



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0038133
(43) 공개일자 2023년03월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/103 (2006.01) G16H 50/20 (2018.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/112 (2013.01)
A61B 5/1038 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-7020899
(22) 출원일자(국제) 2020년11월25일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2022년06월20일
(86) 국제출원번호 PCT/US2020/062200
(87) 국제공개번호 WO 2021/108531
국제공개일자 2021년06월03일
(30) 우선권주장
62/940,615 2019년11월26일 미국(US)
63/112,077 2020년11월10일 미국(US)

(71) 출원인
유니버시티 오브 매릴랜드, 칼리지 파크
미국, 매릴랜드 20742, 칼리지 파크, 리전츠 드라이브 7809, 리 빌딩 0134, 유엠 벤처스
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
(72) 발명자
심재건
미국, 매릴랜드 21029, 클락스빌, 콰이어트 웨이스 코트 5900
이현지
대한민국 용인시 덕영대로 1732
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인(유한) 다래

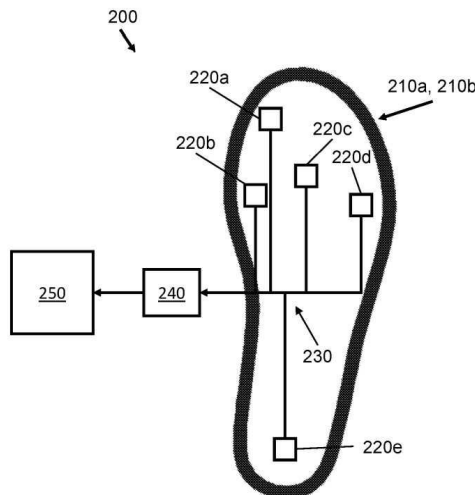
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 보행 분석을 위한 시스템 및 방법

(57) 요약

보행 분석 장치는 하부 안창 패드, 하부 안창 패드 위에 적층되고 피험자의 팔다리에 착용되도록 구성된 상부 안창 패드, 팔다리에 의해 적어도 2개의 방향으로 가해지는 힘을 감지하도록 구성되고 상부 안창 패드와 하부 안창 패드 사이에 고정된 복수의 힘 센서들, 및 복수의 힘 센서들로부터 측정 데이터를 수집하고 측정 데이터 및 미리 결정된 프로파일에 기초하여 팔다리의 자세 또는 이상을 결정하도록 구성된 프로세서를 포함한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/6807 (2013.01)

G16H 50/20 (2018.01)

A61B 2562/02 (2013.01)

(72) 발명자

허윤정

대한민국 용인시 덕영대로 1732

업주명

대한민국 용인시 덕영대로 1732

명세서

청구범위

청구항 1

보행 분석 장치(gait analysis apparatus)에 있어서,

하부 안창 패드(insole pad);

상기 하부 안창 패드 위에 적층되고 피험자(subject)의 팔다리(limb)에 착용되도록 구성된 상부 안창 패드;

상기 팔다리에 의해 적어도 2개의 방향들로 가해지는 힘을 감지하도록 구성되고 상기 상부 안창 패드와 상기 하부 안창 패드 사이에 고정된 복수의 힘 센서(force sensor)들; 및

상기 복수의 힘 센서들로부터 측정 데이터를 수집하고 상기 측정 데이터 및 미리 결정된 프로파일(profile)에 기초하여 상기 팔다리의 자세(pose) 또는 이상(abnormality)을 결정하도록 구성된 프로세서(processor)를 포함하는, 보행 분석 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 상부 안창 패드의 상부 표면은 미끄럽지 않은(non-slippery) 재료로 이루어진, 보행 분석 장치.

청구항 3

제1항에 있어서, 각각의 힘 센서는 압전 저항력(piezo resistive force) 센서인, 보행 분석 장치.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 적어도 2개의 방향들은 상기 피험자의 상하(superior-inferior) 방향 및 전후(anterior-posterior) 방향을 포함하는, 보행 분석 장치.

청구항 5

제4항에 있어서, 각각의 힘 센서는 상기 상하 방향 및 상기 전후 방향에 수직인 방향의 힘을 감지하도록 더 구성되는, 보행 분석 장치.

청구항 6

제1항에 있어서, 딥 러닝 알고리즘(deep learning algorithm)은 상기 복수의 힘 센서들에 의해 수집된 이전 측정 데이터와 힘 플레이트(force plate)로부터 획득된 측정 데이터를 동기적으로(synchronously) 비교하여 미리 결정된 프로파일을 생성하는, 보행 분석 장치.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 복수의 힘 센서들은 상기 팔다리가 상기 상부 안창 패드를 실질적으로 누르는 장소들에 부착되는, 보행 분석 장치.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 장소들은 상기 팔다리의 제1 원위 지골(distal phalanx), 중족골 관절(metatarsal joint)들 및 종골(calcaneus)인, 보행 분석 장치.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 측정 데이터는 상기 피험자의 체중 및 움직임이 없거나 최소인 조용한 서 있는 단계(quiet standing phase)의 시간 범위에 기초하여 정규화되는, 보행 분석 장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 복수의 힘 센서들로부터의 아날로그 신호들을 증폭하도록 구성된 증폭기(amplifier)를 더 포함하고,
상기 증폭된 아날로그 신호들은 상기 측정 데이터를 생성하기 위해 디지털화되는, 보행 분석 장치.

청구항 11

피험자의 팔다리의 이상 여부를 결정하기 위한 보행 분석 방법에 있어서, 상기 보행 분석 방법은:

상기 팔다리가 스테인 패드(stain pad)를 실질적으로 누르는 장소들을 검출하는 단계;

안창 패드의 상기 장소들에 복수의 힘 센서들을 부착하는 단계;

상기 안창 패드가 상기 팔다리에 착용된 상태에서 상기 복수의 힘 센서들로부터 측정 데이터를 생성하는 단계;
및

상기 팔다리의 자세 또는 이상을 결정하기 위해 상기 복수의 힘 센서들로부터의 상기 측정 데이터를 미리 결정된 프로파일과 비교하는 단계를 포함하는, 보행 분석 방법.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 장소들을 검출하는 단계는:

블랭크 패드(blank pad) 위에 상기 스테인 패드를 배치하는 단계; 및

상기 스테인 패드에 의해 상기 블랭크 패드에 얼룩진, 상기 팔다리의 풋프린트(footprint)를 수용하는 단계를 포함하고,

상기 장소들은 상기 블랭크 패드 상에 상기 얼룩진 풋프린트에 기초하여 검출되는, 보행 분석 방법.

