨링부와,

상기 예측 라벨을 상기 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과를 출력하는 안정화 처리부

를 구비하는 신호 처리 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 정동 상태 시계열 라벨링부는, 슬라이딩 윈도우 내의 상기 특징량의 시계열 데이터에 대하여, 상기 식별 모델에 의해, 상기 슬라이딩 윈도우 내의 상기 정동 상태의 상기 예측 라벨의 시계열 데이터를 출력하는

신호 처리 장치.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 안정화 처리부는,

상기 예측 라벨과 상기 예측 라벨 신뢰도를 가중치 부여 가산함으로써, 상기 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도인 대푯값 신뢰도를 산출하고, 상기 대푯값 신뢰도의 역치 처리에 의해, 상기 정동 추정 결과로서, 상기 예측 라벨의 대푯값을 출력하는

신호 처리 장치.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 안정화 처리부는, 상기 대푯값 신뢰도를,

$$r(t) = \frac{\sum_i w_i c_i y_i \Delta t_i}{\sum_i w_i \Delta t_i}$$

로 산출하고,

y 는 상기 예측 라벨, c 는 상기 예측 라벨 신뢰도, Δt_i 는 i 번째의 세그먼트의 계속 시간을 나타내는

신호 처리 장치.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 생체 신호의 신호 품질을 판정하는 신호 품질 판정부를 더 구비하고,

상기 안정화 처리부는, 상기 예측 라벨을, 상기 예측 라벨 신뢰도 및 상기 신호 품질의 판정 결과를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 상기 정동 추정 결과를 출력하는

신호 처리 장치.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 안정화 처리부는, 상기 예측 라벨을, 상기 예측 라벨 신뢰도 및 상기 신호 품질의 판정 결과를 사용하여 가중치 부여 가산함으로써, 상기 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도인 대푯값 신뢰도를 산출하고,

상기 대푯값 신뢰도의 역치 처리에 의해, 상기 정동 추정 결과로서, 상기 예측 라벨의 대푯값을 출력하는 신호 처리 장치.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 안정화 처리부는, 상기 대푯값 신뢰도를,

$$r(t) = \sum_i w_i c_i s_i y_i \Delta t_i / \sum_i w_i \Delta t_i$$

로 산출하고,

y는 상기 예측 라벨, c는 상기 예측 라벨 신뢰도, s는 상기 신호 품질의 판정 결과인 신호 품질 스코어, Δt_i 는 i번째의 이벤트의 계속 시간을 나타내는

신호 처리 장치.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 신호 품질 판정부는, 품질 판정용 식별 모델에 의해 식별된 2종류 이상의 클래스 라벨 a, 상기 클래스 라벨의 신뢰도 d 및 신뢰도 d의 조정용의 함수 f()를 사용하여,

$$s_m = \alpha_m f(d_m)$$

에 의해, 클래스 m마다의 상기 신호 품질 스코어를 출력하는

신호 처리 장치.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 함수 f()는 1종 이상의 각 클래스에 있어서, 상기 신호 품질이 소정의 역치보다 양호라고 식별된 클래스에 대해서는 단조 증가, 상기 신호 품질이 소정의 역치보다 나쁘고 노이즈를 포함한다고 식별된 클래스에 대해서는 단조 감소인

신호 처리 장치.

청구항 10

제7항에 있어서, 상기 신호 품질 판정부는, 신호의 주기성의 강약에 따른 상기 신호 품질 스코어를 출력하는

신호 처리 장치.

청구항 11

제7항에 있어서, 상기 안정화 처리부는, j 종류의 상기 생체 신호로부터 추출되는 상기 특징량을 입력 변수로 하는 경우, 상기 슬라이딩 윈도우 내의 상기 예측 라벨의 상기 대푯값 신뢰도를,

$$r(t) = \sum_i w_i c_i s_i y_i \Delta t_i / \sum_i w_i \Delta t_i$$

를 사용하여, j 종류의 상기 생체 신호마다의 상기 신호 품질 스코어를 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여 산출하는

신호 처리 장치.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 신호 품질 스코어의 가중치 부여 가산의 가중치 w_j 는, j 종류의 신호에 속하는 특징량 k의 모델 기여도 w_{jk} 로 하는 경우,

$$W_j = \sum_{k \in F_j} |w_{jk}|$$

로 표시되고,

$$s_m = \sum_j W_j \alpha_{m,j} f(d_{m,j}) / \sum_j W_j$$

에 의해 산출되는
신호 처리 장치.

청구항 13

제6항에 있어서, 상기 안정화 처리부는, 상기 대푯값 신뢰도를,

$$r(t) = \frac{\sum_i w_i c_i s_i y_i \Delta t_i}{\sum_i w_i s_i \Delta t_i}$$

(y 는 상기 예측 라벨, c 는 상기 예측 라벨의 신뢰도, s 는 신호 품질 스코어, Δt_i 는 i 번째의 이벤트의 계속 시간을 나타냄)로 산출하는
신호 처리 장치.

청구항 14

제1항에 있어서, 상기 생체 신호는 뇌파, 정신성 발한, 맥파, 혈류 또는 연속 혈압이 측정된 신호 중 적어도 하나인
신호 처리 장치.

청구항 15

제1항에 있어서, 상기 생체 신호를 계측하는 생체 센서를 더 구비하는
신호 처리 장치.

청구항 16

제1항에 있어서, 하우징은, 웨어러블로 구성되는
신호 처리 장치.

청구항 17

신호 처리 장치가,
계측된 생체 신호에 기초하여, 정동에 기여하는 생리 지표를 특징량으로서 추출하고,
상기 특징량의 시계열 데이터에 대하여, 미리 구축된 식별 모델에 의해, 정동 상태의 예측 라벨의 시계열 데이터를 출력하고,
상기 예측 라벨을 상기 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과를 출력하는
신호 처리 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 기술은, 신호 처리 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히 정동 추정의 노이즈에 대한 로버스트성을 향상시킬 수 있도록 한 신호 처리 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 사람의 정동이 변화하면, 뇌파, 심박, 발한 등의 생리 반응이 체표에 표출된다. 사람의 정동을 추정하는 정동 추정 시스템은, 이들의 생리 반응을 센서 디바이스에 의해 생체 신호로서 판독하고, 신호 처리에 의해 정동에 기여하는 생리 지표 등의 특징량을 추출하고, 기계 학습으로 구한 모델에 의해 특징량으로부터 유저의 정동을 추정한다.

[0003] 그러나, 이러한 기술을 실제의 애플리케이션에 전개할 때, 유저의 움직임에 의해 몸 움직임 노이즈가 발생하기 때문에, 신호 품질이 저하되고, 정동 추정의 출력 결과의 에러로 이어져 버린다.

[0004] 이에 비해, 노이즈의 영향을 가미한 정동 추정 기술이, 비특허문헌 1에 기재되어 있다. 그러나, 비특허문헌 1에 기재된 기술에는, 노이즈 제거의 신뢰도를 가미한 알고리즘은 없고, 노이즈 제거 및 정동 추정을 조합하여 평가하는 것에 머무르고 있다.

[0005] 또한, 종래의 신호 품질 판정 기술의 예로서는, 특허문헌 1에 기재된 기술이 있다. 특허문헌 1에 기재된 기술에서는, 신뢰도를 가미하여 생체 유효 상태가 판정되어, 최종 출력된다. 그러나, 특허문헌 1에 있어서의 생체 유효 상태의 판정 방법은, 조도의 고저 및 얼굴에 적합하게 한정되어 있고, 적용할 수 있는 애플리케이션이나 상황이 제약된다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 일본 특허 공개 제2019-170967호 공보

비특허문헌

[0007] (비특허문헌 0001) Val-Calvo, Mikel, et al. "Optimization of real-time EEG artifact removal and emotion estimation for human-robot interaction applications." *Frontiers in Computational Neuroscience* 13(2019), 인터넷 검색 <<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fncom.2019.00080/full>> 2021년 6월 15일 검색>

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 이상과 같이, 생체 신호로부터 정동을 추정하는 기술을, 실제의 애플리케이션에 전개할 때, 유저의 움직임에 의해 몸 움직임 노이즈가 발생해 버리므로, 신호 품질이 떨어지고, 정동 추정의 출력 결과의 에러로 이어져 버린다.

[0009] 본 기술은 이러한 상황을 감안하여 이루어진 것이고, 정동 추정의 노이즈에 대한 로버스트성을 향상시킬 수 있도록 하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 기술의 일 측면의 신호 처리 장치는, 계측된 생체 신호에 기초하여, 정동에 기여하는 생리 지표를 특징량으로서 추출하는 특징량 추출부와, 상기 특징량의 시계열 데이터에 대하여, 미리 구축된 식별 모델에 의해, 정동 상태의 예측 라벨의 시계열 데이터를 출력하는 정동 상태 시계열 라벨링부와, 상기 예측 라벨을 상기 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과를 출력하는 안

정화 처리부를 구비한다.

[0011] 본 기술의 일 측면에 있어서는, 계측된 생체 신호에 기초하여, 정동에 기여하는 생리 지표가 특징량으로서 추출되고, 상기 특징량의 시계열 데이터에 대하여, 미리 구축된 식별 모델에 의해, 정동 상태의 예측 라벨의 시계열 데이터가 출력된다. 그리고, 상기 예측 라벨을 상기 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과가 출력된다.

도면의 간단한 설명

[0012] 도 1은, 본 기술의 실시 형태에 관한 정동 추정 처리 시스템의 구성예를 도시하는 도면이다.
 도 2는, 생체 정보 처리 장치가 생체에 장착되어 있는 모습을 도시하는 도면이다.
 도 3은, 생체 정보 처리 장치가 생체에 장착되어 있는 모습을 도시하는 도면이다.
 도 4는, 생체 정보 처리 장치의 다른 양태를 도시하는 도면이다.
 도 5는, 생체 정보 처리 장치의 다른 양태를 도시하는 도면이다.
 도 6은, 생체 정보 처리 장치의 다른 양태를 도시하는 도면이다.
 도 7은, 생체 정보 처리 장치의 다른 양태를 도시하는 도면이다.
 도 8은, 생체 정보 처리 장치의 제1 구성예를 도시하는 블록도이다.
 도 9는, 슬라이딩 윈도우 내에 있어서, 정동 상태의 시계열 라벨링을 행하는 이미지를 도시하는 도면이다.
 도 10은, 슬라이딩 윈도우 내의 정동 상태의 예측 라벨의 대푯값을 산출하는 산출 방법을 도시하는 도면이다.
 도 11은, 도 8의 생체 정보 처리 장치의 처리를 설명하는 흐름도이다.
 도 12는, 생체 정보 처리 장치의 제2 구성예를 도시하는 블록도이다.
 도 13은, 슬라이딩 윈도우 내에 있어서, 정동 상태의 시계열 라벨링을 행하는 이미지를 도시하는 도면이다.
 도 14는, 슬라이딩 윈도우 내의 정동 상태의 예측 라벨의 대푯값을 산출하는 산출 방법을 도시하는 도면이다.
 도 15는, 시간마다의 뇌파 신호의 파형의 예를 도시하는 도면이다.
 도 16은, 뇌파를 사용한 품질 안정 판정의 예를 도시하는 도면이다.
 도 17은, 각 종류 및 각 ch로부터 신호 품질 스코어의 가중치를 산출하는 예를 도시하는 도면이다.
 도 18은, 도 12의 생체 정보 처리 장치의 처리를 설명하는 흐름도이다.
 도 19는, 컴퓨터의 구성예를 도시하는 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0013] 이하, 본 기술을 실시하기 위한 형태에 대하여 설명한다. 설명은 이하의 순서로 행한다.

- [0014] 1. 종래 기술
- [0015] 2. 시스템 구성
- [0016] 3. 제1 실시 형태
- [0017] 4. 제2 실시 형태
- [0018] 5. 기타
- [0019] <1. 종래 기술>

[0020] 근년의 헬스케어나 웰니스의 붐에 의해, 일상 생활에 있어서 사람의 생리 반응을 계측하고, 건강 상태나 심리 상태를 센싱하는 웨어러블 디바이스가 주목받고 있다.

[0021] 사람의 심리 상태가 변화하면, 뇌로부터 자율 신경계를 통해 신호가 전달되고, 호흡, 피부 온도, 발한, 심장 및 혈관 활동 등의 각 기능에 변화가 일어난다. 특히, 사람의 정동(예를 들어, 각성도)을 나타내는 생리 반응으로

서, 비침습에 사람의 헤드부에서 측정할 수 있는 뇌파 등의 중추 신경 활동, 심박이나 발한 등의 자율 신경계 활동이 알려져 있다.

