



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0040611
(43) 공개일자 2019년04월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0488 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0408 (2006.01)
A61B 5/0452 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0488 (2019.01)
A61B 5/04012 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0129840
(22) 출원일자 2017년10월11일
심사청구일자 2017년10월11일

(71) 출원인
조선대학교산학협력단
광주광역시 동구 필문대로 309 (서석동)
(72) 발명자
김윤태
대전광역시 유성구 가정로 43 (신성동, 삼성한울
아파트), 110-106
정재효
광주광역시 북구 문산로 99(문흥동, 금호타운),
108동 906호
신시호
광주광역시 북구 양일로 61, 103동 1202호 (연계
동, 현대아파트)
(74) 대리인
특허법인씨엔에스

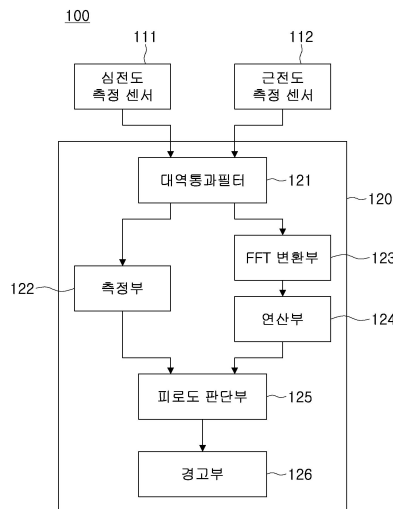
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치, 방법 및 컴퓨터로 독출 가능한 기록 매체

(57) 요약

본 발명의 일 실시 형태에 따른 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치는, 자전거 운전자의 심전도 신호를 측정하는 심전도 측정 센서와, 자전거 운전자의 근전도 신호를 측정하는 근전도 측정 센서와, 측정된 심전도 신호의 심박수 및 근전도 신호의 주파수 성분 변화 중 적어도 하나에 기초하여 자전거 운전자의 근육 피로도를 판단하는 판단 모듈을 포함할 수 있다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/0408 (2013.01)

A61B 5/0452 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7257 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711055214

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 연구개발고급인력지원

연구과제명 Wearable 디바이스용 에너지 하베스팅 및 무선 전력전송 기술 개발

기여율 1/1

주관기관 조선대학교 산학협력단

연구기간 2017.01.01 ~ 2017.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

자전거 운전자의 심전도 신호를 측정하는 심전도 측정 센서;

상기 자전거 운전자의 근전도 신호를 측정하는 근전도 측정 센서; 및

측정된 상기 심전도 신호의 심박수 및 상기 근전도 신호의 주파수 성분 변화 중 적어도 하나에 기초하여 상기 자전거 운전자의 근육 피로도를 판단하는 판단 모듈을 포함하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 판단 모듈은,

측정된 상기 근전도 신호를 FFT 변환하는 FFT 변환부;

FFT 변환된 상기 근전도 신호의 중간 주파수 및 평균 주파수 중 적어도 하나를 구하는 연산부; 및

구한 상기 중간 주파수가 제1 문턱 주파수 미만이거나 또는 구한 상기 평균 주파수가 미리 설정된 제2 문턱 주파수 미만이면 근육에 피로가 쌓인 것으로 판단하는 피로도 판단부를 포함하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 근전도 신호의 중간 주파수는, FFT 변환된 상기 근전도 신호의 면적을 반으로 분할하는 지점의 주파수이며,

상기 근전도 신호의 평균 주파수는, FFT 변환된 상기 근전도 신호의 평균값을 나타내는 지점의 주파수인 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 피로도 판단부는,

측정된 상기 심전도 신호의 QRS 파 또는 P파에 기초하여 구한 심박수가 미리 설정된 문턱값 이상인 경우 근육에 피로가 쌓인 것으로 판단하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치.

청구항 5

제2항에 있어서,

상기 생체 신호 모니터링 장치는,

측정된 상기 심전도 신호의 심박수의 주파수 대역 및 상기 근전도 신호의 주파수 대역 이외의 주파수를 제거하는 대역통과필터를 더 포함하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 심전도 측정 센서의 전극은, 자전거의 손잡이에 부착되는 건식 전극이며,

상기 근전도 측정 센서의 전극은, 상기 자전거 운전자의 허벅지에 부착되는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치.

청구항 7

심전도 측정 센서에서, 자전거 운전자의 심전도 신호를 측정하는 제1 단계;

근전도 측정 센서에서, 상기 자전거 운전자의 근전도 신호를 측정하는 제2 단계; 및

판단 모듈에서, 측정된 상기 심전도 신호의 심박수 및 상기 근전도 신호의 주파수 성분 변화 중 적어도 하나에 기초하여 상기 자전거 운전자의 근육 피로도를 판단하는 제3 단계를 포함하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 제3 단계는,

상기 근전도 신호를 FFT 변환하는 단계;

FFT 변환된 상기 근전도 신호의 중간 주파수 및 평균 주파수 중 적어도 하나를 구하는 단계; 및

구한 상기 중간 주파수 및 평균 주파수 중 적어도 하나가 미리 설정된 문턱 주파수 미만이면 근육에 피로가 쌓인 것으로 판단하는 단계를 포함하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 근전도 신호의 중간 주파수는, FFT 변환된 상기 근전도 신호의 면적을 반으로 분할하는 지점의 주파수이며,

상기 근전도 신호의 평균 주파수는, FFT 변환된 상기 근전도 신호의 평균값을 나타내는 지점의 주파수인 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 제3 단계는,

측정된 상기 심전도 신호의 QRS 파 또는 P파에 기초하여 구한 심박수가 미리 설정된 문턱값 이상인 경우 근육에 피로가 쌓인 것으로 판단하는 단계를 포함하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법.

청구항 11

제8항에 있어서,

상기 생체 신호 모니터링 방법은,

측정된 상기 심전도 신호의 심박수의 주파수 대역 및 상기 근전도 신호의 주파수 대역 이외의 주파수를 제거하는 단계를 더 포함하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법.

청구항 12

제7항에 있어서,

상기 심전도 측정 센서의 전극은, 자전거의 손잡이에 부착되는 건식 전극이며,

상기 근전도 측정 센서의 전극은, 상기 자전거 운전자의 허벅지에 부착되는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법.

청구항 13

제7항 내지 제12항 중 어느 한 항에 따른 방법을 실행하기 위한 프로그램을 기록한 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은, 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치, 방법 및 컴퓨터로 독출 가능한 기록 매체에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 자동차 이용의 지속적인 증가로 인해 환경오염 및 자원고갈 문제는 국제사회에 심각하게 대두되고 있다. 이러한 현상에서, 현대인들은 전동 킥보드나, 자전거 등을 이용하는 인구가 크게 늘어나고 있다.

[0003] 이러한 교통수단과 IT 기술 융합을 통해 운전자의 운동량, GPS, 자전거 분실 방지 등 다양한 방식으로 연구가 진행되고 있어, 남녀노소 가리지 않고 누구나 이용할 수 있는 편리한 교통 수단이자 운동 기구가 되었다. 하지만 자전거를 무리하게 운행할 경우 심장이나 근육을 혹사시켜 심각한 손상을 입힐 수 있다.

[0004] 종래 기술의 경우 맥박이나 위치정보, 소모 칼로리와 같은 데이터만을 제공하기 때문에 무리한 운동으로 인한 심정지나 근육 경련과 같은 부상으로 인해 사고가 발생할 수 있는 문제점이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0005] (특허문헌 0001) 한국공개특허 제2015-0026639호(“스마트 자전거 운동량 측정기”, 공개일: 2015년03월11일)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 일 실시 형태에 의하면, 무리한 운동으로 인한 심정지나 근육 경련과 같은 부상으로 인해 사고 발생을 방지할 수 있는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치, 방법 및 컴퓨터로 독출 가능한 기록 매체를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명의 일 실시 형태에 의하면, 자전거 운전자의 심전도 신호를 측정하는 심전도 측정 센서; 상기 자전거 운전자의 근전도 신호를 측정하는 근전도 측정 센서; 및 측정된 상기 심전도 신호의 심박수 및 상기 근전도 신호의 주파수 성분 변화 중 적어도 하나에 기초하여 상기 자전거 운전자의 근육 피로도를 판단하는 판단 모듈을 포함하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치를 제공한다.