청구항 13

제11항에 있어서, 상기 장소들은 상기 팔다리의 제1 원위 지골, 중족골 관절들, 종골인, 보행 분석 방법.

청구항 14

제11항에 있어서, 상기 안창 패드는 하부 패드와 상부 패드를 포함하는, 보행 분석 방법.

청구항 15

제11항에 있어서, 상기 안창 패드의 상부 표면은 미끄럽지 않은 재료로 이루어진, 보행 분석 방법.

청구항 16

제11항에 있어서, 상기 복수의 힘 센서들은 압전 센서들인, 보행 분석 방법.

청구항 17

제11항에 있어서, 상기 미리 결정된 프로파일은 딥 러닝 알고리즘에 의해 생성되는, 보행 분석 방법.

청구항 18

제11항에 있어서,

상기 피험자의 체중 및 움직임이 없거나 최소한의 조용한 서 있는 단계의 시간 범위에 기초하여 상기 측정 데이터를 정규화하는 단계를 더 포함하는, 보행 분석 방법.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 복수의 힘 센서들로부터의 아날로그 신호들을 증폭하는 단계를 더 포함하고,

상기 증폭된 아날로그 신호들은 상기 측정 데이터를 생성하기 위해 디지털화되는, 보행 분석 방법.

청구항 20

컴퓨터에 의해 실행될 때 피험자의 팔다리의 이상을 결정하기 위한 보행 분석 방법을 컴퓨터로 수행하도록 하는 명령어를 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체로서, 상기 보행 분석 방법은:

상기 팔다리가 스테인 패드를 실질적으로 누르는 장소들을 검출하는 단계;

안창 패드의 상기 장소들에 복수의 힘 센서들을 부착하는 단계;

상기 안창 패드가 상기 팔다리에 착용된 상태에서 상기 복수의 힘 센서들로부터 측정 데이터를 생성하는 단계; 및

상기 팔다리의 자세 또는 이상을 결정하기 위해 상기 복수의 힘 센서들로부터의 상기 측정 데이터를 미리 결정된 프로파일과 비교하는 단계를 포함하는, 비일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 관련 출원에 대한 상호 참조

[0002] 본 출원은 2019년 11월 26일에 출원된 미국 가출원 일련번호 제62/940,615호 및 2020년 11월 10일에 출원된 미국 가출원 일련번호 제63/112,077호의 이익을 주장한다. 두 출원의 전체 내용은 여기에 참조로 포함된다.

[0003] 기술분야

[0004] 본 개시는 일반적으로 보행 분석(gait analysis)을 위한 시스템 및 방법, 특히 대상의 팔다리(limb)의 이상(abnormality) 또는 자세(pose)를 검출하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0005] 비정상적인 보행운동(locomotion) 습관이나 문제가 있는 개인은 일상 생활에서 어려움을 겪는다. 이러한 이상은 걷거나 뛰거나 한쪽 또는 양쪽 발을 사용할 때 급성(acute) 또는 만성(chronic) 통증을 유발한다. 지면 반력(GRF)은 발과 지면 사이의 기계적 상호작용을 정량화하고 관절(joint)이 경험하는 힘과 토크를 계산하는 데 사용되었다. 따라서 GRF는 움직이는 동안의 중력을 제외하고 인체(human body)에 작용하는 유일한 외력이기 때문에 대상의 팔다리(예를 들어, 발)의 움직임을 이해하는 데 중요한 인자이다. 일반적으로, 힘 플레이트(force plate)는 3차원(3-D) 결과 GRF를 정확하게 측정하는 데 사용되었다.

[0006] GRF를 측정하는 기존의 방법은 도 1에 도시된 바와 같이 크고 무겁고 비용이 많이 드는 6-자유도(degrees-of-freedom) GRF 디바이스(100)를 사용한다. GRF 디바이스(100)는 고정된 실험실 환경에 앵커링된 지상 힘 플레이트들(110a-110n)을 포함한다.

[0007] 힘 플레이트들(110a-110n)는 일반적으로 피험자가 도 1b에 도시된 바와 같이 스탠스 모드(stance mode)로 서 있거나 도 1c에 도시된 바와 같이 보행 모드로 걷는 동안 그 위에 가해지는 힘을 측정한다. 기존의 GRF 디바이스(100)는 높은 신뢰성을 제공한다. 스탠스 및 보행 모드에서, 힘 플레이트들(110a-110n) 중 1개 또는 2개만이 측정값을 생성하고 나머지는 생성하지 않는다. 따라서, GRF 디바이스(100)가 매우 신뢰할 수 있는 측정 데이터를 제공하더라도, 힘 플레이트들(110a-110n)의 효율은 실질적으로 낮다. 또한, 기존의 GRF 디바이스(100)의 길이와 보행 속도에 따라 측정의 지속시간이 제한된다. 걷는 속도보다 더 빠른 속도인 달리기 모드에서는 지속시간이 더 제한된다. 따라서, 이러한 이유로, GRF 디바이스(100)는 실험실 환경 외부의 일상 활동에서 GRF를 측정하는 데 사용될 수 없다.

[0008] 기술을 축소하거나 웨어러블 디바이스를 구현하려는 많은 시도가 있었다. 일반적으로 GRF 추정을 위한 웨어러블 장치는 두 가지 유형으로 나뉜다: 하나는 몸에 센서들을 부착하는 것이고 다른 하나는 신발 내부에 센서를 삽입하거나 부착하는 것이다. 일반적으로 센서나 웨어러블 디바이스를 통해 정보가 수집되고 소프트웨어를 통해 분석되며, 하드웨어와 소프트웨어 모두 일반적으로 보행 분석 시스템이라고 지칭된다.

[0009] 예를 들어, 보행 분석 시스템에 내장된 일부 센서들을 수직 힘 분포만을 측정하고 발과 지면 사이의 힘 상호작용을 통해 움직임을 균형, 속도 및 가속도를 측정하는 데 기본이 되는 전방 후방 방향의 힘 또는 전단력(shear

force) 측정을 허용하지 않는다.

