



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년08월10일
(11) 등록번호 10-1647316
(24) 등록일자 2016년08월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) G01P 15/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/1118 (2013.01)
A61B 5/0002 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0029873
(22) 출원일자 2015년03월03일
심사청구일자 2015년03월03일
(56) 선행기술조사문헌
JP2012513227 A
JP2014117551 A
KR1020120039172 A

(73) 특허권자
연세대학교 원주산학협력단
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1
(72) 발명자
김영호
강원도 원주시 늘품로 199, 113동 703호 (반곡동,
반곡아이파크아파트)
신태민
강원도 원주시 흥업면 매지회촌길 95-34
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
박영우

전체 청구항 수 : 총 6 항

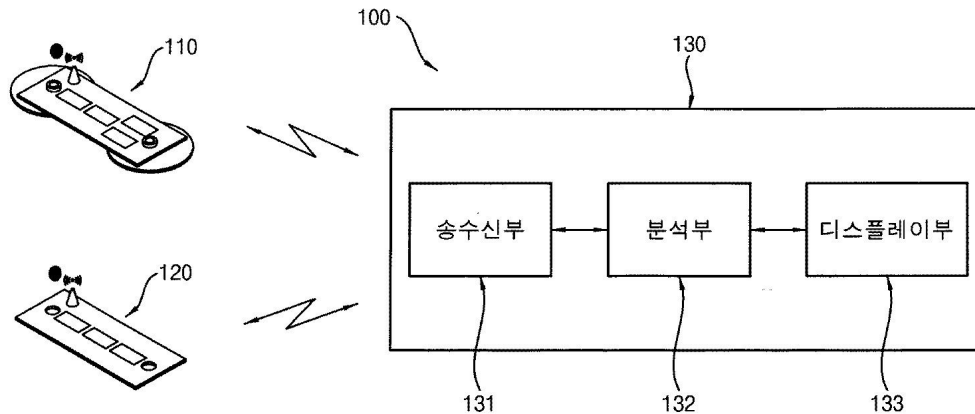
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 신체활동 분석 시스템

(57) 요약

상기 신체활동 분석 시스템은 심박측정부, 가속도측정부 및 단말기를 포함한다. 상기 심박측정부는 사용자의 가슴에 형성되는 심박측정기를 통해 심전도 신호 및 제1 가속도 신호를 측정하고, 상기 가속도측정부는 사용자의 신발에 형성되는 가속도측정기를 통해 발등의 제2 가속도 신호를 측정하고, 상기 단말기는 상기 심박측정부 및 상기 가속도측정부와 무선으로 연동하여 상기 제1 및 제2 가속도 신호들을 분석하며, 상기 단말기는 상기 제1 및 제2 가속도 신호들을 분석하여 사원수(Quaternion)를 측정한 뒤 사원수 회전을 사용하여 상기 제1 및 제2 가속도 신호들의 축 변환을 통해 신체활동의 종류를 분석한다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 5/02405 (2013.01)

G01P 15/003 (2013.01)

(72) 발명자

최우혁

부산광역시 수영구 수미로63번길 21 (망미동)

신영은

서울특별시 은평구 수색로22길 25, 103호 (수색동,
대한빌라)

명세서

청구범위

청구항 1

사용자의 가슴에 부착되는 심박측정기를 통해 심전도 신호 및 제1 가속도 신호를 측정하는 심박측정부;
 사용자의 신발에 부착되는 가속도측정기를 통해 하체의 제2 가속도 신호를 측정하는 가속도측정부; 및
 상기 심박측정부 및 상기 가속도측정부와 무선으로 연동하여 상기 제1 및 제2 가속도 신호들을 분석하는 단말기를 포함하며,
 상기 단말기는 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 분석하여 사원수(Quaternion)를 측정한 뒤 사원수 회전을 사용하여 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들의 축 변환을 통해 속도 및 이동거리를 산출하며, 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 수신 및 필터링하고, 측정알고리즘을 사용하여 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들의 가속도 및 각속도 데이터들을 통해 사원수를 측정하고, 상기 사원수를 통해 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들의 축 변환을 도출하고, 한 걸음에 해당하는 구간설정을 통해 문턱값(Threshold)을 산출하며 상기 한 걸음 구간의 축 변환된 가속도 신호를 통해 표시하는 3차원 궤적을 표시하여 신체활동을 분석하는 것을 특징으로 하는 신체활동 분석 시스템.

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 단말기는,
 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 수신하는 송수신부;
 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 분석하여 신체활동을 분석하는 분석부; 및
 상기 분석부의 결과를 사용자에게 표시하는 디스플레이부를 포함하는 것을 특징으로 하는 신체활동 분석 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 심박측정부는,
 심전도 신호를 측정하는 심전도측정부;
 제1 가속도 신호를 측정하는 제1 가속도센서부;
 상기 심전도 신호 및 상기 제1 가속도 신호를 수신하여 필터링을 통해 노이즈를 제거하고 구동을 제어하는 제1 제어부; 및
 상기 제1 제어부로부터 수신하는 상기 심전도 신호 및 상기 제1 가속도 신호를 상기 단말기로 송신하는 제1 송수신부를 포함하는 것을 특징으로 하는 신체활동 분석 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 가속도측정부는
 상기 제2 가속도 신호를 측정하는 제2 가속도센서부;
 상기 제2 가속도 신호를 필터링하여 노이즈를 제거하고 구동을 제어하는 제2 제어부; 및

상기 제2 가속도 신호를 상기 단말기로 송신하는 제2 송수신부를 포함하는 것을 특징으로 하는 신체활동 분석 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 심박측정기는,

내부에 공간을 형성하고 커버하는 제1 케이스;

패치형태로 사용자의 상체에 접촉하여 상기 심전도 신호를 측정하는 전극;

상기 제1 케이스 내부에 형성되어 가속도신호를 측정하고 상기 심전도 신호를 필터링하고 상기 단말기로 송수신하는 제1 메인보드;

상기 제1 메인보드의 하부에 형성되어 전원을 공급하는 제1 배터리; 및

상기 전극과 상기 제1 메인보드를 연결하는 전극커넥터를 포함하는 것을 특징으로 하는 신체활동 분석 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 가속도측정기는,

내부에 공간을 형성하고 커버하는 제2 케이스;

상기 제2 케이스 내부에 형성되어 가속도 신호를 측정하고 상기 단말기로 상기 가속도 신호를 송수신하는 제2 메인보드; 및

상기 제2 메인보드의 하부에 형성되어 전원을 공급하는 제2 배터리를 포함하는 것을 특징으로 하는 신체활동 분석 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 신체활동 분석 시스템에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 신체에 부착된 가속도 센서들을 통해 가속도 신호를 분석하여 신체활동을 판단하는 신체활동 분석 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 의학의 발달과 인간의 기대수명이 늘어나면서 건강한 삶에 대한 욕구가 커짐에 따라 건강관리에 대한 관심이 꾸준히 증가하고 있으며, 최근에는 안드로이드폰 및 아이폰과 같은 스마트폰의 성장과 더불어 웨어러블(WEARABLE) 기술이 발달하여 팔찌, 장갑, 목걸이 또는 안경의 형상으로 형성되고 있다. 이러한 웨어러블 기술로 형성된 장치들은 스마트폰과 연동하여 생활에 편리함을 더해주고 있다.

[0003] 일반적으로 웨어러블 디바이스들은 안드로이드나 아이폰 등의 운영체제를 사용하여 각각의 스마트폰들과 연동하거나 독립적으로 작용하여 스마트폰의 사용을 더욱 편리하게 도와주거나 스마트폰을 대신하여 사용된다. 이러한 웨어러블 디바이스들은 무선으로 인터넷에 연결되어 클라우드에 저장된 노래를 재생시켜 음악을 들을 수 있도록 하거나 사진 및 동영상을 촬영하고, 네비게이션 기능 및 스케줄을 제공하게 된다.

[0004] 여기에서 더 나아가 사용자의 신체활동 정보를 입력하거나 자동으로 수집하여 예상 신체활동, 소비열량, 이동거리, 속도 및 이동경로 등을 통계화하여 체계적인 운동을 가능하게 하고 더 나아가 생체신호들을 바탕으로 개선되는 운동능력을 판단할 수 있는 디바이스들의 개발이 늘어나고 있다. 하지만, 기존의 자가보고 기반의 신체활동 분석장치들 또는 GPS 기반의 장치들은 직접 신체활동 정보를 입력해야 하거나 실외의 위치추적외에는 어떤 신체활동을 하였는지에 대한 세부적인 정보는 제공할 수 없다.