[0008] 본 발명의 다른 실시 형태에 의하면, 심전도 측정 센서에서, 자전거 운전자의 심전도 신호를 측정하는 제1 단계; 근전도 측정 센서에서, 상기 자전거 운전자의 근전도 신호를 측정하는 제2 단계; 및 판단 모듈에서, 측정된 상기 심전도 신호의 심박수 및 상기 근전도 신호의 주파수 성분 변화 중 적어도 하나에 기초하여 상기 자전거 운전자의 근육 피로도를 판단하는 제3 단계를 포함하는 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법을 제공한다.

[0009] 본 발명의 일 실시 형태에 의하면, 상기 방법을 실행하기 위한 프로그램을 기록한 기록 매체를 제공한다.

발명의 효과

[0010] 본 발명의 일 실시 형태에 의하면, 자전거 운전자의 심전도 및 근전도에 기초하여 근육 피로도를 판단함으로써, 무리한 운동으로 인한 심정지나 근육 경련과 같은 부상으로 인해 사고 발생을 방지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0011] 도 1은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치가 구비되는 위치를 도시한 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 판단 모듈의 내부 블록도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 심전도 신호의 QRS 파를 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 근전도 신호의 중간 주파수 및 평균 주파수의 개념을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 자전거 운전자의 지속적인 운동에 의한 근육 피로도의 변화를 도시한 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법을 설명하는 흐름도이다.

도 7a 내지 도 7f는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 진공 흡착을 이용한 CNT 혼합 전극을 도시한 도면이다.

도 8a 내지 도 8b는 본 발명의 다른 실시 형태에 따라 하부 전극에 형성된 에어 배출부 및 동작 원리를 도시한 도면이다.

도 9는 종래 습식 전극과 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극으로 측정된 생체 신호의 비교 실시예이다.

도 10은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극을 피검체에 부착한 상태에서 인장기를 이용하여 수직으로 들어올렸을 때 버틸 수 있는 힘을 측정할 데이터이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시형태를 설명한다. 그러나 본 발명의 실시형태는 여러 가지의 다른 형태로 변형될 수 있으며, 본 발명의 범위가 이하 설명하는 실시형태로만 한정되는 것은 아니다. 도면에서의 요소들의 형상 및 크기 등은 더욱 명확한 설명을 위해 과장될 수 있으며, 도면상의 동일한 부호로 표시되는 요소는 동일한 요소이다.

[0013] 도 1은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치가 구비되는 위치를 도시한 도면이며, 도 2는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 판단 모듈의 내부 블록도이다.

[0014] 도 1 및 도 2에 도시된 같이, 본 발명의 일 실시 형태에 따른 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 장치(100)는, 자전거 운전자의 심전도 신호를 측정하는 전극(111a)을 포함하는 심전도 측정 센서(111)와, 자전거 운전자의 근전도 신호를 측정하는 전극(112a)을 포함하는 근전도 측정 센서(112)와, 측정된 심전도 신호의 심박수 및 근전도 신호의 주파수 성분 변화 중 적어도 하나에 기초하여 자전거 운전자의 근육 피로도를 판단하는 판단 모듈(120)을 포함할 수 있다.

- [0015] 상술한 판단 모듈(120)은, 도 2에 도시된 바와 같이, 대역통과필터(121), 측정부(122), FFT 변환부(123), 연산부(124), 피로도 판단부(125) 및 경고부(126)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0016] 심전도 측정 센서(111)는 도면 부호 A와 같은 자전거 운전자의 심전도(ElectroCardioGraphy, ECG) 신호를 측정할 수 있으며, 측정된 심전도 신호를 대역통과필터(121)로 전달할 수 있다.
- [0017] 이를 위해 상술한 심전도 측정 센서(111)용 전극(111a)은 자전거 손잡이(핸들)에 부착되는 건식 전극일 수 있다. 일반적으로 전극은 습식 전극과 건식 전극으로 나뉜다. 습식 전극은 1회용이며, 전극에 전도성 젤이 도포되어 있어 자전거 핸들에 사용하기 적합하지 않다. 이에 반대, 건식 전극은 재사용이 가능하며, 전도성 젤이 필요하지 않으므로, 자전거 핸들에 사용하기 적절하다. 건식 전극(111a)이 부착된 자전거 핸들을 양손으로 잡게 되면 손바닥에서 심전도를 측정할 수 있다.
- [0018] 반면, 근전도 측정 센서(112)는 도면 부호 B와 같은 자전거 운전자의 근전도(ElectroMyoGram, EMG) 신호를 측정할 수 있으며, 측정된 근전도 신호를 대역통과필터(121)로 전달할 수 있다. 근전도 신호의 경우 근육의 피로도가 쌓일수록 고주파 성분이 줄어들고 저주파 성분이 증가한다. 본 발명에서는 이러한 원리를 이용하여 근육의 피로도를 판단할 수 있다.
- [0019] 근육의 피로도 판단을 위해, 근전도 측정 센서(112)용 전극(112a)은 자전거 운전자의 허벅지에 부착될 수 있다. 상술한 자전거 운전자의 허벅지는 발명의 이해를 돕기 위한 일 예시에 불과하며, 종아리 등과 같은 부위에 부착될 수도 있음은 당업자에게 자명하다. 또한, 상술한 근전도 측정 센서(112)용 전극(112a)은 CNT 혼합 전극일 수 있으며, 구체적인 구조에 대해서는 도 7a 내지 도 10을 참조하여 후술한다.
- [0020] 대역통과필터(121)는 측정된 심전도 신호의 심박수의 주파수 대역 및 근전도 신호의 주파수 대역 이외의 주파수를 제거할 수 있다. 대역통과필터(121)를 통과한 심전도 신호는 측정부(122)로 전달되며, 대역통과필터(121)를 통과한 근전도 신호는 FFT 변환부(123)로 전달될 수 있다.
- [0021] 측정부(122)는 심전도 신호의 QRS 파 또는 P파에 기초하여 심박수를 측정할 수 있다. 측정된 심박수는 피로도 판단부(125)로 전달될 수 있다. 이하, 도 3을 참조하여 QRS 파에 기초하여 심박수를 측정하는 과정을 설명한다.
- [0022] 구체적으로, 도 3은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 심전도 신호의 QRS 파를 설명하기 위한 도면이다.
- [0023] 도 3에 도시된 바와 같이, 심전도 신호 중 Q 파(202)는 심전도 신호 중 가장 하단에 존재하는 음(-)의 피크 값이며 R 파(201)는 심전도 신호의 가장 상단에 존재하는 양(+)의 피크 값이므로 각각의 임계값을 설정하여 임계값을 초과하거나 미달되는 성분을 Q 파 또는 R 파로 설정하여 검출하였다. 반면, S 파(203)는 심전도 신호의 -0.4 ~ -0.6 크기를 나타내므로 이 사이에 존재하는 음(-)의 피크 값을 S 파로 설정하여 검출하였다. QRS 파 각각을 검출하여 동시에 그래프에 출력하였으며 QRS 파 3개의 성분을 1번의 심박수로 결정할 수 있다. 이와 별도로, P 파(미도시)에 기초하여 P파가 검출되면 1번의 심박수로 결정할 수 있다.
- [0024] 이후, 피로도 판단부(125)는 측정부(122)로부터 전달된 심박수에 기초하여 자전거 운전자의 근육 피로도를 판단할 수 있다. 판단 결과는 경고부(126)로 전달될 수 있다.
- [0025] 구체적으로, 피로도 판단부(125)는 측정부(122)로부터 전달된 심박수가 미리 설정된 문턱값 이상인 경우 근육에 피로가 쌓인 것으로 판단할 수 있다.
- [0026] 여기서, 미리 설정된 문턱값은, 예를 들면, (220-운전자의 나이) bpm(beats per minute)으로, 피로도 판단부(125)는 (220-운전자의 나이) bpm 이상의 심박수가 일정 시간 지속될 경우 심장에 부담을 주는 운동을 하고 있는 것으로 판단할 수 있다.
- [0027] 반면, 대역통과필터(121)를 통과한 근전도 신호는 FFT 변환부(123)로 전달될 수 있으며, FFT 변환부(123)는 측정된 근전도 신호를 FFT(Fast Fourier Transform) 변환할 수 있다. FFT 변환된 근전도 신호는 연산부(124)로 전달될 수 있다.
- [0028] 연산부(124)는 FFT 변환된 근전도 신호의 중간 주파수 및 평균 주파수 중 적어도 하나를 구하고, 이를 피로도 판단부(125)로 전달할 수 있다.
- [0029] 피로도 판단부(125)는 연산부(124)로부터 전달된 중간 주파수 및 평균 주파수 중 적어도 하나에 기초하여 자전거 운전자의 근육 피로도를 판단할 수 있다. 판단 결과는 경고부(126)로 전달될 수 있다.
- [0030] 관련하여, 도 4는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 근전도 신호의 중간 주파수 및 평균 주파수의 개념을 설명하

기 위한 도면이다.

