



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0066290
(43) 공개일자 2020년06월09일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/16 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/04 (2006.01)
 A61B 5/0404 (2006.01) A61B 5/0452 (2006.01)
 A61B 5/0472 (2006.01) G16H 50/20 (2018.01)
 G16H 50/30 (2018.01) G16H 50/70 (2018.01)
- (52) CPC특허분류
 A61B 5/165 (2013.01)
 A61B 5/0006 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2020-7005932
- (22) 출원일자(국제) 2018년08월28일
 심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2020년02월28일
- (86) 국제출원번호 PCT/IB2018/056558
- (87) 국제공개번호 WO 2019/043579
 국제공개일자 2019년03월07일
- (30) 우선권주장
 17188217.8 2017년08월28일
 유럽특허청(EPO)(EP)
 (뒷면에 계속)

- (71) 출원인
 이네스크 테크-인스티투토 드 엔젠하리아 드 시스
 테마스 이 컴퓨타도레스, 테크놀로지아 이 시엔시
 아
 포르투갈, 피-4200-465 포르토, 넘버 378, 루아
 닥터 로베르토 프리아스; 캠퍼스 다 에프이유피
- (72) 발명자
 트리구에이로스 다 실바 쿠냐, 조앙 파울루
 포르투갈, 4200-465 포르토, 루아 로베르토 프리아
 스 378, 캠퍼스 다 에프이유피, 이네스크 테크
 산토스 페이바, 조아나 이사벨
 포르투갈, 에스카페스 4520-022, 산타 마리아 다
 페이라, 디토. 1°, 넘버 85, 루아 파드레 알바노
 데 페이바 알프레스
- (74) 대리인
 최덕규

전체 청구항 수 : 총 19 항

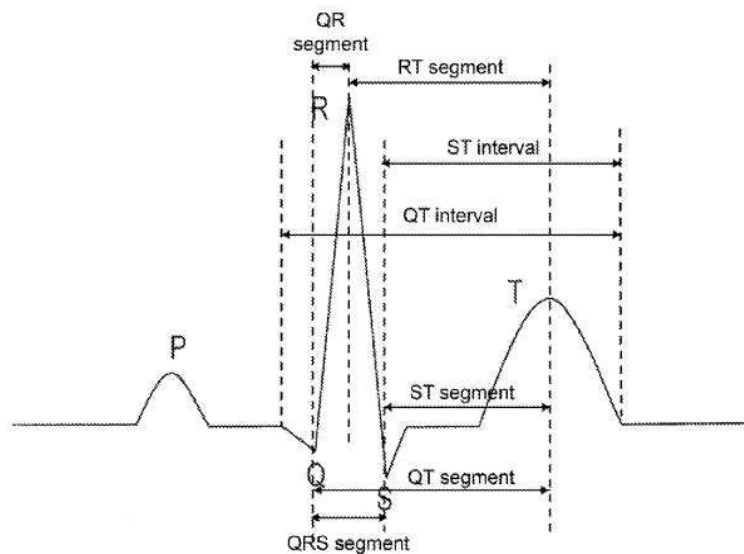
(54) 발명의 명칭 **박동 간 ECG 기능을 사용하여 스트레스를 감지하는 방법 및 장치**

(57) 요약

스트레스를 나타내는 지표를 계산하기 위한 방법 및 장치 그리고 대상으로부터 획득한 데이터의 개별 심장 박동 ECG 특징을 사용하여 스트레스를 감지하는 온라인 측정을 위한 장치로서, 획득한 데이터로부터 각 심장 박동의 데이터 샘플을 개별적으로 획득하는 단계; 각각의 상기 데이터 샘플로부터 기점 심장 박동 특징을 계산하는

(뒷면에 계속)

대표도 - 도3



단계; 사전에 상기 개별 대상의 개별 심장 박동으로부터 각각 획득한 기준 데이터 샘플의 것과 동일한 기점 심장 박동 특징을 사용하여 이전에 학습시킨 사전 학습된 분류자를 사용하여, 각 데이터 샘플을 스트레스 받은 것 또는 스트레스 받지 않은 것을 나타내는 것으로 분류하기 위해 전자 데이터 프로세서를 사용하는 단계; 개별 심장 박동으로부터 획득한 기준 데이터 샘플의 기점 심장 박동 특징을 사용하여 이전에 학습시킨 사전 학습된 분류자를 사용하여, 각 데이터 샘플을 스트레스 받은 것 또는 스트레스 받지 않은 것을 나타내는 것으로 분류하는 단계; 적어도 하나의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 스트레스의 조짐이 감지된 것으로 결정하는 단계를 포함한다. 하나의 데이터 샘플이 단 하나의 심장 박동 및 상기 하나의 심장 박동과 이전의 심장 박동 사이의 RR 간격의 지속 시간 동안 스트레스 받은 것으로 분류되었을 때 스트레스가 감지된 것으로 결정될 수 있다.

(52) CPC특허분류

- A61B 5/02405* (2013.01)
- A61B 5/04012* (2013.01)
- A61B 5/0404* (2013.01)
- A61B 5/0452* (2013.01)
- A61B 5/0472* (2013.01)
- A61B 5/7264* (2013.01)
- G16H 50/20* (2018.01)
- G16H 50/30* (2018.01)
- G16H 50/70* (2018.01)

(30) 우선권주장

- 110584 2018년02월22일 포르투갈(PT)
- 18158483.0 2018년02월23일
유럽특허청(EPO)(EP)

명세서

청구범위

청구항 1

개별 대상으로부터 획득한 데이터의 개별 심장 박동 ECG 특징을 사용하여 스트레스를 나타내는 지표의 온라인 측정을 위한 방법으로서,

획득한 데이터로부터 각 심장 박동의 데이터 샘플을 개별적으로 획득하는 단계;

개별 심장 박동의 상기 데이터 샘플로부터 한 세트의 기점 심장 박동 특징을 계산하기 위해 전자 데이터 프로세서를 사용하는 단계;

사전에 상기 개별 대상의 개별 심장 박동으로부터 각각 획득한 기준 데이터 샘플의 것과 동일한 기점 심장 박동 특징을 사용하여 이전에 학습시킨 사전 학습된 분류자를 사용하여, 각 데이터 샘플을 스트레스 받은 것(stressed) 또는 스트레스 받지 않은 것(not-stressed)을 나타내는 것으로 분류하기 위해 전자 데이터 프로세서를 사용하는 단계; 및

개별 심장 박동의 적어도 하나의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 스트레스의 지표가 감지된 것으로 결정하는 단계;

를 포함하고, 그리고

상기 기점 심장 박동 특징이 RT 및 QT간격을 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 기점 심장 박동 특징이 ST, QR, STc 및 RR을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 기점 심장 박동 특징이 QRS 및 ST간격을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 스트레스의 조짐이 박동간(beat-to-beat)에 측정되고, 그리고 하나의 데이터 샘플이 단 하나의 심장 박동 및 상기 하나의 심장 박동과 이전의 심장 박동 사이의 RR 간격의 지속 시간(time duration) 동안 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 상기 스트레스의 조짐이 감지된 것으로 결정되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 기점 심장 박동 특징이 RR, QR, RT, STc, QT간격, ST, 및 선택적으로 QRS 및 ST간격 기점 심장 박동 특징으로 이루어지는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서, 각각이 개별 심장 박동의 것인 1-50, 1-20, 1-10, 1-5, 1-2, 또는 오직 하나의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 스트레스의 조짐이 감지된 것으

로 결정되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서, 각각이 개별 심장 박동의 것인 데이터 샘플의 대다수가 획득한 데이터의 미리 결정된 기간 동안 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 스트레스의 조짐이 감지된 것으로 결정되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서, 미리 결정된 수의 개별 심장 박동의 연속 데이터 샘플이 스트레스 받은 것으로 분류되었을 때, 특히 개별 심장 박동의 50, 20, 10, 5 또는 2개의 연속 데이터 샘플이 스트레스 받은 것으로 분류되었을 때 스트레스의 조짐이 감지된 것으로 결정되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 사전 학습된 분류자가 선형 서포트 벡터 머신(SVM), 커널 서포트 벡터 머신(K-SVM), K-최근접 이웃(K-NN), 또는 랜덤 포레스트 분류자이고, 특히 상기 사전 학습된 분류자가 랜덤 포레스트 분류자인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 스트레스의 조짐의 측정이 상기 대상의 스트레스 간격을 나타내는 클래스의 감지의 시작 후에 미리 결정된 시간 간격 하에 스트레스의 조짐을 측정하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 11

대상으로부터 획득한 데이터의 개별 심장 박동 ECG 특징을 사용하는 온라인 스트레스 감지를 위한 방법을 실시하기 위한 프로그램 명령어를 포함하는 비일시적 저장 매체로서, 상기 프로그램 명령어가 제1항 내지 제10항의 어느 방법이라도 실행하기 위해 전자 데이터 프로세서로 실행 가능한 명령어를 포함하는 것을 특징으로 하는 비일시적 저장 매체.