- [0010] GRF를 추정하기 위해 피험자의 몸에 가속도계가 부착하고, 관성 측정 유닛(IMU) 센서가 걷기 또는 달리기 GRF 프로파일을 추정하는 데 사용되고 또는 단축(uniaxial) 가속도계가 걷기 또는 달리기 GRF 프로파일을 추정하는 데 사용된다. 이들 모두는 신체에 센서들을 부착하여 GRF를 추정할 수 있지만 GRF의 간접적인 데이터를 수집할 뿐이며 발과 지면 사이의 동적 힘을 직접 모니터링할 수 없다.
- [0011] 여러 힘 감지 저항기(FSR)들이 저가의 운동 보행 시스템 안창(sole)에 사용되었다. 그러나 FSR은 대상 모델별로 특별히 제조되며 피험자의 GRF를 검출하고 무릎과 발목에서 모멘트(moment)를 추정한다. FSR은 쪼그리고 앉는 자세와 앉은 자세에서 일어나는 것을 측정하고 체중 이동 및 걷기 동작을 추가한다. 그러나 저가의 운동 보행 시스템 안창은 감지 영역이 좁고 좌표계가 고정되어 있다는 근본적인 한계가 있다.
- [0012] 경우에 따라, 두껍고 부피가 큰 3-축 힘 센서가 신발 표면에 부착되어 모바일 힘 플레이트라고 불린다. 이 디바이스는 GRF를 측정하고, 이는 그의 로컬 좌표계를 글로벌 좌표계로 변환한다. 일부 다른 센서는 3-축 GRF를 측정하기 위해 보행 분석 시스템에 사용되었다. 그러나 그들은 한 지점에서만 GRF를 제공했지만, 전후 방향 또는 이동 방향을 따라 결과 GRF 또는 전체 GRF 시간 프로파일을 제공하지 않는다.
- [0013] 일부 방법은 이전 데이터와 함께 서 있는 자세와 움직이는 자세(예를 들어, 걷기 또는 달리기) 사이의 체중 이동(weight shift)을 비교하는 것을 제안하였다. 특히, 두 가지 방법들이 3-D GRF를 추정하기 위해 나노복합체(nanocomposite) 압전 반응 폼 센서(piezo responsive foam sensor)를 활용하였다. 하나는 각 피험자에 대해 최적의 변수를 설정하는 피험자 간(inter-subject)을 위한 것이고 다른 하나는 모든 피험자들에 대해 단일 데이터 세트를 사용하는 피험자 내(intra-subject)를 위한 것이다.
- [0014] 그러나, 일반적인 웨어러블 디바이스는 전단력과 같은 중요한 변수를 측정하지 않거나, 보행운동에 관련된 힘을 정확하게 측정하거나 결정하지 못한다. 또한, 보행 분석 시스템은 속도 및 피험자의 인구 통계와 같은 성능에 영향을 미치는 다른 요소를 제거할 수 있도록 여전히 개선이 필요하다. 또한, 기존 보행 분석 장치의 크기가 감소될 필요가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

- [0015] 본 개시는 일반적으로 보행 분석 장치를 사용하는 보행 분석을 위한 시스템 및 방법에 관한 것으로, 이는 피험자의 발에 착용될 수 있어 실험실 환경이 아닌 다른 장소에서도 보행 분석이 가능하며 필요에 따라 많은 측정 포인트들을 제공할 수 있다.
- [0016] 보행 분석 장치 여기에 설명되며, 이는 하부 안창 패드, 하부 안창 패드 위에 적층되고 피험자의 팔다리에 착용되도록 구성된 상부 안창 패드, 팔다리에 의해 적어도 2개의 방향들로 가해지는 힘을 감지하도록 구성되고 상부 안창 패드와 하부 안창 패드 사이에 부착되는 복수의 힘 센서들, 및 복수의 힘 센서들로부터 측정 데이터를 수집하고 측정 데이터 및 미리 결정된 프로파일에 기초하여 팔다리의 자세 또는 이상을 결정하도록 구성된 프로세서들을 포함한다.
- [0017] 양태에서, 상부 안창 패드의 상부 표면은 미끄럽지 않은 재료로 제조된다.
- [0018] 양태에서, 각각의 힘 센서는 압전 저항력 센서이다.
- [0019] 양태에서, 적어도 2개의 방향들은 피험자의 상하 방향 및 전후 방향을 포함한다. 각각의 힘 센서는 또한 상하 방향 및 전후 방향에 수직인 방향의 힘을 감지하도록 구성된다.
- [0020] 양태에서, 딥 러닝 알고리즘은 복수의 힘 센서들에 의해 수집된 이전 측정 데이터를 힘 플레이트로부터 획득된 측정 데이터와 동기적으로 비교하고, 미리 결정된 프로파일을 생성한다.
- [0021] 양태에서, 복수의 힘 센서들은 팔다리가 상부 안창 패드 위를 실질적으로 가압하는 장소들에 부착된다. 이러한 장소들은 팔다리의 제1 원위 지골, 중족골 관절들 및 종골을 포함할 수 있다.
- [0022] 양태에서, 측정 데이터는 피험자의 체중 및 움직임이 없거나 최소인 조용한 서 있는 단계의 시간 범위에 기초하

여 정규화된다.