[0005] 이와 관련하여 대한민국 특허공개 제2014-0088390호는 피부에 직접적으로 부착되어 생체신호를 측정하는 패치형 전극을 개시하고 있으며, 대한민국 특허공개 제2014-0012334호는 자동차의 핸들에 형성되어 운전자의 생체신호를 감지하여 운전의 안정성을 증가시키는 발명을 개시하고 있으나, 생체신호와 함께 신체활동 정보를 추가하여 사용자가 활동하는 경로, 소비열량 등의 세부적인 정보들을 수집 및 분석하는 발명은 제시하지 못하고 있다.

[0006] 따라서, 일상생활 전반에서 사용자의 생체신호 및 신체활동정보를 수집 및 분석하여 건강관리가 가능한 발명에

대한 연구가 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 이에, 본 발명의 기술적 과제는 이러한 점에서 착안된 것으로 본 발명의 목적은 가속도 센서의 축 변화를 고려하여 사용자의 신체활동 분석하는 시스템을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 상기한 본 발명의 목적을 실현하기 위한 일 실시예에 따른 상기 신체활동 분석 시스템은 심박측정부, 가속도측정부 및 단말기를 포함한다. 상기 심박측정부는 사용자의 가슴에 형성되는 심박측정기를 통해 심전도 신호 및 제1 가속도 신호를 측정하고, 상기 가속도측정부는 사용자의 신발에 형성되는 가속도측정기를 통해 발등의 제2 가속도 신호를 측정하고, 상기 단말기는 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 분석하여 사원수(Quaternion)를 측정된 뒤 사원수 회전을 사용하여 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들의 축 변환을 통해 속도 및 이동거리를 산출하여 신체활동의 종류를 분석할 수 있다.

[0009] 일 실시예에서, 상기 단말기는 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 수신 및 필터링하고 측정알고리즘을 사용하여 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들의 가속도 및 각속도 데이터들을 통해 사원수를 측정하고, 상기 사원수를 통해 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들의 축 변화를 도출하고, 한 걸음에 해당하는 구간설정을 통해 문턱값(Threshold)을 산출하며, 상기 한 걸음 구간의 축 변환된 가속도 신호를 통해 3차원 궤적을 표시하여 신체활동을 분석할 수 있다.

[0010] 일 실시예에서, 상기 단말기는 상기 제1 또는 제2 가속도 신호를 통해 속도 및 이동거리들을 측정할 수 있다.

[0011] 일 실시예에서, 상기 단말기는 송수신부, 분석부 및 디스플레이부를 포함하고, 상기 송수신부는 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 수신하고, 상기 분석부는 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 수신하며, 상기 분석부는 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 분석하여 신체활동을 분석하며, 상기 디스플레이부는 상기 분석부의 결과를 사용자에게 표시할 수 있다.

[0012] 일 실시예에서, 상기 심박측정부는 심전도측정부, 제1 가속도센서부, 제1 제어부 및 제1 송수신부를 포함하고, 상기 심전도측정부는 심전도 신호를 측정하며, 상기 제1 가속도센서부는 제1 가속도 신호를 측정하며, 상기 제1 제어부는 상기 심전도 신호 및 상기 제1 가속도 신호를 수신하여 필터링을 통해 노이즈를 제거하고 구동을 제어하며, 상기 제1 송수신부는 상기 제1 제어부로부터 수신하는 상기 심전도 신호 및 상기 제1 가속도 신호를 상기 단말기로 송신할 수 있다.

[0013] 일 실시예에서, 상기 가속도측정부는 제2 가속도센서부, 제2 제어부 및 제2 송수신부를 포함하고, 상기 제2 가속도센서부는 상기 제2 가속도 신호를 측정하며, 상기 제2 제어부는 상기 제2 가속도 신호를 필터링하여 노이즈를 제거하고 구동을 제어하며, 상기 제2 송수신부는 상기 제2 가속도 신호를 상기 단말기로 송신할 수 있다.

[0014] 일 실시예에서, 상기 심박측정기는 제1 케이스, 전극, 제1 메인보드, 제1 배터리 및 전극커넥터를 포함하고, 상기 제1 케이스는 내부에 공간을 형성하고 커버하며, 상기 전극은 패치형태로 사용자의 상체에 접촉하여 상기 심전도 신호를 측정하며, 상기 제1 메인보드는 상기 제1 케이스 내부에 형성되어 가속도신호를 측정하고 상기 심전도 신호를 필터링하고 상기 단말기로 송수신하며, 상기 제1 배터리는 상기 제1 메인보드의 하부에 형성되어 전원을 공급하며, 상기 전극커넥터는 상기 전극과 상기 제1 메인보드를 연결할 수 있다.

[0015] 일 실시예에서, 상기 가속도측정기는 제2 케이스, 제2 메인보드 및 제2 배터리를 포함하고, 상기 제2 케이스는 내부에 공간을 형성하고 커버하며, 상기 제2 메인보드는 상기 제2 케이스 내부에 형성되어 가속도 신호를 측정하고 상기 단말기로 상기 가속도 신호를 송수신하며, 상기 제2 배터리는 상기 제2 메인보드의 하부에 형성되어 전원을 공급할 수 있다.

발명의 효과

[0016] 본 발명의 실시예들에 의하면, 신체활동 분석 시스템은 상체에 부착되는 심박측정부 및 하체에 형성되는 가속도측정부를 통해 제1 또는 제2 가속도 신호들 및 심전도 신호를 측정하고, 단말기로 무선통신을 통해 전송하여, 분석부는 제1 또는 제2 가속도 신호들을 통해 상기 하체에서 이루어지는 축 변환을 고려하여 가속도 신호의 축

변환 및 이를 통한 속도 및 이동거리를 측정하여, 보다 정확한 신체활동을 구별할 수 있는 장점이 있다.

[0017] 또한, 가속도측정부는 발에 형성되어 분석부로 제1 또는 제2 가속도 신호를 전송하고, 분석부는 사원수(Quaternion) 및 제1 또는 제2 가속도 신호의 축변환을 통해 한 걸음 구간을 설정하여 문턱값(Threshold)을 도출하고, 한 걸음 구간의 축 변환된 가속도 신호를 사용하여 속도 및 이동거리를 산출하여 걷기, 달리기, 계단오르기 또는 계단 내려가기 등의 신체활동을 구체적으로 판단할 수 있는 장점이 있다.

[0018] 또한, 속도 및 이동거리를 통해 3차원으로 하체에 부착되는 가속도측정기의 이동을 추적하여 사용자가 일정한 공간 내에서 이동하는 궤적을 그래프로 도시할 수 있다. 예를 들어 사용자가 층마다 올라가는 방향이 달라지는 계단을 오르고 있는 경우 계단이 형성된 경로와 비슷한 궤도가 형성되어 사용자의 이동경로가 3차원의 공간 내에서 3차원적으로 정확하게 파악되는 장점이 있다. 일반적인 가속도 센서의 경우 상기와 같은 계단을 오를 경우 한 방향으로 전진하며 올라가는 궤적을 나타내지만 측정알고리즘을 사용하여 가속도 신호를 축 변환시키면, 3차원적인 사용자의 이동경로를 추적할 수 있어 보다 정확하고 분명한 신체활동들을 파악할 수 있는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 의한 신체활동 분석 시스템을 나타내는 블록선도이다.

도 2는 도 1의 심박측정부를 나타내는 블록선도이다.

도 3은 도 1의 가속도측정부를 나타내는 블록선도이다.

도 4 및 도 5는 심박측정기를 나타내는 사시도들이다.

도 6은 심박측정기를 나타내는 사시도이다.

도 7은 도 6의 심박측정기의 다른 상태의 예를 나타내는 사시도이다.

도 8은 도 1의 디스플레이부가 표시하는 화면을 나타내는 모식도이다.

도 9는 도 1의 디스플레이부가 표시하는 화면의 다른 상태의 예를 나타내는 모식도이다.

도 10 및 도 11은 일반적인 가속도 센서의 평행상태운동을 나타내는 모식도들이다.

도 12는 도 10 및 11의 평행상태운동에 따른 가속도 신호들을 나타내는 그래프이다.

도 13 및 도 14는 가속도 센서의 x축, y축 및 이동방향을 나타내는 모식도들이다.

도 15는 신체활동을 분석하는 순서를 나타내는 순서도이다.

도 16은 가속도의 축 변환의 전후를 나타내는 그래프이다.

도 17은 가속도 신호의 한 걸음 구간을 도출한 결과를 나타내는 그래프이다.

