



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0105425
 (43) 공개일자 2018년09월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) **A61B 5/024** (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01)

(52) CPC특허분류
A61B 5/4824 (2013.01)
A61B 5/02416 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0032479
 (22) 출원일자 2017년03월15일
 심사청구일자 2017년03월21일

(71) 출원인
연세대학교 산학협력단
 서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자
유선국
 서울시 중구 퇴계로90길 74, 101동 1002호 (신당동, 래미안신당하이베르아파트)

(74) 대리인
민혜정

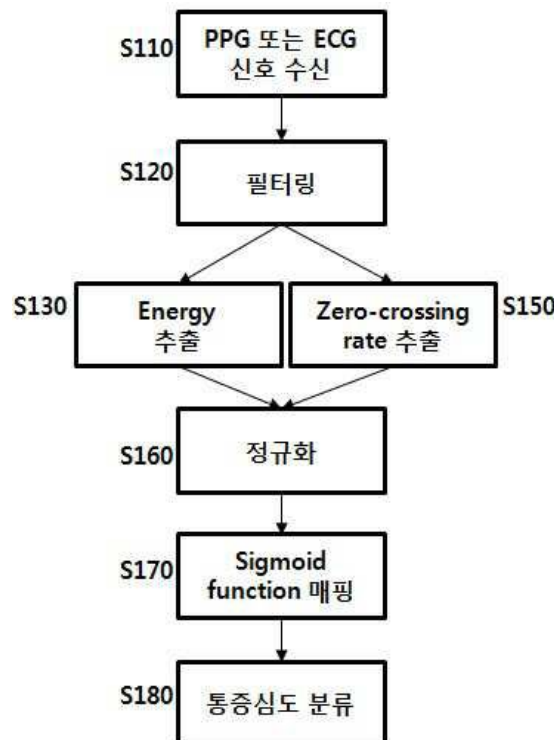
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 발명의 명칭 **생체신호 기반 통증심도 분류 장치 및 방법**

(57) 요약

본 발명은 심전도(ECG), 광용적 맥파(Photoplethysmograph, PPG) 측정 장치를 이용하여 통증심도를 분류하는 생체신호 기반 통증심도 분류 장치 및 방법에 관한 것으로, 보다 상세히는, ECG 또는 PPG 신호로부터, 통증자극으로 교감신경계가 흥분되면 혈류량과 빈맥 감소에 따른 ECG 신호 또는 PPG 신호의 주요한 특징인 에너지(Energy), (뒷면에 계속)

대표도 - 도2



영(0) 교차율(Zero-crossing rate)를 추출하여 정규화하고, 정규화된 에너지와 영 교차율에 가중치를 두어 계산한 값을 시그모이드 함수(Sigmoid function)를 통해 통증심도지표를 나타내어, 간단하면서도 정확도가 높은 통증심도 분류가 가능한, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치 및 방법에 관한 것이다.

본 발명은, 맥파(PPG, 광용적맥파) 센서부 또는 심전도(ECG) 센서부로부터 검출된 맥파 신호 또는 심전도신호가 A/D 변환부를 통해 디지털신호로 변환되어 연산처리부로 전송되고, 연산처리부는 수신된 맥파신호 또는 심전도신호로부터 통증심도지표를 검출하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치에 있어서, 연산처리부는, 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 에너지 및 영 교차율을 검출하여 정규화하고, 에너지의 시그모이드 함수 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 구하고, 에너지의 시그모이드 함수에 기 설정된 에너지 가중치를 곱한 값과, 영 교차율의 시그모이드 함수에 기 설정된 영 교차율 가중치를 곱한 값을 합하여, 통증심도지표로서 출력한다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/0402 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7271 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

맥파(PPG, 광용적맥파) 센서부 또는 심전도(ECG) 센서부로부터 검출된 맥파 신호 또는 심전도신호가 A/D 변환부를 통해 디지털신호로 변환되어 연산처리부로 전송되고, 연산처리부는 수신된 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 통증심도지표를 검출하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치에 있어서,

연산처리부는, 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 에너지(Energy) 및 영 교차율(Zero-crossing rate)를 검출하여 정규화하고, 정규화된 에너지 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 이용하여, 통증심도지표를 검출하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

연산처리부는, 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 에너지 및 영 교차율을 검출하여 정규화하고, 에너지의 시그모이드 함수 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 구하고, 에너지의 시그모이드 함수에 기 설정된 에너지 가중치를 곱한 값과, 영 교차율의 시그모이드 함수에 기 설정된 영 교차율 가중치를 곱한 값을 합하여, 통증심도지표로서 출력하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

연산처리부는 A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호를, 잡음을 제거하기 위해 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 기 설정된 에너지검출 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파 신호 또는 기준시간당 심전도 신호의 에너지를 구하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

연산처리부는 A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호를, 잡음을 제거하기 위해 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 최대값과, 최소값과, 최대값일 때의 시간인 최대점 시간, 최소값일 때의 시간인 최소점 시간을 검출하고, 영교차 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 부호가 바뀌는 횟수를 영 교차율로서 구하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

영교차 기준 시간구간은, 최대점 시간의 앞으로 15초만큼 전 시점부터, 최대점 시간 시점까지 인 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

연산처리부는, 에너지의 표준 정규분포(Standard Gaussian Distribution)로, 에너지를 나누어서 정규화하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

연산처리부는, 영교차율의 표준 정규분포로, 영 교차율을 나누어서 정규화하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