- [0023] 양태에서, 보행 분석 시스템은 복수의 힘 센서들로부터의 아날로그 신호들을 증폭하도록 구성된 증폭기를 더 포함한다. 증폭된 아날로그 신호들은 디지털화되어 측정 데이터를 생성한다.
- [0024] 본 개시의 양태에 따른 피험자의 팔다리의 이상을 결정하기 위한 보행 분석 방법이 본원에 더 기술된다. 보행 분석 방법은 팔다리가 스테인 패드를 실질적으로 누를 때 장소들을 검출하는 단계, 안창 패드의 이러한 장소들에 복수의 힘 센서들을 부착하는 단계, 안창 패드를 팔다리에 착용한 상태에서 복수의 힘 센서들로부터 측정 데이터를 생성하는 단계, 및 팔다리의 자세 또는 이상을 결정하기 위해 복수의 힘 센서들로부터의 측정 데이터를 미리 결정된 프로파일과 비교하는 단계를 포함한다.
- [0025] 양태에서, 장소들을 검출하는 단계는 스테인 패드를 블랭크 패드 위에 배치하고 스테인 패드에 의해 블랭크 패드에 얼룩진 팔다리의 풋프린트를 수용하는 단계를 포함한다. 블랭크 패드에 얼룩진 풋프린트를 기초로 장소들이 검출된다.
- [0026] 양태에서, 장소들은 팔다리의 제1 원위 지골, 중족골 관절들, 및 종골을 포함할 수 있다.
- [0027] 양태에서, 안창 패드는 하부 패드 및 상부 패드를 포함한다.
- [0028] 양태에서, 안창 패드의 상부 표면은 미끄럽지 않은 재료로 제조된다.
- [0029] 양태에서, 복수의 힘 센서들은 압전 센서들이다.
- [0030] 양태에서, 미리 결정된 모델은 딥 러닝 알고리즘에 의해 생성되었다.
- [0031] 양태에서, 보행 분석 방법은 피험자의 체중 및 스탠스 단계의 시간 범위에 기초하여 센서 데이터를 정규화하는 단계를 더 포함한다. 스탠스 단계는 팔다리의 발뒤꿈치가 지면에 닿을 때 시작되어 팔다리의 발가락이 지면에서 떨어질 때 끝난다.
- [0032] 양태에서, 보행 분석 방법은 복수의 힘 센서들로부터의 아날로그 신호들을 증폭하는 단계를 더 포함한다. 증폭된 아날로그 신호들은 디지털화되어 측정 데이터를 생성한다.
- [0033] 컴퓨터에 의해 실행될 때 컴퓨터로 하여금 본 개시의 양태에 따라 피험자의 팔다리의 이상을 결정하기 위한 보행 분석 방법을 수행하게 하는 명령어를 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 본 명세서에 추가로 설명된다. 보행 분석 방법은 팔다리가 스테인 패드를 실질적으로 누를 때 장소들을 검출하는 단계, 안창 패드의 장소들에 복수의 힘 센서들을 부착하는 단계, 안창 패드를 팔다리에 착용한 상태에서 복수의 힘 센서들로부터 측정 데이터를 생성하는 단계, 및 팔다리의 자세 또는 이상을 결정하기 위해 복수의 힘 센서들로부터의 측정 데이터를 미리 결정된 프로파일과 비교하는 단계를 포함한다.
- [0034] 본 개시의 하나 이상의 양태의 세부사항은 첨부 도면 및 하기 설명에 기재되어 있다. 본 개시에 기재된 기술의 다른 피쳐, 목적 및 이점은 상세한 설명 및 도면, 및 청구범위로부터 명백할 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0035] 이러한 예가 제한적이지 않다는 의도로 다양한 양태들이 첨부 도면에 예시되어 있다. 예시의 단순성과 명료성을 위해, 아래에 참조된 도면에 도시된 요소는 반드시 축척대로 그려지는 것은 아님을 이해할 것이다. 또한, 적절하다고 생각되는 경우, 참조 번호는 동일, 대응 또는 유사한 요소를 나타내기 위해 도면들 사이에서 반복될 수 있다. 도면들은 아래와 같다.
- 도 1a는 종래의 GRF 검출 디바이스의 블록도이고;
- 도 1b 및 도 1c는 도 1a의 종래의 GRF 디바이스에 대한 스탠스 모드 및 걷기 모드의 그래픽 예시이고;
- 도 2는 본 개시의 다양한 양태에 따른 보행 분석 장치의 그래픽 다이어그램이고;
- 도 3은 본 개시의 다양한 양태에 따른 보행 분석 장치의 힘 센서의 그래픽 다이어그램이고;
- 도 4는 본 개시의 다양한 양태에 따른 보행 분석 장치에 대한 부하가 없는 데이터를 검출하기 위한 그래픽 예시이고;
- 도 5a 내지 5c는 본 개시의 다양한 양태에 따른 측정 데이터의 그래픽 표현이고;
- 도 6a 및 도 6b는 본 개시의 다양한 양태에 따른 걷기에 대한 GRF 프로파일을 갖는 측정 데이터의 그래픽 표현

이고;

도 7a 및 7b는 본 개시의 다양한 양태에 따른 실행을 위한 GRF 프로파일을 갖는 측정 데이터의 그래픽 표현이고;

도 8은 본 개시의 다양한 양태에 따른 보행 분석 방법에 대한 흐름도이고; 및

도 9는 본 개시의 다양한 양태에 따른 컴퓨팅 디바이스의 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0036] 본 개시는 일반적으로 보행 분석(gait analysis)을 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 시스템 및 방법은 발이 압력을 가하는 신발 내부의 여러 포인트들에서 힘 센서들에 의해 실시간 결과 지면 반력(GRF)을 추정하고 3D GRF 크기, 방향 및 적용 포인트의 추정이 결정될 수 있다. 이러한 힘 센서들에 의한 측정 데이터를 기초로, 인공 지능/머신 러닝 관련 알고리즘 또는 방법을 사용하여 발의 자세(pose) 또는 이상(abnormality)을 결정할 수 있다. 또한, 측정 데이터에 기초하여 피험자의 전신 자세가 예측될 수도 있다.
- [0037] 도 2는 본 개시의 다양한 양태에 따른 보행 분석 장치(200)를 도시한다. 보행 분석 장치(200)는 도 2에 도시된 바와 같이 신발의 안창(insole)(210)에 설치되어 피험자가 보행 분석 장치(200)를 착용할 수 있고, 따라서 실험실 환경 이외의 모든 장소에서 측정이 가능하다.
- [0038] 보행 분석 장치(200)는 가해지는 힘, 특히 GRF를 측정하도록 구성된 힘 센서들(220a-220e), 통신 버스(230), 증폭기(240), 및 컴퓨팅 디바이스(250)를 포함할 수 있다. 안창(210)에 힘 센서들(210a-210e)을 배치하는 것은 힘 센서들(210a-210e)을 피험자의 발바닥에 접촉하도록 배치함으로써 피험자의 움직임으로 인한 교란(disturbance)을 최소화하도록 설계될 수 있다. 도 2의 안창(210)은 피험자의 오른발용으로 도시되어 있지만 피험자의 왼발용으로 만들어질 수도 있다.
- [0039] 힘 센서들(210a-210e)의 적절한 위치를 식별하기 위해 블랭크 패드(blank pad)와 함께 스테인 패드(stain pad)가 피험자의 발에 착용될 수 있다. 스테인 패드는 탄소 종이일 수 있다. 스테인 패드는 블랭크 패드로 그 에지들에서 스테이플링될 수 있다. 피험자가 패드 위에서 스탠스 또는 움직임을 만들 때, 스테인은 스테인 패드에서 발이 가장 많이 누르는 곳에서 풋프린트(footprint)의 형태로 블랭크 패드로 옮겨지거나 트랩된다. 일 양태에서, 이들 위치들은 제1 원위 지골(distal phalanx), 제1 중족골 관절(metatarsal joint), 제3 중족골 관절, 제5 중족골 관절, 및 종골(calcaneus)일 수 있다.
- [0040] 힘 센서들(210a-210e)은 그에 따라 피험자의 발의 제1 원위 지골, 제1 중족골 관절, 제3 중족골 관절, 제5 중족골 관절 및 종골에 각각 부착될 수 있다. 힘 센서들(210a-210e)의 개수는 5개로 제한되지 않고 5개 미만일 수 있다. 예를 들어, 힘 센서들(210a-210e)의 개수는 3개 또는 2개일 수 있다. 예를 들어, 힘 센서들(210a-210e)은 제1 원위 지골, 종골, 및 제1 중족골, 제3 중족골 및 제5 중족골 관절 중 하나, 또는 제1 원위 지골 및 종골에 배치될 수 있다.
- [0041] 일 양태에서, 힘 센서들(210a-210e)의 수는 토크, 관성, 움직임, 관절의 위치 또는 피험자의 신체 부위를 추가로 식별하기 위해 5보다 많을 수 있다.
- [0042] 안창(210)은 하나 이상의 층들, 예를 들어 상부 안창 패드(210a) 및 하부 안창 패드(210b)를 포함할 수 있다. 힘 센서들(210a-210e)은 상부 및 하부 안창 패드들(210a, 210b) 사이에 부착될 수 있다. 일 양태에서, 피험자의 발이 상부 안창 패드(210a) 상에서 자유롭게 움직이지 않도록 탑 안창 패드(210a)는 미끄럽지 않은 재질로 만들어지거나, 미끄럽지 않은 상부 표면을 포함할 수 있다. 힘 센서들(210a-210e)은 스테인 및 블랭크 패드들로부터 획득된 풋프린트에 대응하는 위치들에서 힘을 측정할 수 있다.
- [0043] 보행 분석 장치(200)가 신발에 장착될 때 하부 안창 패드(210b)의 움직임을 방지하기 위해 하부 안창 패드(210a)의 바닥에는 미끄럽지 않은 다른 패드가 부착될 수 있다. 또한, 상부 및 하부 안창 패드들(210a, 210b)의 사이에서 힘 센서들(210a-210e)의 움직임을 방지하기 위해, 힘 센서들(210a-210e) 주위와 상부 및 하부 안창 패드들(210a, 210b) 사이에 다른 예방 수단(preventive measure)이 삽입될 수 있다. 예방 수단은 메쉬 스티커(mesh sticker) 또는 접착제 일 수 있다.
- [0044] 힘 센서들(210a-210e)은 그에 가해지는 힘을 측정할 수 있고 측정 데이터는 통신 버스(230)를 통해 증폭기(240)로 송신된다. 증폭기(240)는 측정 데이터의 진폭(amplitude)을 증폭할 수 있다. 증폭기(240)는 측정 데이터로부터 노이즈를 필터링하기 위한 필터를 포함하는 아날로그 프론트 엔드(analog front end)일 수 있다.