도 18 내지 20은 측정알고리즘을 통해 산출되는 속도 및 이동거리를 분석하여 나타내는 그래프들이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 이하 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 신체활동 분석 시스템에 대해 상세히 설명한다. 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 형태를 가질 수 있는 바, 실시예들을 본문에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 개시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다. 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "이루어진다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

- [0021] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0022] 이하, 첨부된 도면들을 참조하여, 본 발명의 바람직한 실시예를 보다 상세하게 설명하고자 한다.
- [0023] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 의한 신체활동 분석 시스템을 나타내는 블록선도이다. 도 2는 도 1의 심박측정부(110)를 나타내는 블록선도이다. 도 3은 도 1의 가속도측정부를 나타내는 블록선도이다.
- [0024] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 상기 신체활동 분석 시스템은 심박측정부(110), 가속도측정부(120) 및 단말기(130)를 포함한다.
- [0025] 상기 단말기(130)는 송수신부(131), 제어부(132) 및 디스플레이부(133)를 포함하고, 상기 심박측정부(110)는 심전도측정부(111), 제1 가속도센서부(112), 제1 제어부(113) 및 제1 송수신부(114)를 포함하며, 상기 가속도측정부(120)는 제2 가속도센서부(121), 제2 제어부(122) 및 제2 송수신부(123)를 포함한다.
- [0026] 도 1의 상기 심박측정부(110)는 사용자의 상체에 형성되어 심장에서 발생하는 심전도 신호 및 상체에서의 제1 가속도 신호를 측정하고, 상기 가속도측정부(120)는 사용자의 발에 형성되어 제2 가속도 신호를 측정한다. 상기 제1 및 제2 가속도 신호들 및 심전도 신호는 각각 상기 단말기(130)의 상기 송수신부(131)로 송신되고, 상기 분석부(132)는 가속도 신호의 측에 대한 관점을 고려하여 상기 제1 및 제2 가속도 신호 및 상기 심전도 신호를 분석하여 사용자의 신체활동의 종류를 분석하게 된다.
- [0027] 종래의 신체활동을 분석하는 방법들은 자가보고(Self-report) 기반의 방법, GPS 기반의 방법 및 가속도 센서 기반의 방법들을 사용하고 있다. 여기에서 상기 자가보고 기반의 방법은 가장 쉽고 빠르게 사용자의 신체활동을 분석할 수 있어, 신체활동 정보를 바탕으로 사용자의 신체활동을 분석하지만, 신체활동 정보를 직접 입력해야 하는 단점이 있었고, 상기 GPS 기반의 신체활동 분석 방법은 자동으로 사용자의 위치 정보를 획득하고 이를 사용해 신체활동을 분석하는 방법이고, 별도의 측정 장비가 불필요하지만, 상기 GPS를 통한 위치정보로 제한되기 때문에 신체활동을 얼마의 시간 동안 수행하였는지에 대한 세부적인 정보는 제공할 수 없다.
- [0028] 본 발명은 상기 가속도 센서에서 더 나아가 사용자의 신체활동을 자세하게 측정하기 위해 가속도 신호의 형태적인 관점만이 아니라 측에 대한 관점을 고려하여, 상기 심박측정부(110) 및 상기 가속도측정부(120)의 부착 방향이나 자세에 따라 측이 변화하더라도 항상 동일한 기준 측으로 변환하여 가속도 신호를 분석할 수 있는 장점이 있다. 또한, 측의 주기적인 변화를 감지하여, 미리 저장된 다양한 신체활동들의 패턴과 비교하여 정확한 신체활동을 분석할 수 있다.
- [0029] 상기 심박측정부(110)의 상기 심전도측정부(111)는 사용자의 상체에 형성되어 상기 심전도 신호를 측정하고, 상기 제1 가속도센서부(112)는 사용자의 상체의 위치를 감지하여, 제1 가속도 신호를 측정하고 상기 제1 가속도 신호를 상기 제1 제어부(113)로 전송한다. 상기 제1 제어부(113)는 상기 제1 가속도 신호 및 상기 심전도 신호를 수신하여, 신호들의 노이즈 및 고주파를 제거하게 된다.
- [0030] 상기 제2 제어부(122)가 상기 제1 가속도 신호 및 상기 심전도 신호의 노이즈 및 고주파를 필터링을 통해 제거하면, 상기 제1 가속도 신호 및 상기 심전도 신호는 상기 제2 송수신부(123)를 거쳐 상기 단말기(130)로 송신된다.
- [0031] 즉, 상기 심박측정부(110)는 상기 심전도측정부(111) 및 상기 제1 가속도센서부(112) 및 상기 심전도측정부(111)를 측정하고, 상기 제1 제어부(113)에서 신호의 전처리(필터링) 과정을 통해 노이즈 및 고주파를 제거하여 상기 단말기(130)로 송신한다.
- [0032] 도 3의 상기 가속도측정부(120)는 사용자의 다리 또는 발에 형성되어, 제2 가속도 신호를 측정한다. 상기 제2 가속도 신호는 상기 제2 제어부(122)로 전송되어 상기 필터링 과정을 거쳐 노이즈 또는 고주파를 제거하고, 상기 제2 송수신부(123)를 통해 상기 단말기(130)로 상기 제2 가속도 신호를 송신하게 된다.
- [0033] 한편, 상기 제1 및 제2 가속도 신호들은 상기 송수신부(131)로 전송되며, 상기 분석부(132)는 상기 제2 가속도 신호를 분석하며, 상기 제1 가속도 신호는 상기 가속도측정부(120)의 작동에 문제가 발생할 경우 보조적으로 사용된다.

- [0034] 상기 단말기(130)로 전송되는 상기 제1 및 제2 가속도 신호들 및 상기 심전도 신호는 상기 송수신부(131)에서 상기 분석부(132)로 전송된다. 상기 분석부(132)는 상기 제1 및 제2 가속도 신호들의 각속도를 산출하여 사원수(Quaternion)를 추정하고, 상기 사원수의 오차를 보정하며, 상기 사원수의 회전을 사용하여 가속도의 축 변환을 수행한다. 또한, 상기 분석부(132)는 상기 제1 및 제2 가속도 신호들을 분석하여 걷거나 달리기와 아닌 새로운 유형으로 분석되면 이를 저장하여 기억하고, 사용자는 이에 대한 신체활동의 이름을 정할 수 있다.
- [0035] 도 4 및 도 5는 심박측정기를 나타내는 사시도들이다. 도 6은 심박측정기를 나타내는 사시도이다. 도 7은 도 6의 심박측정기의 다른 상태의 예를 나타내는 사시도이다.
- [0036] 도 4 내지 도 7을 참조하면, 심박측정기(200)는 케이스(210), 제1 메인보드(220), 제1 배터리(230), 전극커넥터(240) 및 전극(250)을 포함하고, 가속도측정기(300)는 제2 케이스(310), 제2 메인보드(320), 제2 배터리(330) 및 신발끈(340)을 포함한다.
- [0037] 도 4의 상기 심박측정기(200)는 얇고 가볍게 형성되어 상체에 부착되며 사용자의 심전도 신호를 측정하게 된다. 상기 케이스(210)는 높이가 낮은 얇은 직육면체의 형태를 형성하고, 상기 케이스(210)의 내부에는 상기 제1 가속도 신호를 측정하는 상기 제1 가속도센서부(112)와 상기 심전도측정부(111)를 포함하는 상기 제1 메인보드(220)가 형성되어 상기 제1 가속도 신호 및 상기 심전도 신호를 측정한다.
- [0038] 상기 제1 메인보드(220)의 하부에는 상기 제1 배터리(230)가 형성되어 상기 제1 메인보드(220)로 전원을 공급하고, 상기 제1 메인보드(220)의 일단 및 타단의 하단에는 상기 전극(250)이 형성되어, 상체와 접촉하고 접촉되는 부위를 통해 상기 심전도 신호를 수신한다. 상기 심전도 신호는 상기 전극(250)에서 상기 전극커넥터(240)를 거쳐 상기 제1 메인보드(220)로 송신된다.
- [0039] 도 6의 상기 가속도측정기(300)는 사용자의 발에 부착되어 상기 제2 가속도 신호를 측정한다. 상기 가속도측정기(300)의 외부는 직육면체의 상기 제2 케이스(310)로 형성되고, 상기 제2 메인보드(320)는 상기 제2 케이스(310)의 내부에 형성되어 상기 제2 가속도 신호를 측정한다. 상기 제2 배터리(330)는 상기 제2 메인보드(320)의 하부에 형성되어 상기 제2 메인보드(320)에 전원을 공급한다.
- [0040] 상기 가속도측정기(300)는 발에 형성되어 다리 및 발의 위치에서 발생하는 상기 제2 가속도 신호를 측정하는데, 도 7의 양쪽 단부에 형성되는 구멍들을 통해 신발끈(340)을 통과시켜 신발 상부에 고정시킬 수 있다. 한편, 상기 가속도측정기(300)는 신발(400) 외에도 하체의 다양한 부위에 형성될 수 있다.
- [0041] 도 8은 도 1의 디스플레이부가 표시하는 화면을 나타내는 모식도이다. 도 9는 도 1의 디스플레이부가 표시하는 화면의 다른 상태의 예를 나타내는 모식도이다.
- [0042] 도 8 및 도 9를 참조하면, 상기 디스플레이부(133)는 측정시작아이콘(134), 센서상태아이콘(135), 연결아이콘(136), 신체활동상태창(137) 및 심박수창(138)을 표시할 수 있다.
- [0043] 상기 단말기(130)의 상기 디스플레이부(133)의 측면에는 클릭이나 터치를 통해 상기 제1 및 제2 가속도 신호 및 상기 심전도 신호의 측정을 시작할 수 있는 상기 측정시작아이콘(134)이 형성되고, 상기 측정시작아이콘(134)의 상부에는 상기 심박측정기(200) 및 상기 가속도측정기(300)의 동작여부를 확인할 수 있는 센서상태아이콘(135)이 형성되며, 상기 센서상태아이콘(135)의 측면에는 상기 심박측정기(200) 및 상기 가속도측정기(300)의 무선연결을 확인할 수 있는 연결아이콘(136)이 형성된다.
- [0044] 도 9의 상기 디스플레이부(133)는 상기 신체활동상태창(137)을 통해 신체활동의 유형 및 상태를 그림 및 문자로 표시하고, 상기 심박수창(138)을 통해 분당 심박수를 표시한다.
- [0045] 따라서, 사용자는 상기 디스플레이부(133)를 통해 상기 심박측정기(200) 및 상기 가속도측정기(300)의 구동을 시작할 수 있고, 터치 또는 클릭을 통해 상기 심박측정기(200) 및 상기 가속도측정기(300) 각각의 무선연결 및 작동여부를 조정할 수 있으며, 상기 신체활동상태창(137) 및 상기 심박수창(138)을 통해 현재 사용자가 행하고 있는 신체활동을 관찰할 수 있다.
- [0046] 도 10 및 도 11은 일반적인 가속도 센서의 평행상태운동을 나타내는 모식도들이다. 도12는 도 10 및 11의 평행 상태운동에 따른 가속도 신호들을 나타내는 그래프이다. 도 13 및 도 14는 가속도 센서의 x축, y축 및 이동방향을 나타내는 모식도들이다.
- [0047] 도 10 내지 도 14를 참조하면, 제3 가속도 센서(410)는 평행 상태에서 진동운동을 하고 있고, 제4 가속도 센서(420)는 기울어진 상태에서 진동운동을 하고 있으며, 제3 및 제4 가속도 센서들(410, 420)의 가속도 신호들을

