



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년01월17일  
(11) 등록번호 10-2488535  
(24) 등록일자 2023년01월10일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/16 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)  
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/346 (2021.01)  
A61B 5/392 (2021.01) G06N 20/00 (2019.01)  
G16H 50/20 (2018.01)
- (52) CPC특허분류  
A61B 5/165 (2013.01)  
A61B 5/0816 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2020-0177495
- (22) 출원일자 2020년12월17일  
심사청구일자 2020년12월17일
- (65) 공개번호 10-2022-0087113
- (43) 공개일자 2022년06월24일
- (56) 선행기술조사문헌  
Kumar S A, Sasikala S, Towards Enhancing the Performance of a Stress Detection System. International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering(IJITEE). pp.379-383 (December, 2018)\*  
Homma S, Correlations between anxiety and the stress response of electrogastrography (EGG) induced by the mirror drawing test (MDT). Journal of Smooth Muscle Research. 50, pp.1-7 (2014.04.26.)\*  
Vanitha L, Suresh G R, Hybrid SVM Classification Technique to Detect Mental Stress in Human Beings Using ECG Signals. (ICACCS-2013). pp.1~6 (2013.12.19.)\*  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌
- (73) 특허권자  
포항공과대학교 산학협력단  
경상북도 포항시 남구 청암로 77 (지곡동)
- (72) 발명자  
박성민  
경상북도 포항시 남구 청암로 77, 창의IT융합공학 (지곡동)  
서원주  
경상북도 포항시 남구 청암로 77, 대학원아파트 4동 1004호 (지곡동)  
김남호  
부산광역시 사하구 제석로 171, 1802호 (당리동, 당리동2차 동원베네스트아파트)
- (74) 대리인  
특허법인태백, 특허법인 다해

전체 청구항 수 : 총 3 항

심사관 : 박찬아

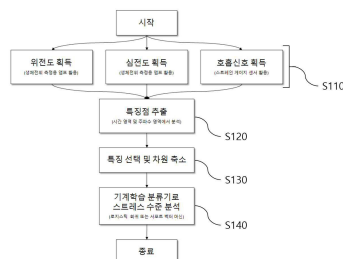
(54) 발명의 명칭 **위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템 및 방법**

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 방법은, 대상자의 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 획득하는 단계; 획득한 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 시간 영역 및 주파수 영역에서 분석하여 복수의 특징점을 추출하는 단계; 상기 복수의 특징점으로부터 일부의 특징점들만을 선별하여 특징점 데이터의 차원

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



을 축소하는 단계; 및 선별된 특징점 데이터를 기계학습 분류기에 입력하여 스트레스 수준을 분석하는 단계를 포함할 수 있다.

(52) CPC특허분류

- A61B 5/346 (2022.01)
- A61B 5/392 (2021.01)
- A61B 5/7264 (2013.01)
- A61B 5/7275 (2013.01)
- G06N 20/00 (2021.08)
- G16H 50/20 (2018.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1415167032
과제번호	20001841
부처명	산업통상자원부
과제관리(전문)기관명	한국산업기술평가관리원
연구사업명	소재부품산업미래성장동력(R&D)
연구과제명	학습기반 지능형 상황인지 웨어러블 서비스 시스템 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	(주)원소프트다임
연구기간	2020.01.01 ~ 2020.12.31
공지예외적용	: 있음

---

**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

생체신호 수집부, 특징점 추출 및 선택부, 기계학습 분류기를 포함하는 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템에 의해 수행되는 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 방법에 있어서,

상기 생체신호 수집부에 의해 대상자의 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 획득하는 단계;

상기 특징점 추출 및 선택부에 의해 상기 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 시간 영역 및 주파수 영역에서 분석하여 복수의 특징점을 추출하는 단계;

상기 특징점 추출 및 선택부에 의해 상기 복수의 특징점으로부터 단변량 분석법 또는 다변량 분석법에 의해 기 설정된 개수의 특징점들만을 선별하여 특징점 데이터의 차원을 축소하는 단계; 및