- [0022] 뇌파(EEG(Electroencephalogram))는, 일반적으로 두피 상에 장착된 전극으로, 실제로는 두피, 두개골 등을 거쳐서 누출되는 뇌의 활동 전위가 측정됨으로써, 측정할 수 있다. 또한, 하나의 전극의 검출 대상 범위에는 수백 만개 이상의 신경 세포가 존재하고, 그 전극은, 방대한 수의 신경 세포가 발하는 활동 전위의 총합을 검출하게 된다.
- [0023] 뇌파의 사람의 정동에 기여하는 생리 지표로서, θ 파, α 파, β 파 등의 신호의 주파수 성분에 특징이 나타나는 것이 알려져 있다.
- [0024] 심박은, 심장의 전기 활동(심전도; ECG(Electrocardiogram))의 측정, 혹은 심장이 혈액을 송출하는 것에 수반하여 발생하는 혈관의 용적 변화의 광학적 측정(광전 맥파; PPG(Photoplethysmography))에 의해 측정할 수 있다. 일반적으로 알려지는 심박이란, 1박씩의 간격의 역수를 평균함으로써 산출된 것(평균 심박)이다. 또한, 1박씩의 간격의 변동의 크기가, 심박 변동(Heart rate variability)으로서 측정되고, 변동을 나타내는 각종 생리 지표가 정의되어 있다(LF, HF, LF/HF, pNN(percentage of adjacent normal-to-normal intervals) 50, RMSSD(root mean square successive difference) 등).
- [0025] 발한(정신성 발한)은, 피부의 도전성의 변동(피부 전기 활동; Electrodermal Activity(EDA))로서 체표에 표출하고, 피부의 컨덕턴스 값의 변화로서 전기적으로 측정할 수 있다. 이것은, 피부 컨덕턴스(Skin Conductance)라고 불린다. 피부 컨덕턴스의 신호로부터 추출되는 생리 지표는, 순시의 발한 활동을 나타내는 Skin Conductance Response(이하, SCR)와, 피부 표면의 상태의 완만한 변화를 나타내는 Skin Conductance Level(이하, SCL)로 크게 구별된다. 이와 같이, 자율 신경 활동을 나타내는 특징량은, 복수 정의된다.
- [0026] 유저의 정동을 추정하는 정동 추정 시스템은, 이들의 생리 반응을 센서 디바이스에 의해 생체 신호로서 관측하고, 신호 처리에 의해 정동 반응에 기여하는 생리 지표 등의 특징량을 추출하고, 기계 학습으로 구한 모델에 의해 특징량으로부터 유저의 정동을 추정한다.
- [0027] 이러한 정동 추정에 대해서는, 근년의 기계 학습 기술의 진보에 의해, 종래의 생리심리학과 컴퓨팅의 융합 및 학제 영역에서의 연구가 진행되고 있다. 예를 들어, 공학을 중심으로 한 정동 추정의 학술 분야에서는, 어펙티브 컴퓨팅의 연구가 활발화되고 있다. 또한, 과학을 중심으로 한 학술 분야에서는, 어펙티브 사이언스의 연구가 활발화되고 있다.
- [0028] 일상 생활 및 실제 환경에서의 응용을 위해, 손목이나 귀 등에 장착할 수 있고, 일상 생활에서 사용하기 쉬운 웨어러블 디바이스에 의해, 자율 신경 활동의 센싱에 의한 정동 추정을 실현하는 것이 기대되고 있다. 또한, VR(virtual reality) 헤드 마운트 디스플레이 등의 자연스럽게 헤드부에 장착할 수 있는 웨어러블 디바이스나, 근년 연구가 진행되는 In-ear EEG/Around-ear EEG 등 귀 내/귀 주변에서 뇌파를 측정하는 기술에 의한 이어폰이나 헤드폰형의 웨어러블 디바이스 등, 자연스럽게 유저의 체험에 어울리는 웨어러블 디바이스에 의해, 뇌파의 센싱에 의한 정동 추정을 실현하는 것이 기대되고 있다.
- [0029] 또한, 이들을 실현하는 애플리케이션에 있어서, 뇌파 및 자율 신경 활동의 양자에 의한 멀티모달 해석에 의한 정동 추정을 실현하는 것이 기대되고 있다.
- [0030] 한편, 일상 생활 및 실제 환경에서의 애플리케이션에 있어서는, 유저의 몸 움직임이 영향을 미친다. 일반적으로, 생체 신호의 신호 강도는 미약하여, 일상 생활 및 실제 환경에서 고정밀도로 센싱하기 위해서는, 유저의 몸 움직임에 수반하는 노이즈의 영향에 대하여 로버스트성을 향상시킬 필요가 있다.
- [0031] 유저의 몸 움직임에 수반하는 노이즈의 영향을 저감하는 기술은, (1) 적응 필터 및 주성분 분석, 독립 성분 분석 등의 신호 분리 기술에 의해 노이즈 성분을 분리하는 방법과, (2) 신호의 파형을 해석하고 신호 품질에 따른 클래스를 식별하는 방법의 2개로 크게 구별된다. 이들의 방법은, 의공학이나 신호 처리 분야를 중심으로 연구 및 개발되고, 일반의 웨어러블 심박 센서 등의 제품에도 응용되고 있다.
- [0032] 이와 같이, 유저의 몸 움직임에 수반하는 노이즈의 영향에 대한 로버스트성을 향상시키기 위해서, 제품화나 연구 개발이 진행되고 있다. 한편, 노이즈를 완전히 제거하는 것은 원리적으로 곤란한 케이스가 많아, 상술한 웨어러블 디바이스에 의해 정동 추정을 실현하기 위해서는, 곤란이 있다.
- [0033] 구체적인 종래 기술로서는, 비특허문헌 1에 기재된 기술을 들 수 있다. 비특허문헌 1에 기재된 기술에서는, 실제 환경에서 발생하는 노이즈에 대한 로버스트성 향상을 위하여, 노이즈 저감 기술을 도입하여 정동 추정 성능

을 평가하고 있다.

- [0034] 그러나, 비특허문헌 1에 기재된 기술은, 정동 추정의 전처리 단계에 노이즈 제거 기술을 도입하고 있는 것에 머무른다. 그 때문에, 노이즈 제거가 충분히 작용하고 있는 경우에는 유저의 정동을 로버스트에 추정할 수 있지만, 통계적으로 모델화가 곤란한 케이스에서는, 일반적으로 노이즈 제거가 충분히 작용하지 않아, 정동 추정의 정밀도 저하가 발생할 수 있다.
- [0035] 예를 들어, 노이즈 참조 신호를 취득하고, 상관 해석이나 주성분 분석 및 독립 성분 분석 등의 통계적 성질을 활용함으로써 노이즈를 저감할 수 있지만, 실생활에서는 통계적 과정이 일정하지 않기 때문에, 완전한 노이즈 제거는 일반적으로 곤란하다.
- [0036] 관련하는 기술로서, 특허문헌 1에 기재된 기술을 들 수 있다. 특허문헌 1에 기재된 기술에서는, 신뢰도를 가미하여 생체 유효 상태가 판정되고, 최종 출력된다. 그러나, 특허문헌 1에 기재된 기술의 대상은 차량 기술 및 리모트 광학 바이탈 센서에 한정되고, 생체 유효 상태의 판정 방법은, 조도의 고저 및 얼굴에 적합하게 한정되어, 적용할 수 있는 애플리케이션이나 상황이 제약된다.
- [0037] 그래서, 본 기술에 있어서는, 예측 라벨을 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과가 출력된다.
- [0038] 이에 의해, 정동 추정의 노이즈에 대한 로버스트성이 향상되고, 정동 추정의 정밀도가 향상되고, 정동 추정을 적용하는 애플리케이션의 확대를 기대할 수 있다.
- [0039] 구체적으로는, 일상 생활에 있어서의 스트레스 상태의 모니터링, 오피스 환경에 있어서의 집중 상태의 가시화, 동화상 콘텐츠의 시청 중에 있어서의 유저의 엔게이지먼트 해석, 게임 플레이 중의 용기 해석 등, 몸 움직임일 수 반하는 여러 가지의 애플리케이션으로의 전개를 기대할 수 있다.
- [0040] <2. 시스템 구성>
- [0041] <정동 추정 시스템의 구성예>
- [0042] 도 1은, 본 기술의 실시 형태에 관한 정동 추정 처리 시스템의 구성예를 도시하는 도면이다.
- [0043] 도 1의 정동 추정 처리 시스템(1)은, 생체 정보 처리 장치(11)를 포함하여 구성된다.
- [0044] 또한, 정동 추정 처리 시스템(1)은, 서버(12), 단말 장치(13) 및 네트워크(14)를 포함하도록 해도 된다. 그 경우, 정동 추정 처리 시스템(1)에 있어서는, 생체 정보 처리 장치(11), 서버(12) 및 단말 장치(13)가 각각 네트워크(14)를 통해 서로 접속된다.
- [0045] 정동 추정 처리 시스템(1)은, 생체의 상태에 관한 신호(이하, 생체 신호라고 칭함)를 검출하고, 검출한 생체 신호에 기초하여, 당해 생체의 정동을 추정하는 시스템이다. 예를 들어, 정동 추정 처리 시스템(1)의, 적어도 생체 정보 처리 장치(11)는, 생체 신호를 검출하기 위해서, 생체에 직접 장착된다.
- [0046] 구체적으로는, 생체 정보 처리 장치(11)는, 생체의 정동을 추정하기 위해서, 예를 들어 도 2 및 도 3에 도시되는 바와 같이 사용된다.
- [0047] 도 2 및 도 3은, 생체 정보 처리 장치(11)가 생체에 장착되어 있는 모습을 도시하는 도면이다.
- [0048] 도 2의 예에서는, 손목 시계형 등과 같은 손목 밴드형의 생체 정보 처리 장치(11)가, 유저 U1의 손목에 장착되어 있다.
- [0049] 도 3의 예에서는, 이마 접촉형 등과 같은 헤드 밴드형의 생체 정보 처리 장치(11)가, 유저 U1의 헤드에 감겨 있다.
- [0050] 생체 정보 처리 장치(11)는, 유저 U1의 발한 상태, 맥파, 근전, 혈압, 혈류 또는 체온 등의 생체의 정동을 추정하기 위한 생체 신호를 검출하는 생체 센서를 구비하고, 생체 센서에 의해 검출된 생체 신호에 기초하여, 유저 U1의 정동을 추정한다. 이 정동에 의해, 유저의 집중 상태, 각성 상태 등을 확인할 수 있다.
- [0051] 또한, 도 2 및 도 3에서는, 생체 정보 처리 장치(11)가 팔 또는 헤드에 장착되는 예를 도시하였지만, 생체 정보 처리 장치(11)의 장착 위치는 도 2 및 도 3의 예에 한정되는 것은 아니다.
- [0052] 예를 들어, 생체 정보 처리 장치(11)는, 손목 밴드, 장갑, 스마트 워치 또는 반지 등의 손의 일부에 장착 가능한 양태에 의해 실현되어도 된다. 또한, 생체 정보 처리 장치(11)가 손 등의 생체의 일부에 접촉하는 경우, 생

체 정보 처리 장치(11)는, 예를 들어 유저와 접촉할 수 있는 물체에 구비되는 형태여도 된다. 예를 들어, 생체 정보 처리 장치(11)는, 휴대 단말기, 스마트폰, 태블릿, 마우스, 키보드, 핸들, 레버, 카메라, 운동 용구(골프 클럽, 테니스 라켓, 양궁의 보우 등) 또는 필기 용구 등, 유저와 접촉할 수 있는 물의 표면 또는 내부에 마련되어도 된다.

- [0053] 또한, 예를 들어 생체 정보 처리 장치(11)는, 헤드 마운트 디스플레이(도 4), 헤드폰(도 5), 이어폰(도 6), 모자, 액세서리, 고글 또는 안경(도 7) 등, 유저의 헤드의 일부분이나 귀에 장착 가능한 양태에 의해 실현되어도 된다.
- [0054] 도 4 내지 도 7은, 생체 정보 처리 장치(11)의 다른 양태를 도시하는 도면이다.
- [0055] 도 4에 있어서는, 헤드 마운트 디스플레이형의 생체 정보 처리 장치(11)가 도시되어 있다.
- [0056] 헤드 마운트 디스플레이형의 생체 정보 처리 장치(11)에 있어서는, 패드부(21) 및 밴드부(22) 등이 유저의 헤드에 장착된다.
- [0057] 도 5에 있어서는, 헤드폰형의 생체 정보 처리 장치(11)가 도시되어 있다.
- [0058] 헤드폰형의 생체 정보 처리 장치(11)에 있어서는, 밴드부(31) 및 이어 패드(32) 등이 유저의 헤드나 귀에 장착된다.
- [0059] 도 6에 있어서는, 이어폰형의 생체 정보 처리 장치(11)가 도시되어 있다.
- [0060] 이어폰형의 생체 정보 처리 장치(11)에 있어서는, 이어 피스(41)가 유저의 귀에 장착된다.
- [0061] 도 7에 있어서는, 안경형의 생체 정보 처리 장치(11)가 도시되어 있다.
- [0062] 안경형의 생체 정보 처리 장치(11)에 있어서는, 다리(51)가 유저의 귀의 상부에 장착된다.
- [0063] 또한, 생체 정보 처리 장치(11)는, 스포츠 웨어 등의 의복, 양말, 속옷, 호구 또는 신발 등에 마련되어 있어도 된다.
- [0064] 또한, 생체 정보 처리 장치(11)의 장착 위치나 장착 방법은, 생체 정보 처리 장치(11)가 생체의 상태에 관한 신호를 검출할 수 있는 것이라면, 특별히 한정되지 않는다. 예를 들어, 생체 정보 처리 장치(11)가, 생체의 체표면에 직접 접하고 있지 않아도 된다. 예를 들어, 생체 정보 처리 장치(11)는, 의류 또는 검출 센서 보호 필름 등을 통하여, 생체의 표면에 접촉하고 있어도 된다.
- [0065] 또한, 정동 추정 처리 시스템(1)에 있어서는, 상술한 생체 정보 처리 장치(11)가, 반드시 단체로 처리를 행할 필요는 없다. 예를 들어, 생체 정보 처리 장치(11)가 생체와 접촉하는 생체 센서를 구비하고, 생체 센서가 검출한 생체 신호를 서버(12)나 단말 장치(13) 등의 다른 디바이스에 송신하고, 다른 디바이스가, 수신된 생체 신호에 기초하여 정보 처리를 행함으로써, 당해 생체의 정동을 추정하도록 해도 된다.
- [0066] 예를 들어, 생체 센서가 유저의 팔 또는 헤드 등에 장착되어 있는 경우, 생체 정보 처리 장치(11)는, 당해 생체 센서로부터 취득한 생체 신호를, 서버(12)나, 스마트폰 등을 포함하는 단말 장치(13)에 송신하고, 서버(12)나 단말 장치(13)가 정보 처리를 행하여, 생체의 정동을 추정해도 된다.
- [0067] 생체 정보 처리 장치(11)에 구비되는 생체 센서는, 상기와 같이 다양한 형으로 생체의 표면에 접촉하여, 생체 신호를 검출한다. 따라서, 생체 센서의 측정 결과에 대하여, 생체의 몸 움직임에 의한 생체 센서와 생체의 접촉압의 변동에 의한 영향이 미치기 쉽다. 예를 들어, 생체 센서로부터 취득된 생체 신호에는, 생체의 몸 움직임에 기인하는 노이즈가 포함된다. 이러한 노이즈를 포함하는 생체 신호로부터 생체의 정동을 고정밀도로 추정할 것이 요망되고 있다.
- [0068] 생체의 몸 움직임이란, 생체가 동작할 때의 동작 형태 전반을 가리키고, 예를 들어 유저 U1이 생체 정보 처리 장치(11)를 손목에 장착하고 있을 때에, 손목을 비틀거나, 손가락을 구부리고 퍼거나, 등의 생체의 동작을 들 수 있다. 이러한 유저의 동작에 의해, 생체 정보 처리 장치(11)에 포함되는 생체 센서와, 유저 U1의 접촉압이 변동될 수 있다.
- [0069] 또한, 생체 정보 처리 장치(11)는, 생체 센서에서 얻어진 생체 신호의 정밀도를 향상시키기 위해서, 상술한 생체 센서 이외에, 다음에 설명하는 제2 센서나 제3 센서를 구비하도록 해도 된다.
- [0070] 예를 들어, 제2 센서는, 생체의 몸 움직임 변화를 검출하도록 구성된다. 제3 센서는, 생체 센서의 검출 영역의