연산처리부는, 에너지의 표준 정규분포를 구하기 위해서, 신호검출 초기에, 표준 정규분포 검출 시간구간 동안, A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서 잡음을 제거하는 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 에너지검출 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파 신호 또는 기준시간당 심전도 신호의 에너지들을 구하고, 구하여진 기준시간당 맥파 신호 또는 기준시간당 심전도 신호의 에너지들에서, 표준편차와 평균을 구하여 에너지의 표준 정규분포를 구하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

연산처리부는, 영교차율의 표준 정규분포를 구하기 위해서, 신호검출 초기에, 표준 정규분포 검출 시간구간 동안, A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서 잡음을 제거하는 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 영교차 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 부호가 바뀌는 횟수인 영 교차율을 구하고, 표준편차와 평균을 구하여 영교차율의 표준 정규분포를 구하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 10

제7항에 있어서,

연산처리부는, 신호검출 초기에, 표준 정규분포 검출 시간구간 동안, A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서 잡음을 제거하는 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 표준편차와 평균을 구하여 맥파 신호 또는 심전도 신호의 표준 정규분포를 구하여, 구하여진 맥파 신호 또는 심전도 신호의 표준 정규분포를, 에너지의 표준 정규분포 및 영교차율의 표준 정규분포 대신에 사용하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치.

청구항 11

맥파(PPG, 광용적맥파) 센서부 또는 심전도(ECG) 센서부로부터 검출된 맥파 신호 또는 심전도신호가 A/D 변환부를 통해 디지털신호로 변환되어 연산처리부로 전송되고, 연산처리부는 수신된 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 통증심도지표를 검출하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법에 있어서,

연산처리부는, 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 에너지(Energy) 및 영 교차율(Zero-crossing rate)를 검출하여 정규화하고, 정규화된 에너지 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 이용하여, 통증심도지표를 검출하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

연산처리부는, 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 에너지 및 영 교차율을 검출하여 정규화하고, 에너지의 시그모이드 함수 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 구하고, 에너지의 시그모이드 함수에 기 설정된 에너지 가중치를 곱한 값과, 영 교차율의 시그모이드 함수에 기 설정된 영 교차율 가중치를 곱한 값을 합하여, 통증심도지표로서 출력하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

연산처리부는, A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호를, 잡음을 제거하기 위해 필터링을 행하고,

필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 기 설정된 에너지검출 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파 신호 또는 기준시간당 심전도 신호의 에너지를 구하고,

필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 최대값과, 최소값과, 최대값일 때의 시간인 최대점 시간, 최소값일 때의 시간인 최소점 시간을 검출하고, 영교차 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 부호가 바뀌는 횟수를 영 교차율로서 구하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 14

제13항에 있어서,

영교차 기준 시간구간은, 최대점 시간의 앞으로 15초만큼 전 시점부터, 최대점 시간 시점까지 인 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 15

제13항에 있어서,

연산처리부는, 에너지의 표준 정규분포(Standard Gaussian Distribution)로, 에너지를 나누어서 정규화하며, 영교차율의 표준 정규분포로, 영 교차율을 나누어서 정규화하는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 16

맥파(PPG, 광용적맥파) 센서부 또는 심전도(ECG) 센서부로부터 검출된 맥파 신호 또는 심전도신호가 A/D 변환부를 통해 디지털신호로 변환되어 연산처리부로 전송되고, 연산처리부는 수신된 맥파신호 또는 심전도 신호를 잡음을 제거하기 위해 리쉐이프 필터(reshape filter)를 이용하여 필터링을 행하고, 필터링된 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 통증심도지표를 검출하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법에 있어서,

연산처리부는 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 에너지검출 기준 시간구간 동안, 필터링 맥파 신호 또는 심전도 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파 신호 또는 기준시간당 심전도 신호의 에너지를 구하는, 에너지 연산단계;

연산처리부는 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 최대값과, 최소값과, 최대값일 때의 시간인 최대점 시간, 최소값일때의 시간인 최소점 시간을 검출하고, 최소점 또는 최대점을 기준으로 하는 영교차 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 부호가 바뀌는 횟수를 영 교차율로서 구하는, 영 교차율 연산단계;

에너지 연산단계에서 구한 에너지에 대해서, 에너지의 표준 정규분포로, 에너지 연산단계에서 구한 에너지를 나누어서 정규화하고, 영 교차율 연산단계에서 구한 영 교차율에 대해서, 영교차율의 표준 정규분포로, 영 교차율 연산단계에서 구한 영 교차율을 나누어서 정규화하는, 정규화 단계;

연산처리부는, 정규화 단계에서 출력된, 정규화된 에너지와, 정규화된 영교차율을, 시그모이드 함수에 적용하여, 에너지의 시그모이드 함수 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 구하고, 에너지의 시그모이드 함수에 기 설정된 에너지 가중치를 곱한 값과, 영 교차율의 시그모이드 함수에 기 설정된 영 교차율 가중치를 곱한 값을 합하여, 통증심도지표로서 구하는, 시그모이드 함수 연산단계;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 17

제16항에 있어서,

리쉐이프 필터는 0.5 Hz 내지 8 Hz의 주파수를 통과하게 하는 필터인 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 18

제16항에 있어서,

시그모이드 함수 연산단계에서, 통증심도지표는,

$$w_1/(1+\exp(-\alpha E))+w_2/(1+\exp(-\alpha Z))$$

(단, E는 정규화된 에너지이고, Z는 정규화된 영 교차율이며, α 는 기울기 매개변수이고, w_1 은 에너지 가중치이고, w_2 는 영 교차율 가중치임)

에 의해 구하여지는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 19

제18항에 있어서,

기울기 매개변수(α)는 1.5 내지 1.8 이고, 에너지 가중치(w_1)와 영 교차율 가중치(w_2)의 합은 1인 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 20

제18항에 있어서,

통증심도지표는, 0과 1사이의 값을 가지는 것을 특징으로 하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법.