청구항 12

개별 대상으로부터 획득한 데이터의 개별 심장 박동 ECG 특징을 사용하는 온라인 스트레스 감지를 위한 장치로서,

획득한 데이터로부터 각 심장 박동의 데이터 샘플을 개별적으로 획득하는 단계;

개별 심장 박동의 상기 데이터 샘플로부터 한 세트의 기점 심장 박동 특징을 계산하는 단계;

사전에 상기 개별 대상의 개별 심장 박동으로부터 각각 획득한 기준 데이터 샘플의 것과 동일한 기점 심장 박동 특징을 사용하여 이전에 학습시킨 사전 학습된 분류자를 사용하여, 각 심장 박동 데이터 샘플을 스트레스 받은 것 또는 스트레스 받지 않은 것으로 분류하는 단계;

적어도 하나의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것으로 분류되었을 때 스트레스가 감지된 것으로 결정하는 단계를 위해 구성된 데이터 프로세서 및 데이터 저장 매체를 포함하고, 그리고

상기 기점 심장 박동 특징이 RT 및 QT간격을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 기점 심장 박동 특징이 ST, QR 및 RR을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 기점 심장 박동 특징이 QRS 및 ST간격을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 15

제12항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서, 스트레스가 박동간에 측정되고 그리고

하나의 데이터 샘플이 단 하나의 심장 박동 및 상기 하나의 심장 박동과 이전의 심장 박동 사이의 RR 간격의 지속 시간 동안 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 스트레스가 결정되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 16

제12항 내지 제15항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 기점 심장 박동 특징이 RR, QR, RT, STc, QT간격, ST, 및 선택적으로 QRS 및 ST간격 기점 심장 박동 특징으로 이루어지는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 17

제12항 내지 제16항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 사전 학습된 분류자가 선형 서포트 벡터 머신(SVM), 커널 서포트 벡터 머신(K-SVM), K-최근접 이웃(K-NN), 또는 랜덤 포레스트 분류자이고, 특히 상기 사전 학습된 분류자가 랜덤 포레스트 분류자인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 18

제12항 내지 제17항 중 어느 한 항에 있어서, 스트레스의 감지가 한 심장 박동이 스트레스 받은 것으로 분류된 후에 미리 결정된 시간 간격 하에 스트레스를 감지하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 19

제12항 내지 제18항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 장치가 웨어러블 디바이스인 것을 특징으로 하는 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본원은 스트레스를 감지하는 장치 및 박동간(beat-to-beat) ECG 특징을 사용하여 스트레스를 나타내는 지표를 계산하는 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 몇 년 사이에는 생리적 데이터를 수집하는 장치의 인기 및 편리함이 급증했다. 이는 심장부정맥, 스트레스, 수면의 단계, 약물 사용, 및 감정의 감지와 같은 광범위한 관련 분류 작업을 위해 이 데이터를 사용

하려는 많은 노력으로 이어졌다[2]. 이 분류 작업에서의 성공은 교통사고 방지, 근로자의 효율성 증가, 건강상의 문제 완화, 더 효율적인 약물 사용 모니터링 그리고 인간-컴퓨터 상호작용 향상을 포함하는 공중 보건의 많은 영역에서 굉장이 광범위하고 그리고 유익한 적용을 가질 것이다[2].

[0003] 소방관은 스트레스가 가장 큰 악영향을 미치는 직업 중 하나이다. 소방관은 스트레스가 많고 그리고 지치게 하는 상황에 항상 노출되어, 이 직업군의 종사자 사이에 큰 비율을 차지하는 관상 동맥성 심장 질환을 가질 위험이 더 높다.

[0004] 항공 교통 관제(ATC) 또한 굉장히 복잡한 과정이다[20]. 그는 상당부분이 인간의 능력에 의존하고 그리고 그는 생사가 걸려있다는 것 뿐만 아니라 항공 활동의 큰 경제적인 비용에 대해서도 큰 책임 또한 포함한다. 항공 교통 관제사(ATC)의 업무 복잡성의 많은 부분은 날씨, 교통 관리 계획(traffic management initiatives), 공항 공사, 유지 관리, 및 다른 사건들에 대응하여 끊임없이 계획을 다시 세우는 것을 요구하는 계획되지 않은 작업으로 특징지어 진다[20].

[0005] 상기의 이유는 소방관 및 항공 교통 관제사를 스트레스 감지 실험의 유력한 후보자로 만든다. 이렇게 하는 것으로 두 집단 모두 그리고 다른 최초 반응자에서의 대상의 지각된 스트레스 수준 및 ECG(Electrocardiogram)와 같은 생리적 신호를 동시에 분석하는 것은 모든 상황에서 적용 가능한 보편적인 스트레스 감지 해결법을 향한 첫 단계이다[2.4]. 급성 스트레스 이벤트(acute stress events)는 심장혈관계 및 신경분비계에 의한 생리적 반응을 유발하기 때문에, 시간 및 주파수 영역(domain) 모두에서의 ECG 유래 특징이 스트레스 모니터링에 널리 사용되었고 그리고 대상의 스트레스 및 각성 상태(arousal state) 변화와 높은 상관 관계를 갖는다[4]. 실제로 많은 저자가 인간 감정(human affect) 맥락에서 ECG 특징의 사용을 탐구해왔다. 이 그룹들의 대부분은 창 유래 심박 변이도(Window-derived Heart Rate Variability: W-HRV) 특징을 사용하여 주로 감정 감지에 중점을 둔다[7]. 그러나 이 후자의 방법에는 결점이 있다. 창의 사용은 스펙트럼 특징(spectral features)을 포함하는 넓은 범위의 특징이 사용될 수 있게 하지만, 이 창은 보통 80 내지 300초이며 이는 시간 해상도(temporal resolution)를 저하시키고 그리고 그러한 창을 사용하는 감지기의 계산 복잡성을 증가시킨다.

[0006] 스트레스를 감지하기 위한 방법은 정확도 뿐만 아니라, 각 방법의 시간 해상도 및 계산 속도로도 평가되어야 한다. 스트레스가 많은 이벤트는 건강한 그리고 건강하지 않은 사람의 심혈관 기능(예를 들어 부정맥, 심근병증 등)에서의 이상과 연결되어 있어서 즉각적인 스트레스 감지가 매우 바람직하기 때문에, 그러한 측정 체계(metrics)는 높은 중요도를 가질 수 있다.

[0007] 이러한 사실들은 본원이 다루는 기술적인 문제를 실례로 나타내기 위해 개시된 것이다.

발명의 내용

[0008] 스트레스 감지에서 창 유래 심박 변이도(W-HRV) 방법은 월등하게 가장 많이 사용되는 특징 추출 방법이다. 그러나 이 W-HRV 방법은 다양한 트레이드오프를 수반하여 스트레스 감지에 있어서 대안적인 방법 개발의 동기가 된다. 우리는 스트레스 감지를 위해 본원에 개시된 심장 박동 형태학(heart beat morphology: HBM)을 사용하는 방법을 특징 추출을 위한 종래의 W-HRV 방법과 비교한다. 이 방법들을 적절하게 평가하기 위해 우리는 13명의 소방관(FF) 및 11명의 항공 교통 관제사(ATC)의 그룹의 ECG, 액티그래프(actigraphy), 및 심리적 자기평가 측정치를 기록하면서 상기 그룹에 스트레스를 유발하기 위해 트리어 사회적 스트레스 테스트(Trier Social Stress Test: TSST)를 실행했다. 우리는 이 실험의 데이터를 두 가지 모두의 특징 추출 방법을 각 유형의 집단 각자(FF 및 ATC)에 대한 계산 복잡성(computational complexity), 감지 해상도 성능, 및 이벤트 국소화 성능(event localization performance) 면에서 분석하기 위해 활용한다. 우리의 결과는 각 방법이 스트레스 감지에서 그를 사용하기 위한 이상적인 적소(niche)를 가진다는 것을 보여준다. W-HRV는 스트레스 이벤트 식별(stress event identification)에서 더 높은 성과(performance)를 보이지만(정확도에서 7% 더 높고, 정밀도에서 17% 더 높고 그리고 F1 점수가 22% 더 높음) HBM에 비해 그의 존재를 감지하는 데 훨씬 더 많은 시간을 필요로 한다(95% 더 필요 - 16초 대 0.79초). 따라서 본원에 개시된 방법, HBM은 온라인 "고속" 스트레스 감지 맥락에서 더 효과적인 경향이 있는 반면, W-HRV는 오프라인 후처리 시나리오에서 더 적합한 것으로 보인다. 이 결과들은 두 직업 그룹 모두에서 재현 가능했다. 그에 더하여 본원에 개시된 방법, HBM은 W-HRV보다 훨씬 더 적은 계산력을 필요로 한다.