- [0031] 도 4에 도시된 바와 같이, 상술한 근전도 신호의 중간 주파수(402)는 FFT 변환된 근전도 신호의 면적(400)을 반으로 분할하는 지점의 주파수이며, 상술한 근전도 신호의 평균 주파수(401)는 FFT 변환된 근전도 신호의 면적(400)의 평균값을 나타내는 지점의 주파수일 수 있다.
- [0032] 전술한 바와 같이, 근전도 신호의 경우 근육의 피로도가 쌓일수록 고주파 성분이 줄어들고 저주파 성분이 증가한다. 본 발명에서는 이러한 원리를 이용하여 근육의 피로도를 판단할 수 있다.
- [0033] 이를 위해, 본 발명의 일 실시 형태에 따른 피로도 판단부(125)는 구한 중간 주파수(402)가 제1 문턱 주파수 미만이거나 또는 구한 평균 주파수(401)가 미리 설정된 제2 문턱 주파수 미만이면 근육에 피로가 쌓인 것으로 판단할 수 있다.
- [0034] 여기서, 제1 문턱 주파수 또는 제2 문턱 주파수는, 대략 60Hz 이하의 값으로, 양자는 동일하거나 또는 상이한 값을 가질 수 있으며 자전거 운전자에 따라 달라질 수 있는 값이다. 따라서, 본 발명에서는 제1 문턱 주파수 또는 제2 문턱 주파수의 구체적인 값을 특정하지 않았다.
- [0035] 한편, 도 5는 자전거 운전자의 지속적인 운동에 의한 근육 피로도의 변화를 도시한 도면이다.
- [0036] 특히, 도 5의 (a)는 운동 전, (b)는 운동 시작 후 10분 경과한 시점, (c)는 운동 시작 후 20분 경과한 시점, (d)는 운동 시작 후 30분이 경과한 시점의 주파수 성분별 크기를 도시한 것으로, 저주파 성분의 변화를 관찰하기 위해 동일한 주파수와 동일한 크기에 대해 직선(501, 502)을 추가하여 도시하였다.
- [0037] 도 5에 도시된 바와 같이, 운동 지속 시간이 증가할수록 저주파 성분의 크기가 점차 증가하는 것을 알 수 있다.
- [0038] 마지막으로, 경고부(126)는 피로도 판단부(125)로부터 전달받은 판단 결과에 따라 음향 및 시각적인 방법 중 적어도 하나로 자전거 운전자에 경고할 수 있다.
- [0039] 상술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시 형태에 의하면, 자전거 운전자의 심전도 및 근전도에 기초하여 근육 피로도를 판단함으로써, 무리한 운동으로 인한 심정지나 근육 경련과 같은 부상으로 인해 사고 발생을 방지할 수 있다.
- [0040] 한편, 상술한 근전도 측정 센서(112)용 전극(112a)은 CNT 혼합 전극일 수 있다. 이하에서는 도 7a 내지 도 10을 참조하여 CNT 혼합 전극의 상세 구조를 설명한다.
- [0041] 도 7a 내지 도 7f는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 진공 흡착을 이용한 CNT 혼합 전극(700)을 도시한 도면이다.
- [0042] 구체적으로, 도 7a는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극을 위에서 바라본 도면이며, 도 7b는 도 7a의 A-A'를 절단하여 바라본 도면이며, 도 7c는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극에 의한 생체 신호 전달 과정을 도시한 도면이며, 도 7d는 도 7a의 상부 전극에 형성된 에어 배출부를 도시한 도면이며, 도 7e는 도 7d의 에어 배출부의 동작을 설명하는 도면이며, 도 7f는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극 중 하부 전극의 재질에 따른 피검체의 접촉 상태를 도시한 도면이다. 여기서, 피검체는 자전거 운전자의 허벅지와 같은 부위가 될 수 있다.
- [0043] 도 7a 내지 도 7b에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시 형태에 따른 진공 흡착을 이용한 CNT 혼합 전극(700)은 하부 전극(710)과 상부 전극(720)을 포함한다.
- [0044] 하부 전극(710)에는 피검체의 피부(S)와 전극(710, 720) 사이의 공기를 제거하기 위한 다수의 관통 홀(H)이 형성되며, 피검체의 피부(S)에 접촉되어 생체 신호를 감지하도록 구성된다.
- [0045] 이러한 하부 전극(710)은 접착력 및 도전성을 가지는 재질로 구성되고, 후술하는 상부 전극(720)의 도전층(722)과 연결된 원형의 관상 구조물일 수 있다. 상술한 하부 전극(710)의 형상은 원형으로 한정하고 있으나, 사각형상 등 다양한 형태가 채용될 수 있음에 유의하여야 한다.
- [0046] 상술한 접착력 및 도전성을 가지는 재질은 탄소나노튜브(Carbon nanotube, CNT)와 aPDMS(adhesive PolyDiMethylSi loane)의 혼합 재질을 포함할 수 있다.
- [0047] 도 7f는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극 중 하부 전극(710)의 재질에 따른 피검체의 피부(S)의 접촉 상태를 도시한 도면으로, (a)는 하부 전극(710)의 재질이 실리콘인 경우 (b)는 하부 전극(710)의 재질이

aPDMS인 경우이다.

- [0048] 도 7f에 도시된 바와 같이, 하부 전극(710)으로 aPDMS를 사용하는 경우 피부와의 사이의 공간을 최소화하여 전극(710, 720)과 피검체의 피부(S)의 밀착력을 높일 수 있음을 알 수 있다.
- [0049] 다시 도 7a 및 도 7b를 참조하면, 상부 전극(720)은 하부 전극(710)의 일 면에 구비되어 하부 전극(710)과의 사이에 밀폐된 공간(CS)을 형성하며, 하부 전극(720)에 의해 감지된 생체 신호를 전달받도록 구성된다.
- [0050] 상술한 상부 전극(720)은 탄성력 및 복원력을 가지는 재질로 구성된 아치 형상의 구조물(721)과, 아치 형상의 구조물(721)의 내면에 형성되도록 구성된 도전층(722)과, 아치 형상의 구조물(721)의 외면에 형성되며, 아치 형상의 구조물(721)을 관통하여 도전층(722)과 연결되도록 구성된 스냅 커넥터(723)를 포함할 수 있다. 여기서, 탄성력 및 복원력을 가지는 아치 형상의 구조물(721)의 재질은, 예를 들면 실리콘을 포함할 수 있다.
- [0051] 도전층(722)은 아치 형상의 구조물(721)의 내면의 전부 또는 일부에 스퍼터링을 이용하여 코팅되거나 도전성 와이어, 도전성 테이프 형태로 부착되는 도전체를 포함할 수 있다. 이러한 도전층(722)은 스냅 커넥터(723) 및 하부 전극(710)과 연결된다.
- [0052] 스냅 커넥터(723)는 생체 신호를 외부로 전달하기 위해 사용되며 금속 재질일 수 있다. 이러한 스냅 커넥터(723)는 일반 습식 Ag/AgCl 전극에서 사용하는 버튼 형태일 수 있다.
- [0053] 또한, 본 발명의 일 실시 형태에 의하면, 원형의 판상 구조물(710)의 일면에는, 외력에 의해 상부 전극(720)의 도전층(722)과 원형의 판상 구조물(710)의 접촉을 방지하기 위한 절연층(725)이 더 형성될 수 있다. 이는 인가된 외력에 의해 상부 전극(720)의 도전층(722)과 원형의 판상 구조물(710)이 접촉할 경우 생체 신호의 왜곡 및 잡음이 유입될 수 있기 때문이다.
- [0054] 또한, 아치 형상의 구조물(721)이 부착되지 않은 원형의 판상 구조물(710)의 일면에도 절연층(724)이 더 형성될 수 있으며, 이는 원형의 판상 구조물(710)의 노출된 부분을 덮음으로써, 외부 환경으로부터 발생하는 잡음을 방지하기 위함이다.
- [0055] 한편, 도 7c는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극에 의한 생체 신호 전달 과정을 도시한 도면이다.
- [0056] 도 7c에 도시된 바와 같이, 피검체의 피부(S)의 생체 신호(730)는 하부 전극(710)과 상부 전극 중 아치 형상의 구조물(721)의 내면에 형성된 도전층(722)을 통해 스냅 커넥터(723)로 전달될 수 있다.
- [0057] 한편, 본 발명의 일 실시 형태에 의하면, 상부 전극(720)에는 밀폐된 공간(CS) 및 관통 홀(H)에 존재하는 공기를 외부로 배출시킴으로써, 상부 전극(720) 및 하부 전극(710)을 피검체의 피부(S)에 진공 흡착시키도록 구성된 에어 배출부(720a)를 포함할 수 있다. 상술한 에어 배출부(720a)는, 도 7a에 도시된 바와 같이, 적어도 2 이상 형성될 수 있다.
- [0058] 상술한 에어 배출부(720a)가 도 7d에 도시되어 있다.
- [0059] 도 7d를 참조하면, 에어 배출부(720a)는, 힌지 구조를 가질 수 있다. 즉, 에어 배출부(720a)는 아치 형상의 구조물(721)의 일부이며, 양측에 평행한 절개부(720a-1)를 가지며, 절개되지 않은 힌지부(720a-2)를 중심으로 외측(D1) 방향으로 개방 및 복원될 수 있다. 이러한 에어 배출부(720a)는 원형의 판상 구조물(710)과 접하는 아치 형상의 구조물(721)의 일측에 형성되어, 외력이 인가되면 외측(D1) 방향으로 개방되고 외력이 제거되면 원 상태로 복원될 수 있다.
- [0060] 도 7e에는 상술한 본 발명의 일 실시 형태에 따른 에어 배출부(720a)의 동작 원리가 도시되어 있다.
- [0061] 도 7e에 도시된 바와 같이, 외력이 인가되어 상부 전극(720)(구체적으로는, 스냅 커넥터(123))이 눌러지면, 에어 배출부(720a)가 개방되고, 개방된 에어 배출부(720a)를 통해 밀폐된 공간(도 7b의 CS) 내의 공기는 외부로 배출될 수 있다. 이후 외력이 제거되면, 에어 배출부(720a)가 원 상태로 복원되어 밀폐된 공간(도 7b의 CS) 내부를 진공 상태를 만듦으로써, 상부 전극(720) 및 하부 전극(710)이 피검체의 피부(S)에 진공 흡착될 수 있다.
- [0062] 한편, 도 8a 내지 도 8b는 본 발명의 다른 실시 형태에 따라 하부 전극에 형성된 에어 배출부 및 동작 원리를 도시한 도면이다.
- [0063] 도 7a의 실시예와 달리, 도 8a에서 도시된 에어 배출부(710a)는 하부 전극(710)에 형성되도록 구성된다.
- [0064] 구체적으로, 에어 배출부(710a)는 피검체의 피부(S)에 접촉되는 원형의 판상 구조물(710)의 일면(하부면)에 형