청구항 21

제11항 내지 제20항 중 어느 한 항에 기재된 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 구동방법을 컴퓨터로 구현하기 위한 프로그램이 기록된, 컴퓨터로 판독가능한 기록매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심전도(ECG), 광용적 맥파(Photoplethysmograph, PPG) 측정 장치를 이용하여 통증심도를 분류하는 생체신호 기반 통증심도 분류 장치 및 방법에 관한 것으로, 보다 상세히는, ECG 또는 PPG 신호로부터, 통증자극으로 교감신경계가 흥분되면 혈류량과 빈맥 감소에 따른 ECG 신호 또는 PPG 신호의 주요한 특징인 에너지(Energy), 영(0) 교차율(Zero-crossing rate)를 추출하여 정규화하고, 정규화된 에너지와 영 교차율에 가중치를 두어 계산한 값을 시그모이드 함수(Sigmoid function)를 통해 통증심도지표를 나타내어, 간단하면서도 정확도가 높은 통증심도 분류가 가능한, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로, 통증의 원인에 따라서, 통증은 침해 수용성통증(nociceptive pain), 신경인성 통증(neurogenic pain), 비기질성 동통 또는 심인성 동통(psychogenic pain)으로 나뉜다. 또한, 발생부위에 따라서, 체성(體性)통(somatic pain), 내장통(visceral pain), 중추통(central pain)으로 나뉘며, 체성통은 표면통과 심부통으로 나뉜다.

[0003] 또한, 통증을 빠른 통증(Fast pain)인지 또는 느린 통증(Slow pain)인지를 분류한다.

[0004] 통증의 심도는, 몸의 소정 부위의 어느 정도 깊이에서 발생하는 통증인가를 나타내는 것으로, 즉, 발생부위에 따라 통증을 분류하는 것이다. 일반적으로 통증은 환자의 주관에 따라 달라지므로, 이를 분류하는 것은 상당히 어렵다. 현재로는 통증의 심도를, 객관적이고, 수치적이며, 정확하게 분류하는 이렇다할 방법이 없다. 따라서, 통증의 심도를 결정하는 객관적이고 수치적이며 간단하면서도 정확도가 높은 생체신호 기반 통증심도 분류 장치 및 방법이 요망된다.

[0005] 선행기술로, 국내 공개특허 제10-2006-0017510호가 있으며, 이 발명은, 의심 심장질환 원인의 신호 및 증상을 갖는 환자에서 급성 관상동맥 증후군과 같은 임상적인 발병의 검진, 진단 및 위험도 계층화에 관한 것이다. 이 발명은 ECG 검출하고, 그 이외에, 환자의 체액 등의 물질 스트림(샘플)을 추출하여 시험관 내진단 분석법을 이용한 샘플 데이터를 취득하고, 이들을 이용하여, 진단 및 위험도 계층화를 한다. 특히, 이 발명에서는 심전도(ECG) 파라미터에서, ST 절편 이동 또는 T-파 변화가 없는 ECG는 “음성”으로 간주하고, “양성” ECG는 2mV 이상의 ST 절편 억제 또는 증가를 갖는 ECG를 말하며, 모호하거나 해석할 수 없는 ECG(예를 들어, 좌각차단,

일정한 리듬, 광범위한 병리학적 Q-파, 및/또는 이전 AMI 측정 이후의 지속적인 ST 절편 증가)는 “음성”으로 간주한다.

[0006] 국내 공개특허 제10-2006-0017510호는 심전도를 이용하여 통증에 따른 위험도를 분석하지만, 심전도(ECG) 파라미터에서 ST 절편, T-파의 분석만으로는 통증의 심도를 알 수 없다.

[0007] 다른 선행기술로, 국내 등록특허 제10-1000761호는 수술환자의 통증 및 의식수준을 측정하기 위한 의료장비에 관한 것으로 특히, 수술환자들의 수술 중 통증/의식수준을 최소한의 오차로 정확하게 측정하여 표시함으로써 수술환자의 통증을 예방할 수 있도록 한 수술환자의 통증/의식수준 측정장치 및 방법에 관한 것이다. 이 발명의 수술환자의 통증/의식수준 측정장치는 수술환자의 제 1 부위에 자극신호를 인가하는 자극신호 발생부와, 수술환자의 제 2 부위에서 상기 자극신호의 전위(electric potential)를 검출하고 검출된 전위를 증폭 변환하여 체성 감각 유발전위 검사(SSEP) 신호를 출력하는 생체신호 검출부와, 상기 SSEP 신호를 변환 처리하여 디지털전위 데이터를 생성하는 생체신호 변환 처리부와, 상기 디지털 전위 데이터를 인덱스(index)화 하여 수술환자의 통증/의식수준 정보를 생성 및 표시하는 컴퓨터를 포함하여 이루어진다.