[0009] 본원은 스트레스를 나타내는 지표(indicator)를 계산하는 방법을 포함한다.

[0010] 개별 대상으로부터 획득한 데이터의 개별 심장 박동 ECG 특징을 사용하여 스트레스의 조짐의 온라인 측정을 위

한 방법이 개시되었고, 상기 방법은 다음을 포함한다:

- [0011] 획득한 데이터로부터 각 심장 박동의 데이터 샘플을 개별적으로 획득하는 단계;
- [0012] 개별 심장 박동의 상기 데이터 샘플로부터 한 세트의 기점(fiducial) 심장 박동 특징을 계산하는 단계;
- [0013] 사전에 상기 개별 대상의 개별 심장 박동으로부터 각각 획득한 기준 데이터 샘플의 것과 동일한 기점 심장 박동 특징을 사용하여 이전에 학습시킨 사전 학습된 분류자를 사용하여, 각 데이터 샘플을 스트레스 받은 것(stressed) 또는 스트레스 받지 않은 것(not-stressed)을 나타내는 것으로 분류하는 단계;
- [0014] 적어도 하나의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 스트레스의 조짐이 감지된 것으로 결정하는 단계, 그리고
- [0015] 상기 기점 심장 박동 특징은 RT 및 QT간격을 포함한다.
- [0016] 한 구체예에서 상기 기점 심장 박동 특징은 ST, QR, STc 및 RR을 더 포함한다.
- [0017] 한 구체예에서 상기 기점 심장 박동 특징은 QRS 및 ST간격을 더 포함하고, 특히 QTc를 더 포함한다.
- [0018] 대상으로부터 얻은 데이터의 개별 심장 박동 ECG 특징을 사용하는 스트레스의 지표의 온라인 측정(on-line determining)을 위한 방법 또한 개시되고, 상기 방법은 다음을 포함한다:
- [0019] 획득한 데이터로부터 각 심장 박동의 데이터 샘플을 개별적으로 획득하는 단계;
- [0020] 상기 데이터 샘플로부터 기점 특징 RR, QR, RT, ST간격, STc, QT간격, QTc, ST 및 QRS를 계산하는 단계;
- [0021] 사전에 개별 심장 박동으로부터 얻은 기준 데이터 샘플의 기점 심장 박동 특징 RR, QR, RT, ST간격, STc, QT간격, QTc, ST 및 QRS를 사용하여 이전에 학습시킨 사전 학습된 분류자를 사용하여, 각 데이터 샘플을 스트레스 받은 것 또는 스트레스 받지 않은 것을 나타내는 것으로 분류하는 단계;
- [0022] 적어도 하나의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 스트레스의 지표가 감지된 것으로 결정하는 단계.
- [0023] 한 구체예에서는 사용된 기점 특징이 RR, QR, RT, STc, QT간격, ST, 그리고 선택적으로 QRS 및 ST간격 기점 특징으로 이루어진다.
- [0024] 한 구체예에서 하나의 데이터 샘플이 단 하나의 심장 박동 및 상기 한 하나의 심장 박동과 이전의 심장 박동 사이의 RR 간격의 지속 시간(time duration) 동안 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때, 스트레스의 조짐이 감지된 것으로 결정된다.
- [0025] 한 구체예에서는 1-50, 1-20, 1-10, 1-5, 1-2, 또는 오직 하나의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 스트레스의 조짐이 감지된 것으로 결정된다.
- [0026] 한 구체예에서는 획득한 데이터의 미리 결정된 기간 동안 대다수의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것을 나타내는 것으로 분류되었을 때 스트레스의 조짐이 감지된 것으로 결정된다.
- [0027] 한 구체예에서는 미리 결정된 수의 연속 심장 박동이 스트레스 받은 것으로 분류되었을 때, 특히 50, 20, 10, 5 또는 2개의 심장 박동이 스트레스 받은 것으로 분류되었을 때 스트레스의 조짐이 감지된 것으로 결정된다.
- [0028] 한 구체예에서 상기 사전 학습된 분류자는 선형 서포트 벡터 머신(SVM), 커널 서포트 벡터 머신(K-SVM), K-최근접 이웃(K-NN), 또는 랜덤 포레스트 분류자이다.
- [0029] 한 구체예에서는 상기 사전 학습된 분류자가 랜덤 포레스트 분류자이다.
- [0030] 한 구체예에서 스트레스의 조짐의 결정은 스트레스를 나타내는 것으로 분류된 심장 박동 후 미리 결정된 시간 간격 하에 스트레스의 조짐을 감지하는 것을 포함한다.
- [0031] 본원은 작업(operational) 목적, 특히 소방 활동 및 항공 교통 관제 작업 목적을 위해 스트레스를 나타내는 상기 지표를 계산하는 것을 포함한다.
- [0032] 대상으로부터 획득한 데이터의 개별 심장 박동 ECG 특징을 사용하는 온라인 스트레스 감지를 위한 방법을 실시하기 위한 프로그램 명령어를 포함하는 비일시적 저장 매체 또한 개시되었고, 상기 프로그램 명령어는 개시된 방법 어느 것이라도 실행하기 위해 전자 데이터 프로세서로 실행 가능한 명령어를 포함한다.

- [0033] 개별 대상으로부터 획득한 데이터의 개별 심장 박동 ECG 특징을 사용하는 온라인 스트레스 감지를 위한 장치 또한 개시되었고, 상기 장치는 다음을 위해 구성된 데이터 프로세서 및 데이터 저장 매체를 포함한다:
- [0034] 획득한 데이터로부터 각 심장 박동의 데이터 샘플을 개별적으로 획득하는 단계;
- [0035] 개별 심장 박동의 상기 데이터 샘플로부터 한 세트의 기점 심장 박동 특징을 계산하는 단계;
- [0036] 사전에 상기 개별 대상의 개별 심장 박동으로부터 각각 획득한 기준 데이터 샘플의 것과 동일한 기점 특징을 사용하여 이전에 학습시킨 사전 학습된 분류자를 사용하여, 각 데이터 샘플을 스트레스 받은 것 또는 스트레스 받지 않은 것으로 분류하는 단계;
- [0037] 적어도 하나의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것으로 분류되었을 때 스트레스가 감지된 것으로 결정하는 단계, 그리고
- [0038] 상기 기점 심장 박동 특징은 RT 및 QT간격을 포함한다.
- [0039] 개별 대상으로부터 획득한 데이터의 개별 심장 박동 ECG 특징을 사용하는 온라인 스트레스 감지를 위한 장치 또한 개시되었고, 상기 장치는 다음을 위해 구성된 데이터 프로세서 및 데이터 저장 매체를 포함한다:
- [0040] 획득한 데이터로부터 각 심장 박동의 데이터 샘플을 개별적으로 획득하는 단계;
- [0041] 각 상기 데이터 샘플로부터 기점 특징 RR, QR, RT, ST간격, STc, QT간격, QTc, ST 및 QRS를 계산하는 단계;
- [0042] 사전에 개별 심장 박동으로부터 획득한 기준 데이터 샘플의 기점 특징 RR, QR, RT, ST, STc, QTc, ST 및 QRS를 사용하여 이전에 학습시킨 사전 학습된 분류자를 사용하여, 각 심장 박동 데이터 샘플을 스트레스 받은 것 또는 스트레스 받지 않은 것으로 분류하는 단계;
- [0043] 적어도 하나의 데이터 샘플이 스트레스 받은 것으로 분류되었을 때 스트레스가 감지된 것으로 결정하는 단계.
- [0044] 한 구체예에서는 스트레스의 감지가 스트레스 받은 것으로 분류된 심장 박동과 상기 대상의 스트레스 간격의 시작 사이의 미리 결정된 시간 간격 하에 스트레스를 감지하는 것을 포함한다.
- [0045] 한 구체예에서 상기 장치는 웨어러블 디바이스이다.