나타내며, 상기 제3 및 제4 가속도 센서들(410, 420)의 이동방향(500) 및 기울임각도(510)를 나타낸다.

[0048] 도 10의 상기 제3 가속도 센서(410)는 평행을 유지하는 물체에 부착되어 z축으로 상하 진동을 하고, 도 11의 상기 제4 가속도 센서(420)는 신체부위에서 y축이 기울어진 채로 부착되어 평행을 유지하지 못하는 상태에서 z축으로 상하 진동을 할 수 있다. 그러나, 상기 제4 가속도 센서(420)가 기울어진 상태에서 신체부위에 부착되어 z축으로 상하진동 하게 되면, 신체활동과는 상관없는 y축을 향한 가속도 신호가 발생하는 단점이 있다.

[0049] 도 12의 그래프를 살펴보면, 수평을 유지한 상태에서 z축으로 진동하는 상기 제3 가속도 센서(410)의 가속도 신호는 z축에서만 발생하지만, y축으로 기울어진 상태에서 z축으로 진동하는 상기 제4 가속도 센서(420)는 가속도 신호들이 y축 및 z축에서 동시에 발생한다.

[0050] 따라서, 신체부위에 상기 심박측정기(200) 및 상기 가속도측정기(300)가 부착되는 경우, 기울어짐에 대한 보정이 필요하다. 도 13의 상기 제3 가속도 센서(410)는 평행을 유지한 상태에서 y축을 향한 상기 이동방향(500)으로 이동하고, 도 14의 상기 제4 가속도 센서(420)는 상기 기울임각도(510)만큼 기울어진 상태에서 상기 이동방향(500)으로 이동하기 때문에 상기 기울임각도(510)를 특정한 알고리즘을 통해 보정하는 작업이 필요하다.

[0051] 도 15는 신체활동을 분석하는 순서를 나타내는 순서도이다. 도 16은 가속도의 축 변환의 전후를 나타내는 그래프이다. 도 17은 가속도 신호의 한 걸음 구간을 도출한 결과를 나타내는 그래프이다. 도 18 내지 20은 측정알고리즘을 통해 산출되는 속도 및 이동거리를 분석하여 나타내는 그래프들이다.

[0052] 사용자는 상기 단말기(130)를 통해서 상기 심박측정기(200) 및 상기 가속도측정기(300)를 구동시키거나 중지시킬 수 있으며, 사용자가 신체활동을 시작하는 시점을 감지하여 자동으로 상기 심박측정기(200) 및 상기 가속도측정기(300)가 실행될 수 있다.

[0053] 사용자가 신체활동을 시작하면, 상기 심박측정기(200) 및 상기 가속도측정기(300)는 제1 및 제2 가속도 신호 및 심전도 신호를 측정하여 무선으로 상기 단말기(130)로 전송하고, 상기 분석부(132)는 도 14의 상기 기울임각도(510)를 보정하고 속도 및 이동거리를 산출하기 위해 상기 제2 가속도 신호를 통해 신체활동을 분석하는 측정알고리즘(400)을 시작한다. 첫 번째로 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 통해 각속도를 산출하게 된다(단계 410).

[0054] 우선 10초간의 정지데이터의 평균을 구하고, 상기 제1 및 제2 가속도 신호에서 평균데이터를 감하여 신호의 오프셋(Offset)을 제거하고, 상기 제1 및 제2 가속도 신호들 및 상기 심전도 신호는 저주파필터링(Low pass filtering) 등을 통해 노이즈를 최소화하여 신호의 필터링 과정을 거치게 된다(단계 420).

[0055] 각속도를 degree에서 라디안(Radian)으로 변환시키고 상기 제1 및 제2 가속도 신호들을 정규화시켜 사원수(quaternion)의 초기값을 산출하고, 오리엔테이션 필터(Orientation filter)를 통해 상기 사원을 산출한다.

[0056] 우선 각속도를 사용하여 하기의 식으로 사원수를 추정한다.

[0057] [수학식1]

[0058]

$$\omega = [0 \quad \omega_x \quad \omega_y \quad \omega_z]$$

[0059]

$$\begin{aligned} \omega &: \text{angular velocity} \\ \omega_x \quad \omega_y \quad \omega_z &: 3 \text{ axis component of } \omega \end{aligned}$$

[0060] [수학식 2]

$$'q_{\omega,t} = \frac{1}{2} q_{est,t-1} \otimes \omega_t$$

[0061]

[0062]

$$\begin{aligned} 'q_{\omega,t} &: \text{variance of quaternion estimated from } \omega \text{ at time } t \\ q_{est,t-1} &: \text{estimated quaternion at time } t \end{aligned}$$

[0063] [수학식 3]

[0064]

$$q_{w,t} = q_{est, t-1} + 'q_{w,t} \Delta t$$

[0065]

$q_{w,t}$: estimated quaternion from ω at time t

[0066] 다음으로 하기의 수학식 4 내지 7을 통해 지구의 축벡터와 센서의 축벡터를 사용한 사원수의 오차를 추정한다.

[0067] [수학식 4]

[0068]

$$f(q, d, s) = q^* \otimes d \otimes q - s$$

[0069]

$f(q, d, s)$: function of q, d and s
 d : earth frame vector
 s : sensor frame vector

[0070] [수학식 5]

[0071]

$$q = [q_1 \ q_2 \ q_3 \ q_4]$$

[0072]

q : quaternion
 q_1 : scalar part of quaternion
 $q_2 \ q_3 \ q_4$: scalar part of quaternion

[0073] [수학식 6]

[0074]

$$d = [0 \ d_x \ d_y \ d_z]$$

[0075]

$d_x \ d_y \ d_z$: 3 axis component of d

[0076] [수학식 7]

[0077]

$$s = [0 \ s_x \ s_y \ s_z]$$

[0078]

$s_x \ s_y \ s_z$: 3 axis component of s

[0079] 다음으로 수학식 8 내지 11의 경사하강법을 사용하여 사원수를 추정한다.