[0008] 국내 등록특허 제10-1000761호의 경우는 통증 정도를 알기 위해, 소정부위에 자극을 가하고, 다른 부위에서 상기 자극에 따라 발생하는 유발전위를 검출하여, 부위에 따른 통증을 판단한다. 그러나 이 경우는 직접적으로 자극을 가하는 자극신호 발생부 등을 사용해야 하고, 또한, 소정 위치에 생체신호 검출부를 위치시켜야 하는 것으로, 위험성이 있어, 고도의 전문지식을 가진 사람만이 사용할 수 있다. 또한, 환자의 피부에 자극전극과 신호검출전극을 부착해야하는 등 상당히 번거롭다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는, ECG 또는 PPG 신호로부터, 통증자극으로 교감신경계가 흥분되면 혈류량과 빈맥 감소에 따른 ECG 신호 또는 PPG 신호의 주요한 특징인 에너지, 영(0) 교차율(Zero-crossing rate)을 추출하여 정규화하고, 정규화된 에너지와 영 교차율에 가중치를 두어 계산한 값을 시그모이드 함수를 통해 통증심도지표를 나타내어, 간단하면서도 정확도가 높은 통증심도 분류가 가능한, 생체신호 기반 통증심도 분류장치 및 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 발명은, 맥파(PPG, 광용적맥파) 센서부 또는 심전도(ECG) 센서부로부터 검출된 맥파 신호 또는 심전도신호가 A/D 변환부를 통해 디지털신호로 변환되어 연산처리부로 전송되고, 연산처리부는 수신된 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 통증심도지표를 검출하는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치에 있어서, 연산처리부는, 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 에너지(Energy) 및 영 교차율(Zero-crossing rate)을 검출하여 정규화하고, 정규화된 에너지 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 이용하여, 통증심도지표를 검출하는 것을 특징으로 한다.

[0011] 연산처리부는, 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 에너지 및 영 교차율을 검출하여 정규화하고, 에너지의 시그모이드 함수 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 구하고, 에너지의 시그모이드 함수에 기 설정된 에너지 가중치를 곱한 값과, 영 교차율의 시그모이드 함수에 기 설정된 영 교차율 가중치를 곱한 값을 합하여, 통증심도지표로서 출력한다.

[0012] 연산처리부는 A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호를, 잡음을 제거하기 위해 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 기 설정된 에너지검출 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파 신호 또는 기준시간당 심전도 신호의 에너지를 구한다.

[0013] 연산처리부는 A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호를, 잡음을 제거하기 위해 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 최대값과, 최소값과, 최대값일 때의 시간인 최대점 시간, 최소값일 때의 시간인 최소점 시간을 검출하고, 영교차 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 부호가 바뀌는 횟수를 영 교차율로서 구한다.

[0014] 영교차 기준 시간구간은, 최대점 시간의 앞으로 15초만큼 전 시점부터, 최대점 시간 시점까지 이다.

[0015] 연산처리부는, 에너지의 표준 정규분포(Standard Gaussian Distribution)로, 에너지를 나누어서 정규화하며, 영

교차율의 표준 정규분포로, 영 교차율을 나누어서 정규화한다.