도면의 간단한 설명

- [0046] 하기의 도면들은 실례를 사용하여 발명의 설명을 분명히 하기 위한 바람직한 구체예를 제공하는 것으로, 본 발명의 범위를 제한하는 것으로 보아서는 안 된다.
 - 도 1:** 본 발명의 방법의 한 구체예의 약도. VAS - 시각 아날로그 척도(Visual Analogue Scales). TSST - 트리어 사회적 스트레스 테스트, 여기서 1은 시작/종료 이벤트를 나타내고, 2는 중간(intermediate) 이벤트를 나타내고, 3은 시각 척도를 나타내고, 4는 자기 보고를 나타낸다.
 - 도 2:** 기점 Q, R, S 및 T를 가지고, 그리고 QT 및 ST간격을 추출하는 데 기여한 점들이 표시된, FF 2로부터의 ECG의 일부분의 약도.
 - 도 3:** 분류 작업에서 사용된 9개의 시간 간격 중 6개를 보여주는 심장 박동 파형의 스케치의 약도: QR 분절; RT 분절; ST간격; QT간격; ST 분절 및 QRS 분절.
 - 도 4:** 분류 방법의 한 구체예를 요약한 약도.
 - 도 5:** 감지 프로토콜로서 사용된 분류 방법의 한 구체예의 요약의 약도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0047] 하기는 본원의 방법에 관한 것으로, 특히 본원에서 사용된 샘플 집단 데이터 세트의 설명에 관한 것이다.
- [0048] 높은 연령 변동성(소방관: 3 여성; 나이: 31±11세; 항공 교통 관제사: 3 여성; 나이: 47±6세)을 가진 13명의 소방관 및 11명의 항공 교통 관제사의 집단 샘플로부터 획득한 데이터 세트가 본원의 이점을 입증하기 위한 연구에 사용되었다. 심장혈관계 질병의 병력 및/또는 심혈관 관련 처방약 병력을 가진 대상으로부터 기록된 데이터는 포함되지 않았다.
- [0049] 하기는 이 연구의 실험실 프로토콜의 설명에 관한 것이다. 적용된 실험실 프로토콜(도 1)은 우리 실험실에 의한

이전의 연구에서 실시되었고 그리고 소방관에게 급성 스트레스를 유발하는 데 적합한 프로토콜인 것이 입증되었다[4]. ECG 신호는 단일 유도로부터 500Hz에서 VitalJacket[®] [9](VJ)을 사용하여 실험 기간 내내(약 1시간) 끊임없이 획득되었다. 상기 VJ는 사용자의 일과에 영향을 주지 않으면서도 실시간으로 ECG 신호를 수집할 수 있는 웨어러블 바이오모니터링 플랫폼(티셔츠의 형태)이다. 이는 액티그래프 프로파일을 위한 ECG 신호 보정을 가능하게 하는 3축 가속계 시스템 또한 포함한다.

[0050] 자원자가 수행한 실험실 프로토콜(도 5 참조)은 자원자들이 과제를 하는 동안 의자에 편하게 앉아 있는 세 개의 주요 과제(main tasks)로 이루어졌다. 스트레스가 인지 수행에 미치는 영향을 평가하기 위해 그리고 ECG 기준선 판독치(baseline reading)를 수집한 후, 2-선택 반응 시간 과제(CRTT1)[10]가 실시되었다. 이 과제는 참가자가 자극에 대해 최대한 빠르게 버튼을 클릭하는 것으로 반응할 것을 요구했다. 상기 자극은 세 가지 상이한 유형의 표적으로 이루어졌다: 모두 사인파 격자 무늬(sinewave grating pattern)로 채워진 네모 위에 있는 왼쪽을 가리키는 화살표(왼쪽 화면); 화살표가 오른쪽을 향하고 있는 것을 제외하고는 동일한 자극(오른쪽 화면); 과제 동안 각각의 자극의 출현 사이에 화면 중앙에 계속 남아있는 격자 네모 단독(화살표 없음)(중앙 화면)(도 1에 도시됨). 이에 이어서 트리어 사회적 스트레스 테스트(TSST)[8], 심리적 스트레스 평가 절차의 최적 표준이 적용되었다. 대상이 스트레스 조건에 노출된 후, 대상은 상기에 기술된 간단한 CRTT(CRTT2)를 다시 수행했다. 각 주요 과제 후(CRTT1 후, TSST 후 그리고 CRTT2 후)에 시각 아날로그 척도(VAS)[11]가 스트레스 심리적 자기평가를 위해 사용되었다. 참가자는 각 주요 이벤트 사이에 휴식 시간을 가질 수 있게 하였다. "TSST" 이벤트에 해당하지 않는 모든 ECG 기반 샘플은 "비 스트레스(non-stress)"로 표지되었고 그리고 나머지는 "스트레스"로 표지되었다.

[0051] 자원자가 수행한 실험실 프로토콜은 자원자들이 과제를 하는 동안 의자에 편하게 앉아 있는 세 개의 주요 과제로 이루어졌다. 스트레스가 인지 수행에 미치는 영향을 평가하기 위해 2-선택 반응 시간 과제(CRTT1)[10]가 실시되었다. 이에 이어서 트리어 사회적 스트레스 테스트(TSST)[8], 심리적 스트레스 평가 절차의 최적 표준이 적용되었다. 대상이 스트레스 조건에 노출된 후, 대상은 상기에 기술된 간단한 CRTT(CRTT2)를 다시 수행했다. 각 주요 과제 후(CRTT1 후, TSST 후 그리고 CRTT2 후)에 시각 아날로그 척도(VAS)가 스트레스 심리적 자기평가를 위해 사용되었다.

[0052] 하기는 ECG 처리 및 특징 추출에 관한 것이다. 문헌에서 특징 추출을 위한 주된 방법은 특징이 고정된 길이의 시간 간격으로부터 추출되며 각 샘플이 이 간격의 상이한 이동(shift)을 나타내는 W-HRV 접근법을 사용하기 때문에[7], 우리는 소방관과 항공 교통 관제사 모두에서 W-HRV 대 개시된 HBM 방법을 사용하는 제안된 분류 문제에서 달성한 정확도를 비교했다. HBM에서 각 심장 박동 파형은 개별 샘플로 취급되었다.

[0053] 두 개의 방법을 비교하기 위하여, 우리는 선행 기술 문서들에서 사용된 것들과는 대조적으로 현재 사용된 특징들에 대해 각 방법을 위한 개별 세트의 표지된(labelled) 샘플을 만들었다(표 1 참조).

표 1

[0054] 심장 박동 형태학(HBM) 특징 [4], [12]	창 유래 심박 변이도(W-HRV) 특징 [6], [7]	
1. RR 분절 2. QR 분절 3. RT 분절 4. ST간격 5. STc 간격 6. QT간격	주파수 영역	1. [0-0.015]Hz에서 스펙트럼 전력 2. [0.015-0.025]Hz 대역에서 스펙트럼 전력 3. [0.025-0.050]Hz 대역에서 스펙트럼 전력 4. [0.050-0.120]Hz 대역에서 스펙트럼 전력 5. [0.120-0.300]Hz 대역에서 스펙트럼 전력 6. [0.300-0.400]Hz 대역에서 스펙트럼 전력
7. QTc 간격 8. ST 분절 9. QRS 분절	시간 영역	7. AVNN(NN 간격의 평균) 8. SDNN(MV 간격의 표준 편차) 9. rMSSD(연속 MV 간격의 평균 제곱 차이의 제곱근) 10. pNN50(50ms 이상 차이나는 연속 NN 간격의 쌍의 수) 11. MV 간격의 제곱의 평균의 RMS

[0055] 표 1: 각 유형을 위한 분류 작업에서 사용된 특징의 열거

[0056] 하기는 본원에 개시된 방법, HBM 특징 추출에 관한 것이다. 프로토콜의 상이한 단계 중에 획득된 ECG 심장 박동

은 데이터 세트의 각자의 샘플을 특징 짓는 특징으로서 이 심장 박동 각각으로부터 추출된 시간적 측정 체계(temporal metrics)를 갖는 샘플로 간주된다. 그러므로 ECG 심장 박동(데이터 세트 샘플)은 그가 획득된 프로토콜 단계에 따라 "스트레스가 많은" 또는 "스트레스가 많지 않은" 이벤트에 해당하는 것으로 표지되었다. [4]에 따라, 실험의 TSST 부분에서 수집된 심장 박동 만이 양성 범주(positive class) 안에 있는 것으로 표지되었고, 나머지는 음성 범주 안에 있는 것으로 표지되었다.