성되고, 외곽부(711)는 돌출되고 중심부(712)는 파이도록 형성된다.

- [0065] 상술한 본 발명의 다른 실시 형태에 따른 에어 배출부(710a)는 도 8b에 도시된 바와 같이 동작한다.
- [0066] 구체적으로, 도 8b에 도시된 바와 같이, 외력이 인가되어 상부 전극(720)이 눌려지면, 하부 전극(710)의 외곽부(711)가 상부(D2) 방향으로 들어 올려지며 밀폐된 공간(도 7b의 CS) 내부의 공기는 외부로 배출될 수 있다. 이후 외력이 제거되면, 하부 전극(710)의 외곽부(711)는 원 상태로 복원되어 밀폐된 공간 내부(도 7b의 CS)를 진공 상태를 만듦으로써, 상부 전극(720) 및 하부 전극(710)이 피검체의 피부(S)에 진공 흡착될 수 있다.
- [0067] 도 9는 종래 습식 전극과 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극으로 측정된 생체 신호의 비교 실시예로, (a)는 상용화된 습식 전극을 측정된 생체 신호이며 (b)는 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극으로 측정된 생체 신호이다.
- [0068] 도 9에 도시된 바와 같이, 기존 상용화된 습식 전극과 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극에서 측정된 생체 신호의 큰 차이가 없다는 것을 알 수 있으며, 이로써 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극이 생체 신호용 전극으로 활용할 수 있음을 알 수 있다.
- [0069] 도 10은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극을 피검체에 부착한 상태에서 인장기를 이용하여 수직으로 들어올렸을 때 버틸 수 있는 힘을 측정된 데이터이다.
- [0070] 도 10에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시 형태에 따른 CNT 혼합 전극은 12kPa까지 버틸 수 있어 격렬한 운동시에도 전극이 떨어짐 없이 생체 신호를 정확하게 측정할 수 있다.
- [0071] 상술한 바와 같이, 전극을 피검체의 피부에 진공 흡착 방식으로 부착시킴으로써, 별도의 도구나 접착제 없이도 피검체의 피부에 부착시킬 수 있다.
- [0072] 또한, 본 발명의 일 실시 형태에 의하면, 하부 전극은 aPDMS의 재질을 포함함으로써, 피검체의 피부 주름에 의한 공간을 최소화하여 전극의 밀착력을 유지함과 동시에 장시간 측정시 발생할 수 있는 피부 트러블을 방지할 수 있다.
- [0073] 마지막으로, 도 6은 본 발명의 일 실시 형태에 따른 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법을 설명하는 흐름도로, 발명의 간명화를 위해 도 1 내지 도 5에서 설명된 사항과 중복된 부분의 설명은 생략한다.
- [0074] 도 6에 도시된 바와 같이, 우선 심전도 측정 센서(111)에서, 자전거 운전자의 심전도 신호를 측정할 수 있다(S601). 측정된 심전도 신호는 판단 모듈(120)로 전달될 수 있다.
- [0075] 다음, 근전도 측정 센서에서, 자전거 운전자의 근전도 신호를 측정할 수 있다(S602). 측정된 근전도 신호는 판단 모듈(120)로 전달될 수 있다.
- [0076] 상술한 신호의 측정 순서와 관련하여, 심전도 신호 및 근전도 신호의 순서로 측정하는 것으로 설명하였으나, 양자의 측정 순서는 서로 바뀔 수 있다. 또한, 심전도 신호 및 근전도 신호가 동시에 측정될 수도 있음은 물론이다.
- [0077] 마지막으로, 판단 모듈(120)은 측정된 심전도 신호의 심박수 및 근전도 신호의 주파수 성분 변화 중 적어도 하나에 기초하여 자전거 운전자의 근육 피로도를 판단할 수 있다(S603).
- [0078] 구체적으로, 상술한 바와 같이, 판단 모듈(120)은 심전도 신호에 기초하여 구한 심박수가 미리 설정된 문턱값 이상이면 근육에 피로가 쌓인 것으로 판단할 수 있다.
- [0079] 또는 판단 모듈(120)은 근전도 신호에 기초하여 구한 중간 주파수(402)가 제1 문턱 주파수 미만이거나 및/또는 근전도 신호에 기초하여 구한 평균 주파수(401)가 미리 설정된 제2 문턱 주파수 미만이면 근육에 피로가 쌓인 것으로 판단할 수 있다.
- [0080] 상술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시 형태에 의하면, 자전거 운전자의 심전도 및 근전도에 기초하여 근육 피로도를 판단함으로써, 무리한 운동으로 인한 심정지나 근육 경련과 같은 부상으로 인해 사고 발생을 방지할 수 있다.
- [0081] 상술한 본 발명의 일 실시 형태에 따른 자전거 운전자의 생체 신호 모니터링 방법은 컴퓨터에서 실행되기 위한 프로그램으로 제작되어 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체에 저장될 수 있다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등을 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는

코드가 저장되고 실행될 수 있다. 그리고 상기 방법을 구현하기 위한 기능적인(function) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술분야의 프로그래머들에 의해 용이하게 추론될 수 있다.

[0082] 또한, 본 발명을 설명함에 있어, '~ 모듈' 또는 '~ 부' 은 다양한 방식, 예를 들면 프로세서, 프로세서에 의해 수행되는 프로그램 명령들, 소프트웨어 모듈, 마이크로 코드, 컴퓨터 프로그램 생성물, 로직 회로, 어플리케이션 전용 집적 회로, 펌웨어 등에 의해 구현될 수 있다.