- [0016] 연산처리부는, 에너지의 표준 정규분포를 구하기 위해서, 신호검출 초기에, 표준 정규분포 검출 시간구간 동안, A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서 잡음을 제거하는 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 에너지검출 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파 신호 또는 기준시간당 심전도 신호의 에너지들을 구하고, 구하여진 기준시간당 맥파 신호 또는 기준시간당 심전도 신호의 에너지들에서, 표준편차와 평균을 구하여 에너지의 표준 정규분포를 구한다.
- [0017] 연산처리부는, 영교차율의 표준 정규분포를 구하기 위해서, 신호검출 초기에, 표준 정규분포 검출 시간구간 동안, A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서 잡음을 제거하는 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 영교차 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 부호가 바뀌는 횟수인 영 교차율을 구하고, 표준편차와 평균을 구하여 영교차율의 표준 정규분포를 구한다.
- [0018] 연산처리부는, 신호검출 초기에, 표준 정규분포 검출 시간구간 동안, A/D 변환부로부터 수신된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서 잡음을 제거하는 필터링을 행하고, 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 표준편차와 평균을 구하여 맥파 신호 또는 심전도 신호의 표준 정규분포를 구하여, 구하여진 맥파 신호 또는 심전도 신호의 표준 정규분포를, 에너지의 표준 정규분포 및 영교차율의 표준 정규분포 대신에 사용한다.
- [0019] 또한, 본 발명은, 맥파(PPG, 광용적맥파) 센서부 또는 심전도(ECG) 센서부로부터 검출된 맥파 신호 또는 심전도 신호가 A/D 변환부를 통해 디지털신호로 변환되어 연산처리부로 전송되고, 연산처리부는 수신된 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 통중심도지표를 검출하는, 생체신호 기반 통중심도 분류 장치의 구동방법에 있어서, 연산처리부는, 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 에너지(Energy) 및 영 교차율(Zero-crossing rate)를 검출하여 정규화하고, 정규화된 에너지 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 이용하여, 통중심도지표를 검출하는 것을 특징으로 한다.
- [0020] 또한, 본 발명은, 맥파(PPG, 광용적맥파) 센서부 또는 심전도(ECG) 센서부로부터 검출된 맥파 신호 또는 심전도 신호가 A/D 변환부를 통해 디지털신호로 변환되어 연산처리부로 전송되고, 연산처리부는 수신된 맥파신호 또는 심전도 신호를 잡음을 제거하기 위해 리셰이프 필터(reshape filter)를 이용하여 필터링을 행하고, 필터링된 맥파신호 또는 심전도 신호로부터 통중심도지표를 검출하는, 생체신호 기반 통중심도 분류 장치의 구동방법에 있어서, 연산처리부는 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 에너지검출 기준 시간구간 동안, 필터링 맥파 신호 또는 심전도 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파 신호 또는 기준시간당 심전도 신호의 에너지를 구하는, 에너지 연산단계; 연산처리부는 필터링된 맥파 신호 또는 심전도 신호에서, 최대값과, 최소값과, 최대값일 때의 시간인 최대점 시간, 최소값일 때의 시간인 최소점 시간을 검출하고, 최소점 또는 최대점을 기준으로 하는 영교차 기준 시간구간 동안, 맥파 신호 또는 심전도 신호의 부호가 바뀌는 횟수를 영 교차율로서 구하는, 영 교차율 연산단계; 에너지 연산단계에서 구한 에너지에 대해서, 에너지의 표준 정규분포로, 에너지 연산단계에서 구한 에너지를 나누어서 정규화하고, 영 교차율 연산단계에서 구한 영 교차율에 대해서, 영교차율의 표준 정규분포로, 영 교차율 연산단계에서 구한 영 교차율을 나누어서 정규화하는, 정규화 단계;
- [0021] 연산처리부는, 정규화 단계에서 출력된, 정규화된 에너지와, 정규화된 영교차율을, 시그모이드 함수에 적용하여, 에너지의 시그모이드 함수 및 영 교차율의 시그모이드 함수를 구하고, 에너지의 시그모이드 함수에 기 설정된 에너지 가중치를 곱한 값과, 영 교차율의 시그모이드 함수에 기 설정된 영 교차율 가중치를 곱한 값을 합하여, 통중심도지표로서 구하는, 시그모이드 함수 연산단계;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.
- [0022] 리셰이프 필터는 0.5 Hz 내지 8 Hz의 주파수를 통과하게 하는 필터이다.
- [0023] 시그모이드 함수 연산단계에서, 통중심도지표는,
- [0024] $w_1/(1+\exp(-\alpha E))+w_2/(1+\exp(-\alpha Z))$
- [0025] (단, E는 정규화된 에너지이고, Z는 정규화된 영 교차율이며, α 는 기울기 매개변수이고, w_1 은 에너지 가중치이고, w_2 는 영 교차율 가중치임)에 의해 구하여진다.
- [0026] 기울기 매개변수(α)는 1.5 내지 1.8 이고, 에너지 가중치(w_1)와 영 교차율 가중치(w_2)의 합은 1이다.
- [0027] 통중심도지표는, 0과 1사이의 값을 가진다.
- [0028] 또한, 본 발명의 생체신호 기반 통중심도 분류 장치의 구동방법을 컴퓨터로 구현하기 위한 프로그램이 기록된,

컴퓨터로 판독가능한 기록매체를 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0029] 본 발명의 생체신호 기반 통증심도 분류 장치 및 방법에 따르면, ECG 또는 PPG 신호로부터, 통증자극으로 교감 신경계가 흥분되면 혈류량과 빈맥 감소에 따른 ECG 신호 또는 PPG 신호의 주요한 특징인 에너지, 영(0) 교차율 (Zero-crossing rate)를 추출하여 정규화하고, 정규화된 에너지와 영 교차율에 가중치를 두어 계산한 값을 시그모이드 함수를 통해 통증심도지표를 나타내어, 간단하면서도 정확도가 높은 통증심도 분류가 가능하다.
- [0030] 또한, 본 발명은, 초보자라도 사용가능하고, 자극을 가하는 등의 위험성도 없다.

도면의 간단한 설명

- [0031] 도 1은 본 발명의 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 개략적인 구성을 설명하기 위한 블록도이다.
- 도 2는 도 1의 연산처리부에서 행하는 통증심도 분류 과정을 설명하기 위한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