[0057] 한 세트의 9개의 특징이 각 심장 박동 파형으로부터 추출되었다. 이 접근법에서 사용된 특징은 기점 Q, R, S 및 T 사이의 시간적 거리에 근거한 것이고 그리고 우리의 이전의 연구[4]에서 채택된 ECG 형태학 기반 특허 출원중 [12, 21] 처리 기법을 사용하여 추출되었다(도 2 및 도 3 참조).

[0058] R점은 널리 알려진 판 톰킨스 알고리즘[13]을 사용하여 위치를 찾아낸 첫 기점이었다. 기존의 문헌은 ECG 기점을 감지하기 위한 최고의 방법이 저차 다항식 여과(low order polynomial filtering)에 근거한 것이라고 보여주는 것을 고려했을 때, 나머지 기점(Q, S 및 T)은 원신호에 10Hz의 차단 주파수로 2차 버터워스 저역통과 필터를 적용한 후에 위치를 찾았다. 기점은 이전에 수립된 심리적 시간 간격에 근거하여 발견되었다[15]. Q점은 각 R점 전에 0.10초의 시간의 창(time window)을 고려하여 신호 파생물(derivative)을 계산하는 것으로 발견되었다. 각 심장 박동에 대해 이 시간의 창 내의 마지막 피크는 Q점으로 표지되었다. S점은 마찬가지로 신호 파생물에 근거한 유사한 방법을 적용하는 것으로 위치가 확인되었다. 파생물이 음성에서 양성 값으로 바뀌는 제1 시간 표지(temporal mark), R점 0.05초 이후가 S점으로 지정되었다. T 파동의 피크의 위치를 찾기 위하여, 각 심장 박동에 대해 각 QRS 복합(QRS complex) 후에 0.05 내지 0.40초의 시간의 창 내에서 신호의 파생물이 양성에서 음성 값으로 바뀌는 마지막 시간 인덱스(temporal index)가 계산되었다.

[0059] QR, RT, ST 및 QRS 분절은 도 3에 도시된 대로 계산되었다. RR 간격은 두 개의 연속적인 R점 사이의 간격으로 정의되었다. 선행 기술에 반해서, R은 시간적 특징으로서 사용되고 그리고 덜 복잡한 방식이며, 또한 계산량이 더 적다. QT의 시작의 지표는 각 Q점 후에 0.03초의 시간의 창 내에서 파생물이 양성에서 음성으로 바뀌는 마지막 점으로 계산되었다. T 파동의 끝은 T 피크 후에 0.15초 내에서 신호 파생물이 음성에서 양성 값으로 바뀌는 마지막 점에 일치하는 지표로서 계산되었다. STc 및 QTc 간격 또한 포함되었다. 이들은 바체트 식[16]을 사용하여 각 심장 박동에 대한 심박수의 간섭에 대해 보정된 ST 및 QT간격이다:

$$[0060] \quad QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}}, \quad ST_c = \frac{ST}{\sqrt{RR}}$$

[0061] 이 과정을 통해 QR, RT, ST, RR 및 QRS 분절에 더하여 ST, QT, STc 및 QTc 간격이 각 심장 박동에 대해 계산되었다. 또한 QT 분절은 처음에는 고려되었지만 여러 개의 다른 특징들과 높은 상관 관계를 가지는 것으로 밝혀져 분류 작업에서 제외되었고, 나머지 9개의 특징이 HBM 방법에 사용되었다(표 1 참조).

[0062] 9개의 시간적 거리 측정치 모두를 계산한 후, 다음의 조건[15]을 충족시키지 않은 HB를 식별하는 것으로 심장박동 잡음(noisy HBs)이 제거되었다:

$$[0063] \quad QR \leq 0.075s \text{ 및 } 0.200 < QTc < 0.360s$$

[0064] 하기는 W-HRV 특징 추출에 관한 것이다. 일반 랜덤 포레스트 분류자로 우리의 학습 세트를 10배 교차 검증하는 것으로 80초의 고정된 창 길이가 선택되었다. 이 창 안에 있는 심장 박동 파형의 대다수가 스트레스 이벤트에 해당되는 것으로 표지되었다면 각 창이 스트레스 이벤트에 해당되는 것으로 표지되었다.

[0065] 문헌에 따라[7], 판 톰킨스 알고리즘[13]으로 계산된 RR-간격에서 롬-스카글 주기도(Lomb-Scargle Periodogram)가 계산되었고 그리고 6개의 스펙트럼 특징은 표 1에 기술된 여러 대역의 각각에서의 전력에 근거하여 추출되었다[7]. 스펙트럼 특징에 더하여, 우리는 5개의 시간 기반 HRV 특징 또한 추출했다(표 1에 기술됨)[7].

[0066] 그러므로 각 창으로부터 총 11개의 W-HRV 특징이 추출되었고, 이는 HBM 방법에서의 9개의 특징과 대조적이다(표 1).

[0067] 하기는 분류 작업에 관한 것이다. 우리는 대상 내의(대상 간의 보다는) 이벤트 감지에 관하여 각 방법의 효율성을 평가하기 위해 우리의 프로토콜에서 동일 인물 데이터에 학습 및 시험했다(도 4 참조). 이는 각 대상의 샘플을 5개의 동일한 크기의 무작위 그룹으로 나누고 그리고 단일 잔류(leave-one-out) 시험 방법을 사용하는 것으로 실시되었다. 이는 5회 실시되어 최종적으로 각 대상의 시계열에 있는 모든 샘플이 그와 연관된 점수를 가지게 된다. 그런 다음 이 점수는 그가 수집된 시간적으로 순차적인 순서로 다시 배열하기 위해 순열배치를 해제시

켰다(un-permuted). 이는 각 대상의 시계열에 있는 모든 샘플에 대한 점수의 벡터를 순서대로 주었다. 이 점수 벡터 및 기준 실제값(ground truth) 벡터를 사용하여, 우리는 HBM과 W-HRV를 다섯 개의 상이한 표준 측정 체계로 비교했다: 정확도, 정밀도, 회상(Recall), F1 점수, 및 수신자 조작 특성 곡선 아래 면적(Area Under the Receiver Operating Characteristic curve: AUROC).

- [0068] HBM 특징 대 W-HRV 특징의 효율성을 평가하는 용도를 위해 여러 분류자가 비교되었다. 그 중에는 선형 서포트 벡터 머신(SVM), 커널 서포트 벡터 머신(K-SVM), K-NN(K-최근접 이웃) 및 랜덤 포레스트 모델들이 있었다.
- [0069] 우리는 각 모델을 위해 각 대상에 대한 최선의 파라미터를 찾기 위해 5배 교차 검증 그리드 서치(grid search)를 사용했다. 랜덤 포레스트에 있는 모델의 수는 2의 증가로 2부터 70까지의 그리드 서치에 의해 선택되었다. SVM C 파라미터 그리드 서치는 10배씩 10^{-4} 로부터 10^4 까지였다. K-SVM 시그마 그리드 서치는 10배씩 10^{-4} 로부터 10^4 까지였다. K-NN K 그리드 서치는 2의 증가로 1부터 20까지였다.
- [0070] 이가 끝난 다음, 각 대상에 대해 가장 큰 평균 교차 검증 폴드(fold) F1-점수를 가진 모델은 각자의 대상에 대한 나머지 실험 및 평가에 사용되었다. 모든 경우에서 검증 세트에서 가장 높은 성과를 갖는 모델은 랜덤 포레스트 분류자였고, 대상 및 방법에 따라 사용된 트리의 수가 달랐다. 각 트리 분할(tree split)로부터 샘플을 추출한 예측 변수의 수는 총 예측 변수의 수의 제곱근이었다.
- [0071] 우리는 하기에 논하는 세 가지 주요 영역에서 HBM을 W-HRV와 비교했다: 계산 복잡성, 스트레스 국소화(stress localization), 및 스트레스 감지.
- [0072] HBM 특징은 기점을 탐지하고 그리고 전체 HBM 방법을 계산에서 $O(n)$ 으로 만드는 관련 특징을 유도하는 데 필요한 기본 연산을 실행하는 데 ECG 신호를 통하는 단일의 통과(single pass)만을 필요로 한다.
- [0073] W-HRV의 각각의 새로운 이동에 있어서, 오래된 창의 끝으로부터 16초가 제거되고 그리고 시계열의 다음 16초가 새로운 창의 앞에 더해진다. 새로운 창 전체를 위해 룬 주기가 유래된다. 룬 주기는 $O(n \log(n))$ 이다. 나머지 HRV 특징은 $O(n)$ 이고 그에 따라 전체 W-HRV 방법은 $O(n \log(n) + n)$ ($O(n \log(n))$)이다.
- [0074] 계산 복잡성에서의 이 차이는 HBM 특징 또는 W-HRV 특징이 빛을 발하는 스트레스 이벤트 감지에서의 상이한 적소를 시사한다. W-HRV 특징은 이 영역들에서 유선형 계산의 필요성을 고려해 볼때 온라인 감지 또는 웨어러블 기술에 적절하지 않을 수도 있다. 대신에 W-HRV는 스트레스 이벤트의 오프라인 분석에 더 적합할 수 있다.
- [0075] 스트레스 국소화는 스트레스 이벤트의 정확한 시간적 경계(temporal bounds)를 구하는 과정이다. 본질적으로 스트레스 국소화의 본질은 스트레스 이벤트 내의 모든 샘플에 동일한 중요성을 제공한다. 이를 염두에 두고, 이 영역에서 각 방법을 평가하기 위해 우리는 상에서 유래된 측정 체계를 사용했다. 각 방법에 대해 모든 대상(항공 교통 관제사 및 소방관 따로) 전체의 평균 성과 측정치는 표 2에 도시된다.