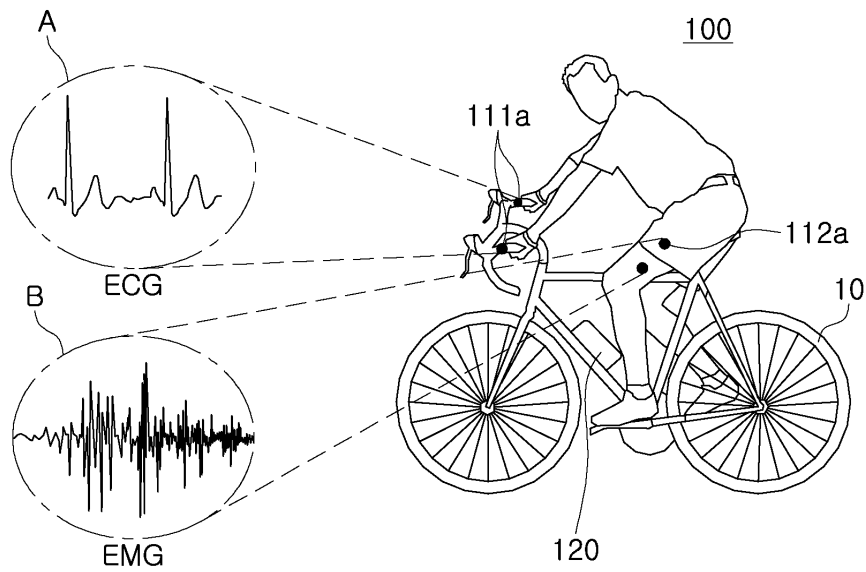
[0083] 본 발명은 상술한 실시형태 및 첨부된 도면에 의해 한정되지 아니한다. 첨부된 청구범위에 의해 권리범위를 한정하고자 하며, 청구범위에 기재된 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 다양한 형태의 치환, 변형 및 변경할 수 있다는 것은 당 기술분야의 통상의 지식을 가진 자에게 자명할 것이다.

부호의 설명

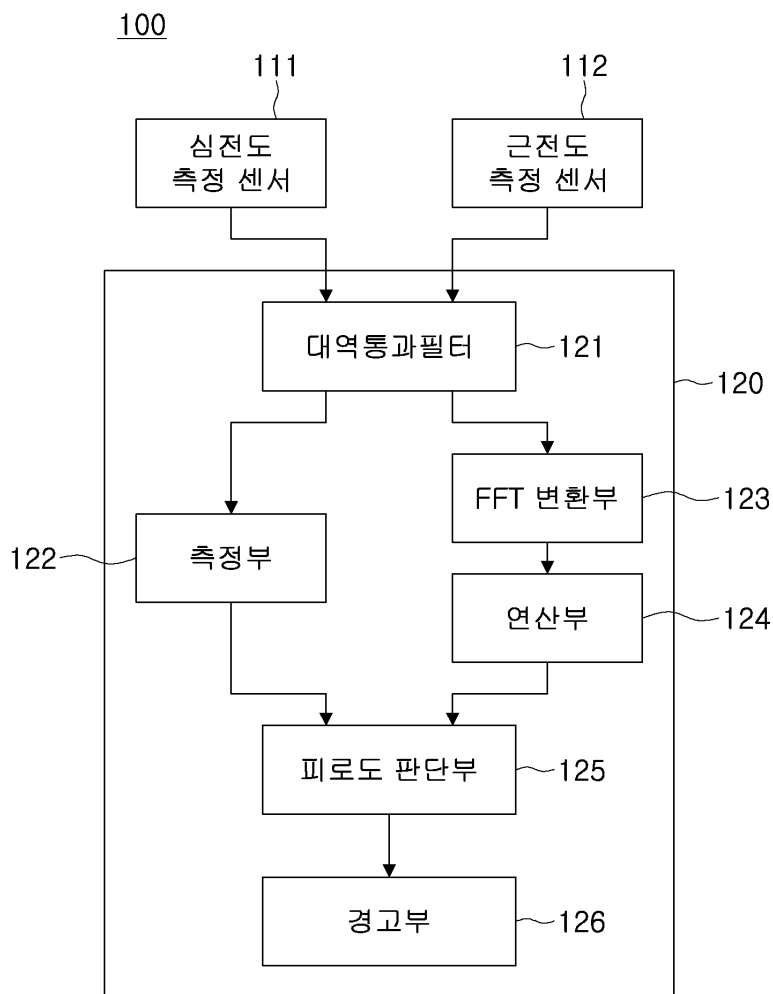
- [0084] 10: 자전거 100: 생체 신호 모니터링 장치
 111: 심전도 측정 센서 117a: 심전도 측정용 전극
 112: 근전도 측정 센서 118a: 근전도 측정용 전극
 120: 판단 모듈 121: 대역통과필터
 122: 측정부 123: FFT 변환부
 124: 연산부 125: 피로도 판단부
 126: 경고부 201: R파
 202: Q파 203: S파
 401: 평균 주파수 402: 중간 주파수
 700: CNT 혼합 전극 710: 하부 전극
 720: 상부 전극 710a, 720a: 에어 배출부
 721: 아치 형상의 구조물 722: 도전층
 723: 스냅 커넥터 724, 725: 절연층
 CS: 밀폐된 공간 S: 피검체의 피부
 A: 심전도 신호 B: 근전도 신호
 H: 관통 홀