생체 압력 변화를 검출하도록 구성되어 있다.

- [0071] 이 경우, 생체 정보 처리 장치(11)에서는, 제2 센서나 제3 센서로 검출한 몸 움직임 신호나 압력 신호를 사용하여, 생체 센서로 검출한 생체 신호로부터 몸 움직임 노이즈를 고정밀도로 저감할 수 있다. 생체 정보 처리 장치(11)에 있어서는, 이와 같이 하여 보정된 생체 신호를 사용하여, 이하에 설명하는 본 기술의 정동 추정 처리가 행해지도록 해도 된다.
- [0072] 도 1로 복귀하여, 정동 추정 처리 시스템(1)에 있어서, 서버(12)는, 컴퓨터 등으로 구성된다. 단말 장치(13)는, 스마트폰, 휴대 단말기, 퍼스널 컴퓨터 등에 의해 구성된다.
- [0073] 서버(12) 및 단말 장치(13)는, 네트워크(14)를 통해, 생체 정보 처리 장치(11)로부터 송신되어 오는 정보나 신호를 수신하거나, 생체 정보 처리 장치(11)에 정보나 신호를 송신하거나 한다.
- [0074] 서버(12) 및 단말 장치(13)는, 예를 들어 상술한 바와 같이, 생체 정보 처리 장치(11)에 포함되는 생체 센서에 의해 얻어진 생체 신호를 생체 정보 처리 장치(11)로부터 수신하고, 수신한 생체 신호에 대하여 신호 처리를 행함으로써, 생체의 정동을 추정한다.
- [0075] 네트워크(14)는, 인터넷이나 무선 LAN(Local Area Network) 등에 의해 구성된다.
- [0076] <3. 제1 실시 형태(기본 구성)>
- [0077] <생체 정보 처리 장치의 제1 구성예>
- [0078] 도 8은, 생체 정보 처리 장치(11)의 제1 구성예를 도시하는 블록도이다.
- [0079] 도 8에 있어서, 생체 정보 처리 장치(11)는, 필터 전처리부(101), 특징량 추출부(102), 정동 상태 시계열 라벨링부(103) 및 안정화 처리부(104)로 구성된다.
- [0080] 필터 전처리부(101)는, 계속된 생체 신호에 대하여, 대역 통과 필터나 노이즈 제거 등의 전처리를 행한다. 필터 전처리부(101)는, 전처리를 행한 생체 신호를, 특징량 추출부(102)에 출력한다.
- [0081] 예를 들어, 생체 신호가 뇌파(EEG)인 경우, 뇌파는, 전극을 두피 상에 장착하고, 두피, 두개골 등을 거쳐서 누출되는 뇌의 활동 전위에 의해 측정된다. 이렇게 측정된 뇌파의 특징의 하나로서, SN비가 매우 낮은 것이 알려져 있다. 그 때문에, 불필요한 주파수 성분의 신호를 시계열 신호인 EEG로부터 제거할 필요가 있고, 대역 통과 필터가 적용된다(예를 들어, 0.1Hz 내지 40Hz의 통과 대역).
- [0082] 또한, 사람의 몸 움직임에 의한 몸 움직임 성분이 아티팩트(목적으로 하는 신호 이외의 잡음 등)으로서 생체 신호에 중첩된다. 이에 대해, 적응 필터나 독립 성분 분석 등의 신호 처리 기술이 적용된다. 생체 신호가 정신성 발한(EDA), 맥파(PPG), 혈류(LDF) 등의 경우에도 마찬가지로, 필터 전처리가 행해진다.
- [0083] 특징량 추출부(102)는, 필터 전처리부(101)로부터 공급되는 생체 신호를 사용하여, 정동 상태를 추정하기 위한 모델 입력 변수로서 특징량 벡터 $x=(x_1, x_2, \dots, x_n)$ 을 추출한다. 특징량 추출부(102)는, 추출한 특징량 벡터 $x=(x_1, x_2, \dots, x_n)$ 을, 정동 상태 시계열 라벨링부(103)에 출력한다.
- [0084] 구체적으로는, 특징량 추출부(102)는, 뇌파(EEG)나 정신성 발한(EDA), 맥파(PPG), 혈류(LDF) 등의 바이탈 센서(생체 센서)로부터의 신호를 시계열 데이터로서 관측하고, 정동의 변화에 기여하는 생리 지표를, 특징량으로서 추출한다. 여기에서는, 각 특징량의 추출 방법을 한정하지 않지만, 하기에 특징량 추출의 예를 나타낸다.
- [0085] 예를 들어, 뇌파(EEG)는 상술한 바와 같이, 일반적으로 두피 상에 장착된 전극에 의해 두피, 두개골 등을 거쳐서 누출되는 뇌의 활동 전위가 계속됨으로써, 계속할 수 있다. Aftanas, L. I., and S. A. Golosheikine. "Human anterior and frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation." *Neuroscience letters* 310.1(2001): 57-60(이하, 인용 문헌 1이라고 칭함)에는, 뇌파의 사람의 정동에 기여하는 생리 지표로서, θ 파, α 파, β 파 등의 신호의 주파수 성분의 특징이 추출되는 것이 기재되어 있다.
- [0086] 한편, 정신성 발한(EDA)은 상술한 바와 같이, 피부 컨덕턴스(Skin Conductance)의 시계열 신호(이하, 피부 컨덕턴스 신호라고 칭함)로서 관측된다. Benedek, M. & Kaernbach, C.(2010). A continuous measure of phasic electrodermal activity. *Journal of Neuroscience Methods*, 190, 80-91.(이하, 인용 문헌 2라고 칭함)에는, 피부 컨덕턴스 신호로부터 추출되는 생리 지표가, 순시의 발한 활동을 나타내는 Skin Conductance Response(SCR)와, 피부 표면의 상태의 완만한 변화를 나타내는 Skin Conductance Level(SCL)로 신호 분리되는

것이 기재되어 있다.

- [0087] 또한, 맥파(PPG)로부터는, 심박이나 심박 변동을 추출할 수 있지만, 심박 변동으로서는, mHR, LF, HF, LF/HF, pNN50, RMSSD 등의 생리 지표를 들 수 있다.
- [0088] 일반적으로는, 특징량은, 5분 정도의 해석 창(슬라이딩 윈도우)에 의해 추출된다. 예를 들어, Salahuddin, Lizawati, et al. "Ultra short term analysis of heart rate variability for monitoring mental stress in mobile settings." 2007 29th annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2007.(이하, 인용 문헌 3)에는, 보다 리얼타임성을 고려하고, Ultra-short-term HRV로서 수십초 정도의 짧은 창의 HRV의 타당성이 나타나 있다.
- [0089] 또한, 특징량은, 이들 생리학적으로 알려지는 특징량에 한정되지 않는다. 특징량 추출부(102)는, 예를 들어 심층 학습이나 오토 인코더 등에 의해, 데이터 드리븐으로 정동에 기여하는 특징량을 추출하는 신호 처리를 행할 수도 있다.
- [0090] 정동 상태 시계열 라벨링부(103)는, 특징량 추출부(102)로부터 공급되는 특징량 벡터 x 중, 슬라이딩 윈도우 내의 시계열의 특징량 $X_k=(x_1, x_2, \dots, x_k)$ 를 입력으로 한다. 정동 상태 시계열 라벨링부(103)는, 미리 구축된 기계 학습 모델인 식별 모델에 의해 시계열의 정동 상태의 예측 라벨을 식별하고, $Y_k=(y_1, y_2, \dots, y_k)$ 로서 라벨링한다.
- [0091] 정동 상태 시계열 라벨링부(103)는, 시계열의 정동 상태의 라벨링 결과인 예측 라벨의 시계열 데이터 $Y_k=(y_1, y_2, \dots, y_k)$ 를 안정화 처리부(104)에 출력한다. 이때, 식별 모델로부터 얻어지는 예측 라벨의 신뢰도도 출력된다.
- [0092] 정동 상태의 시계열 라벨링의 방법은, 일반적으로 시계열 데이터의 해석이나 자연 언어 처리에 있어서 사용되는 식별 모델이 상정된다. 구체적으로는, Support Vector Machine(SVM), k-Nearest Neighbor(k-NN), Linear Discriminant Analysis(LDA), Hidden Markov Models(HMM), Conditional Random Fields(CRF), Structured Output Support Vector Machine(SOSVM), Bayesian Network, Recurrent Neural Network(RNN), Long Short Term Memory(LSTM) 등을 들 수 있다. 단, 방법은 한정되지 않는다.
- [0093] 안정화 처리부(104)는, 정동 상태 시계열 라벨링부(103)로부터 공급되는 정동 상태의 예측 라벨의 시계열 데이터 $Y_t=(y_1, y_2, \dots, y_t)$ 을 사용하여, 시계열의 정동 상태의 예측 라벨을, 슬라이딩 윈도우 내의 정동 상태의 예측 라벨의 신뢰도에 따라 가중치 부여 가산하고, 정동 추정 결과로서, 예측 라벨의 대푯값(예를 들어, 후술하는 각성도) z 와, 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도 r 를 출력한다. 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도 r 은, 예측 라벨의 대푯값 산출 시의 신뢰도이다.
- [0094] 구체적으로는, 안정화 처리부(104)는, 슬라이딩 윈도우 내의 정동 상태의 예측 라벨을, 예측 라벨의 신뢰도에 의해 가중치 부여 가산함으로써, 슬라이딩 윈도우 내의 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도 r 을 산출한다. 또한, 안정화 처리부(104)는, 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도 r 을 역치 처리하고, 정동 추정 결과로서, 예측 라벨의 대푯값 z 를 출력한다.
- [0095] 도 9는, 안정화 처리부(104)가, 슬라이딩 윈도우 내에 있어서, 정동 상태의 시계열 라벨링을 행하는 이미지를 도시하는 도면이다.
- [0096] 도 9에 있어서는, 서브 시퀀스 단위의 슬라이딩 윈도우 내가 도시되어 있다. 도면 중, y 는 정동 상태의 예측 라벨, c 는 식별 모델로부터 얻어지는 예측 라벨의 신뢰도, Δt_i 는 i 번째의 이벤트의 계속 시간을 나타낸다.
- [0097] 도 9에 도시되는 바와 같이, 슬라이딩 윈도우 내에 있어서, 이벤트마다, 각각 정동 상태의 예측 라벨인 y 가, 예측 라벨인 신뢰도 c 와 함께 산출된다.
- [0098] 또한, 정동 상태의 예측 라벨 y 를, 예를 들어 각성도로 식별하는 경우, 각성도의 저/고는, 0 또는 1의 2 클래스로 정의된다.
- [0099] 또한, 도 9에 있어서는, 설명의 편의상, 이벤트의 계속 시간끼리 사이가 비어 있는 예가 도시되어 있지만, 이벤트의 계속 시간끼리 사이는 비울 필요는 없다.
- [0100] 도 10은, 안정화 처리부(104)에 있어서, 슬라이딩 윈도우 내의 시계열의 정동 상태의 예측 라벨과 그 신뢰도에

따라, 예측 라벨의 대푯값을 산출하는 산출 방법을 도시하는 도면이다.