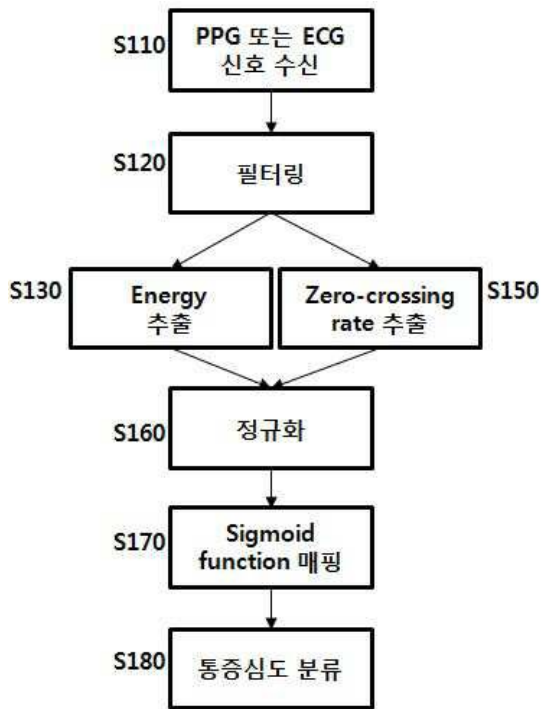
- [0032] 이하에서는, 본 발명의 생체신호 기반 통증심도 분류 장치 및 방법을 첨부된 도면을 참조하여 설명한다.
- [0033] 도 1은 본 발명의 생체신호 기반 통증심도 분류 장치의 개략적인 구성을 설명하기 위한 블록도로 생체신호 검출부(100), 생체신호 전처리부(150), A/D 변환부(180), 연산처리부(200), 디스플레이부(210), 메모리부(220)을 포함한다.
- [0034] 생체신호 검출부(100)는 맥파(PPG) 센서부(110) 또는 심전도(ECG) 센서부를 포함하여 이루어져, 맥파(광용적맥파) 또는 심전도를 검출한다.
- [0035] 맥파(PPG) 센서부(110)는 발광부(미도시)와 수광부(미도시)를 포함하여 이루어지며, 발광부(미도시)에서 혈관(혈류)에 광을 조사하고, 수광부에서 혈관(혈류)을 투과하거나 혈관(혈류)에서 반사된 광을 수광하여 전기신호로 변환하여 출력하며, 이 출력신호는 혈관의 광용적맥파를 나타내므로, 편의상 여기에서는 이들을 맥파라 통칭한다.
- [0036] 발광부(미도시)는 적색광(파장:650~750nm)과 적외(선)광(파장:850~1000nm)의 발광다이오드(LED)로 이루어질 수 있으며, 혈관에 적색광 또는 적외광을 출사한다.
- [0037] 수광부(미도시)는 포토 다이오드(Photo Diode) 또는 수광센서(광센서)로 이루어져, 혈관을 투과하거나 반사된 광, 즉, 적색광 또는 적외선광을 수광하고 이를 전기신호로 출력한다.
- [0038] 맥파(PPG) 센서부(110)는 인체의 혈관이 존재하는 어느 부위(손가락, 발가락, 귀볼, 상체, 하체, 흉부, 손, 발, 등등)에도 장착될 수 있다. 바람직하게는 손가락에 장착된다.
- [0039] 심전도(ECG) 센서부(120)는 심전도 전극(미도시)과 기준전극(또는 접지전극)(미도시)을 포함하여 이루어지며, 심전도 신호를 검출한다. 경우에 따라서 심전도 전극은 2개일 수 있다. 심전도(ECG) 센서부(120)는 손목, 발목, 흉부, 상체, 하체, 등등에 장착될 수 있다.
- [0040] 생체신호 전처리부(150)는 심전도 신호 또는 맥파신호에서 잡음을 제거하고 증폭하는 전처리를 행한다.
- [0041] 맥파(PPG) 신호 전처리부(160)은 맥파(PPG) 센서부(110)에서 검출된 맥파신호를 증폭하고, 잡음을 제거하는 전처리를 행한다.
- [0042] 심전도(ECG) 신호 전처리부(170)은 심전도(ECG) 센서부(120)에서 검출된 맥파신호를 증폭하고, 잡음을 제거하는 전처리를 행한다.
- [0043] A/D 변환부(180)는 맥파(PPG) 신호 전처리부(160)로부터의 맥파신호를 디지털신호로 변환하고, 심전도(ECG) 신호 전처리부(170)로부터의 심전도신호를 디지털신호로 변환한다.
- [0044] 연산처리부(200)는 심전도(ECG) 신호 또는 맥파신호에서 잡음제거 등을 위해 필터링을 행하고, 필터링된 심전도(ECG) 신호 또는 맥파신호에서 에너지(Energy), 영(0) 교차율(Zero-crossing rate)를 추출하여 정규화하고, 정규화된 에너지와 영 교차율에 가중치를 두어 계산한 값을 시그모이드 함수(Sigmoid function)를 통해 통증심도지표를 나타내어 출력한다.