도면

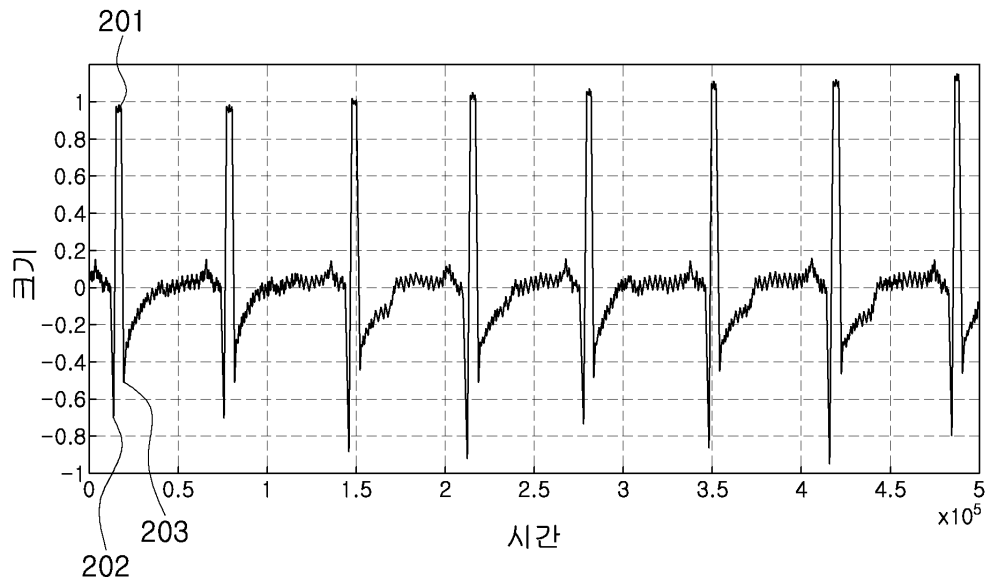
도면1



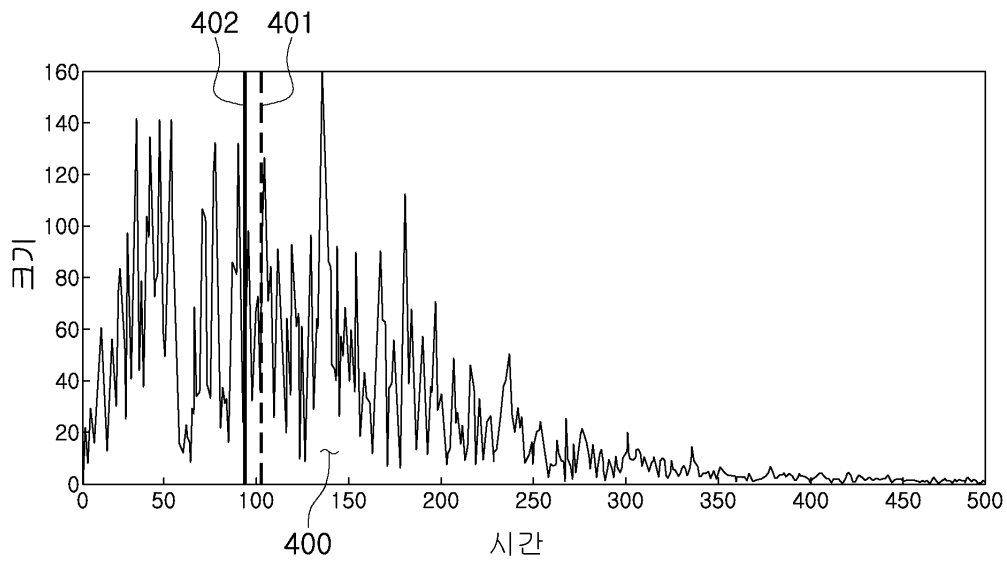
도면2



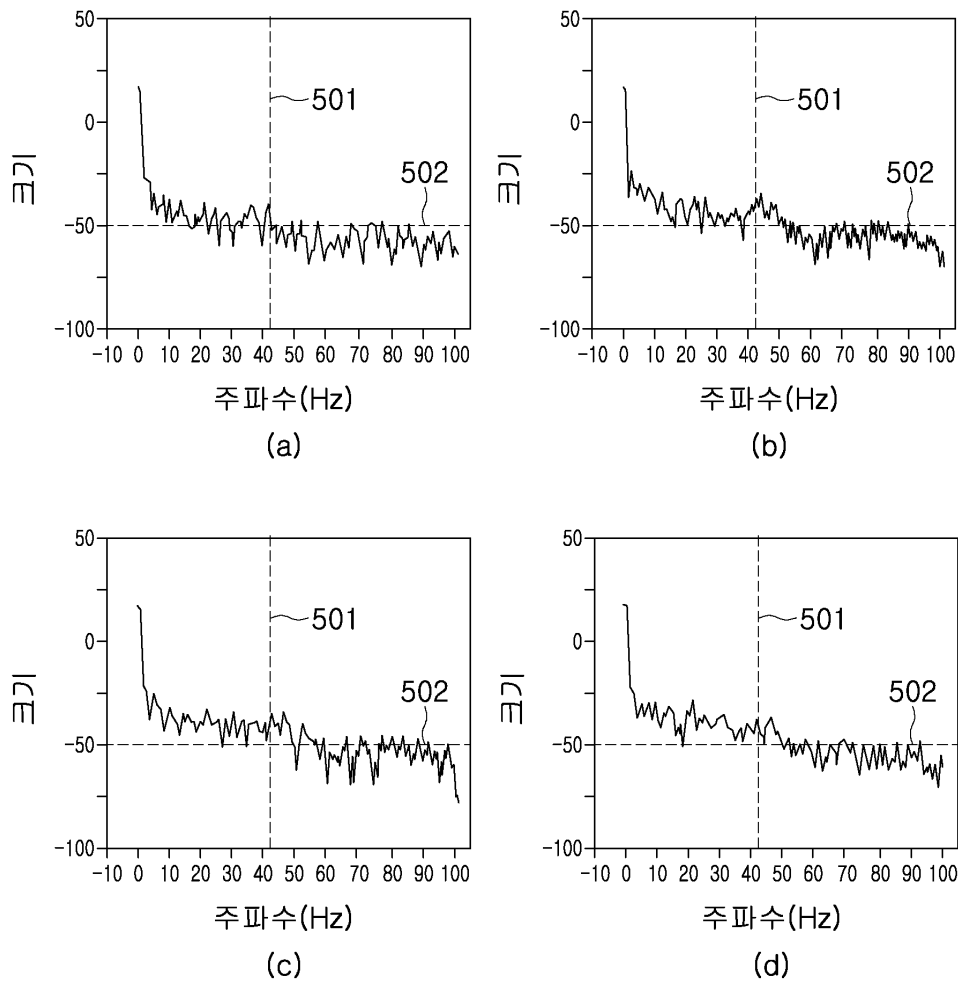
도면3



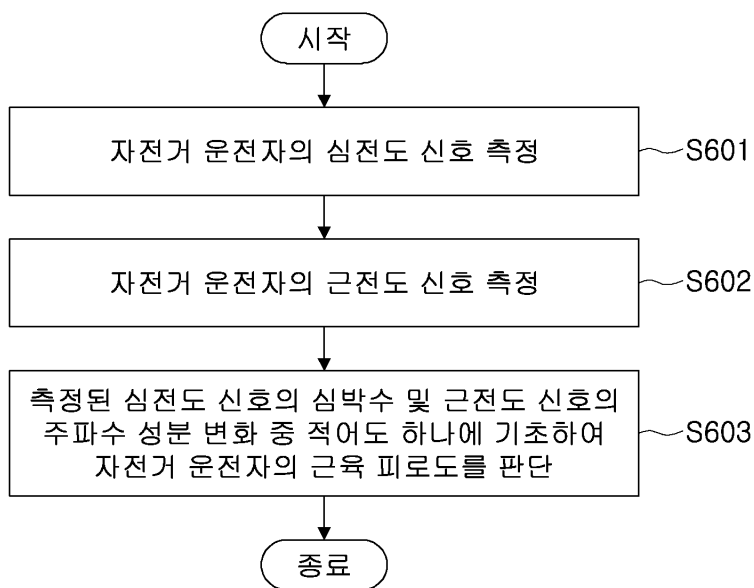
도면4



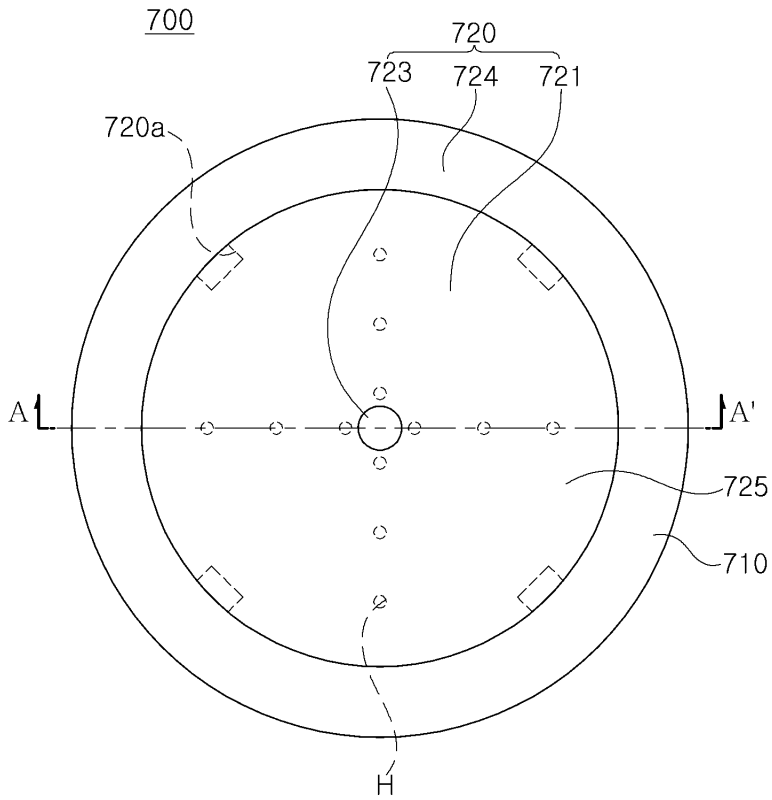
도면5



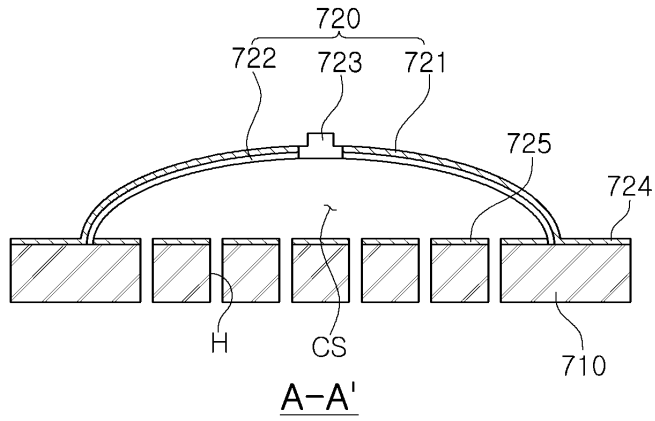
도면6



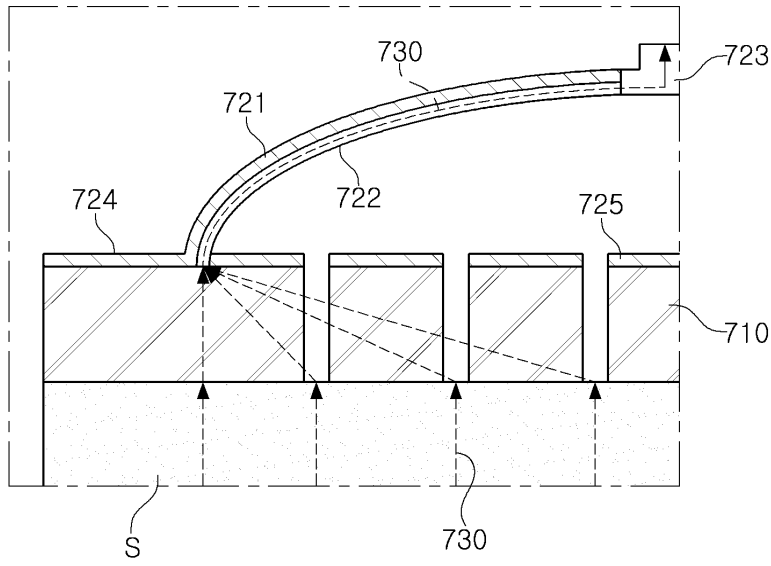
도면7a



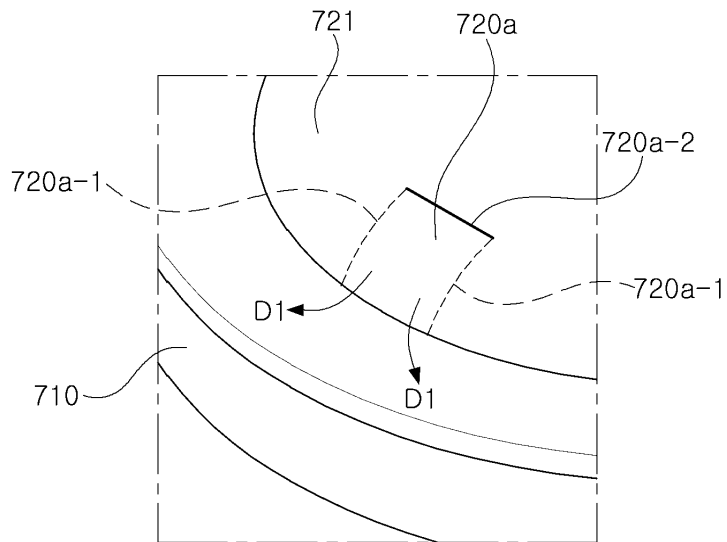
도면7b



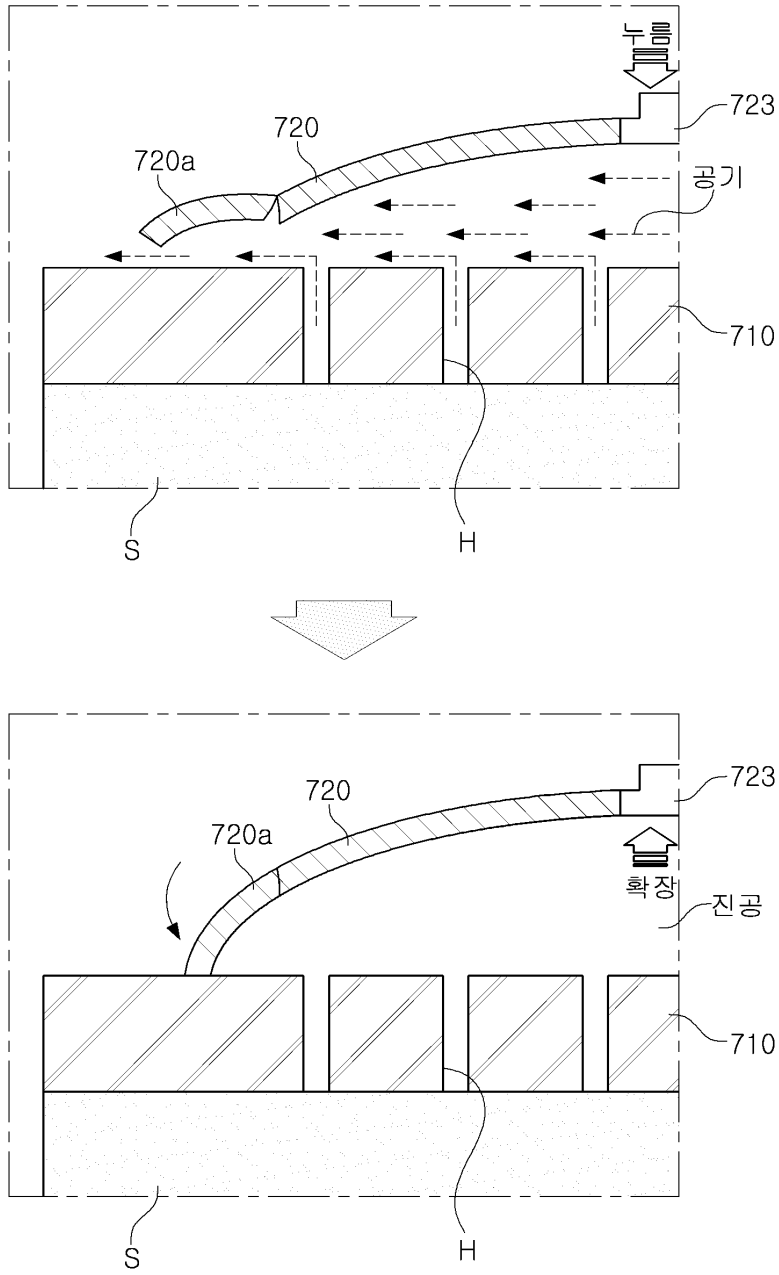
도면7c



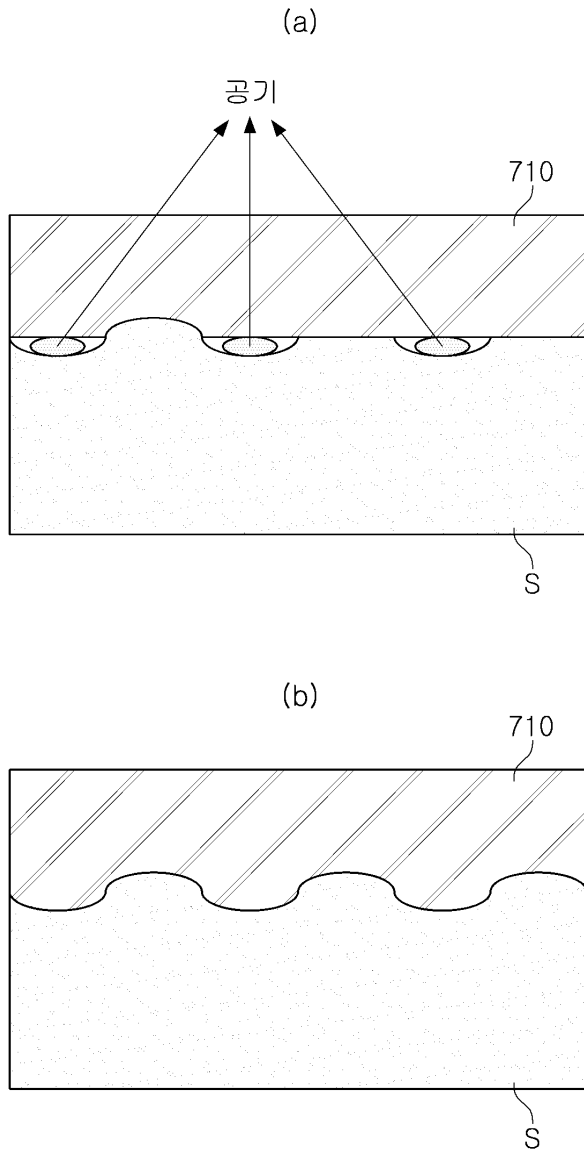