선별된 특징점 데이터를 상기 기계학습 분류기에 입력하여 스트레스 수준을 분석하는 단계를 포함하고,

상기 복수의 특징점을 추출하는 단계는,

위전도로부터 distT1, distT2, distT3, distT4, distP1, distP2, distP3, distP4, meanDF, meanDP, DFIC 및 DPIC를 포함하는 12개의 특징점을 추출하고, 심전도로부터 meanHR, sdRR, rmssd, pRR50, VLF, LF, HF, nLF, nHF 및 LF/HF를 포함하는 10개의 특징점을 추출하고, 호흡신호로부터 RMS, IQR, MDA, LF1, LF2, HF1, HF2 및 L/H를 포함하는 8개의 특징점을 추출하며,

distT1 내지 distT4는 각각 0.017-0.033Hz, 0.033-0.067Hz, 0.067-0.133Hz, 0.133-0.200Hz 대역에서의 피크 주파수를 나타내고, distP1 내지 distP4는 각각 0.017-0.033Hz, 0.033-0.067Hz, 0.067-0.133Hz, 0.133-0.200Hz 대역에서의 피크 파워 신호를 나타내고, meanDF 및 meanDP는 각각 0.017-0.200Hz 대역에서의 평균 피크 주파수 및 평균 피크 신호 파워를 나타내고, DFIC는 피크 주파수 기반의 위전도 불안정 계수를 나타내고, DPIC는 피크 신호 파워 기반의 위전도 불안정 계수를 나타내고, meanHR는 평균 심박수를 나타내고, sdRR는 R-R 간격의 표준 편차를 나타내고, rmssd는 R-R 간격의 제곱평균제곱근을 나타내고, pRR50는 50ms보다 큰 R-R 간격의 퍼센테이지를 나타내고, VLF는 0.00-0.04Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워를 나타내고, LF는 0.04-0.15Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워를 나타내고, HF는 0.15-0.40Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워를 나타내고, nLF는 (LF+HF)에 대한 LF의 비율을 나타내고, nHF는 (LF+HF)에 대한 HF의 비율을 나타내고, LF/HF는 HF에 대한 LF의 비율을 나타내고, RMS는 호흡신호의 제곱평균제곱근을 나타내고, IQR는 호흡신호의 사분위수 범위를 나타내고, MDA는 인접 호흡신호값 간 차이의 평균을 나타내고, LF1는 0.0-0.1Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, LF2는 0.1-0.2Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, HF1는 0.2-0.3Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, HF2는 0.3-0.4Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, L/H는 (HF1+HF2)에 대한 (LF1+LF2)의 비율을 나타내는 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 방법.

**청구항 2**

삭제

**청구항 3**

삭제

**청구항 4**

삭제

**청구항 5**

제 1 항에 있어서,

상기 스트레스 수준을 분석하는 단계는,

상기 기계학습 분류기로 로지스틱 회귀 또는 서포트 벡터 머신을 사용하는 것을 특징으로 하는 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 방법.

**청구항 6**

대상자의 위전도, 심전도 및 호흡신호를 수집하는 생체신호 수집부;

상기 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 시간 영역 및 주파수 영역에서 분석하여 복수의 특징점을 추출하고, 추출한 복수의 특징점으로부터 단변량 분석법 또는 다변량 분석법에 의해 기 설정된 개수의 특징점들만을 선별하여 특징점 데이터의 차원을 축소하는 특징점 추출 및 선택부; 및