- [0045] 일 양태에서, 증폭기(240)의 개수는 힘 센서들(210a-210e)의 개수에 대응하여 각 증폭기(240)가 대응하는 힘 센서에서 생성된 아날로그 신호를 증폭할 수 있다.
- [0046] 증폭기(240)는 힘 센서들(210a-210e)과 증폭기(240) 사이의 연결로서 유선 연결 또는 무선 연결을 통해 컴퓨팅 디바이스(250)에 연결될 수 있다. 컴퓨팅 디바이스(250)는 버스 와이어(예를 들어, USB(Universal Serial Bus) 또는 마이크로 USB)를 통해 증폭된 센서 신호를 수신하고 처리할 수 있다. 컴퓨팅 디바이스(250)는 측정 데이터에 대한 분석을 수행하고, 분석된 데이터를 GRF 프로파일과 비교하고, 발의 자세 또는 발의 이상을 결정할 수 있다. 일 양태에서, 컴퓨팅 디바이스(250)는 블루투스®, 근거리 무선 통신(NFC), WiFi™, 또는 임의의 다른 무선 프로토콜일 수 있는 무선 연결을 통해 측정 데이터를 외부 컴퓨팅 디바이스에 송신할 수 있다.
- [0047] 일 양태에서, 컴퓨팅 디바이스(250)는 증폭된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 아날로그-디지털 변환기(ADC)를 포함할 수 있다. 디지털 신호는 16진수 또는 10진수 형태일 수 있다.
- [0048] 일 양태에서, 컴퓨팅 디바이스(250)는 신발의 상부 또는 피험자의 움직임이 컴퓨팅 디바이스(250)에 의해 방해받지 않는 임의의 다른 장소에 배치될 수 있고 예를 들어 피험자의 동측면(ipsilateral side)에 배치될 수 있는 배터리에 의해 전원이 공급된다. 배터리는 측정 데이터에 영향을 미치지 않는 임의의 위치에 배치될 수 있다. 다른 양태에서, 컴퓨팅 디바이스(250)는 원격 전원에 의해 무선으로 전력을 공급받을 수 있다.
- [0049] 일 양태에서, 컴퓨팅 디바이스(250)는 힘 센서들(210a-210e)의 무부하(no-load) 전압 값을 재설정하고 힘 센서들(210a-210e)로부터 측정 데이터를 수집하기 시작할 수 있다. 또한, 컴퓨팅 디바이스(250)는 100Hz와 같은 샘플링 주파수(sampling frequency)에서 힘 센서들(210a-210e)로부터 측정 데이터를 동기식으로(synchronously) 수집할 수 있다.
- [0050] 다른 양태에서, 컴퓨팅 디바이스(250)는 도면에 도시되지 않은 외부 컴퓨팅 디바이스와 유선 연결 상태에 있거나 그에 무선으로 연결된 네트워크 인터페이스를 포함할 수 있고, 블루투스®, NFC, WiFi™ 또는 기타 통신 프로토콜과 같은 네트워크 인터페이스를 통해 측정 데이터를 외부 컴퓨팅 디바이스로 송신한다. 외부 컴퓨팅 디바이스는 컴퓨팅 디바이스(250)가 보행 분석 장치(200)의 기능/작업을 수행하도록 제어할 수 있다. 컴퓨팅 디바이스(250)를 제어하기 위해 맞춤형 프로그램(customized program)이 사용될 수 있다.
- [0051] 힘 센서들(210a-210e) 각각의 예는 본 개시의 양태에 따른 힘 센서(300)로서 도 3에 예시될 수 있다. 힘 센서(300)는 기관(340) 및 기관(340)에 부착된 3-축 힘 검출기들을 포함한다.
- [0052] 각각의 3-축 힘 검출기는 얇고 가벼운 3-축 압전 저항력 센서일 수 있으며, 이는 무부하 전압과 부하 전압 사이의 차이로부터 힘을 계산한다. 3-축 힘 검출기들은 X-축 힘 검출기(310), Y-축 힘 검출기(320) 및 Z-축 힘 검출기(330)를 포함할 수 있다. X-축 힘 검출기(310)는 안쪽의-측(medial-lateral) 방향 또는 보행 또는 달리기 방향에 수직인 방향을 따라 힘을 검출할 수 있고, Y-축 힘 검출기(320)는 전후 방향 또는 걷기 또는 달리기 방향에 따른 힘(전단력)을 검출할 수 있고, Z-축 힘 검출기(330)는 상하 방향 또는 지면에 수직인 방향에 따른 힘을 검출할 수 있다.
- [0053] 일 양태에서, 측정 데이터는 온도에 따라 달라질 수 있다. 따라서 3-축 힘 검출기의 제조업체는 온도를 기초로 측정 데이터를 보정하는 데 사용되는 계수 행렬(coefficient matrix)을 제공할 수 있다.
- [0054] 일 양태에서, 힘 센서(300)는 안쪽의-측 방향을 따른 힘이 발의 자세 또는 이상을 결정할 때 무시할 수 있는 경우 2-축 힘 센서일 수 있고, Y-축 힘 검출기(320) 및 Z-축 힘 검출기(330)를 포함한다.
- [0055] 힘 센서(210a-210e)에 의한 힘의 측정 이전에, 도 4에 도시된 바와 같이 무부하 데이터(no load data)가 수집될 수 있다. 피험자의 발에 보행 분석 장치(200)가 착용된 상태에서, 피험자는 발이 휴식 모드(resting mode)가 되도록 의자나 스톨(stool)에 발을 올려놓는다. 휴식 모드에서 수집된 데이터를 무부하 데이터라고 하며, 이는 실제 힘 데이터를 측정하기 위한 참조(reference) 또는 오프셋(offset) 데이터로 사용될 수 있다.
- [0056] 예를 들어, 도 5a는 힘 센서들(210a-210e)로부터의 5개의 원시 데이터 곡선들(500)을 나타내고, 도 5c는 오프셋 제거 후의 5개의 조정된 데이터 곡선들(520)을 나타낸다. 도 5a 및 5c의 5개의 측정 곡선들은 피험자가 여섯 걸음을 만드는 동안 힘 센서들(210a-210e)로부터의 측정 데이터를 나타낸다. 구체적으로, 도 5b는 종골에 위치한 힘 센서(220e)로부터의 측정 곡선(510)을 도시한다. 도 5a 내지 도 5c의 수직 축은 뉴턴(Newton) 단위의 힘을 나타내고, 그 수평 축은 시간(초)을 나타낸다.
- [0057] 보행 분석 장치(200)는 피험자의 한쪽 발에만 착용되기 때문에, 힘 센서(210a-210e)의 측정 데이터는 세 걸음의