[0101] 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도 r 은, 다음 식 (1)에 의해 산출된다.

$$r(t) = \frac{\sum_i w_i c_i y_i \Delta t_i}{\sum_i w_i \Delta t_i} \dots (1)$$

[0102] 여기서, i 는 슬라이딩 윈도우 내에서 검출되는 복수 이벤트에 있어서의 이벤트 번호를 나타낸다. y 는 정동 상태의 예측 라벨, c 는 식별 모델로부터 얻어지는 예측 라벨의 신뢰도, Δt_i 는 i 번째의 이벤트의 계속 시간을 나타낸다. 또한, w 는 망각 가중치로, 과거의 시각일수록 가중치는 작게 된다.

[0104] 상술한 식 (1)에 의해, 슬라이딩 윈도우 내에서 검출되는 복수의 이벤트의 정동 상태의 예측 라벨의 신뢰도에 대하여, 슬라이딩 윈도우 내의 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도가 [-11]의 연속값으로서 산출된다.

[0105] 또한, 수식 (1)의 출력 r 을 역치 처리하여, 다음에 나타내는 식 (2)에 대입함으로써, 정동 추정 결과로서, 예측 라벨의 대푯값 z 가 산출된다.

$$z(t) = \begin{cases} 0 & (\text{if } r(t) < 0) \\ 1 & (\text{if } r(t) > 0) \\ \text{previous value} & (\text{otherwise}) \end{cases} \dots (2)$$

[0106] 식 (2)에 있어서, 정동 추정 결과의 예측 라벨의 대푯값 z 의 수치는, 유저의 정동 상태의 예측 라벨 y 의 정의에 의존한다.

[0108] 예를 들어, 정동 상태의 예측 라벨을 각성도 식별로 하는 경우, 정동 상태의 예측 라벨은, 각성도의 저/고로서, 0 또는 1의 2 클래스로 정의된다. 이 경우, 정동 추정 결과의 예측 라벨의 대푯값 z 가 0일 때, 해당 시각에 있어서의 유저의 정동 상태는, 저각성도(릴렉스 상태)라고 식별된다. 또한, 정동 추정 결과의 예측 라벨의 대푯값 z 가 1일 때, 해당 시각에 있어서의 유저의 정동 상태는, 고각성도(각성 및 집중 상태)라고 식별된다.

[0109] <장치의 처리>

[0110] 도 11은, 도 8의 생체 정보 처리 장치(11)의 처리를 설명하는 흐름도이다.

[0111] 스텝 S101에 있어서, 필터 전처리부(101)는, 생체 센서에 의해 계측된 생체 신호에 대하여 전처리를 행한다. 필터 전처리부(101)는, 전처리를 행한 생체 신호를, 특징량 추출부(102)에 출력한다.

[0112] 스텝 S102에 있어서, 특징량 추출부(102)는, 필터 전처리부(101)로부터 공급되는 생체 신호에 기초하여, 특징량의 추출을 행한다. 특징량 추출부(102)는, 추출한 특징량 벡터 $x=(x_1, x_2, \dots, x_n)$ 을, 정동 상태 시계열 라벨링부(103)에 출력한다.

[0113] 스텝 S103에 있어서, 정동 상태 시계열 라벨링부(103)는, 특징량 추출부(102)로부터 공급되는 특징량 중, 슬라이딩 윈도우 내의 특징량을 입력으로 하고, 정동 상태의 시계열 라벨링을 행한다. 정동 상태 시계열 라벨링부(103)는, 정동 상태 시계열의 라벨링 결과인 시계열의 정동 상태의 예측 라벨을 안정화 처리부(104)에 출력한다.

[0114] 스텝 S104에 있어서, 안정화 처리부(104)는, 정동 상태 시계열 라벨링부(103)로부터 공급되는 시계열의 정동 상태의 예측 라벨을 입력으로 하여, 상술한 식 (1)을 사용하여, 슬라이딩 윈도우 내의 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도 r 을 산출한다.

[0115] 스텝 S105에 있어서, 안정화 처리부(104)는, 상술한 식 (2)를 사용하여, 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도 r 을 역치 처리하고, 정동 추정 결과로서, 예측 라벨의 대푯값 z 를 출력한다.

[0116] 이상과 같이, 본 기술의 제1 실시 형태에 있어서는, 예측 라벨을 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과가 출력된다. 이에 의해, 정동 추정의 추정 정밀

도의 로버스트성이 향상된다.

- [0117] <4. 제2 실시 형태(추가 구성)>
- [0118] <장치의 제2 구성>
- [0119] 도 12는, 생체 정보 처리 장치(11)의 제2 구성예를 도시하는 블록도이다.
- [0120] 제2 실시 형태에 있어서는, 실제 환경에 있어서 몸 움직임 등에 의해 노이즈가 발생한 경우에, 정동 추정의 노이즈 로버스트성을 더욱 향상시키기 위해서, 신호 품질 판정부(201)가 추가되어 있다.
- [0121] 즉, 도 12의 생체 정보 처리 장치(11)는, 신호 품질 판정부(201)가 추가된 점과, 안정화 처리부(104)가 안정화 처리부(202)로 교체된 점이, 도 8의 생체 정보 처리 장치(11)와 다르게 되어 있다. 도 12에 있어서, 도 8과 대응하는 부에는 동일 부호가 붙여져 있다.
- [0122] 신호 품질 판정부(201)는, 생체 센서에 의해 측정되는 생체 신호의 파형을 해석하여, 아티팩트의 종류를 식별한다. 신호 품질 판정부(201)는, 식별 결과에 기초하여, 신호 품질을 판정하고, 신호 품질 판정 결과로서, 신호 품질 스코어를 산출한다.
- [0123] 안정화 처리부(202)는, 정동 상태의 예측 라벨의 신뢰도와, 신호 품질 판정부(201)의 판정 결과인 신호 품질 스코어에 의해 가중치 부여 가산하고, 정동 추정 결과로서, 예측 라벨의 대푯값 z 와, 예측 라벨의 대푯값 신뢰도 r 를 출력한다.
- [0124] 도 13은, 안정화 처리부(202)가, 슬라이딩 윈도우 내에 있어서, 정동 상태의 시계열 라벨링을 행하는 이미지를 도시하는 도면이다.
- [0125] 도 13에 있어서, 도 9와 마찬가지로, 서브 시퀀스 단위의 슬라이딩 윈도우 내가 도시되어 있다. 도면 중, y 는 정동 상태의 예측 라벨, c 는 식별 모델로부터 얻어지는 예측 라벨의 신뢰도, Δt_i 는 i 번째의 이벤트의 계속 시간을 나타낸다.
- [0126] 또한, 도 13에 있어서는, 슬라이딩 윈도우와 동 시각에 있어서의 신호 품질 판정부(201)의 출력인 신호 품질 스코어 s 가 도시되어 있다.
- [0127] 즉, 도 13의 안정화 처리부(202)에서는, 도 9와 마찬가지로, 슬라이딩 윈도우 내에 있어서, 이벤트마다, 각각 정동 상태의 예측 라벨인 y 가, 예측 라벨의 신뢰도 c 와 함께 산출된다. 또한, 슬라이딩 윈도우와 동 시각에, 신호 품질 판정부(201)는, 신호 품질 스코어 s 를, 안정화 처리부(202)에 출력한다.
- [0128] 도 14는, 안정화 처리부(202)에 있어서, 슬라이딩 윈도우 내의 정동 상태의 예측 라벨과 그 신뢰도 및 신호 품질 스코어에 따라, 예측 라벨의 대푯값을 산출하는 산출 방법을 도시하는 도면이다.
- [0129] 신호 품질 판정부(201)에 의해 신호 품질 스코어 s 의 시계열 데이터가 계산되어, 안정화 처리부(202)에 출력된다. 안정화 처리부(202)는, 도 14에 도시되는 바와 같이, 이 신호 품질 스코어 s 를 사용하여, 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도의 산출에, 신호 품질을 가중치로서, 피드백한다. 신호 품질을 피드백한 대푯값의 신뢰도 r 의 산출 방법은, 상술한 식 (1)을 베이스로, 다음 식 (3)과 같이 정의할 수 있다.

$$r(t) = \frac{\sum_i w_i c_i s_i y_i \Delta t_i}{\sum_i w_i \Delta t_i} \dots (3)$$

- [0130]
- [0131] 단, s_i 는 i 번째의 이벤트의 신호 품질 스코어 [0.0 1.0]이다.
- [0132] 상술한 식 (3)에 의해, 슬라이딩 윈도우 내에서 검출되는 복수의 이벤트의 정동 상태의 예측 라벨의 신뢰도에 대하여, 슬라이딩 윈도우 내의 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도가 [-11]인 연속값으로서 산출된다.
- [0133] 또한, 제1 실시 형태와 마찬가지로, 식 (3)의 출력 r 을 역치 처리하여, 상술한 식 (2)에 대입함으로써, 정동 추정 결과로서, 예측 라벨의 대푯값 z 가 산출된다.

[0134] 또한, 상술한 식 (3) 대신에, 다음의 식 (4)를 사용하도록 해도 된다.

$$r(t) = \frac{\sum_i w_i c_i s_i y_i \Delta t_i}{\sum_i w_i s_i \Delta t_i} \dots (4)$$

[0135]

[0136] 식 (3)은 신호 품질이 낮은 슬라이딩 윈도우에서는 신뢰도 r이 작아지는 성질을 갖는다. 이러한 성질을 갖는 식 (3)에 대하여, 식 (4)는 분모에 s_i를 포함함으로써, 정규화를 행할 수 있다. 이에 의해, 신호 품질이 다른 슬라이딩 윈도우 사이에서도 통일적인 정동 관정을 행할 수 있다.

[0137] 이하, 식 (3)이 사용될 때에는, 식 (4)를 대신에 사용할 수 있다.

[0138] <일반적인 신호 품질 판정 처리>

[0139] 신호 품질 판정부(201)에 있어서의 신호 품질 판정의 베이스가 되는 일반적인 기술이, Lawhern, Vernon, W. David Hairston, and Kay Robbins. "DETECT: A MATLAB toolbox for event detection and identification in time series, with applications to artifact detection in EEG signals." PloS one 8.4(2013): e62944.(이하, 인용 문헌 4라고 칭함)에 기재되어 있다.

[0140] 인용 문헌 4에 기재된 기술에 있어서, 도 15가 도시되는 바와 같이, 복수 채널을 포함하는 뇌파 신호를 입력으로 하여, 파형이 해석된다.

[0141] 도 15는, 시간마다의 뇌파 신호의 파형의 예를 도시하는 도면이다.

[0142] 실제 환경에서 뇌파를 계측하는 경우, 뇌파 신호에는, 도 15에 도시되는 바와 같이, 유저의 움직임에 의해 여러 가지의 노이즈가 중첩된다.

[0143] t=63 내지 t=66과 t=71 내지 t=74의 뇌파 신호에는, 노이즈가 중첩되어 있지 않다. 또한, 노이즈가 중첩되어 있지 않은 신호는, 도면 중, 클린이라고 도시되어 있다.

[0144] t=66 내지 t=68의 뇌파 신호에는, 아티팩트 1=안구 운동 노이즈(도면 중, Eye-movement)가 중첩되어 있다. 안구 운동 노이즈는, 예를 들어 사람이 시선을 움직이게 했을 때에 특히 전두부에 설치한 뇌파 신호 상에 발생하는 노이즈이다.

[0145] t=68 내지 t=70의 뇌파 신호에는, 아티팩트 2 및 3=근전 노이즈(도면 중, Muscular)가 중첩되어 있다. 근전 노이즈는, 예를 들어 사람이 얼굴의 표정을 바꾸거나, 회화하거나 할 때에 근육을 동작시켰을 때에, 뇌파 신호에 발생하는 노이즈이다.

[0146] t=70 내지 t=72의 뇌파 신호에는, 아티팩트 4 및 5=눈 깜박임 노이즈(도면 중, Eyeblink)가 중첩되어 있다. 눈 깜박임 노이즈는, 예를 들어 사람의 깜박임의 빈도나 강도가 변화하면, 특히 전두부의 뇌파 신호에 발생하는 노이즈이다.

[0147] t=170 내지 t=180의 뇌파 신호에는, 아티팩트 6=심전 노이즈(도면 중, Cardiac)가 중첩되어 있다. 사람의 심박 유래의 변화가 전위 변화로서 나타나고, 그 전위 변위가, 뇌파 신호 상에서 심전 노이즈가 될 수 있다.

[0148] 이상과 같이, 각종 노이즈가 중첩된 뇌파 신호는, 파형이 각각 다르기 때문에, 파형을 해석함으로써, 각 아티팩트의 발생 영역의 신호 파형이 식별되고, 아티팩트의 종류가 식별된다. 그때, 신호 품질 판정에는, 패턴 매칭, 파형 식별의 신호 처리 및 기계 학습 기술 등이 사용된다.

[0149] 예를 들어, Khatwani, Mohit, et al. "Energy efficient convolutional neural networks for eeg artifact detection." 2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference(BioCAS). IEEE, 2018.(이하, 인용 문헌 5라고 칭함)에는, 신호 품질 판정에 사용되는 기계 학습 기술이 기재되어 있다.

[0150] 인용 문헌 5에 기재된 기술에서는, 기계 학습 모델인 식별 모델에 의한 식별이 행해지고, 생체 신호의 파형마다 클래스 식별되어, 클래스 식별 결과에 기초하여, 신호 품질 판정이 행해진다.