선별된 특징점 데이터를 입력받아서 스트레스 수준을 분석하는 기계학습 분류기를 포함하며,

상기 특징점 추출 및 선택부는,

위전도로부터 distT1, distT2, distT3, distT4, distP1, distP2, distP3, distP4, meanDF, meanDP, DFIC 및 DPIC를 포함하는 12개의 특징점을 추출하고, 심전도로부터 meanHR, sdRR, rmssd, pRR50, VLF, LF, HF, nLF, nHF 및 LF/HF를 포함하는 10개의 특징점을 추출하며, 호흡신호로부터 RMS, IQR, MDA, LF1, LF2, HF1, HF2 및 L/H를 포함하는 8개의 특징점을 추출하며,

distT1 내지 distT4는 각각 0.017-0.033Hz, 0.033-0.067Hz, 0.067-0.133Hz, 0.133-0.200Hz 대역에서의 피크 주파수를 나타내고, distP1 내지 distP4는 각각 0.017-0.033Hz, 0.033-0.067Hz, 0.067-0.133Hz, 0.133-0.200Hz 대역에서의 피크 파워 신호를 나타내고, meanDF 및 meanDP는 각각 0.017-0.200Hz 대역에서의 평균 피크 주파수 및 평균 피크 신호 파워를 나타내고, DFIC는 피크 주파수 기반의 위전도 불안정 계수를 나타내고, DPIC는 피크 신호 파워 기반의 위전도 불안정 계수를 나타내고, meanHR는 평균 심박수를 나타내고, sdRR는 R-R 간격의 표준 편차를 나타내고, rmssd는 R-R 간격의 제곱평균제곱근을 나타내고, pRR50는 50ms보다 큰 R-R 간격의 퍼센티지를 나타내고, VLF는 0.00-0.04Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워를 나타내고, LF는 0.04-0.15Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워를 나타내고, HF는 0.15-0.40Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워를 나타내고, nLF는 (LF+HF)에 대한 LF의 비율을 나타내고, nHF는 (LF+HF)에 대한 HF의 비율을 나타내고, LF/HF는 HF에 대한 LF의 비율을 나타내고, RMS는 호흡신호의 제곱평균제곱근을 나타내고, IQR는 호흡신호의 사분위수 범위를 나타내고, MDA는 인접 호흡신호값 간 차이의 평균을 나타내고, LF1는 0.0-0.1Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, LF2는 0.1-0.2Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, HF1는 0.2-0.3Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, HF2는 0.3-0.4Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, L/H는 (HF1+HF2)에 대한 (LF1+LF2)의 비율을 나타내는 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 출원은 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템 및 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 현대인들은 직장, 학교, 가정 등의 일상에서 높은 수준의 스트레스에 시달리고 있으며, 이는 심신 질환, 생산성 저하와 같이 다양한 건강 및 사회 문제를 야기할 수 있다.

[0003] 종래에는 연구 단체, 기업 등에서 스트레스 해소를 위한 해결책에 무게를 두고 있었다면, 최근에는 스트레스 수준을 분석하고 예측하는 것에 초점을 두고 있다.

[0004] 스트레스 수준 분석 방법에는 설문지를 이용한 방법, 심리 상담을 통한 방법, 생체 신호를 분석하는 방법 등 다양한 방법이 있다. 이 중, 생체 신호를 분석하는 방법은 주로 심전도(Electrocardiogram; ECG) 기반의 심박 변이도, 맥파 신호 또는 호흡신호(Respiration signal; RESP)를 이용하여 스트레스 지수를 분석한다.

[0005] 이와 같은 생체 신호를 분석하는 방법은 전문가의 도움 없이 스트레스 지수를 분석할 수 있다는 점, 실시간으로

스트레스 지수를 확인할 수 있다는 점에서 유용하다.

[0006] 그러나, 종래의 방법은 주로 단일 생체신호를 이용하므로 정확도가 떨어지고 노이즈에 취약하다는 한계가 있다.

**선행기술문헌**

**특허문헌**

[0007] (특허문헌 0001) (한국등록특허 제10-0954817호, 2010년 4월 28일 공고)

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0008] 따라서, 당해 기술분야에서는 생체 신호를 이용하여 스트레스 수준을 분석하는 방법에 있어서 높은 정확도와 함께 노이즈에 대한 강한 내성을 갖도록 하기 위한 방안이 요구되고 있다.