[0080] [수학식 8]

[0081]

$$q_{t+1} = q_t - \mu \frac{\nabla f(q, d, s)}{\|\nabla f(q, d, s)\|}$$

$\nabla f(q, d, s)$: variance of $f(q, d, s)$

[0082] [수학식 9]

[0083]

$$\nabla f(q, d, s) = J(q, d) \times f(q, d, s)$$

[0084]

$J(q, d)$: derivative function of $f(q, d, s)$, Jacobian

[0085] [수학식 10]

[0086]

$$f(q, d, s) = \begin{bmatrix} 2(\alpha_x(0.5 - q_3^2 - q_4^2) + \alpha_y(q_1q_4 + q_2q_3) + \alpha_z(q_2q_4 - q_1q_3)) - s_x \\ 2(\alpha_x(q_2q_3 - q_1q_4) + \alpha_y(0.5 - q_2^2 - q_3^2) + \alpha_z(q_1q_2 + q_3q_4)) - s_y \\ 2(\alpha_x(q_1q_3 + q_2q_4) + \alpha_y(q_3q_4 - q_1q_2) + \alpha_z(0.5 - q_2^2 - q_3^2)) - s_z \end{bmatrix}$$

[0087] [수학식 11]

$$J(q, d) = \begin{bmatrix} 2\alpha_y q_4 - 2\alpha_z q_3 & 2\alpha_x q_3 + 2\alpha_z q_4 & -4\alpha_x q_3 + 2\alpha_y q_2 - 2\alpha_z q_1 & -\alpha_x q_4 + 2\alpha_y q_1 + 2\alpha_z q_2 \\ -2\alpha_x q_4 + 2\alpha_z q_2 & 2\alpha_x q_3 - \alpha_y q_2 + 2\alpha_z q_1 & 2\alpha_x q_2 + 2\alpha_z q_4 & -2\alpha_x q_1 - \alpha_y q_4 + 2\alpha_z q_3 \\ 2\alpha_x q_3 - 2\alpha_y q_2 & 2\alpha_x q_4 - 2\alpha_y q_1 - 4\alpha_z q_2 & 2\alpha_x q_1 - 2\alpha_y q_4 - 4\alpha_z q_3 & 2\alpha_x q_2 + 2\alpha_y q_3 \end{bmatrix}$$

[0088]

[0089] 다음으로 수학식 12 내지 14에서 지구의 중력가속도 벡터와 가속도 센서로부터 측정된 가속도의 측 벡터로 수식을 대체하여 사원수의 오차를 추정한다.

[0090] [수학식 12]

[0091]

$$g = [0 \ 0 \ 0 \ 1]$$

[0092]

g : gravitational acceleration

[0093] [수학식 13]

[0094]

$$f(q, a) = \begin{bmatrix} 2(q_2q_4 - q_1q_3) - \alpha_x \\ 2(q_1q_2 + q_3q_4) - \alpha_y \\ 2(0.5 - q_2^2 - q_3^2) - \alpha_z \end{bmatrix}$$

[0095] [수학식 14]

[0096]

$$J(q) = \begin{bmatrix} -2q_3 & 2q_4 & -2q_1 & 2q_2 \\ 2q_2 & 2q_1 & 2q_4 & 2q_3 \\ 0 & -4q_2 & -4q_3 & 0 \end{bmatrix}$$

[0097] 다음으로 수학식 15 내지 16을 통해 사원수의 오차를 보정한다.

[0098] [수학식 15]

[0099]

$$'q_{est,t} = 'q_{\omega, t} - \beta q_{e,t}$$

[0100]

$'q_{est,t}$: variance of estimated quaternion at time t
 β : constant

[0101]

[수학식 16]

[0102]

$$q_{est,t} = q_{est,t-1} + 'q_{est,t}\Delta t$$

[0103]

상기와 같이 수학식 1 내지 16을 통해 오리엔테이션 필터(Orientation filter)를 통한 상기 사원수를 추정하고 상기 사원수의 오차를 추정하며 사원수의 오차를 보정하게 된다(단계 430)

[0104]

다음으로 도 16의 그래프의 가속도의 축 변환을 수행한다.

[0105]

사원수의 초기 값을 가속도로부터 추정된 뒤 설정하게 되고, 하기와 같은 식을 통해 사원수 회전을 사용하여 가속도의 축 변환을 수행한다[단계 440].

[0106]

[수학식 17]

[0107]

$$\alpha_{rot} = q \otimes \alpha_{original} \otimes q^*$$

[0108]

상기와 같이 가속도의 축 변환을 수행한 후에는 도 16의 도면에 나타난 그래프의 한 걸음에 해당하는 구간(One Step)을 설정하게 된다. 도 16의 Y에 해당하는 선은 축 변환된 가속도 신호를 의미하고, Threshold에 해당하는 선은 문턱값을 나타내며, Magnitude에 해당하는 선은 축 변환된 가속도 신호의 크기를 의미한다. 도 16과 같이 한 걸음 구간을 도출하고 한 걸음 구간 내 유효 데이터를 적분하여 한 걸음 데이터의 문턱값(Threshold)을 산출한다[단계 450]

[0109]

[표 1]

신체활동종류	운동방향	운동방향 축의 문턱값	나머지 축의 문턱값
걷기	수평	0.05~0.06	0.5
달리기	수평	0.3~0.5	1
계단 올라가기	수평/수직	0.05~0.05	0.5
계단 내려가기	수평/수직	0.05~0.06	0.5

[0110]

[0111]

하기의 수학식 18 내지 20을 통해 축 변환된 가속도 신호를 적분하여 속도를 계산하고, 속도에서drift error를 제거하며, 속도를 적분하여 이동거리를 계산한다[단계 460].

[0112]

[수학식 18]

[0113]

$$v_t = v_{t-1} + \alpha_{rot}\Delta t$$

[0114]

v_t : velocity at time t
 α_{rot} : rotated acceleration

[0115] [수학식 19]

$$v_t = v_{t, tmp} - v_{t, drift}$$

[0116]

[0117]

$v_{t, tmp}$: velocity with drift error at time t
 $v_{t, drift}$: velocity drift error at time t

[0118] [수학식 20]

$$d_t = d_{t-1} + v_t \Delta t$$

[0119]

[0120]

d_t : displacement at time t

[0121] 따라서, 상기 분석부(132)는 상기 제2 가속도 신호를 상기 추정알고리즘(400)을 통해 오리엔테이션 필터를 통한 사원수를 추정하고 상기 제2 가속도 신호의 축 변환을 하며 이를 통해 한 걸음 구간을 설정하고 구간의 축 변환된 가속도 신호를 사용하여 신체활동의 속도 및 이동거리를 측정하게 된다.

[0122] 상기 속도 및 이동거리를 측정하게 되면 시간에 따른 사용자의 이동거리를 분석하여, 사용자가 시간당 x, y, z 축으로 어떠한 움직임을 진행하였는지에 따라 신체활동들을 분류할 수 있다. 예를 들어, 시간당 y축으로 걷는 속도로 이동거리가 발생한다면 이는 걷기로 분류되며, 뛰는 속도로 이동거리가 발생한다면 이는 달리기로 분류된다. 이러한 신체활동의 분류를 위해 스마트폰의 어플리케이션에 프로그램된 기계학습(machine learning)을 사용할 수 있다.

[0123] 그리고, 상기 추정알고리즘(400)을 통해 산출된 신체활동의 속도 및 이동거리를 3차원 그래프화하여 도 18 내지 20의 그래프들에 나타난 결과를 분석하여 다양한 신체활동들을 판단할 수 있다.

[0124] 도 18 내지 20을 참조하면, 도 18의 그래프는 사용자가 계단을 올라가는 도중에 측정된 상기 제2 가속도 신호를 분석하여 도출된 이동거리를 MATLAB을 통해 그래프화하여 나타낸 결과이고, 도 19의 그래프는 사용자가 계단을 내려가는 도중에 측정된 상기 제2 가속도 신호를 분석하여 도출된 이동거리를 MATLAB을 통해 그래프화하여 나타낸 결과이며, 도 20의 그래프는 사용자가 걷는 도중에 측정된 상기 제2 가속도 신호를 분석하여 도출된 이동거리를 MATLAB을 통해 그래프화하여 나타낸 결과이다.