- [0045] 다시말해, 연산처리부(200)는 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호를 A/D 변환부(180)로부터 수신하고, 수신된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호를 디지털 고역 통과 필터(HPF)와 디지털 저역 통과 필터(LPF)를 통하여 필터링을 행하고, 필터링된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호로부터 에너지와 영교차율을 구한다.
- [0046] 에너지를 구하기 위해서, 연산처리부(200)는 필터링된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호에서, 기 설정된 에너지검출 기준 시간구간 동안, 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파(PPG) 신호 또는 기준시간당 심전도(ECG) 신호의 에너지를 구한다(S120).
- [0047] 영 교차율을 구하기 위해서, 연산처리부(200)는 필터링된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호에서, 최대값과, 최소값과, 최대값일 때의 시간인 최대점 시간, 최소값일때의 시간인 최소점 시간을 검출하고, 최소점 또는 최대점을 기준으로 하는 영교차 기준 시간구간 동안, 영(0)을 지나는 횟수, 즉, 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호의 부호가 바뀌는 횟수를 영 교차율로서 구한다. 여기서, 영교차 기준 시간구간은, 최대점 시간의 앞으로 소정시간(예로 15초)만큼 간 시점부터, 최대점 시간 시점까지의 동안으로 할 수 있다.
- [0048] 에너지를 정규화하기 위해, 연산처리부(200)는 에너지의 표준 정규분포(Standard Gaussian Distribution)로, 에너지를 나누어서 정규화하며, 또한, 영 교차율을 정규화하기 위해, 연산처리부(200)는 영교차율의 표준 정규분포로, 영 교차율을 나누어서 정규화한다. 여기서, 에너지의 표준 정규분포와 영교차율의 표준 정규분포는 신호검출 초기에 검출하여 저장한 값이다.
- [0049] 연산처리부(200)는 정규화된 에너지와 영 교차율에, 기울기 매개변수, 에너지 가중치와 영 교차율 가중치를 이용하여 시그모이드 함수 값을 구하고, 구하여진 시그모이드 함수 값을 통증심도 값으로 디스플레이부(210) 및 메모리부(220)으로 출력한다.
- [0050] 여기서, 연산처리부(200)는 컴퓨터일 수 있다.
- [0051] 도 2는 도 1의 연산처리부에서 행하는 통증심도 분류 과정을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0052] 신호수신단계로, 연산처리부(200)는 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호를 A/D 변환부(180)로부터 수신한다(S110).
- [0053] 필터링 단계로, 잡음등을 제거하기 위해, 신호수신단계에서 수신된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호를 디지털 고역 통과 필터(HPF)와 디지털 저역 통과 필터(LPF)를 통하여 필터링, 즉 리셰이프 필터링(reshape filtering)을 행한다. 이때, 디지털 고역 통과 필터(HPF)의 차단 주파수와 디지털 고역 통과 필터(HPF)의 차단 주파수는 기 설정된 주파수로, 디지털 고역 통과 필터(HPF)의 차단 주파수는 디지털 고역 통과 필터(HPF)의 차단 주파수보다 작다. 리셰이프 필터(reshape filter)는 디지털 고역 통과 필터(HPF)와 디지털 저역 통과 필터(LPF)로 이루어진다. 예를들어, 디지털 고역 통과 필터(HPF)의 차단 주파수는 0.5 Hz이고, 디지털 저역 통과 필터(LPF)는 8 Hz로, 즉, 0.5 Hz 내지 8 Hz를 통과하는 필터일 수 있다.
- [0054] 에너지 연산단계로, 필터링 단계(S120)에서 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호에서, 에너지검출 기준 시간구간 동안, 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파(PPG) 신호 또는 기준시간당 심전도(ECG) 신호의 에너지를 구한다(S120).
- [0055] 여기서, 에너지검출 기준 시간구간은, 사용자에 의해 사용초기에 설정되거나, 공장출하시 설정된 시간구간으로, 에너지 연산단계에서 에너지를 구하기 위한 시간구간으로, 이 시간구간은 매 에너지를 구할 때마다 시간구간이 변화하므로, 이동 창(sliding window)이라고 말한다. 즉, 에너지검출 기준 시간구간은, 신호수신단계에서 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호의 수신되는 시간을 기준하여 일정시간 구간을 가지는 이동 창(sliding window)을 말하며, 에너지 연산단계에서는 상기 이동 창에서 에너지를 구한다. 예를들어, 에너지 검출 기준시간 10초 간격동안으로 할 수 있다. 즉, 이 경우에, 에너지 연산단계에서, 현재의 신호의 시점에서 과거로 10초만큼 간 시점에서, 현재의 신호의 시점까지의 에너지를 구할 수 있다.
- [0056] 영 교차율 연산단계로, 필터링 단계(S120)에서 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호에서 최대값과, 최소값과, 최대값일 때의 시간인 최대점 시간, 최소값일때의 시간인 최소점 시간을 검출하고, 최소점 또는 최대점을 기준으로 하는 영교차 기준 시간구간 동안, 영(0)을 지나는 횟수, 즉, 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호의 부호가 바뀌는 횟수를 구한다.
- [0057] 여기서, 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호들의 파형은 언덕과 계곡(valley)을 가지며, 언덕을 나타내는 부분에서 피크점을 최대점이라고 하고, 계곡을 나타내는 부분에서 최소인 부분을 최소점이라 하고, 최대점의 진폭값을 최대값이라고 하고, 최소점의 진폭값을 최소값이라고 하며, 최대값일 때의 시간을 최대점 시간이라 하고,

최소값일때의 시간을 최소점 시간이라 한다.