**과제의 해결 수단**

[0009] 상기 과제를 해결하기 위해서, 본 발명의 일 실시예는 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 방법을 제공한다.

[0010] 상기 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 방법은, 대상자의 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 획득하는 단계; 획득한 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 시간 영역 및 주파수 영역에서 분석하여 복수의 특징점을 추출하는 단계; 상기 복수의 특징점으로부터 일부의 특징점들만을 선별하여 특징점 데이터의 차원을 축소하는 단계; 및 선별된 특징점 데이터를 기계학습 분류기에 입력하여 스트레스 수준을 분석하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 또한, 본 발명의 다른 실시예는 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템을 제공한다.

[0013] 상기 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템은, 대상자의 위전도, 심전도 및 호흡신호를 수집하는 생체신호 수집부; 상기 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 시간 영역 및 주파수 영역에서 분석하여 복수의 특징점을 추출하고, 추출한 복수의 특징점으로부터 일부의 특징점들만을 선별하여 특징점 데이터의 차원을 축소하는 특징점 추출 및 선택부; 및 선별된 특징점 데이터를 입력받아서 스트레스 수준을 분석하는 기계학습 분류기를 포함할 수 있다.

[0015] 덧붙여 상기한 과제의 해결수단은, 본 발명의 특징을 모두 열거한 것이 아니다. 본 발명의 다양한 특징과 그에 따른 장점과 효과는 아래의 구체적인 실시형태를 참조하여 보다 상세하게 이해될 수 있을 것이다.

**발명의 효과**

[0016] 본 발명의 일 실시예에 따르면, EGG, ECG 및 RESP의 특징점을 기계학습 분류기에 입력하여 스트레스 수준을 분석함으로써, 높은 정확도와 함께 노이즈에 대한 강한 내성을 가질 수 있다. 또한, 본 발명은 범용성이 높아서 다양한 일상에서의 정확한 스트레스 분석에 적합하다.

**도면의 간단한 설명**

[0017] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 방법의 흐름도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 스트레스 수준 분석에 사용되는 다양한 특징점을 도시하는 도면이다.

도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템의 구성도이다.

도 4는 본 발명의 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석의 정확도를 종래 기술과 비교하여 도시하는 도면이다.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석과 종래 기술에 따른 분석의 ROC 커브 밀면적을 비교하여 도시하는 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0018] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실

시할 수 있도록 바람직한 실시예를 상세히 설명한다. 다만, 본 발명의 바람직한 실시예를 상세하게 설명함에 있어, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 유사한 기능 및 작용을 하는 부분에 대해서는 도면 전체에 걸쳐 동일한 부호를 사용한다.