[0125] 도 18 내지 도 20의 그래프들은 사용자의 발이 이동한 거리뿐만 아니라 발등에 부착된 상기 가속도측정기(300)의 궤적까지 나타낼 수 있다. 따라서, 도 18의 그래프는 상기 가속도측정기(300)의 이동방향 및 축의 변화를 분석하면, 계단을 올라가는 발의 궤적과 유사하므로 신체활동들 중 계단오르기로 판단될 수 있고, 도 19의 그래프의 결과는 계단을 내려가는 발의 궤적과 유사하므로 신체활동들 중 계단내려가기로 판단될 수 있으며, 도 20의 그래프의 결과는 평행으로 축의 변화만을 일으키며 이동하는 결과를 나타내므로 걷기 또는 달리기로 판단될 수 있다.

[0126] 상기와 같은 본 발명의 실시예들에 의하면, 상기 신체활동 분석 시스템(100)은 상체에 부착되는 상기 심박측정부(110) 및 하체에 형성되는 상기 가속도측정부(120)를 통해 제1 또는 제2 가속도 신호들 및 심전도 신호를 측정하고, 상기 단말기(130)로 무선통신을 통해 전송하여, 상기 분석부(132)는 상기 제1 또는 제2 가속도 신호들을 통해 상기 하체에서 이루어지는 축 변환을 고려하여 가속도 신호의 축 변환 및 이를 통한 속도 및 이동거리를 측정하여, 보다 정확한 신체활동을 구별할 수 있는 장점이 있다.

[0127] 또한, 상기 가속도측정부(120)는 발에 형성되어 상기 분석부(132)로 상기 제1 또는 제2 가속도 신호를 전송하고, 상기 분석부(132)는 상기 사원수(Quaternion) 및 상기 제2 가속도 신호의 축변환을 통해 상기 한 걸음 구간을 설정하여 문턱값(Threshold)을 도출하고, 한 걸음 구간의 축 변환된 가속도 신호를 사용하여 속도 및 이동거리를 산출하여 걷기, 달리기, 계단오르기 또는 계단 내려가기 등의 신체활동을 구체적으로 판단할 수 있

는 장점이 있다.

[0128] 또한, 속도 및 이동거리를 통해 3차원으로 하체에 부착되는 상기 가속도측정기(300)의 이동을 추적하여 사용자가 일정한 공간 내에서 이동하는 궤적을 그래프로 도시할 수 있다. 예를 들어 사용자가 층마다 올라가는 방향이 달라지는 계단을 오르고 있는 경우 계단이 형성된 경로와 비슷한 궤도가 형성되어 사용자의 이동경로가 3차원의 공간 내에서 3차원적으로 정확하게 파악되는 장점이 있다. 일반적인 가속도 센서의 경우 상기와 같은 계단을 오를 경우 한 방향으로 전진하며 올라가는 궤적을 나타내지만 상기 측정알고리즘(400)을 사용하여 가속도의 축 변환시키면, 3차원 적인 사용자의 이동경로를 추적할 수 있어 보다 정확하고 분명한 신체활동들을 파악할 수 있는 장점이 있다.

[0129] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 숙련된 당업자는 하기의 특허 청구 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

산업상 이용가능성

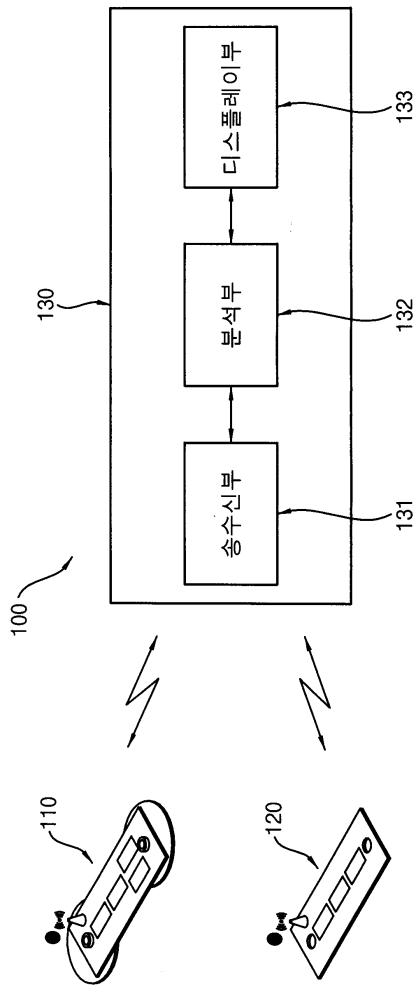
[0130] 본 발명에 따른 가속도 신호의 축 변환을 고려하여 사용자의 신체활동을 분석하는 신체활동 분석 시스템은 가정, 병원 및 회사에서 사용될 수 있는 산업상 이용 가능성을 갖는다.

부호의 설명

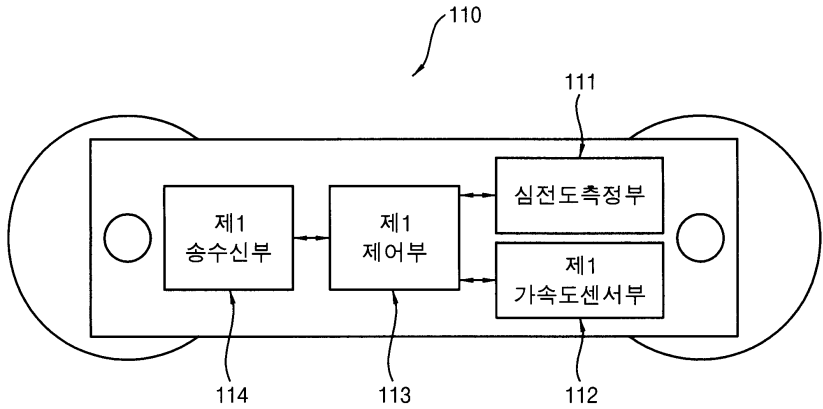
- | | | |
|--------|-------------------|--------------|
| [0131] | 100 : 신체활동 분석 시스템 | 110 : 심박측정부 |
| | 120 : 가속도측정부 | 130 : 단말기 |
| | 200 : 심박측정기 | 300 : 가속도측정기 |