도면7d



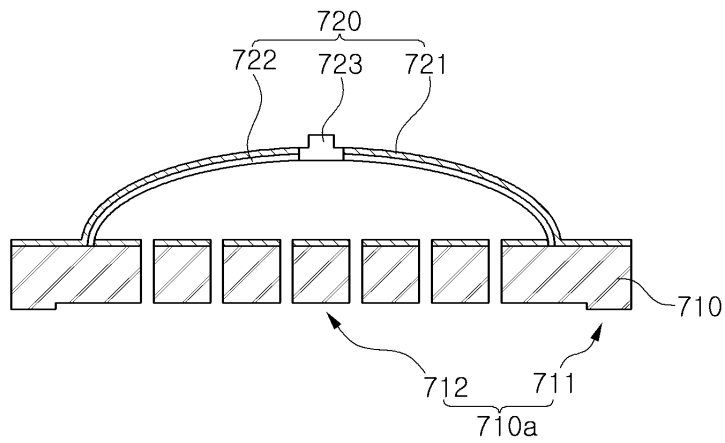
도면7e



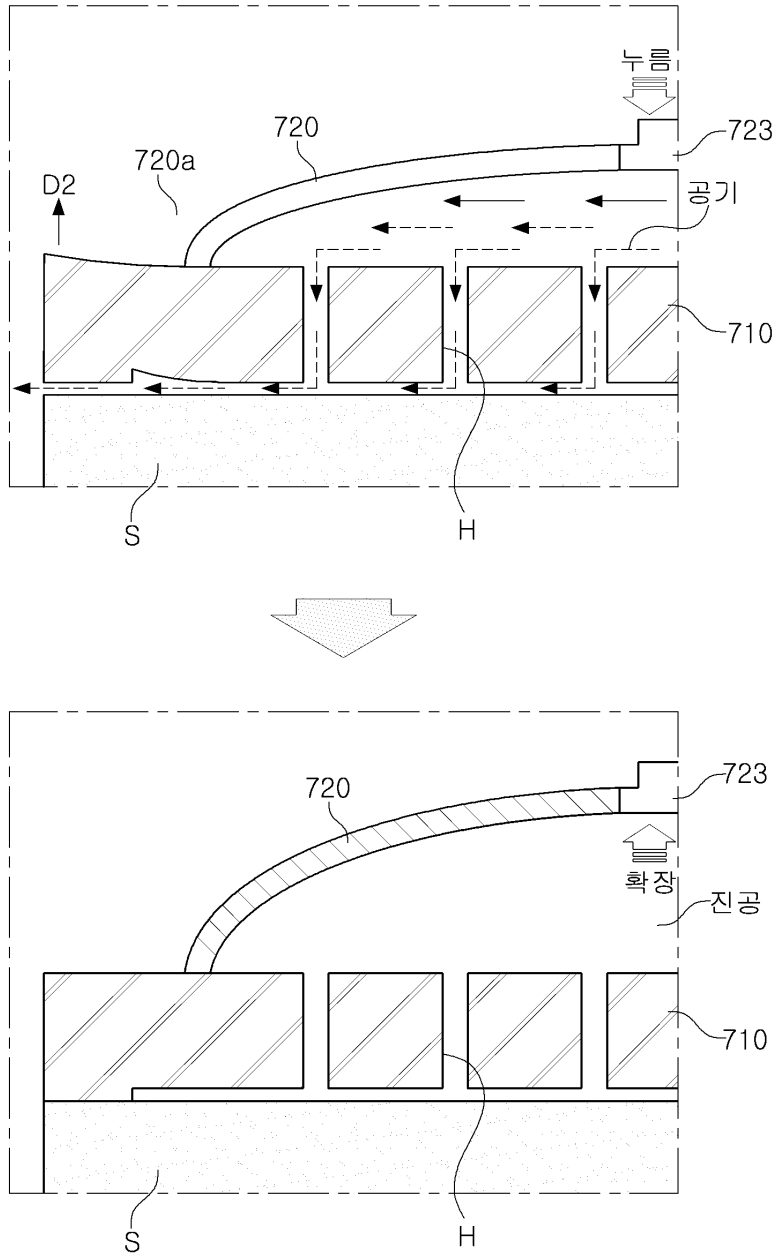
도면7f



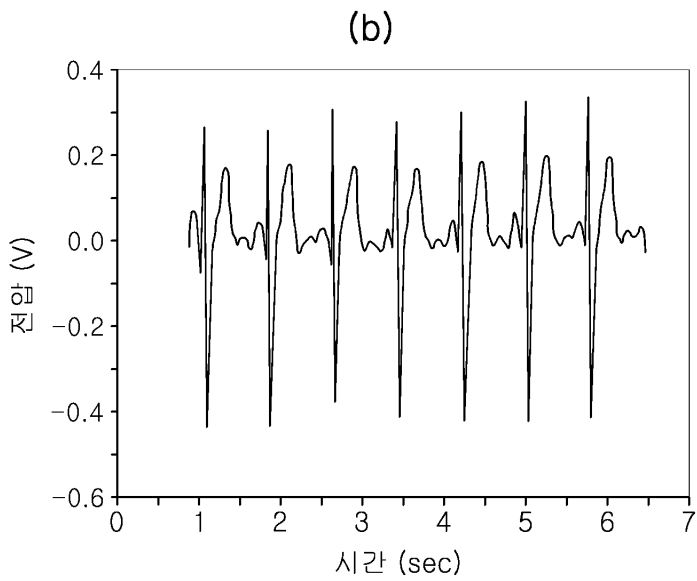
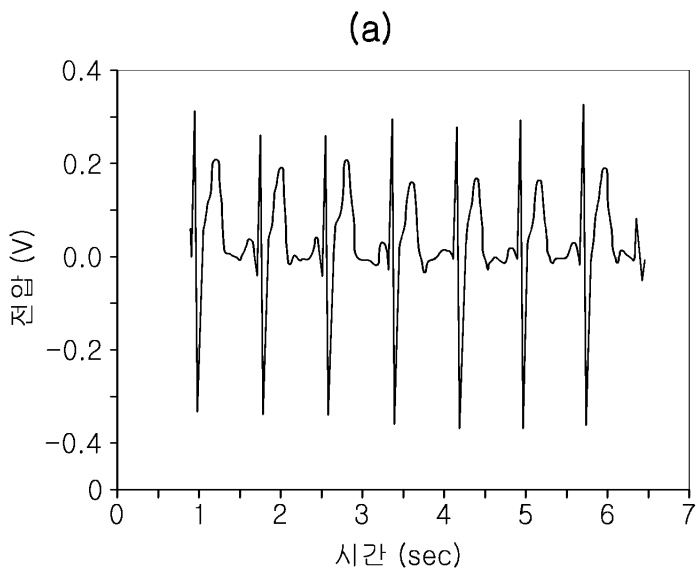
도면8a



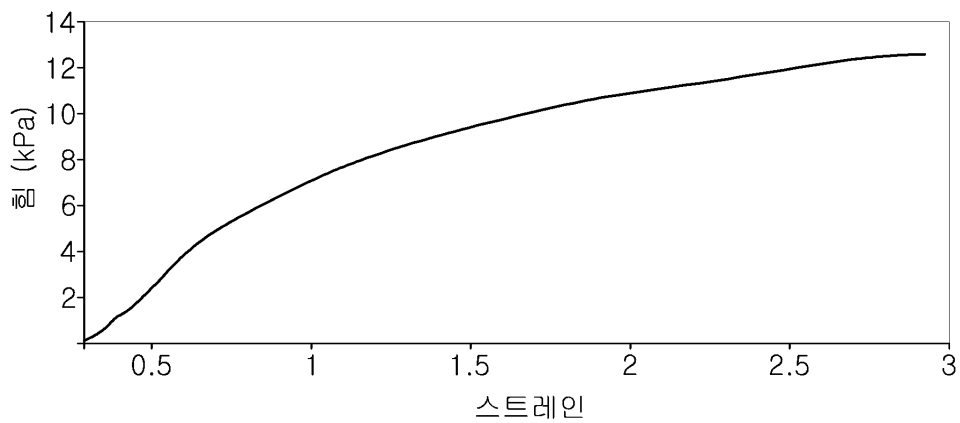
도면8b



도면9



도면10



专利名称(译)	用于监测自行车驾驶员的生物信号的装置，方法和计算机可读记录介质		
公开(公告)号	KR1020190040611A	公开(公告)日	2019-04-19
申请号	KR1020170129840	申请日	2017-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	朝鲜大学产学合作基金会		
申请(专利权)人(译)	朝鲜大学产学合作基金会		
[标]发明人	김윤태 정재호 신시호		
发明人	김윤태 정재호 신시호		
IPC分类号	A61B5/0488 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0408 A61B5/0452		
CPC分类号	A61B5/0488 A61B5/04012 A61B5/0408 A61B5/0452 A61B5/7225 A61B5/7257 A61B5/02455 A61B5/4519 A61B5/6895 A61B2503/10 B62J45/40 A61B5/0472		
其他公开文献	KR102006182B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的实施例的用于骑自行车的人的生物信号监视装置包括：用于测量骑自行车的人的心电图信号的心电图测量传感器；用于测量骑自行车的人的心电图信号的心电图测量传感器；所测量的心电图信号的心率；它可以包括确定模块，该确定模块用于基于EMG信号的频率分量变化中的至少一个来确定自行车驾驶员的肌肉疲劳。