- [0019] 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 '연결'되어 있다고 할 때, 이는 '직접적으로 연결'되어 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 '간접적으로 연결'되어 있는 경우도 포함한다. 또한, 어떤 구성요소를 '포함'한다는 것은, 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있다는 것을 의미한다.
- [0021] 본 출원은 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 기술을 제안한다.
- [0022] 여기서, 위전도 혹은 EGG라고 불리는 생체신호는 위장 운동을 간접적으로 반영하는 전위신호이다. 인체에는 소화계의 운동을 조절하는 장신경계(Enteric nervous system; ENS)가 존재하는데, 이는 독자적인 감각뉴런, 연결뉴런, 운동뉴런으로 구성되어 있어 중추신경계(Central nervous system; CNS)와는 독립적으로 스트레스를 인지하고 반응할 수 있다. 이러한 스트레스 반응은 위전도에 반영될 수 있으며, ECG 및 RESP와 같이 기존의 스트레스 분석에 널리 활용되어온 생체신호에서는 습득할 수 없는 유니크한 스트레스 정보에 해당한다.
- [0023] 따라서, 본 출원에서는 ENS의 스트레스 반응을 반영하는 EGG와 CNS의 스트레스 반응을 반영하는 ECG 및 RESP를 함께 활용하여 스트레스 수준을 분석함으로써 종래의 분석 기술에 비해 스트레스 분석 정확도를 보다 향상시킬 수 있다.
- [0024] 특히, 스트레스 상황에 따른 EGG 특징점의 변화 양상은 개인차가 크게 나타나는데, 이는 곧 EGG 기반의 스트레스 분석 기술이 개인 맞춤형 스트레스 분석 시스템에 유용하게 활용될 수 있음을 시사한다.
- [0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 방법의 흐름도이다.
- [0027] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 방법은, 생체 신호 획득 단계(S110), 특징점 추출 단계(S120), 특징 선택 및 차원 축소 단계(S130) 및 기계학습 분류기에 의한 스트레스 수준 분석 단계(S140)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0029] 우선, 생체 신호 획득 단계(S110)에서는 대상자의 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 획득할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 위전도 및 심전도는 생체전위 측정용 앰프를 활용하여 획득할 수 있고, 호흡신호는 스트레인 게이지 센서를 활용하여 획득할 수 있다. 생체전위 측정용 앰프 및 스트레인 게이지 센서는 통상의 기술자에게 알려진 기술로 구현되거나 상용 제품을 활용할 수 있는 바, 이에 대한 구체적인 설명은 생략한다.
- [0031] 이후, 특징점 추출 단계(S120)에서는 획득한 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 시간 영역 및 주파수 영역에서 분석하여 복수의 특징점을 추출할 수 있다.
- [0032] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 스트레스 수준 분석에 사용되는 다양한 특징점을 도시하는 도면이다.
- [0033] 도 2를 참조하면, 위전도로부터 12개의 특징점(distT1, distT2, distT3, distT4, distP1, distP2, distP3, distP4, meanDF, meanDP, DFIC, DPIC)을 추출하고, 심전도로부터 10개의 특징점(meanHR, sdRR, rmssd, pRR50, VLF, LF, HF, nLF, nHF, LF/HF)을 추출하며, 호흡신호로부터 8개의 특징점(RMS, IQR, MDA, LF1, LF2, HF1, HF2, L/H)을 추출할 수 있다.
- [0034] 상술한 특징점들은 시간 영역에서 추출되는 특징점과 주파수 영역에서 추출되는 특징점을 포함한다.
- [0035] 구체적으로, 위전도로부터 추출되는 특징점으로는, 4개의 주파수 대역(0.017-0.033Hz, 0.033-0.067Hz, 0.067-0.133Hz, 0.133-0.200Hz)에서의 피크 주파수 및 피크 신호 파워(distT1, distT2, distT3, distT4, distP1, distP2, distP3, distP4), 전체 주파수 대역(0.017-0.200Hz)에서의 평균 피크 주파수 및 평균 피크 신호 파워(meanDF, meanDP), 그리고 2종의 특징점(DFIC, DPIC)이 있다.
- [0036] 또한, 심전도로부터 추출되는 특징점으로는, 평균 심박수(meanHR)와 9종의 심박변이도 관련 특징점(sdRR, rmssd, pRR50, VLF, LF, HF, nLF, nHF, LF/HF)이 있으며, 호흡신호로부터 추출되는 특징점으로는 3종의 특징점(RMS, IQR, MDA)과 호흡빈도를 나타내는 5종의 특징점(LF1, LF2, HF1, HF2, L/H)이 있다.
- [0037] 여기서, sdRR는 R-R 간격의 표준편차를 나타내고, rmssd는 R-R 간격의 제곱평균제곱근을 나타내고, pRR50는 50ms보다 큰 R-R 간격의 퍼센테이지를 나타내고, VLF는 0.00-0.04Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워를