도면

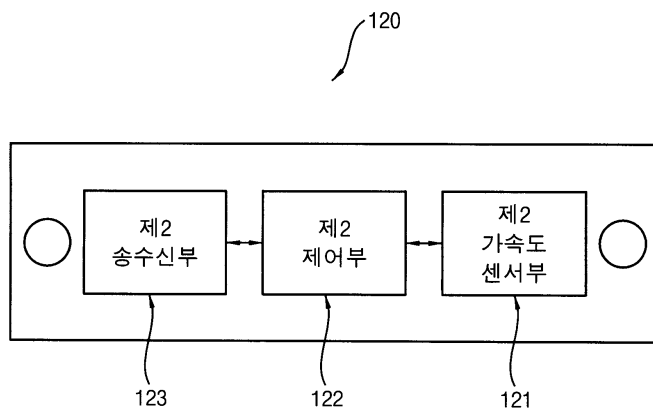
도면1



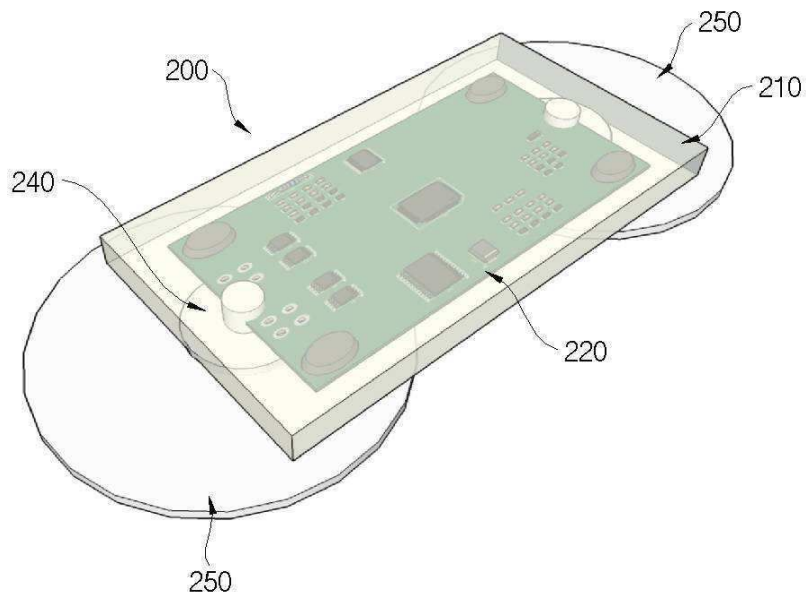
도면2



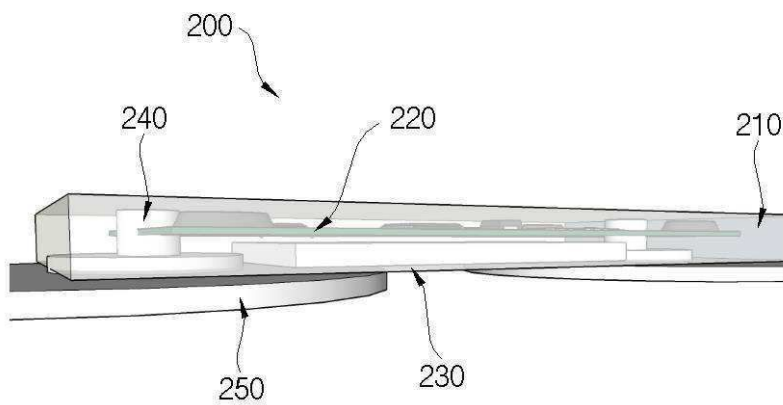
도면3



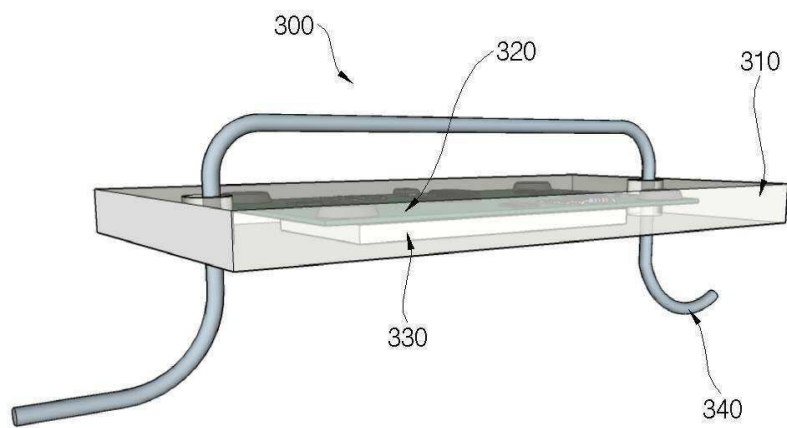
도면4



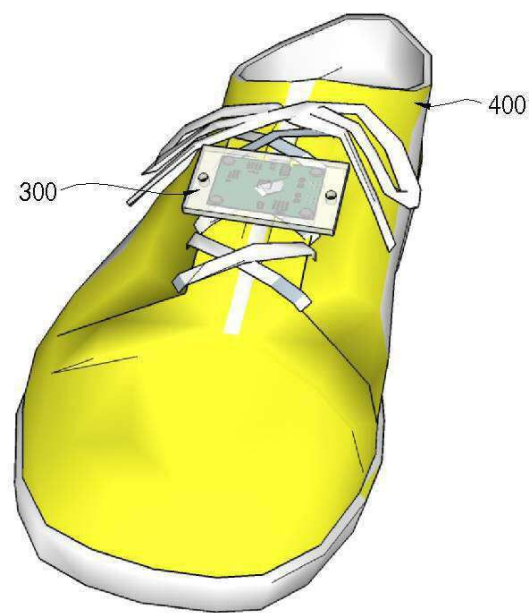
도면5



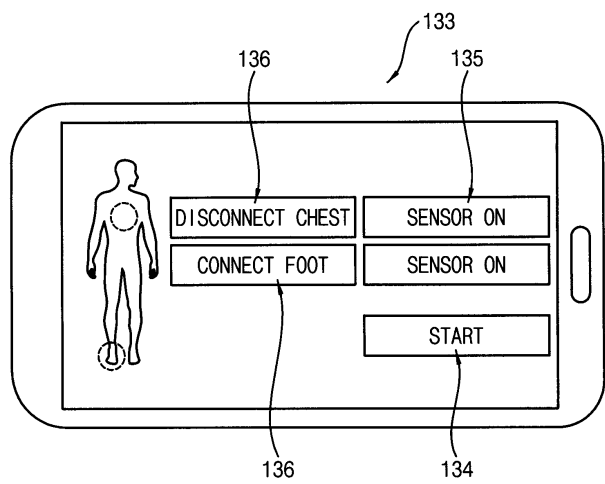
도면6



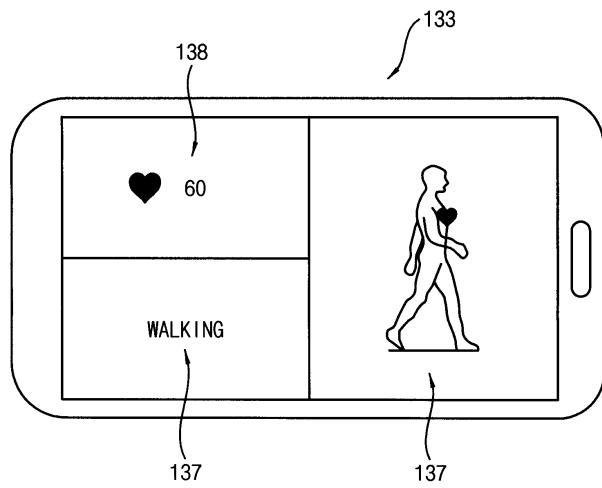
도면7



도면8



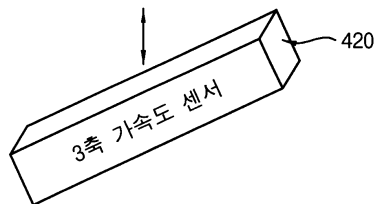
도면9



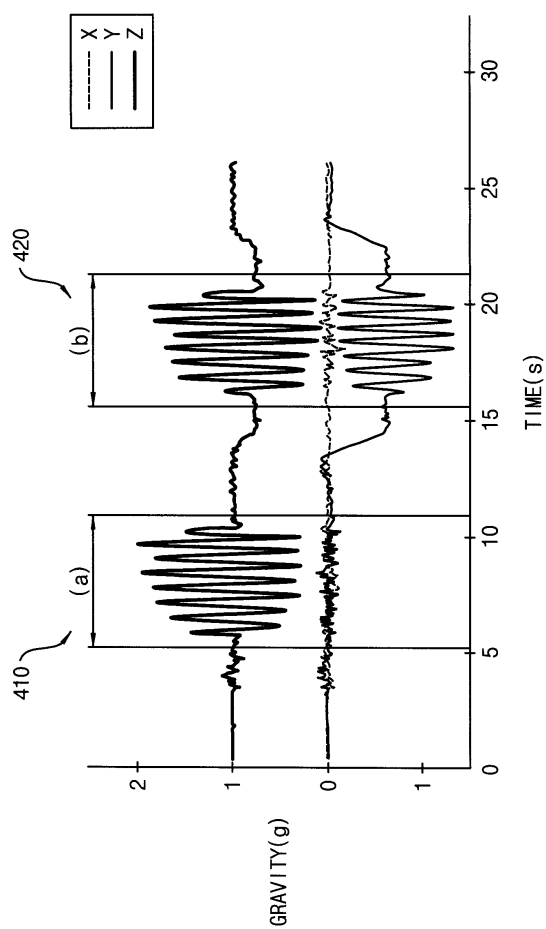
도면10



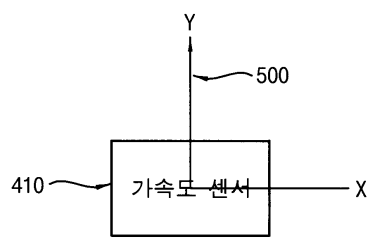
도면11



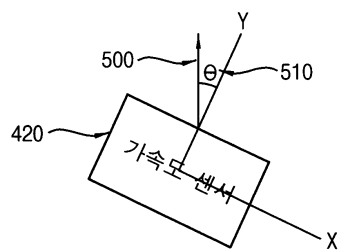
도면12



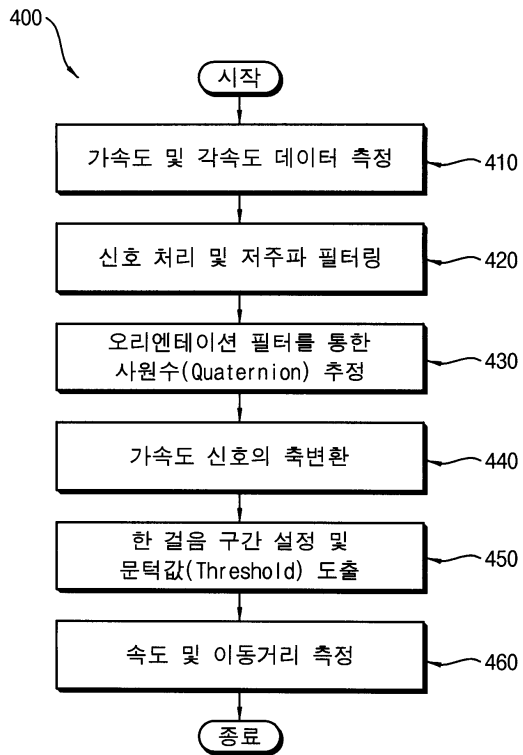
도면13



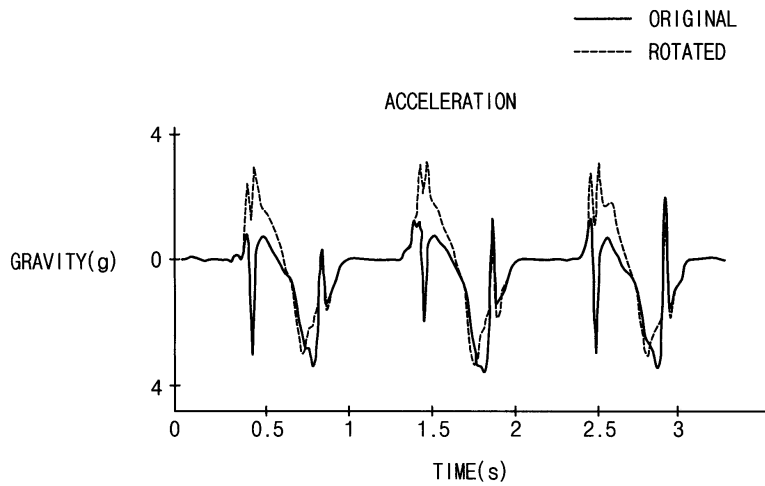
도면14



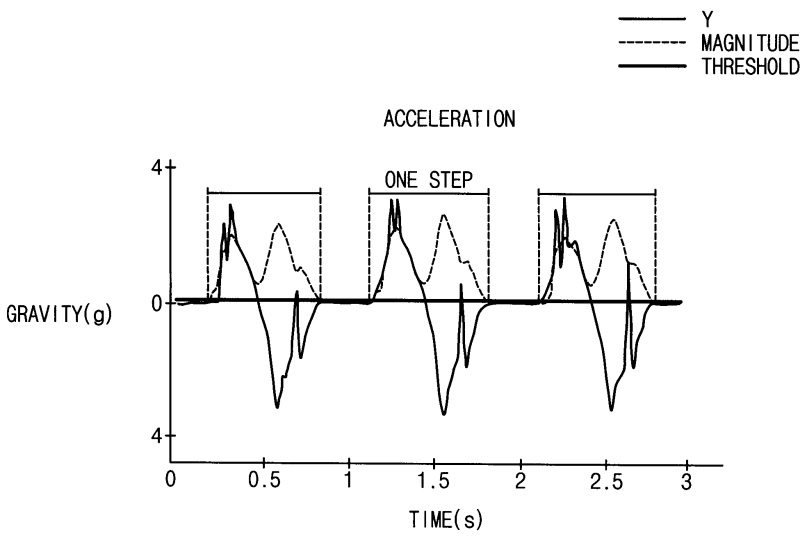
도면15



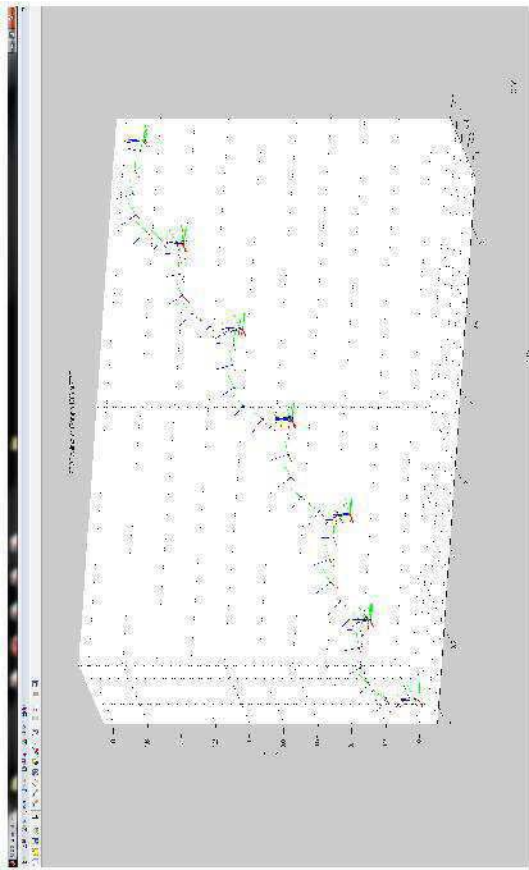
도면16



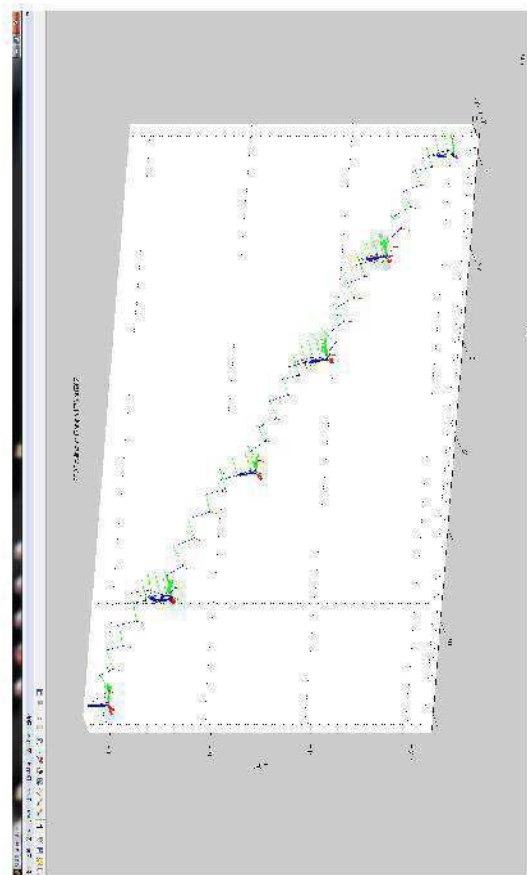