[0151] 신호 품질 판정부(201)에 있어서는, 상술한 신호 품질 판정의 기술을 베이스로 하여, 또한, 안정화 처리부(202)에서의 처리(식 (3))에 특화된 신호 품질 스코어(SQ EScore)가 산출된다.

- [0152] <뇌파를 사용한 신호 품질 판정>
- [0153] 도 16은, 뇌파를 사용한 품질 안정 판정의 예를 도시하는 도면이다.
- [0154] 실제 환경에서 뇌파를 계측하는 경우, 유저의 움직임에 의해, 도 15를 참조하여 상술한 바와 같이, 뇌파 신호(도면 중, EEG)에, 여러 가지의 노이즈(도면 중, Eye-movement, Muscular, Eyeblink, Cardiac 등)가 중첩된 신호(도면 중, observed EEG Signal)가 검출된다.
- [0155] 이들의 각 노이즈는, 유저가 일상 환경 또는 실제 환경에서 애플리케이션을 체험할 때, 자연스럽게 발생하고, 유저의 상황이나 기기 제약 등의 요인으로 필터링 처리에 의해 완전히 제거할 수 없는 케이스가 많다.
- [0156] 그래서, 제2 실시 형태에서는, 각 노이즈가 발생한 경우의 식별 클래스가 미리 정의되어, 지도 학습에 의한 식별 모델이 구축된다. 이하, 품질 판정용의 식별 모델을, Signal Quality Estimation의 이니셜을 취하여 SQE 식별 모델이라고 칭하고, 미리 정의되어 있는 식별 클래스를, SQE 식별 클래스라고 칭한다.
- [0157] 신호 품질 판정부(201)는, SQE 식별 모델에 의해, 파형 종류를 식별한다. 그리고, 신호 품질 판정부(201)는, 상술한 식 (3)에서 정의한 신호 처리 방법에 특화된, 신호 품질 스코어 s 를 산출한다. 신호 품질 스코어 s 는, 다음 식 (5)에 의해 산출된다.

$$s_m = \alpha_m f(d_m) \dots (5)$$

- [0158]
- [0159] 여기서, m 은 SQE 식별 클래스, α_m 은 SQE 식별 클래스에 따른 클래스 라벨(상수: 미리 설정[0, 1]), d_m 은 SQE 식별 모델로부터 얻어지는 클래스 라벨의 신뢰도(입력 신호에 의존[0, 1]), $f()$ 는 함수이고, 조정용 look-up 테이블(미리 설정[0, 1])이라고 정의된다.
- [0160] α 는, SQE 식별 클래스에 의해 식별되는 노이즈의 종류에 따라, 필터 전처리부(101)에 있어서의 노이즈 제거의 성능 차를 고려한 조정 항이다.
- [0161] 본 기술에서는, 뇌파 신호가 클린이라고 SQE 식별 모델에서 판별된 경우, 식 (3)에 있어서는, SQE 식별 모델로부터 얻어지는 클래스 라벨의 신뢰도가 높을수록, 가중치를 크게 하여, 정의 클래스로 식별되도록 하기 위해서, $f()$ 는 단조 증가의 look-up 테이블로 된다.
- [0162] 여기서, 정의 클래스란, 신호 품질이 소정의 역치보다 양호하다고 식별된 클래스이다. 부의 클래스란, 신호 품질이 소정의 역치보다 나쁘고 노이즈를 포함한다고 식별된 클래스이다.
- [0163] 뇌파 신호가 클린인 경우, 가중치는 최대로 $\alpha=1.0$ 으로 설정된다. 뇌파 신호에, 노이즈가 발생한 경우, 식 (3)에 있어서는, SQE 식별 모델로부터 얻어지는 클래스 라벨의 신뢰도가 높을수록 정의 클래스에 가중치가 작게 식별되도록 하기 위해서, $f()$ 는 단조 감소의 look-up 테이블로 된다.
- [0164] α 는, SQE 식별 클래스와 필터 전처리부(101)의 성능 차에 따라서 조정된다. 예를 들어, α 는 신호 처리에서 비교적 제거하기 쉬운 눈 깜박임 노이즈에 대해서는 $\alpha_m=0.9$ 등으로 조금 크게 설정된다. α 는, 필터 전처리부(101)에서의 신호 처리에서의 제거가 원리적으로 어려운 근전 노이즈 등은 $\alpha_m=0.2$ 등으로 작게 설정된다.
- [0165] 또한, 본 기술에 있어서는, α_m 은 조정 항으로서의 위치 부여이고, 값에 대해서는 제약되지 않는다.
- [0166] $f(d_m)$ 는 m 이 주 신호인 경우에는 단조 증가, m 이 노이즈인 경우에는 단조 감소이다.
- [0167] 이상과 같이, 상술한 식 (5)를 정의함으로써, 신호 품질 스코어 $s[0.0 \ 1.0]$ 는, 신호 품질이 높을수록 값이 커지고, 신호 품질이 낮을수록 값이 작아지고, 식 (3)에 특화된 신호 처리 방법으로서 성립된다.
- [0168] 또한, 상기 설명은, SQE 식별 모델이 전체 ch로부터 각 시각의 신호 품질을 판정하는 예를 설명했지만, 본 기술에 있어서는, 각 ch 단위로 SQE 식별 모델의 신호 품질 판정하는 케이스도 상정된다.
- [0169] 또한, 본 기술에서는, 복수 종류의 생체 신호 모달(예를 들어, 뇌파(EEG), 맥파(PPG), 발한(EDA) 등의 멀티모달 신호)로부터 정동 추정하는 처리도 대상으로 하고, 생체 신호 모달마다 SQE 식별 모델을 구축하고, 신호 품질 판정하는 경우도 상정한다.

[0170] 그 때문에, 상술한 식 (5)에 대하여, 그러한 케이스에 대응하기 위해서, 더 확장한 변형예를 설명한다.

[0171] <신호 품질 스코어의 가중치>

[0172] 도 17은, 각 종류 및 각 ch로부터 신호 품질 스코어(SQE 스코어)의 가중치를 산출하는 예를 도시하는 도면이다.

[0173] 도 17의 우측에는, 각 종류 및 각 ch의 신호에 따른 특징량에 있어서의 정동 상태의 식별 기여도를 나타내는 그래프가 도시되어 있다.

[0174] 그래프에는, 너파로부터 산출되는 특징량(θ 파, α 파 및 β 파), 맥파로부터 산출되는 특징량(평균 심박, RMSSD 및 LF/HF), 그리고 발한으로부터 산출되는 특징량(SCL 및 SCR)이 도시되어 있다.

[0175] 그래프는, 기계 학습 모델이 3($j=3$) 종류의 생체 신호를 포함하는 정동 추정 모델의 예를 나타낸다.

[0176] 이때, 도 17의 우측에 도시되는 바와 같이, j 종류의 생체 신호를, 상술한 식 (3)에 적용시키기 위하여 통합적인 신호 품질 스코어 s 를 스칼라값으로서 산출할 필요가 있다.

[0177] 본 기술에 있어서는, j 종류의 신호마다의 SQE 스코어의 가중치 부여 가산에 의해, 추정 결과의 통합적인 신호 품질 스코어 s 가 산출된다. 구체적으로는, 신호 품질 스코어 s 는, 다음 식 (6)으로 계산된다.

$$s_m = \frac{\sum_j W_j \alpha_{m,j} f(d_{m,j})}{\sum_j W_j} \dots (6)$$

[0178]

[0179] 또한, 모델 기여도 총합 W_j 는, 다음의 식 (7)로 표시된다.

$$W_j = \sum_{k \in F_j} |w_{jk}| \dots (7)$$

[0180]

[0181] 즉, W_j 로서 신호 j 에 속하는 특징량의 모델 기여도 총합을 일단 산출하고, W_j 를 신호 j 의 신호 품질 스코어의 가중치로서 가산함으로써, 각 시각에 있어서의 통합적인 신호 품질 스코어의 스칼라값이 산출된다.

[0182] 이상과 같이, 각 종류 및 각 ch로부터 SQE 스코어 가중치를 산출하는 경우에도 본 기술은 적용 가능하다.

[0183] <장치의 처리>

[0184] 도 18은, 도 12의 생체 정보 처리 장치(11)의 처리를 설명하는 흐름도이다.

[0185] 도 18의 스텝 S201 내지 S203은, 도 11의 스텝 S101 내지 S103과 마찬가지로의 처리를 행하므로, 그 설명은 생략된다.

[0186] 도 18에 있어서는, 스텝 S201 내지 S203의 처리에 병행하여, 스텝 S204 및 S205의 처리가 행해진다.

[0187] 스텝 S204에 있어서, 신호 품질 판정부(201)는, 각 생체 센서의 신호 파형을 해석하고, 파형 종류를 식별한다.

[0188] 스텝 S205에 있어서, 신호 품질 판정부(201)는, 파형 종류에 따른 신호 품질 스코어를 산출한다. 신호 품질 판정부(201)는, 산출한 신호 품질 스코어를 안정화 처리부(202)에 출력한다.

[0189] 스텝 S206에 있어서, 안정화 처리부(202)는, 정동 상태 시계열 라벨링부(103)로부터 공급되는 시계열의 정동 상태 라벨, 안정화 처리부(202)로부터 공급되는 신호 품질 스코어를 입력으로 하여, 상술한 식 (3)을 사용하여, 슬라이딩 윈도우 내의 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도 r 를 산출한다.

[0190] 스텝 S207에 있어서, 안정화 처리부(202)는, 상술한 식 (2)를 사용하여, 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도 r 를 역치 처리하고, 정동 추정 결과로서, 예측 라벨의 대푯값 z 를 출력한다.

[0191] 이상과 같이, 본 기술의 제2 실시 형태에 있어서는, 예측 라벨의 신뢰도와 신호 품질 판정의 결과를 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과가 출력된다. 따라서, 정동 추정의 추정 정밀도가, 제1 실시 형태와 비교하여, 로버스트성이 더욱 향상된다.

- [0192] 또한, 상기 설명에 있어서는, 기계 학습의 방법에 의해 신호 품질 판정을 행하는 예를 설명했지만, 기계 학습 이외의 방법에서도 행하는 것이 가능하다.
- [0193] 예를 들어, 심박 센서(PPG, 광전 맥파) 등이 상정된다. 맥파에는, 정상적으로 측정할 수 있는 경우, 맥동에 따른 강한 주기성이 있다. 몸 움직임 노이즈 등의 노이즈 발생 시는, 신호의 주기성이 낮아진다.
- [0194] 그래서, 국제 공개 제2017/199597호(이하, 인용 문헌 6이라고 칭함)에는, 신호의 자기 상관(그 신호 자신의 시프트양과 상관값의 관계)을 해석함으로써 맥파 신호의 주기성을 평가하는 것이 기재되어 있다. 인용 문헌 6의 기술에서는, 예를 들어 자기 상관값이 낮으면 주기성이 낮다고 인식되고, 신호 품질 판정을 행할 수 있다.
- [0195] 이상으로부터, 신호 품질 판정부(201)는, 기계 학습을 사용하지 않고, 신호의 주기성의 강약에 따른 신호 품질 스코어를 출력하도록 해도 된다.
- [0196] 또한, 이 기술은, 맥파에 한정되지 않고, 혈류나 연속 혈압 등의 주기성이 높은 생체 신호에 적용할 수 있다.
- [0197] <5. 기타>
- [0198] <본 기술의 효과>
- [0199] 요즘, 손목 밴드, 헤드 밴드, 이어폰 등, 일상 생활 환경에서 사용할 수 있는 웨어러블 디바이스에 의해, 유저의 부하가 적고, 정동 변화에 기여하는 신경 활동이 계측된다. 특히, 자율 신경 활동(맥파나 발한 등)을 용이하게 계측하는 것이 기대되고 있다.
- [0200] 또한, VR 헤드 마운트 디스플레이 등의 자연스럽게 헤드부에 장착할 수 있는 웨어러블 디바이스나, 근년 연구가 진행되는 In-ear EEG/Around-ear EEG 등 귀 내/귀 주변에서 뇌파를 계측하는 기술에 의한 이어폰이나 헤드폰형의 웨어러블 디바이스 등, 자연스럽게 유저의 체함에 어울리는 웨어러블 디바이스에 의해, 뇌파의 센싱에 의한 정동 추정을 실현하는 것이 기대되고 있다.
- [0201] 한편, 일상 생활이나 실제 환경에서의 애플리케이션에 있어서는, 유저의 몸 움직임이 영향을 미친다. 일반적으로, 생체 신호의 신호 강도는 미약하여, 일상 생활 및 실제 환경에서 고정밀도로 센싱하기 위해서는, 유저의 몸 움직임에 수반하는 노이즈 영향에 대하여 로버스트성을 향상시킬 필요가 있다.
- [0202] 그래서, 본 기술에 있어서는, 예측 라벨을 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과가 출력된다.
- [0203] 이에 의해, 정동 추정의 노이즈에 대한 정동 추정의 로버스트성 향상 및 정밀도 향상으로 이어진다.
- [0204] 또한, 본 기술에 있어서는, 정동 상태의 예측 라벨의 신뢰도와 신호 품질 판정의 결과를 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과가 출력된다.
- [0205] 따라서, 유저가 몸 움직임을 수반하는 실제의 애플리케이션 확대를 기대할 수 있다.
- [0206] 일상 생활에 있어서의 스트레스 상태의 모니터링, 오피스 환경에 있어서의 집중 상태의 가시화, 동화상 콘텐츠 시청 중에 있어서의 유저의 엔게이지먼트 해석, 게임 플레이 중의 고조도 해석 등, 몸 움직임을 수반하는 여러 가지의 애플리케이션으로의 전개를 기대할 수 있다.
- [0207] <컴퓨터의 구성예>
- [0208] 상술한 일련의 처리는, 하드웨어에 의해 실행할 수도 있고, 소프트웨어에 의해 실행할 수도 있다. 일련의 처리를 소프트웨어에 의해 실행하는 경우에는, 그 소프트웨어를 구성하는 프로그램이, 전용의 하드웨어에 내장되어 있는 컴퓨터, 또는 범용의 퍼스널 컴퓨터 등에, 프로그램 기록 매체로부터 인스톨된다.
- [0209] 도 19는, 상술한 일련의 처리를 프로그램에 의해 실행하는 컴퓨터의 하드웨어 구성예를 도시하는 블록도이다.
- [0210] CPU(Central Processing Unit)(301), ROM(Read Only Memory)(302), RAM(Random Access Memory)(303)은, 버스(304)에 의해 서로 접속되어 있다.
- [0211] 버스(304)에는 또한, 입출력 인터페이스(305)가 접속되어 있다. 입출력 인터페이스(305)에는, 키보드, 마우스 등을 포함하는 입력부(306), 디스플레이, 스피커 등을 포함하는 출력부(307)가 접속된다. 또한, 입출력 인터페이스(305)에는, 하드 디스크나 불휘발성의 메모리 등을 포함하는 기억부(308), 네트워크 인터페이스 등을 포함하는 통신부(309), 리무버블 미디어(311)를 구동하는 드라이브(310)가 접속된다.