나타내고, LF는 0.04-0.15Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워를 나타내고, HF는 0.15-0.40Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워를 나타내고, nLF는 (LF+HF)에 대한 LF의 비율을 나타내고, nHF는 (LF+HF)에 대한 HF의 비율을 나타내고, LF/HF는 HF에 대한 LF의 비율을 나타내고, RMS는 호흡신호의 제곱평균제곱근을 나타내고, IQR는 호흡신호의 사분위수 범위를 나타내고, MDA는 인접 호흡신호값 간 차이의 평균을 나타내고, LF1는 0.0-0.1Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, LF2는 0.1-0.2Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, HF1는 0.2-0.3Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, HF2는 0.3-0.4Hz 대역에서의 호흡신호 파워를 나타내고, L/H는 (HF1+HF2)에 대한 (LF1+LF2)의 비율을 나타낼 수 있다.

- [0038] 이후, 특징 선택 및 차원 축소 단계(S130)에서는 각각의 생체신호로부터 추출한 복수의 특징점으로부터 유의미한 일부의 특징점들만을 선별하여 특징점 데이터의 차원을 축소할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 상술한 30개의 특징점 중에서 기 정해진 개수의 특징점만을 선별하여 축소된 특징점 벡터를 생성할 수 있다.
- [0039] 여기서, 선택하는 특징점의 개수는 상황에 따라 가변 가능하며, 선택되는 특징점의 종류 또한 선택하는 개수 및 선택 방식에 따라 종속적으로 가변될 수 있다.
- [0040] 또한, 특징점 선택 방식은 다변량 분석법과 다변량 분석법 중 어느 하나일 수 있다.
- [0041] 여기서, 단변량 분석법은 각 특징점이 스트레스 수준 분석에 얼마나 용이한지를 정량적 수치로 개별 평가하고, 그 수치를 기반으로 스트레스 수준 분석에 가장 용이한 특징점을 기 설정된 개수만큼 선택하는 방식으로, 정량적 수치로는 상관계수, 분산분석 F-검정량 등이 있다.
- [0042] 한편, 다변량 분석법은 스트레스 수준 분석에 있어서 각 특징점의 용이성을 개별적으로 평가하지 않고, 기 설정된 개수의 특징점으로 구성된 특징점 조합의 용이성을 평가하고, 그 중 최적의 특징점 조합을 선택하는 방식이다.
- [0043] 본 발명의 일 실시예에서는, 단변량 분석법을 활용하여 10개의 최적 특징점 벡터를 선정하였다.
- [0044] 구체적으로, 분산분석 F-검정량을 활용한 단변량 분석 결과, EGG 특징점 2개(distT1, distT2), ECG 특징점 5개(sdRR, rmssd, VLF, LF, HF) 그리고 RESP 특징점 3개(MDA, LF2, HF1)로 구성된 특징점 벡터를 생성하였다.
- [0045] 또한, 스피어만 상관계수를 활용한 단변량 분석 결과, EGG 특징점 3개(distT2, distP4, meanDP), ECG 특징점 5개(sdRR, rmssd, VLF, LF, HF), RESP 특징점 2개(MDA, HF2)로 구성된 특징점 벡터를 생성하였다.
- [0046] 도 4 및 도 5를 참조하여 후술한 스트레스 수준 분석 결과는 분산분석 F-검정량을 활용한 단변량 분석 결과로 얻은 특징점 벡터를 활용한 경우의 비교 결과를 나타내는 것으로, 스피어만 상관계수를 활용한 단변량 분석 결과로 얻은 특징점 벡터를 활용한 경우에도 유사한 결과를 얻을 수 있다.
- [0048] 이후, 기계학습 분류기로 스트레스 수준 분석 단계(S140)에서는 선별된 특징점 데이터를 기계학습 분류기에 입력하여 스트레스 수준을 분석할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 기계학습 분류기로 로지스틱 회귀 또는 서포트 벡터 머신을 사용할 수 있으나, 반드시 이로 제한되는 것은 아니다. 또한, 기계학습 분류기는 선별된 특징점 데이터를 입력으로 받아서 스트레스 수준을 이진 분류, 즉 스트레스 유/무로 분류하여 결과를 출력할 수 있다.
- [0050] 도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템의 구성도이다.
- [0051] 도 3을 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템(300)은, 생체신호 수집부(310), 특징점 추출 및 선택부(320) 및 기계학습 분류기(330)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0053] 생체신호 수집부(310)는 스트레스 수준 분석을 위해 대상자의 생체신호를 수집하기 위한 것으로, 대상자의 위전도, 심전도 및 호흡신호를 수집할 수 있다.
- [0055] 특징점 추출 및 선택부(320)는 위전도, 심전도 및 호흡신호를 각각 시간 영역 및 주파수 영역에서 분석하여 복수의 특징점을 추출하고, 추출한 복수의 특징점으로부터 유의미한 일부의 특징점들만을 선별하여 특징점 데이터의 차원을 축소할 수 있다.
- [0057] 기계학습 분류기(330)는 선별된 특징점 데이터를 입력받아서 스트레스 수준을 분석하기 위한 것으로, 예를 들어 로지스틱 회귀 분류기 또는 서포트 벡터 머신 분류기일 수 있다.
- [0059] 각 구성요소의 구체적인 기능은 도 1 및 도 2를 참조하여 상술한 바와 동일하므로 이에 대한 중복적인 설명은 생략한다.
- [0060] 또한, 도 3을 참조하여 상술한 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석 시스템은 기계학습 분류가 가능한 프로세싱