도면17



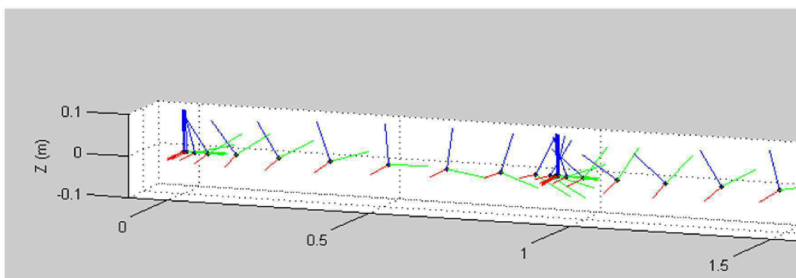
도면18



도면19



도면20



专利名称(译)	发明名称身体活动分析系统		
公开(公告)号	KR101647316B1	公开(公告)日	2016-08-10
申请号	KR1020150029873	申请日	2015-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	延世大学校原州产学协力团		
申请(专利权)人(译)	产学合作基金会，延世大学原州		
当前申请(专利权)人(译)	产学合作基金会，延世大学原州		
[标]发明人	KIM YOUNG HO 김영호 CHOI WOO HYUK 신태민 최우혁 SHIN YOUNG EUN 신영은		
发明人	김영호 신태민 최우혁 신영은		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61B5/024 G01P15/00		
CPC分类号	A61B5/1118 A61B5/02405 G01P15/003 A61B5/0002		
代理人(译)	英西湖公园		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

身体活动分析系统包括心率测量单元，加速度测量单元和终端。其中，心率测量单元通过形成在用户胸部上的心率计测量ECG信号和第一加速度信号，加速度测量单元通过形成在用户鞋上的加速度计测量脚的第二加速度信号，终端与心跳测量单元和加速度测量单元无线协作分析第一和第二加速度信号，终端分析第一和第二加速度信号以测量四元数通过使用人数的旋转对第一和第二加速度信号进行轴向变换来分析身体活动的类型。 申杨