- [0058] 여기서, 영교차 기준 시간구간은, 영 교차율 연산단계에서 영 교차율을 구하기 위한 시간구간으로, 이 시간구간은 매 영 교차율을 구할 때마다 시간구간이 변화하므로, 이동 창(sliding window)이라고 말한다. 즉, 영교차 기준 시간구간은, 최소점 시간을 기준하여 일정시간 동안으로 하거나, 최소점 시간부터 최대점 시간까지로 하거나, 최대점 시간의 앞으로 소정시간 만큼 간 시점부터, 최대점 시간의 시점까지의 동안까지로 하거나, 최대점 시간의 앞으로 소정시간 만큼 간 시점부터, 최대점 시간의 뒤로 소정시간 만큼 간 시점까지의 동안으로 할 수 있다.
- [0059] 바람직하게는, 영교차 기준 시간구간은, 최대점 시간의 앞으로 소정시간(예로 15초)만큼 간 시점부터, 최대점 시간 시점까지의 동안으로 할 수 있다.
- [0060] 본 발명에서, 에너지 검출 기준시간과 영교차 기준시간은 심박변이 구간을 고려하여 이동 창(sliding window)을 통한 5분까지도 확장 가능하다.
- [0061] 정규화 단계로, 에너지 연산단계에서 구한 에너지에 대해서, 에너지의 표준 정규분포로, 에너지 연산단계에서 구한 에너지를 나누어서 정규화하고, 또한, 영 교차율 연산단계에서 구한 영 교차율에 대해서, 영교차율의 표준 정규분포로, 영 교차율 연산단계에서 구한 영 교차율을 나누어서 정규화한다(S160).
- [0062] 에너지의 표준 정규분포 및 영교차율의 표준 정규분포는, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치(10)를 사용하여 신호검출하기 시작한 초기 단계에서, 표준 정규분포 검출 시간구간 동안에 구하여진다.
- [0063] 일반적으로, 표준 정규분포는 $(X-\mu)/\sigma$ 로 나타낼 수 있다. 단, 여기서, X는 에너지 신호 또는 영교차율 신호이며, σ 는 에너지 또는 영교차율의 표준편차이고, μ 는 에너지 또는 영교차율의 평균이다.
- [0064] 여기서, 표준 정규분포 검출 시간구간은, 생체신호 기반 통증심도 분류 장치(10)를 사용하여 신호검출하기 시작한 초기시점에서 부터 일정시간 동안, 에너지의 표준 정규분포 및 영교차율의 표준 정규분포를 구하기 위한 시간으로, 예를들어, 처음 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호의 수신된 시점부터 10초 내지 2분의 시간이 경과된 시점까지일 수 있다. 경우에 따라서, 표준 정규분포 검출 시간구간은, 에너지 검출 기준 시간, 영교차 기준 시간과 심박변이 구간을 고려하여 조정 가능하다.
- [0065] 에너지의 표준 정규분포 및 영교차율의 표준 정규분포를 위해서, 신호검출 초기에, 우선, 표준 정규분포 검출 시간구간 동안, 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호를, 연산처리부(200)는 A/D 변환부(180)로부터 수신하고, 수신된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호를 디지털 고역 통과 필터(HPF)와 디지털 저역 통과 필터(LPF)를 통하여 리췌이프 필터링을 행한다. 필터링된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호에서, 에너지검출 기준 시간구간 동안, 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호의 자승을 합산하여 기준시간당 맥파(PPG) 신호 또는 기준시간당 심전도(ECG) 신호의 에너지들을 구하고, 이들의 기준시간당 맥파(PPG) 신호 또는 기준시간당 심전도(ECG) 신호의 에너지들에서, 표준편차와 평균을 구하여 에너지의 표준 정규분포를 구한다. 또한, 필터링된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호에서, 영교차 기준 시간구간 동안, 영(0)을 지나는 횟수, 즉, 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호의 부호가 바뀌는 횟수인 영 교차율을 구하고, 표준편차와 평균을 구하여 영교차율의 표준 정규분포를 구한다.
- [0066] 경우에 따라서, 에너지의 표준 정규분포 및 영교차율의 표준 정규분포는 신호검출 초기에, 우선, 표준 정규분포 검출 시간구간 동안, 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호를, 연산처리부(200)는 A/D 변환부(180)로부터 수신하고, 수신된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호를 디지털 고역 통과 필터(HPF)와 디지털 저역 통과 필터(LPF)를 통하여 리췌이프 필터링을 행하고, 필터링된 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호에서, 표준편차와 평균을 구하여 맥파(PPG) 신호 또는 심전도(ECG) 신호의 표준 정규분포를 구하여, 이를 에너지의 표준 정규분포 및 영교차율의 표준 정규분포 대신에 사용할 수도 있다.
- [0067] 시그모이드 함수(Sigmoid function) 매핑단계로, 정규화 단계에서 정규화된 에너지(E)와 영 교차율에, 기울기 매개변수, 에너지 가중치와 영 교차율 가중치를 이용하여 시그모이드 함수 값을 구한다(S170).
- [0068] 일반적으로, 시그모이드 함수(Sigmoid function)는 S와 같은 형태(Sigmoid curve)를 가진 함수를 말하며, 로지스틱(logistic) 함수의 특별한 형태이기도 하다. 주로 학습 곡선등을 나타내는 함수로, 0에 가까운 작은 값에서 일정한 유효값에 접근하는 함수이다. 일반적으로, x에 대한 시그모이드 함수 f(x)는 $f(x) = 1/(1+e^{-ax}) = 1/(1+\exp(-ax))$ 로 나타내며, 여기서 a는 기울기 매개변수이다.

도면2



专利名称(译)	基于生物信号的疼痛深度分类设备和方法		
公开(公告)号	KR1020180105425A	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	KR1020170032479	申请日	2017-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	延世大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	产学合作基金会, 延世大学		
[标]发明人	YOO SUN KOOK 유선국		
发明人	유선국		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/4824 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/7225 A61B5/7271 A61B5/7235		
代理人(译)	Minhyejeong		
其他公开文献	KR101907003B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及心电图 (ECG) , 基于生物信号的疼痛核心使用发光脉冲波分类疼痛深度 (Photoplethysmograph , PPG) 测量装置是分选装置, 交感神经系统的血流更具体地由作为来自ECG或PPG信号的方法的疼痛刺激, 以及基于生物信号的疼痛核心是分选装置和根据心动过速减少或PPG提取能量的方法, 该能量是ECG信号的重要特征。信号和零 (0) 交叉率 (过零率) 并且它标准化并且它显示疼痛深度指数将权重置于能量和归一化过零率的值并通过sigmoid函数和疼痛核心计算其中精度高, 即使简单, 也可以进行分类。至于其中进行操作处理的脉冲信号单元被接收, 它被传送到运算处理单元脉冲波 (PPG和光电数字脉冲波) 传感器单元, 脉冲信号或从心电图 (ECG) 传感器单元检测到的心电图信号通过变换为数字信号。 A / D转换部分或基于生物信号的疼痛核心是用于从本发明的心电图信号检测疼痛深度指数的分选装置, 操作处理单元从脉冲信号或心电图信号中检测能量和过零率。归一化并且它保存了过零率的能量和S形函数的S形函数, 并且它将该值相加, 将能量的S形函数乘以预定的能量权重和将交叉率的S形函数完全乘以预定值的值。过零率加权值, 输出为疼痛深度指数。