장치에 의해 구현될 수 있다.

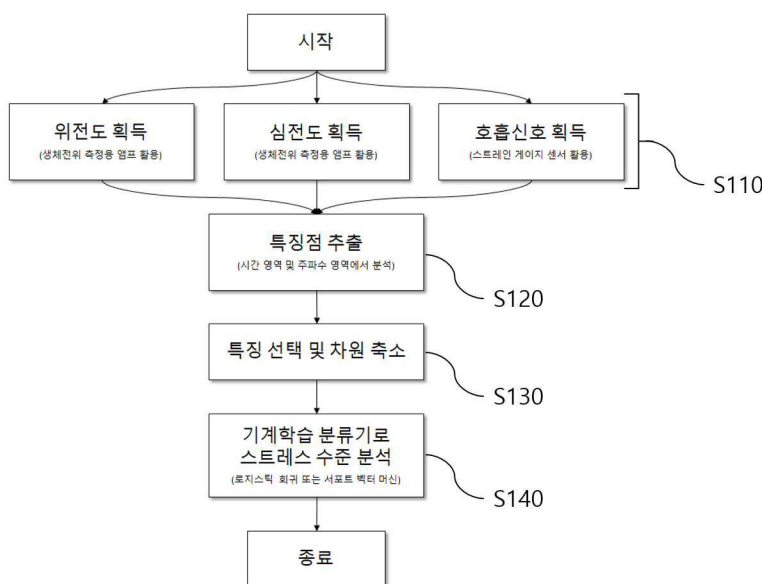
- [0062] 이하, 상술한 본 발명의 실시예에 따른 스트레스 수준 분석의 성능을 평가하기 위해, 종래 기술에 따른 ECG 및 RESP만을 활용한 스트레스 수준 분석 기술과 본 발명의 실시예에 따른 EGG까지 함께 활용한 스트레스 수준 분석 기술의 성능을 비교하였다.
- [0064] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석의 정확도를 종래 기술과 비교하여 도시하는 도면이다.
- [0065] 도 4를 참조하면, 로지스틱 회귀와 서포트 벡터 머신 분류기를 사용한 경우 모두에서, 본 발명의 실시예에 따라 위전도를 활용한 경우에 스트레스 수준 분석 정확도가 높음을 확인하였다. 특히, 로지스틱 회귀 분류기 기반 스트레스 분석의 경우, 정확도가 70% 이상으로 가장 우수한 성능을 보임을 확인하였다.
- [0067] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 위전도를 활용한 스트레스 수준 분석과 종래 기술에 따른 분석의 ROC 커브 밀면적을 비교하여 도시하는 도면이다.
- [0068] 도 5를 참조하면, 로지스틱 회귀와 서포트 벡터 머신 분류기를 사용한 경우 모두에서, 본 발명의 실시예에 따라 위전도를 활용한 경우에 ROC 커브 밀면적이 1에 가까워져 성능이 우수함을 확인하였다. 일반적으로 ROC 커브 밀면적이 0.7 이상이면 준수한 성능이라고 평가되는데, 서포트 벡터 머신 기반 스트레스 분석의 경우, 본 발명의 실시예에 따라 위전도를 활용함으로써 ROC 커브 밀면적이 0.7을 넘기게 됨을 확인하였다.
- [0070] 본 발명은 전술한 실시예 및 첨부된 도면에 의해 한정되는 것이 아니다. 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 있어, 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명에 따른 구성요소를 치환, 변형 및 변경할 수 있다는 것이 명백할 것이다.