표 2

		정확도	정밀도	회상	F1 점수	AUROC
소방관	HBM	0,837	0,703	0,595	0,628	0,845
	HRV	0,928	0,865	0,800	0,814	0,958
	차이	0,091	0,162	0,205	0,186	0,114
항공 교통 관제사	HBM	0,861	0,711	0,527	0,590	0,833
	HRV	0,906	0,889	0,817	0,845	0,956
	차이	0,045	0,178	0,289	0,255	0,123

- [0077] 표 2: 각 방법 및 직업에 대한 평균 시험 점수
- [0078] HRV 성과는 HBM 보다 더 낫다: 대략적으로 정확도에서 7%, 정밀도에서 17% 및 F1 점수에서 22%의 차이(표 2 참조). W-HRV 방법은 목적이 스트레스 이벤트의 정확한 시작, 끝, 그리고 기간을 구하는 것일 때 오프라인으로 데이터를 후처리하는 데 더 효과적인 것으로 보인다.
- [0079] 스트레스 국소화와는 달리, 스트레스 감지는 이벤트의 서포트의 정확한 경계를 구하는 것을 목적으로 하지 않는다. 대신에 그는 온라인 방식으로 언제 이벤트가 시작하는지를 계산(최대한 빠르게)하려고 시도한다.
- [0080] 우리는 경계까지의 정규화된 거리(Normalized Distance to Boundary)(D)를 백분율로 다음과 같이 정의하고:

$$D = \frac{d}{L} \cdot 100$$

[0081]

[0082] 여기서 d는 예상되는 스트레스 표지 및 스트레스 간격의 시작 사이의 최단 거리이고, 그리고 L은 스트레스 간격의 길이이다. 하기의 표에서는 구체적으로 각 방법 및 집단에 대한 이 측정치 면에서의 성과가 도시된다.

표 3

[0083]

		D(%)	창 길이(초)	시간 해상도(초)
소방관	HBM	1,55	0,79 *	0,79 *
	HRV	2,03	80,00	16,00 **
	차이	0,48	79,21(99%)	15,21(95%)
항공 교통 관제사	HBM	5,32	0.76 *	0.76 *
	HRV	3,88	80,00	16,00 **
	차이	-1,44	79,24(99%)	15,24(95%)

[0084]

* 심장 박동의 평균 길이

[0085]

** 80%의 창 중첩(window overlap)

[0086]

표 3: 경계까지의 정규화된 거리 및 시간 해상도.

[0087]

따라서 다음을 확인할 수 있다:

[0088]

- HRV 및 HBM은 스트레스 경계를 감지하는 데 유사한 성과를 갖는다(스트레스 경계까지의 거리, 표 3에서 측정 체계 D).

[0089]

- 스트레스 경계를 감지하는 데 필요한 창 길이가 HBM에 대해서는 98% 더 작다(표 3 참조).

[0090]

- 스트레스 감지 시간 해상도가 HBM에 대해서는 90% 더 작다(표 3 참조).

[0091]

- HRV는 더 정확하고 정밀하지만 큰 창이 필요하고 그리고 낮은 시간 해상도를 가지는 반면, HBM은 덜 정확하고 정밀하지만 스트레스를 더 큰 시간 해상도로 감지하고, 굉장히 작은 창을 필요로 한다(평균적으로 단 하나의 심장 박동 및 이전의 R 피크까지 그의 RR 거리).

[0092]

- 만약 빠른 원인과 결과 스트레스 감지기를 찾는다면, HBM이 HRV 보다 훨씬 나은 특징을 갖는다. 그럼에도 불구하고 정밀하고 정확한 스트레스 감지기를 원하고 시간 해상도를 포기할 수 있다면 HRV가 HBM 보다 더 나은 방법이다.

[0093]

W-HRV 및 HBM이 스트레스 이벤트 감지에서 특정한 적용을 갖는다는 것이 본원에서 명백하다. W-HRV 방법은 조금 더 높은 "정확도"(F1 점수)를 갖지만 더 많은 계산을 요구하고 그리고 매우 좋은 감지 결과를 얻지 않는다.

[0094]

그에 비해 HBM 방법은 훨씬 적은 계산((O(n)) 계산 복잡성)을 요구하고 그리고 감지의 영역에서 뛰어난 결과를 보인다. 이는 HBM 방법을 온라인 처리 및 감지에서의 사용을 위한 훌륭한 후보로 만드는 반면, W-HRV 방법은 아마 시계열 데이터의 오프라인 후처리에 더 적합하다. 그러므로 각 적용은 정확한 감지와 빠른 감지의 이점을 저울질해봐야 한다. 공평한 비교를 제공하기 위해 우리는 양쪽 모두에 거의 같은 수의 특징을 사용했다.

[0095]

감지 방법에서 사용된 특징은 굉장히 짧은 기간에서, 상이한 양 만큼 스트레스를 감지하는 것의 의도하는 결과와 관련이 있는 것으로 밝혀졌다. 표 4의 가중치(weights)가 이를 나타낸다. 가장 높은 가중치를 갖는 특징이 반드시 최고의 감지기를 제공하지는 않는다는 것에 주의해야 하는데, 그 관계성이 선형이 아닌데다가 이 가중치로부터 간단하게 직접적으로 예측 가능한 것이 아니기 때문이다.

표 4

[0096]

특징	절대값(가중치)
RT	0,713
RR	0,456
QT간격	0,286
ST	0,266

QR	0,229
STc	0,220
QS	0,125
ST간격	0,113
QTc	0,047

[0097] 표 4: 성과 대 기점 특징.

[0098] 감지 방법에서 사용된 특징은 또한 굉장히 짧은 기간에서, 이상적으로는 아주 적은 심장 박동 기간(heartbeat periods)에 있는 한 심장 박동 기간에서 스트레스를 감지하는 것의 의도하는 결과와 관련이 있는 것으로 밝혀졌다. 표 5는 상이한 수 및 조합의 심장 박동 기점 특징에 대해 얻은 상이한 결과를 도시한다.

표 5

특징	평균 정확도	SD 정확도	평균 F1	SD F1
RT	0,800	0,106	0,563	0,254
RT + QT간격	0,888	0,078	0,705	0,221
RR + STc + QTc	0,912	0,034	0,783	0,142
RT + RR + QT간격	0,892	0,069	0,725	0,190
RT + RR + QT간격 + ST + QR + STc	0,934	0,031	0,809	0,179
RT + RR + QT간격 + ST + QR + STc + QS + ST간격	0,936	0,027	0,826	0,130
RT + RR + QT간격 + ST + QR + STc + QS + ST간격 + QTc	0,940	0,028	0,826	0,130

[0100] 표 5: 성과 대 기점 특징

[0101] 단일 심장 박동 기간 감지에 있어서, 다른 가능성과 비교했을 때, 단일 특징의 사용은 조금 못한 결과를 제공한다는 것을 볼 수 있다. RT, QT간격과 같은 2개의 특징, 또는 RR, STc, QTc와 같은, 또는 RT, RR, QT간격과 같은 3개의 특징을 사용하는 것은 일부 유스 케이스에서 허용 가능한 결과를 제공한다. 또한 더 많은 특징을 추가하는 것으로 더 높은 질의 결과를 가능하게 하여, 6개의 특징 RT, RR, QT간격, ST, QR, STc, 또는 심지어 8개의 특징 RT, RR, QT간격, ST, QR, STc, QS, ST간격에 있어서 향상된 정확도를 제공한다.