측정 데이터만 보여준다. 0부터 T_1 까지, 보행 분석 장치(200)를 착용한 발은 발이 지면에 닿는 스탠스 단계(stance phase)에 있고, 그리고 T_1 에서 T_2 까지, 발은 스윙 단계(swing phase)에 있으며, 이는 발이 공중에 있다는 것을 의미한다. 마찬가지로, T_2 에서 T_3 까지, T_4 에서 T_5 까지의 기간 동안 발은 스탠스 단계에 있고, T_3 에서 T_4 까지 그리고 T_5 와 T_6 에서 발은 스윙 단계에 있다. 반대로, 다른 발은 발의 단계와 거의 반대 단계에 있다.

[0058] 스탠스 단계 동안, 힘 센서들(210a-210e)는 도 5a 내지 5c에 도시된 바와 같이 측정 데이터를 생성한다. 도 5b의 측정 곡선(510)을 고려하면, 측정 곡선(510)에는 T_7 에서 시작하여 3개의 하이킹(hike)이 존재하며, 이는 발 뒤꿈치가 땅에 닿는 시간을 나타낸다. 따라서 스탠스 단계는 발뒤꿈치가 지면에 닿을 때 T_7 에서 시작하여 제1원위 지골 또는 엄지 발가락이 지면에서 들어올려질 때 끝난다.

[0059] 반면에, 스윙 단계 동안 힘 센서들(210a-210)은 의미 있는 측정 데이터를 생성하지 않는다. 그럼에도 불구하고, 힘 센서들(210a-210e)는 무부하 데이터를 나타낼 수 있는 도 5a에 도시된 바와 같이 T_1 에서 T_2 , T_3 에서 T_4 , 그리고 T_5 에서 T_6 의 스윙 단계 동안 일부 측정 데이터를 생성한다. 따라서, 도 4와 같이 휴식 모드에서 무부하 데이터 또는 오프셋 데이터가 수집되는 경우, 측정 데이터에서 오프셋 데이터를 제거하여 측정 데이터를 조정할 수 있다. 도 5c는 조정된 측정 데이터를 보여주고 T_1 에서 T_2 , T_3 에서 T_4 , 그리고 T_5 에서 T_6 까지의 스윙 단계 동안 눈에 띄는 데이터가 표시되지 않는다.

[0060] GRF 프로파일 생성

[0061] 발의 자세나 이상을 결정하기 위해서는 참조 프로파일 또는 GRF 프로파일이 필요하다. GRF 프로파일은 도 1의 기존 GRF 디바이스(100)와 도 2의 보행 분석 장치(200)를 함께 사용하여 생성될 수 있다. 피험자가 도 2의 보행 분석 장치(200)를 착용하는 동안, 피험자는 기존의 GRF 디바이스(100) 위에서 서거나, 걷거나, 달릴 수 있다. 기존의 GRF 디바이스(100)는 1000 헤르츠(Hz)에서 측정 데이터를 생성할 수 있는 반면, 힘 센서들(210a-210e)은 100Hz에서 측정 데이터를 생성할 수 있다.

[0062] 힘 센서들(210a-210e)과 힘 플레이트들(110a-110n)은 아날로그 형태의 측정 데이터 또는 측정 신호들을 동기적으로 생성할 수 있다. 저역통과 필터를 사용하여 측정 신호로부터 저주파를 필터링할 수 있다. 예를 들어, 저역통과 필터의 차단 주파수(cut-off frequency)는 20Hz일 수 있고 저역통과 필터는 버터-워스(butter-worth) 필터일 수 있다.