- [0212] 이상과 같이 구성되는 컴퓨터에서는, CPU(301)가, 예를 들어 기억부(308)에 기억되어 있는 프로그램을 입출력 인터페이스(305) 및 버스(304)를 통해 RAM(303)에 로드하여 실행함으로써, 상술한 일련의 처리가 행해진다.
- [0213] CPU(301)가 실행하는 프로그램은, 예를 들어 리무버블 미디어(311)에 기록하여, 혹은, 로컬 에어리어 네트워크, 인터넷, 디지털 방송이라고 하는, 유선 또는 무선의 전송 매체를 통해 제공되어, 기억부(308)에 인스톨된다.
- [0214] 또한, 컴퓨터가 실행하는 프로그램은, 본 명세서에서 설명하는 순서를 따라서 시계열로 처리가 행해지는 프로그램이어도 되고, 병렬로, 혹은 호출이 행해졌을 때 등의 필요한 타이밍에 처리가 행해지는 프로그램이어도 된다.
- [0215] 또한, 본 명세서에 있어서, 시스템이란, 복수의 구성 요소(장치, 모듈(부품) 등)의 집합을 의미하고, 모든 구성 요소가 동일 하우징 중에 있는지의 여부는 묻지 않는다. 따라서, 별개의 하우징에 수납되고, 네트워크를 통해 접속되어 있는 복수의 장치 및 하나의 하우징 중에 복수의 모듈이 수납되어 있는 하나의 장치는, 모두, 시스템이다.
- [0216] 또한, 본 명세서에 기재된 효과는 어디까지나 예시이며 한정되는 것은 아니고, 또한 다른 효과가 있어도 된다.
- [0217] 본 기술의 실시 형태는, 상술한 실시 형태에 한정되는 것은 아니고, 본 기술의 요지를 일탈하지 않는 범위에 있어서 여러 가지의 변경이 가능하다.
- [0218] 예를 들어, 본 기술은, 하나의 기능을, 네트워크를 통하여 복수의 장치에서 분담, 공동하여 처리하는 클라우드 컴퓨팅의 구성을 취할 수 있다.
- [0219] 또한, 상술한 흐름도에서 설명한 각 스텝은, 하나의 장치에서 실행하는 것 외에, 복수의 장치에서 분담하여 실행할 수 있다.
- [0220] 또한, 하나의 스텝에 복수의 처리가 포함되는 경우에는, 그 하나의 스텝에 포함되는 복수의 처리는, 하나의 장치에서 실행하는 것 외에, 복수의 장치에서 분담하여 실행할 수 있다.
- [0221] <구성의 조합예>
- [0222] 본 기술은, 이하와 같은 구성을 취할 수도 있다.
- [0223] (1)
- [0224] 계측된 생체 신호에 기초하여, 정동에 기여하는 생리 지표를 특징량으로서 추출하는 특징량 추출부와,
- [0225] 상기 특징량의 시계열 데이터에 대하여, 미리 구축된 식별 모델에 의해, 정동 상태의 예측 라벨의 시계열 데이터를 출력하는 정동 상태 시계열 라벨링부와,
- [0226] 상기 예측 라벨을 상기 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과를 출력하는 안정화 처리부를 구비하는 신호 처리 장치.
- [0227] 를 구비하는 신호 처리 장치.
- [0228] (2)
- [0229] 상기 정동 상태 시계열 라벨링부는, 슬라이딩 윈도우 내의 상기 특징량의 시계열 데이터에 대하여, 상기 식별 모델에 의해, 상기 슬라이딩 윈도우 내의 상기 정동 상태의 상기 예측 라벨의 시계열 데이터를 출력하는
- [0230] 상기 (1)에 기재된 신호 처리 장치.
- [0231] (3)
- [0232] 상기 안정화 처리부는,
- [0233] 상기 예측 라벨과 상기 예측 라벨 신뢰도를 가중치 부여 가산함으로써, 상기 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도인 대푯값 신뢰도를 산출하고, 상기 대푯값 신뢰도의 역치 처리에 의해, 상기 정동 추정 결과로서, 상기 예측 라벨의 대푯값을 출력하는
- [0234] 상기 (1) 또는 (2)에 기재된 신호 처리 장치.
- [0235] (4)

[0236] 상기 안정화 처리부는, 상기 대푯값 신뢰도를,

$$r(t) = \frac{\sum_i w_i c_i y_i \Delta t_i}{\sum_i w_i \Delta t_i}$$

[0237]

[0238] 로 산출하고,

[0239] y 는 상기 예측 라벨, c 는 상기 예측 라벨 신뢰도, Δt_i 는 i 번째의 세그먼트의 계속 시간을 나타내는

[0240] 상기 (3)에 기재된 신호 처리 장치.

[0241] (5)

[0242] 상기 생체 신호의 신호 품질을 판정하는 신호 품질 판정부를 더 구비하고,

[0243] 상기 안정화 처리부는, 상기 예측 라벨을, 상기 예측 라벨 신뢰도 및 상기 신호 품질의 판정 결과를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 상기 정동 추정 결과를 출력하는

[0244] 상기 (1) 또는 (2)에 기재된 신호 처리 장치.

[0245] (6)

[0246] 상기 안정화 처리부는, 상기 예측 라벨을, 상기 예측 라벨 신뢰도 및 상기 신호 품질의 판정 결과를 사용하여 가중치 부여 가산함으로써, 상기 예측 라벨의 대푯값의 신뢰도인 대푯값 신뢰도를 산출하고, 상기 대푯값 신뢰도의 역치 처리에 의해, 상기 정동 추정 결과로서, 상기 예측 라벨의 대푯값을 출력하는

[0247] 상기 (5)에 기재된 신호 처리 장치.

[0248] (7)

[0249] 상기 안정화 처리부는, 상기 대푯값 신뢰도를,

$$r(t) = \frac{\sum_i w_i c_i s_i y_i \Delta t_i}{\sum_i w_i \Delta t_i}$$

[0250]

[0251] 로 산출하고,

[0252] y 는 상기 예측 라벨, c 는 상기 예측 라벨 신뢰도, s 는 상기 신호 품질의 판정 결과인 신호 품질 스코어, Δt_i 는 i 번째의 이벤트의 계속 시간을 나타내는

[0253] 상기 (6)에 기재된 신호 처리 장치.

[0254] (8)

[0255] 상기 신호 품질 판정부는, 품질 판정용 식별 모델에 의해 식별된 2종류 이상의 클래스 라벨 a , 상기 클래스 라벨의 신뢰도 d 및 신뢰도 d 의 조정용의 함수 $f(\cdot)$ 를 사용하여,

$$s_m = \alpha_m f(d_m)$$

[0256]

[0257] 에 의해, 클래스 m 마다의 상기 신호 품질 스코어를 출력하는

[0258] 상기 (7)에 기재된 신호 처리 장치.

[0259] (9)

[0260] 상기 함수 $f(\cdot)$ 는 1종 이상의 각 클래스에 있어서, 상기 신호 품질이 소정의 역치보다 양호라고 식별된 클래스에 대해서는 단조 증가, 상기 신호 품질이 소정의 역치보다 나쁘고 노이즈를 포함한다고 식별된 클래스에 대해서는 단조 감소인

[0261] 상기 (8)에 기재된 신호 처리 장치.

[0262] (10)

[0263] 상기 신호 품질 판정부는, 신호의 주기성의 강약에 따른 상기 신호 품질 스코어를 출력하는

[0264] 상기 (7)에 기재된 신호 처리 장치.

[0265] (11)

[0266] 상기 안정화 처리부는, j 종류의 상기 생체 신호로부터 추출되는 상기 특징량을 입력 변수로 하는 경우, 상기 슬라이딩 윈도우 내의 상기 예측 라벨의 상기 대푯값 신뢰도를,

$$r(t) = \sum_i w_i c_i s_i y_i \Delta t_i / \sum_i w_i \Delta t_i$$

[0267]

[0268] 를 사용하여, j 종류의 상기 생체 신호마다의 상기 신호 품질 스코어를 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여 산출하는

[0269] 상기 (7)에 기재된 신호 처리 장치.

[0270] (12)

[0271] 상기 신호 품질 스코어의 가중치 부여 가산의 가중치 W_j 는, j 종류의 신호에 속하는 특징량 k의 모델 기여도 w_{jk} 로 하는 경우,

$$W_j = \sum_{k \in F_j} |w_{jk}|$$

[0272]

[0273] 로 표시되고,

$$s_m = \sum_j W_j \alpha_{m,j} f(d_{m,j}) / \sum_j W_j$$

[0274]

[0275] 에 의해 산출되는

[0276] 상기 (11)에 기재된 신호 처리 장치.

[0277] (13)

[0278] 상기 안정화 처리부는, 상기 대푯값 신뢰도를,

$$r(t) = \sum_i w_i c_i s_i y_i \Delta t_i / \sum_i w_i s_i \Delta t_i$$

[0279]

[0280] (y는 상기 예측 라벨, c는 상기 예측 라벨의 신뢰도, s는 신호 품질 스코어, Δt_i 는 i번째의 이벤트의 계속 시간을 나타냄)로 산출하는

[0281] 상기 (6)에 기재된 신호 처리 장치.

[0282] (14)

[0283] 상기 생체 신호는 뇌파, 정신성 발한, 맥파, 혈류 또는 연속 혈압이 측정된 신호 중 적어도 하나인

[0284] 상기 (1) 내지 (13)의 어느 것에 기재된 신호 처리 장치.

[0285] (15)

[0286] 상기 생체 신호를 계측하는 생체 센서를 더 구비하는

[0287] 상기 (1) 내지 (14)의 어느 것에 기재된 신호 처리 장치.

[0288] (16)

[0289] 하우징은, 웨어러블로 구성되는

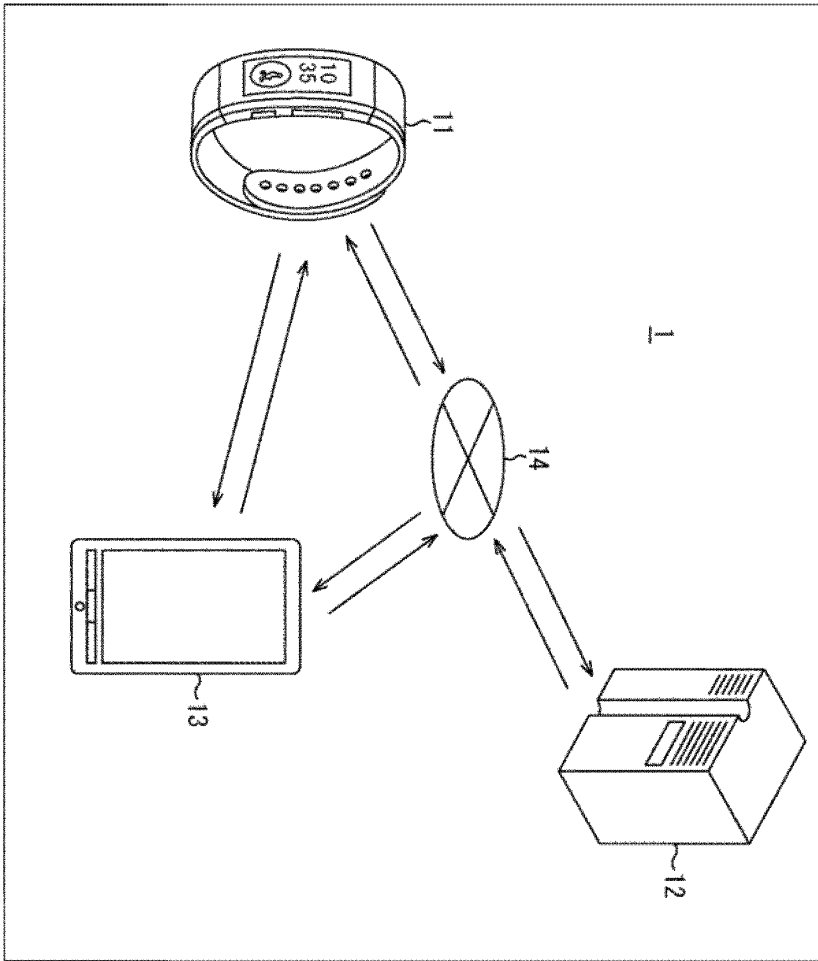
- [0290] 상기 (1) 내지 (15)의 어느 것에 기재된 신호 처리 장치.
- [0291] (17)
- [0292] 신호 처리 장치가,
- [0293] 계측된 생체 신호에 기초하여, 정동에 기여하는 생리 지표를 특징량으로서 추출하고,
- [0294] 상기 특징량의 시계열 데이터에 대하여, 미리 구축된 식별 모델에 의해, 정동 상태의 예측 라벨의 시계열 데이터를 출력하고,
- [0295] 상기 예측 라벨을 상기 예측 라벨의 신뢰도인 예측 라벨 신뢰도를 사용하여 가중치 부여 가산한 결과에 기초하여, 정동 추정 결과를 출력하는
- [0296] 신호 처리 방법.