[0102] RT를 사용하는 결과는 균일하게 더 나은 결과를 제공했다. 처음에는 RR이 더 유망한 후보이었을 것이기 때문에, 이는 뜻밖이었다. 뿐만 아니라 QT간격 또한 RT와 조합되었을 때 균일하게 더 나은 결과를 제공했다. 특히 RT, RR, QT간격, ST, QR, STc의 조합은 단일 심장 박동 기간에 있어서 특히 좋은 감지 결과를 제공했다. 그 뒤에 특징 QS 또는 QTc를 더하는 것은 결과를 많이 향상시키지 않았다.

[0103] 하기의 참조 문헌은 그 전문이 본원에 참조로 포함된다.

[0104] [2] J. Cunha, "PHealth and wearable technologies: A permanent challenge," Stud. Health Technol. Inform, vol. 177, pp. 185-195, 2012.

[0105] [4] J. Paiva, S. Rodrigues, and J. Cunha, "Changes in ST, QT and RR ECG intervals during acute stress in firefighters: A pilot study," in Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the. IEEE, 2016, pp. 3378-3381.

[0106] [7] A. Voss, R. Schroeder, A. Heitmann, A. Peters, and S. Perz, "Shortterm heart rate variability - influence of gender and age in healthy subjects," PloS one, vol. 10, no. 3, p. e0118308, 2015.

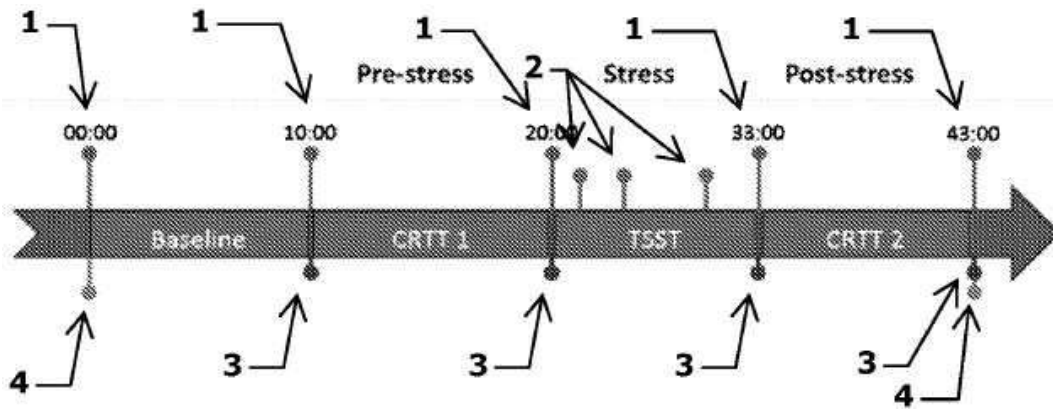
[0107] [8] M. Birkett, "The Trier Social Stress Test protocol for inducing psychological stress," Journal of visualized experiments: JoVE, vol. 19, no. 56, 2011.

[0108] [9] J. Cunha, B. Cunha, A. Pereira et al., "Vital-jacket: A wearable wireless vital signs monitor for patients' mobility in cardiology and sports," in Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2010 4th International Conference on. IEEE, 2010, pp. 1-2.

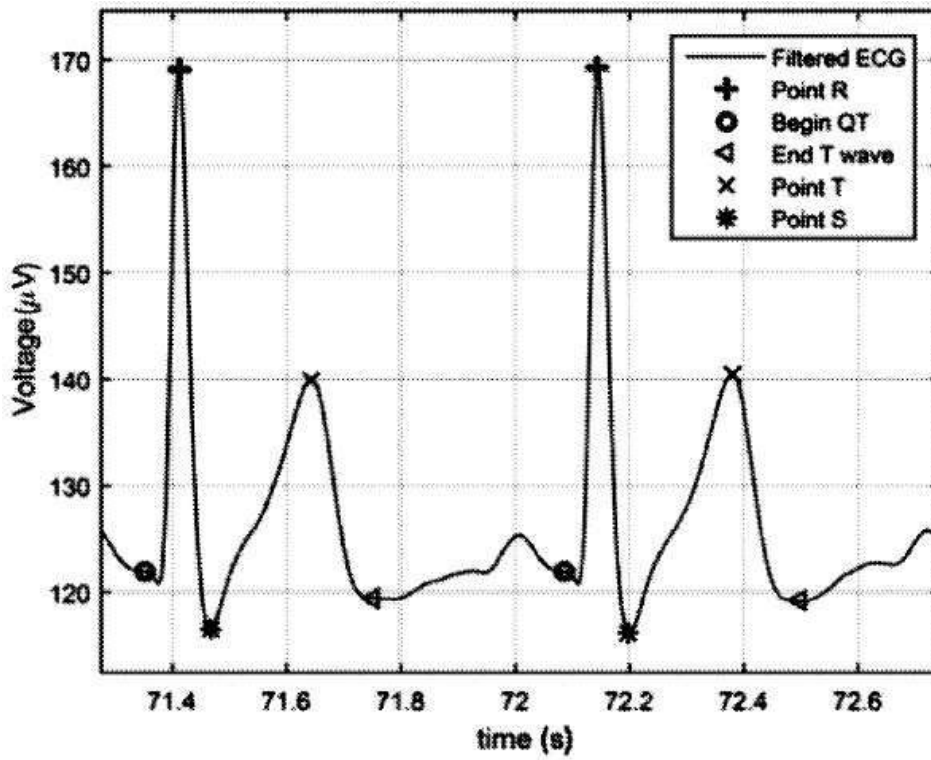
- [0109] [10] J. Paiva, "Predicting lapses in attention: a study of brain oscillations, neural synchrony and eye measures," MSc Thesis, University of Coimbra, pp. 33-36, 2014.
- [0110] [12] J. Cunha and J. Paiva, "Biometric Method and Device for Identifying a Person Through an Electrocardiogram (ECG) Waveform - ref. PT109357," 2016, PT109357.
- [0111] [13] J. Pan and W. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, 1985.
- [0112] [15] D. Clifford, "ECG statistics, noise, artifacts, and missing data," Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis, vol. 6, pp. 55-99, 2006.
- [0113] [16] H. Bazett, "An analysis of the time-relations of electrocardiograms," Heart, vol. 7, pp. 353-370, 1920.
- [0114] [20] Koros A., D.R.P.S., Panjwani G., Ingurgio V., D'Arcy J.F. Complexity in air traffic control towers: A field study part 1. Complexity factors; Virginia 2003; pp 1-125.
- [0115] [21] Paiva JS, Dias D, Cunha JPS (2017) Beat-ID: Towards a computationally low-cost single heartbeat biometric identity check system based on electrocardiogram wave morphology. PLOS ONE 12(7): e0180942. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0180942>.
- [0116] 본원에서 사용된 용어 "포함"은 명시된 특징, 정수, 단계, 구성요소의 존재를 나타내려고 한 것이지만, 하나 이상의 다른 특징, 정수, 단계, 구성요소 또는 이들의 그룹의 존재 또는 부가를 불가하게 하려는 의도는 아니다.
- [0117] 본원에 개시된 방법의 특정한 구체예의 순서도가 도면에 도시되었다. 순서도는 어느 특정한 수단을 도시하지 않고, 더 정확하게 순서도는 당업계의 통상의 기술자가 본원에 따라 요구되는 방법을 수행하는데 필요한 기능 정보를 도시한다.
- [0118] 당업계의 통상의 기술자라면, 본원에 달리 명시되지 않는 한, 기술된 단계의 특정한 순서는 오직 실례를 이용하여 나타낸 것이며 본원에서 벗어나지 않고도 다양할 수 있다는 것을 인식할 것이다. 따라서 달리 명시되지 않는 한, 기술된 단계는 순서가 정해져있지 않아서, 가능하다면, 단계가 어느 편리한 또는 바람직한 순서로도 실행될 수 있다.
- [0119] 그에 더하여 본 발명이 하나 이상의 청구항으로부터 또는 발명의 설명의 관련된 부분으로부터 하나 이상의 제한, 요소, 조항, 기술적인 용어(descriptive terms) 등이 또 다른 청구항에 도입되는 모든 변형, 조합, 및 순열을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 예를 들어, 다른 청구항에 종속되는 어느 청구항이라도 동일한 인용 청구항(base claim)에 종속되는 어느 다른 청구항에서 찾을 수 있는 하나 이상의 제한을 포함하도록 수정될 수 있다.
- [0120] 본원에 기술된 발명의 특정 구체예가 본원에 기술된 어느 전자 데이터 프로세서와 같은 컴퓨터 프로세서를 갖는 컴퓨터 시스템에서의 실행을 가능하게 하는 제어 논리를 갖는 펌웨어 및/또는 컴퓨터 사용 가능 매체에 있는 코드(예를 들어 소프트웨어 알고리즘 또는 프로그램)로서 포함될 수 있다는 것이 인식될 것이다. 그러한 컴퓨터 시스템은 일반적으로 실행에 부합되게 프로세서를 구성하는 코드의 실행으로부터의 출력을 제공하도록 구성된 기억 장치를 포함한다. 상기 코드는 펌웨어 또는 소프트웨어로서 배열될 수 있고, 그리고 이산 코드 모듈, 함수 호출, 절차 호출 또는 객체 지향 프로그래밍 환경에 있는 객체와 같은, 본원에 기술된 다양한 모듈 및 알고리즘을 포함하는 한 세트의 모듈로서 구조화될 수 있다. 모듈을 사용하여 구현될 경우, 상기 코드는 단일 모듈 또는 안에서 상기 코드가 본원에 기술된 바와 같이 관련된 기능을 수행하기 위해 실행되는 기계를 구성하기 위해 서로 협동하여 작동하는 복수의 모듈을 포함할 수 있다.
- [0121] 본원은 어느 방식으로든 기술된 구체예에 제한되는 것으로 보아서는 안 되고 그리고 당업계의 통상의 기술자는 그의 수많은 변형 가능성을 내다 볼 수 있을 것이다. 상기에 기술된 구체예는 병합이 가능하다. 하기의 청구항은 본원의 특정한 구체예를 더 제시한다.