[0063] 측정 신호에서 저주파 부분을 제거한 후, 힘 센서들(210a-210e)로부터의 측정 데이터는 샘플링 주파수 또는 힘 플레이트(110a-110n)로부터의 측정 데이터의 고정 길이와 매칭되도록 업 샘플링(up sampling)될 수 있다. 업 샘플링은 피험자의 속도를 무시한다는 의미일 수 있다. 그럼에도 불구하고, 속도 인자를 줄임으로써, GRF 프로파일은 속도 인자보다 더 적은 측정 데이터로 더 빠른 단계에서 획득될 수 있다. 일 양태에서, 측정 데이터의 길이는 1024보다 크거나 작거나 1024와 같을 수 있다.

[0064] 또한, 힘 센서들(210a-210e)와 힘 플레이트들(110a-110n)의 측정 데이터를 피험자의 무게로 나누어 정규화함으로써, 무게 인자(weight factor)를 감소시킬 수 있다.

[0065] 기존의 GRF 디바이스(100)는 정밀하고 정확한 측정 데이터를 생성하므로, 보행 분석 장치(200)로부터의 측정 데이터는 기존의 GRF 디바이스(100)로부터의 측정 데이터를 모방하거나 동화하도록 처리된다. 이로써, 기존의 GRF 디바이스(100)에 대한 필요성이 제거되고, 보행 분석 장치(200)는 기존의 GRF 디바이스(100)만큼 정확한 측정 데이터를 생성할 수 있다.

[0066] 인공지능(AI) 기술의 발전에 따라 많은, 보행 분석 연구자들이 머신 러닝(machine learning)과 딥 러닝(deep learning)을 활용하고 있다. 예를 들어, 선형 회귀 모델(linear regression model)은 특정 피험자에 대해 사용되어 복잡한 보행 데이터에 대한 사전 처리가 필요했으며 신경망 모델(neural network model)은 기존 방법의 한계를 극복할 수 있는 기회를 제공하였다. 신경망 모델은 지속적으로 양과 범위가 증가하는 보행 데이터베이스에서 더 빠르고 다양한 결과를 얻을 수 있다.

[0067] 피드 포워드(feed forward) 신경망 또는 다층 퍼셉트론(MLP) 모델은 하나의 은닉 층과 세 개의 출력 층들이 있는 가속도계 데이터를 기초로 3D GRF를 예측하였다.

[0068] 인공 신경망(ANN) 모델은 하체 운동학(lower body kinematics)을 사용하여 3-D GRF를 예측하는 데 적용되었다. ANN 모델을 활용하기 위해, 속도별 프로선수들의 힘과 모션 캡처 러닝 데이터가 수집되고, 샹크 데이터(shanks

data)의 가속도가 입력 데이터로 사용되고 예측된 GRF는 0.2 체중(BW) 미만에서 낮은 실효값(root mean square) 오차를 보여준다.

- [0069] 본 개시내용에 따르면, 다수의 피험자들에 대한 보행 분석 장치(200)로부터의 측정 데이터는 GRF 프로파일을 생성하기 위해 상술한 바와 같은 AI 알고리즘을 사용하여 수집되고 처리된다. 특히, AI 알고리즘은 MLP(multilayer perception) 모델, 딥 MLP 모델, 1차원(1-D) CNN(convolutional neural network) 모델을 포함할 수 있다. AI 알고리즘은 이 리스트에 제한되지 않고 당업자가 쉽게 이해할 수 있는 다른 것들을 포함할 수 있다.
- [0070] MLP 모델은 쌍곡선(hyperbolic) 또는 ReLU 탄젠트 함수에 의해 완전히 연결된 여러 계층들을 포함할 수 있다. 딥 MLP가 MLP의 모든 계층들을 포함하고 MLP의 숨겨진 계층에 추가 계층을 포함할 수 있기 때문에 딥 MLP는 MLP보다 더 나은 결과를 제공할 수 있다. 예를 들어, 숨겨진 계층의 계층이 많을수록 잠재 변수가 생성될 수 있으며, 이는 출력 계층으로 디코딩된다. 추가된 계층으로 인해, 딥 MLP가 MLP보다 더 나은 성능을 보일 수 있다. 딥 MLP의 계층 크기는 먼저 작아졌다가 점점 커진다.
- [0071] 1-D CNN 모델은 입력 계층, 컨볼루션 계층(convolutional layer)들, MLP 계층을 포함할 수 있다. 1-D CNN 모델의 컨볼루션 계층들은 입력 계층을 컨볼루션하여 최대 풀링(pooling)으로 풀링 계층들을 생성하여 가장 영향력 있는 피쳐들이 다운 샘플링될 수 있다. 구체적으로, 제1 컨볼루션 계층은 단일 또는 다중 센서 측정 데이터를 하나의 단일 데이터로 병합할 수 있다. 측정 데이터는 고정된 길이 데이터로 압축될 수 있다. 역전파(back-propagate) 신경망은 네트워크 노드들 간의 각 링크의 무게 인자를 조정하는 피드백과 피드포워드 연결을 줄일 수 있다. 일 양태에서, 마이너스(minus)와 플러스(plus)를 교차하는 GRF 프로파일의 형상을 유지하기 위해, 자체 게이트(self-gated) 활성화 함수(Swish)는 $x * \text{시그모이드}(\beta * x)$ 를 통해 GRF 회귀 신경망에 적용될 수 있고, 여기서 시그모이드 함수 $S(x) = \frac{1}{1+e^{-x}}$ 이고 β 는 상수이다.
- [0072] AI 알고리즘을 수행함으로써, 달리기 또는 걷기에 대한 GRF 프로파일이 생성될 수 있다. 측정 데이터를 피험자의 무게로 나누어 정규화한 후, GRF 프로파일은 피험자의 무게에 관계없이 각 피험자에 적용될 수 있다. 즉, 무게는 GRF 프로파일과 무관하다. 이러한 방식으로 성별, 연령, 키, 속도 또는 기타 개별 피쳐를 포함한 다른 인자도 GRF 프로파일에서 고려될 수 있으므로, 이러한 피쳐는 GRF 프로파일과 독립적으로 만들어진다.
- [0073] 일 양태에서, GRF 프로파일은 의학, 생체역학, 모터 제어 및 로봇 공학 분야에 적용될 수 있다. 또 다른 양태에서, 실시간 GRF 프로파일은 인간의 보행운동에서 발-지면 힘 상호작용을 제공하고, 외골격 또는 기타 로봇을 제어하는 데 도움이 되고, 스포츠 성능을 개선하고, 부상 예방을 돕고, 장애인 또는 부상자를 위한 재활을 촉진할 수 있다. 로봇의 동작은 로봇이 사람처럼 움직일 수 있도록 달리기, 걷기, 서기, 앉기 또는 기타 동작에 대한 GRF 프로파일을 따라 프로그래밍될 수 있다.
- [0074] 다른 양태에서, GRF 프로파일은 걷기, 달리기, 점프하기, 서기, 뛰기, 빨리 걷기, 빨리 달리기, 줄넘기, 골프 스윙 등에 대해 생성될 수 있다. 단지 설명 목적으로 걷기와 달리기에 대한 두 가지 GRF 프로파일은 아래에 설명되어 있다.
- [0075] 추가 양태에서, GRF 프로파일은 의족(prosthesis)을 제어하고 운동 선수를 훈련시키기 위해 파킨슨병(Parkinson's) 또는 뇌졸중과 같은 운동 장애(locomotive disability)에서 사용될 수 있다.
- [0076] 걷기 모드
- [0077] 도 6a 및 6b는 본 개시의 양태에 따른 보행 모드 동안 센서 측정 데이터를 갖는 GRF 프로파일을 도시한다. 특히, 도 6a는 3D 공간에서 GRF 프로파일 곡선(610) 및 센서 측정 곡선(650)을 도시한다. X-, Y-, Z-축은 피험자의 무게에 기초하여 조정되는 단위를 포함한다. 즉, 3-축의 단위는 국제단위계(SI)에 따라 뉴턴(N)을 킬로그램(kg)으로 나눈 것이다. 일 양태에서, 다른 정규화 변수가 측정 데이터에 통합되는 경우, 3개의 축들의 단위가 대응하여 변경될 수 있다.
- [0078] GRF 프로파일 곡선(610) 및 측정 곡선(650)은 시계열 데이터에 의해 만들어진다. GRF 프로파일 곡선(610)과 측정 곡선(650)을 연결하는 세 개의 라인들(620)은 대응하는 시간에서 두 곡선들의 차이를 나타낼 수 있다. 원점(630)은 GRF 프로파일 곡선(610) 및 측정 곡선(650)의 시작 포인트이므로 원점(630)에서 대응하는 시간이 측정될 수 있다.
- [0079] 일 양태에서, 각각의 대응하는 시간에서의 GRF 프로파일 곡선(610)과 측정 곡선(650)의 차이들의 합은 발의 자