**부호의 설명**

- [0071] 300: 스트레스 수준 분석 시스템
- 310: 생체신호 수집부
- 320: 특징점 추출 및 선택부
- 330: 기계학습 분류기

**도면**

**도면1**





도면2

신호	특징점	설명
위전도	distT1	0.017-0.033Hz 대역에서의 피크 주파수
	distT2	0.033-0.067Hz 대역에서의 피크 주파수
	distT3	0.067-0.133Hz 대역에서의 피크 주파수
	distT4	0.133-0.200Hz 대역에서의 피크 주파수
	distP1	0.017-0.033Hz 대역에서의 피크 신호 파워
	distP2	0.033-0.067Hz 대역에서의 피크 신호 파워
	distP3	0.067-0.133Hz 대역에서의 피크 신호 파워
	distP4	0.133-0.200Hz 대역에서의 피크 신호 파워
	meanDF	0.017-0.200Hz 대역에서의 평균 피크 주파수
	meanDP	0.017-0.200Hz 대역에서의 평균 피크 신호 파워
	DFIC	피크 주파수 기반의 위전도 불안정 계수
	DPIC	피크 신호 파워 기반의 위전도 불안정 계수
심전도	meanHR	평균 심박수
	sdRR	R-R 간격의 표준편차
	rmssd	R-R 간격의 제곱평균제곱근
	pRR50	50ms보다 큰 R-R 간격의 퍼센타이지
	VLF	0.00-0.04Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워
	LF	0.04-0.15Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워
	HF	0.15-0.40Hz 대역에서의 R-R 간격 신호 파워
	nLF	(LF+HF)에 대한 LF의 비율
	nHF	(LF+HF)에 대한 HF의 비율
	LF/HF	HF에 대한 LF의 비율
호흡신호	RMS	호흡신호의 제곱평균제곱근
	IQR	호흡신호의 사분위수 범위
	MDA	인접 호흡신호값 간 차이의 평균
	LF1	0.0-0.1Hz 대역에서의 호흡신호 파워
	LF2	0.1-0.2Hz 대역에서의 호흡신호 파워
	HF1	0.2-0.3Hz 대역에서의 호흡신호 파워
	HF2	0.3-0.4Hz 대역에서의 호흡신호 파워
	L/H	(HF1+HF2)에 대한 (LF1+LF2)의 비율

도면3

300



도면4

	로지스틱 회귀	서포트 벡터 머신
심전도, 호흡신호 특징점 활용	63.60 %	60.69 %
위전도, 심전도, 호흡신호 특징점 활용	70.15 %	66.42 %

도면5

	로지스틱 회귀	서포트 벡터 머신
심전도, 호흡신호 특징점 활용	0.703	0.673
위전도, 심전도, 호흡신호 특징점 활용	0.742	0.729