도면

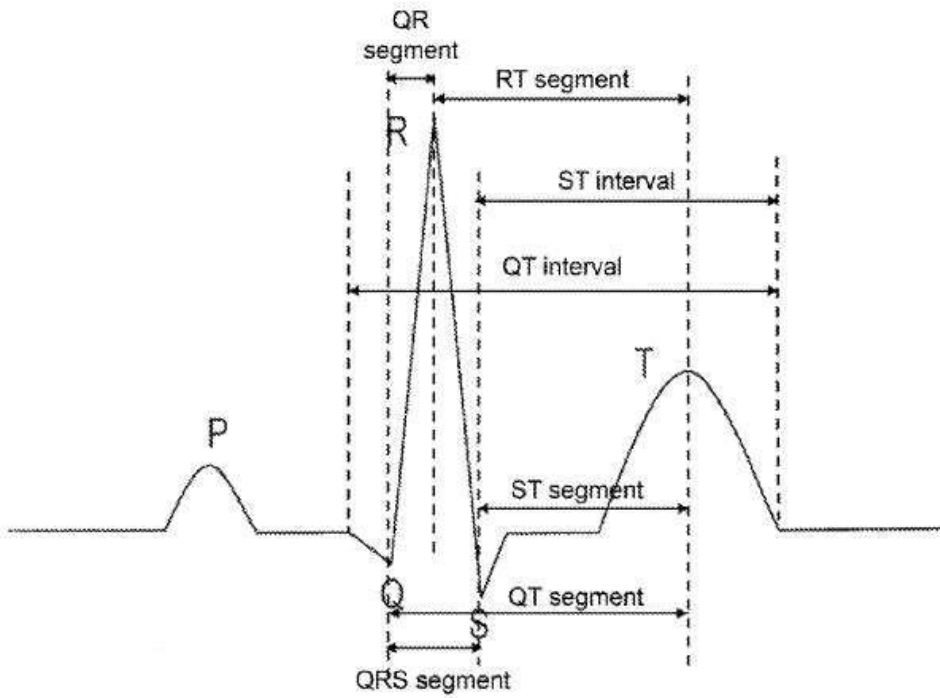
도면1



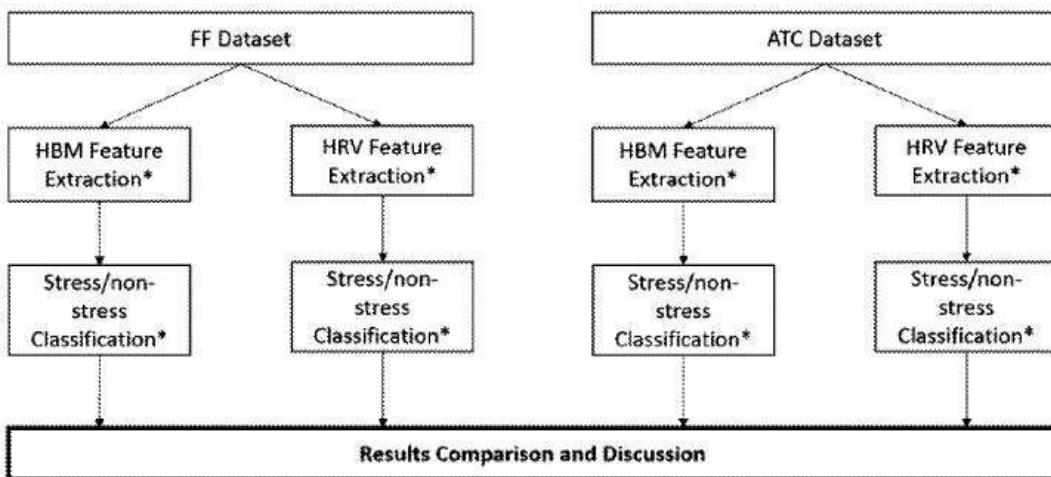
도면2



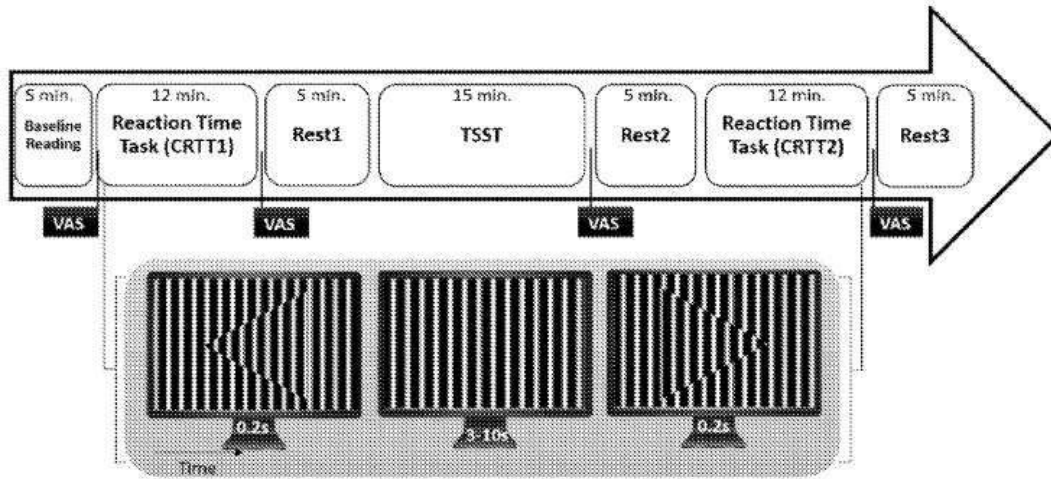
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	利用心跳之间的心电图功能检测压力的方法和装置		
公开(公告)号	KR1020200066290A	公开(公告)日	2020-06-09
申请号	KR1020207005932	申请日	2018-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	社会技术系统工程研究所、计算机科学和捷		
发明人	트리구에이로스 다 실바 쿠냐, 조앙 파올루 산토스 페이바, 조아나 이사벨		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/04 A61B5/0404 A61B5/0452 A61B5/0472 G16H50/20 G16H50/30 G16H50/70		
CPC分类号	A61B5/165 A61B5/0006 A61B5/02405 A61B5/04012 A61B5/0404 A61B5/0452 A61B5/0472 A61B5/7264 G16H50/20 G16H50/30 G16H50/70 A61B5/4812		
代理人(译)	Choedeokgyu		
优先权	2017188217 2017-08-28 EP 2018110584 2018-02-22 PT 2018158483 2018-02-23 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用从受试者获取的数据的个体心跳ECG特征在线检测压力的方法和装置，包括：从所获取的数据中分别获取每个心搏的数据样本；从每个所述数据样本计算基准特征RR，QR，RT，STinterval，STc，QTinterval，QTc，ST和QRS；使用预先训练过的分类器对每个数据样本进行重分类，该分类器先前使用基准心跳特征RR，QR，RT，STinterval，STc，QTinterval，QTc，ST和QRS从先前从个体获取的参考数据样本中进行训练心跳，确定当至少一个数据样本被分类为压力时检测到的压力。当在以下时间段内将一个数据样本归类为压力时，可以确定检测到压力：仅一个心跳以及所述一个心跳与先前心跳之间的RR距离。