부호의 설명

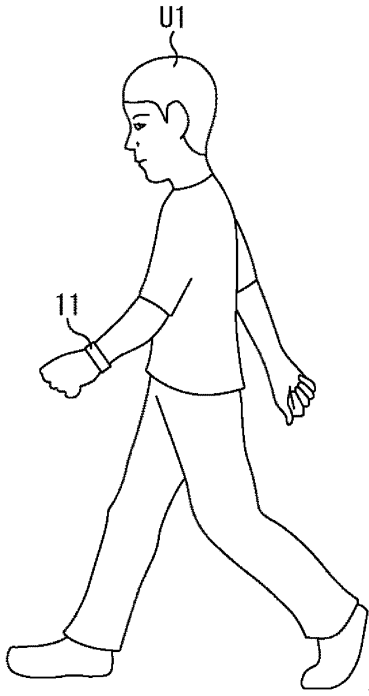
- [0297] 1: 정동 추정 처리 시스템
- 11: 생체 정보 처리 장치
- 12: 서버
- 13: 단말 장치
- 14: 네트워크
- 101: 필터 전처리부
- 102: 특징량 추출부
- 103: 정동 상태 시계열 라벨링부
- 104: 안정화 처리부
- 201: 신호 품질 판정부
- 202: 안정화 처리부

도면

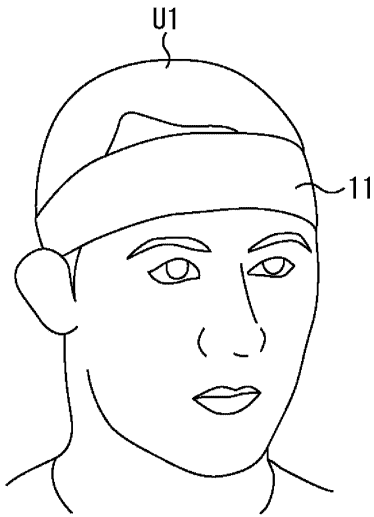
도면1



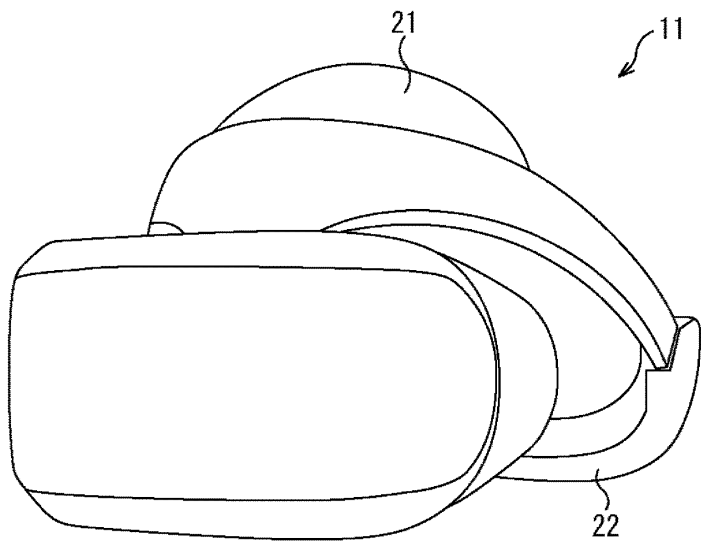
도면2



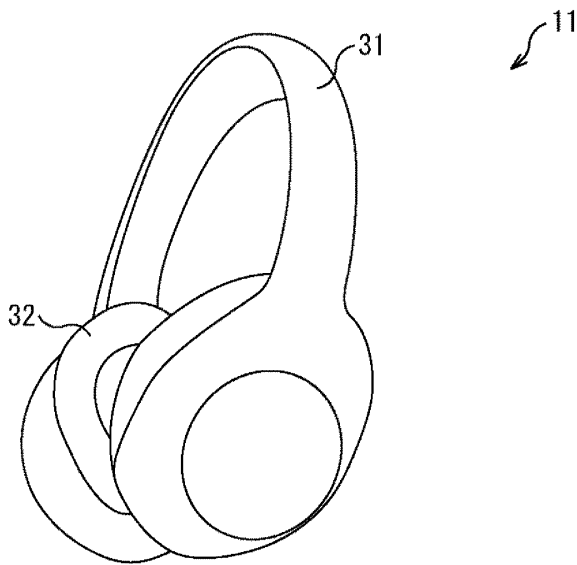
도면3



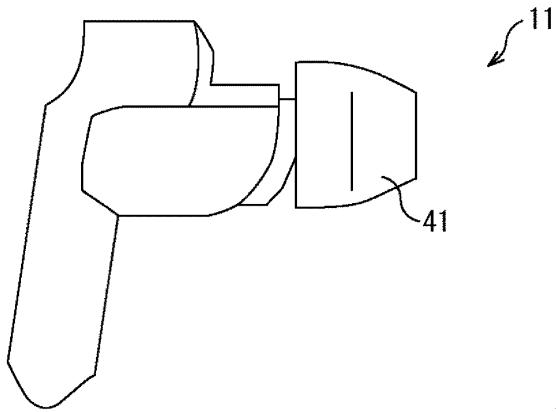
도면4



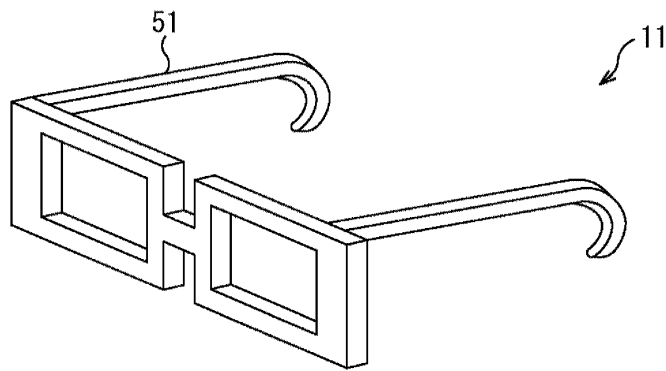
도면5



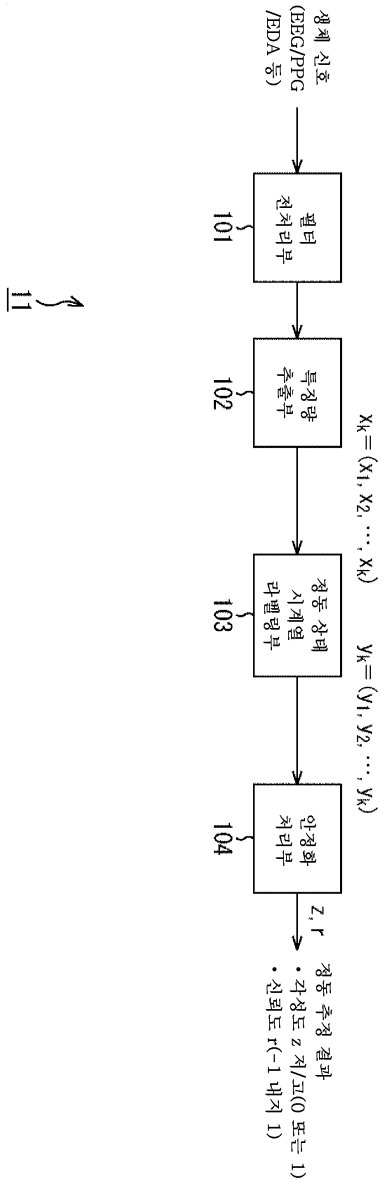
도면6



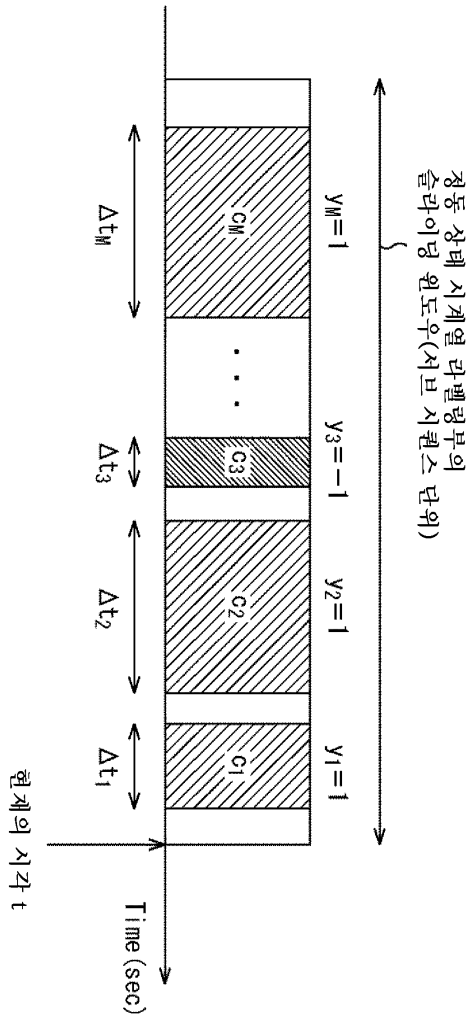
도면7



도면8



도면9



예측 라벨의 대푯값의 신뢰도를 연속값으로서 산출[-1 내지 1]
 (복수 이벤트의 예측 라벨의 가중치 부여 가산)

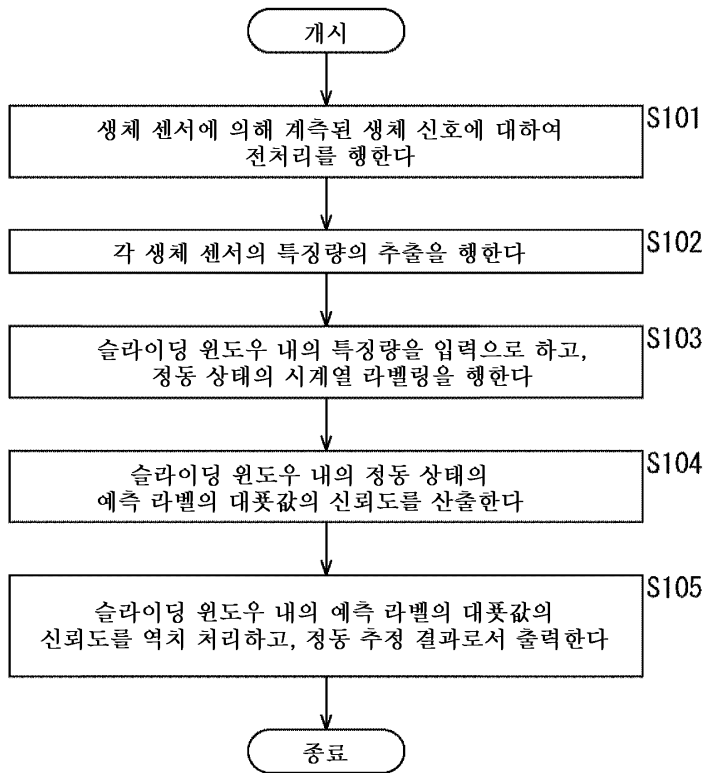
$$r(t) = \frac{\sum w_i c_i y_i \Delta t_i}{\sum w_i \Delta t_i} \quad \dots \dots (1)$$

예측 라벨 이진화[0 또는 1]
 (r을 역치 처리하여, 정동 추정 결과로서 예측 라벨의 대푯값 z를 산출)

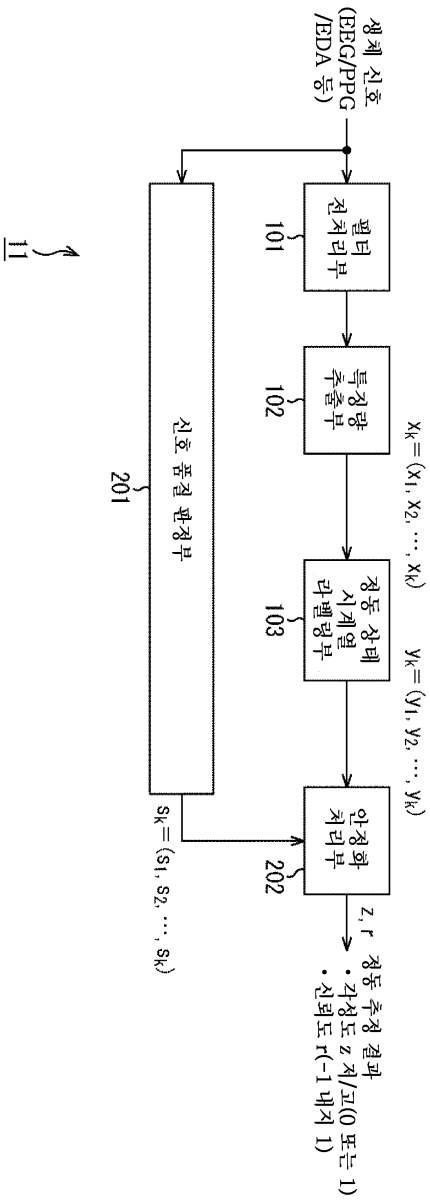
$$z(t) = \begin{cases} 0 & (\text{if } r(t) < 0) \\ 1 & (\text{if } r(t) > 0) \\ \text{previous value} & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad \dots \dots (2)$$

도면10

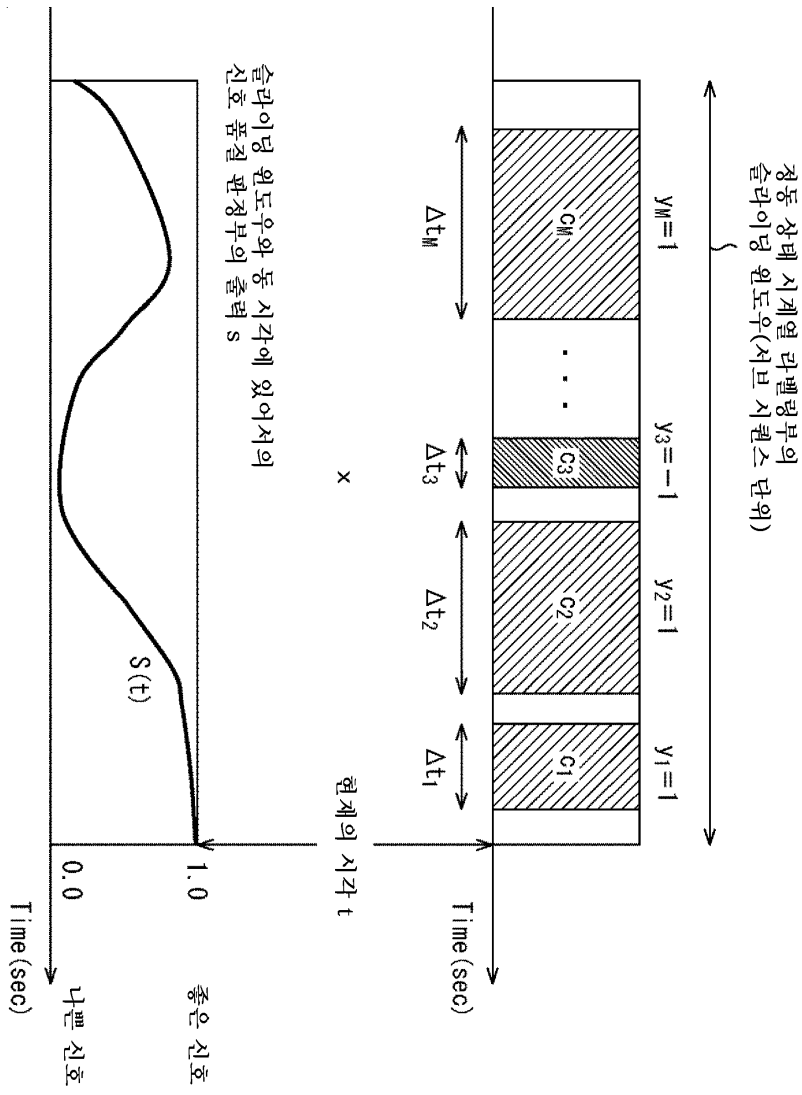
도면11



도면12



도면13



예측 라벨의 다핏값의 신뢰도를 연속값으로서 산출[-1 내지 1]
 (복수 이벤트의 예측 라벨의 가중치 부여 가산)

$$r(t) = \frac{\sum w_i c_i |s_i| y_i \Delta t_i}{\sum w_i \Delta t_i} \quad \dots \dots (3)$$

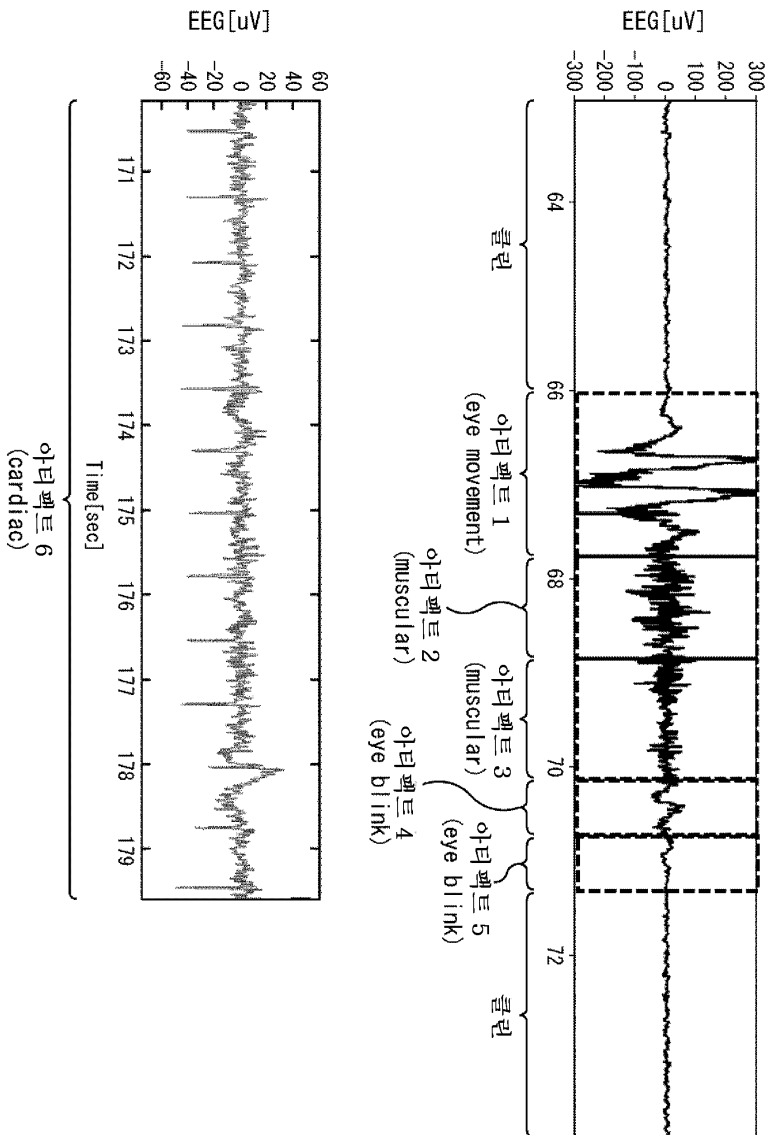
망각 계수
 예측 라벨의 신뢰도 (0.0 내지 1.0)
 이벤트 계층 시간
 예측 라벨 (정 클래스: 1/부 클래스: -1)
 SQE 스코어 (0.0 내지 1.0)
 나쁜 신호: 0, 좋은 신호: 1

예측 라벨 이산화 [0 또는 1]
 (r을 역치 처리하여, 정동 추정 결과로서 예측 라벨의 다핏값 z를 산출)

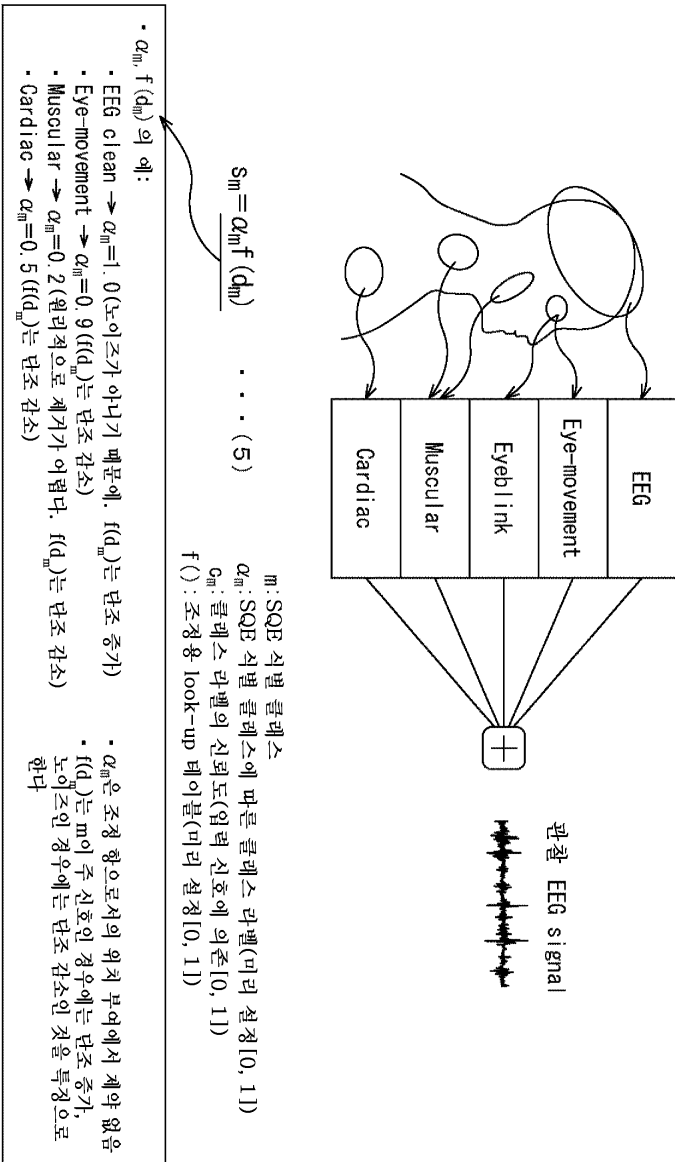
$$z(t) = \begin{cases} 0 & (\text{if } r(t) < 0) \\ 1 & (\text{if } r(t) > 0) \\ \text{previous value} & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad \dots \dots (2)$$

도면14

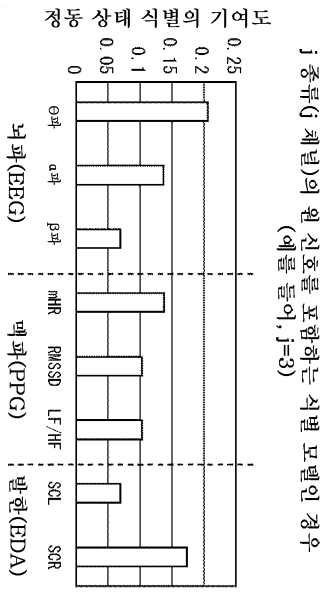
도면15



도면16



도면17



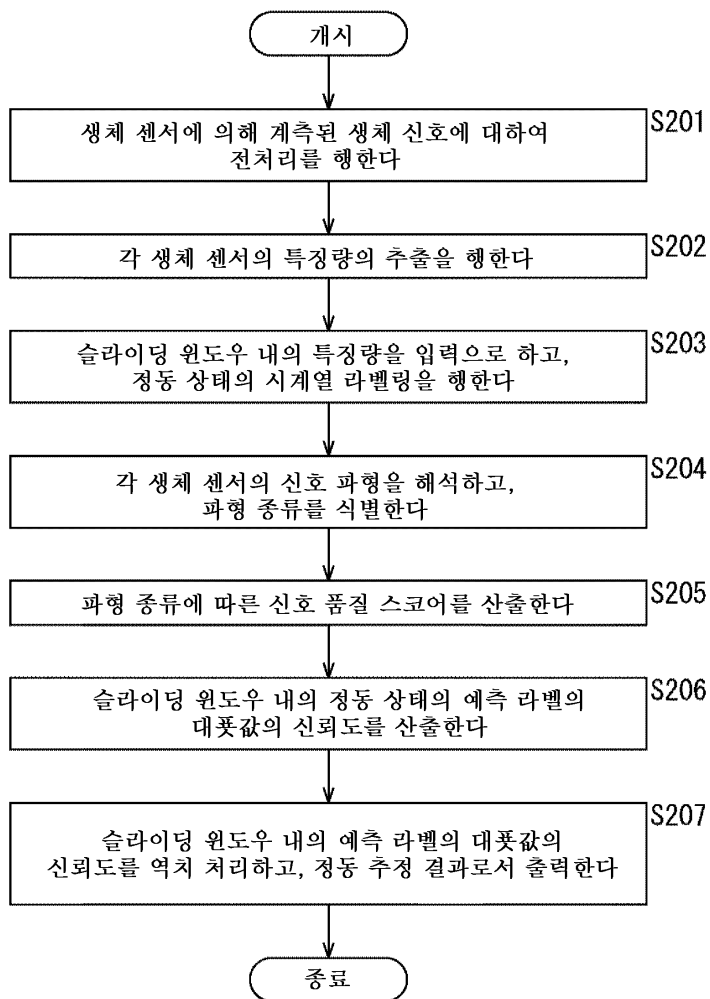
j 종류의 신호마다의 SQE 스코어의 가중치 부여 계산에 의해, 추정 결과의 동합적인 SQE 스코어를로서 산출

$$S_m = \sum_j W_j \alpha_{m,j} f(G_{m,j}) / \sum_j W_j \quad \dots (6)$$

신호 j 에 속하는 특징량의 모델 기여도 총합

$$W_j = \sum_{k \in F_j} |W_{jk}| \quad \dots (7)$$

도면18



도면19