세 또는 이상을 결정하는데 이용될 수 있다. 실효값(RMS), 정규화된 RMS 또는 기타 측정값도 사용될 수 있다.

다른 양태에서, 피팅 차이(FIT)는 매트릭스 형태의 측정 데이터와 GRF 프로파일 사이의 피팅 정확도를 계산하는데 사용될 수 있다. R 제곱(squared)은 측정 데이터와 GRF 프로파일 간의 상관(correlation)의 제곱이며 적합도(goodness of fit) 통계가 평가될 수 있다. 측정 데이터와 GRF 프로파일 사이의 FIT는 두 가지 방법으로 계산될 수 있다: X-, Y-, Z-축 각각을 각각 1차원으로, 전체 방향을 동시에 3차원으로. 3-D FIT는 GRF 프로파일이 다차원 정보일 때 유형 1 오류를 줄이기 위해 사용될 수 있다. 측정 데이터와 GRF 프로파일 사이의 1-D 또는 3-D FIT [%]는 차원에 따른 행렬 표현을 대입하여 계산될 수 있다.

$$3-D\ GRF_{j=1} = \begin{bmatrix} X_{(1,j=1)} & Y_{(1,1)} & Z_{(1,1)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ X_{(1024,j=1)} & Y_{(1024,1)} & Z_{(1024,1)} \end{bmatrix}$$

$$FIT_j\ [%] = \left(1 - \frac{SSE_j}{SST_j}\right) \times 100$$

$$여기서\ SSE_j = NORM\left(GRF_{측정_j} - GRF_{예측_j}\right)$$

$$SST_j = NORM(GRF_{측정_j} - \overline{GRF_{측정_j}})$$

$$1-D\ GRF\ (X\ 축) = \begin{bmatrix} X_{(1,1)} & X_{(1,j)} & X_{(1,n)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ X_{(1024,1)} & X_{(1024,j)} & X_{(1024,n)} \end{bmatrix}$$

$$FIT\ [%] = \left(1 - \frac{SSE}{SST}\right) \times 100$$

$$여기서\ SSE = NORM\left(GRF_{측정} - GRF_{예측}\right)\ \text{및}$$

$$SST = NORM(GRF_{측정} - \overline{GRF_{측정}})$$

(X_{ij}, i = 시간 단계들, j = 테스트 데이터 번호, n = 테스트 데이터의 전체 수)

여기서 $X(i, j=1)$, $Y(i, 1)$, $Z(i, 1)$ 는 X-, Y-, Z-축을 따라 제1 힘 센서에 의한 i-번째 측정 데이터를 나타내며, $NORM(x-y)$ 은 유클리드 노름(Euclidean norm) 또는 일반적으로 두 행렬들 x와 y 사이의 거리를 리턴하고, $GRF_{측정_j}$ 는 j-번째 측정 데이터를 나타내고, $\overline{GRF_{측정_j}}$ 는 j-번째 측정 데이터의 평균 행렬을 나타내고, $GRF_{예측_j}$

는 GRF 프로파일을 기반으로 하는 j-번째 예측 데이터를 나타내며, $GRF_{측정}$ 는 측정 데이터를 나타내며, $\overline{GRF_{측정}}$ 는 측정 데이터의 평균 행렬을 나타내고, $GRF_{예측}$ 는 GRF 프로파일을 기반으로 예측된 데이터를 나타낸다.

각 힘 센서의 정확도 차이를 계산하기 위해, 3D FIT의 평균이 계산될 수 있다. 일원 반복 측정 분산 분석(ANOVA)을 사용하여 다수의 조건들 사이의 차이들이 테스트될 수 있다. 전체 센서 조합은 힘 센서들의 수에 의해 그룹으로 카테고리화될 수 있다. 예를 들어, 그룹 2는 센서 조합이 5개의 힘 센서들의 두 위치들로 구성됨을 의미한다. 각 그룹의 FIT 평균은 종속변수일 수 있다.

도 6b는 본 개시의 양태에 따른 X-, Y-, 및 Z-축을 따른 GRF 프로파일 곡선(610) 및 측정 곡선(650)을 예시한다. GRF 프로파일 곡선(610)은 피험자의 X-축 또는 안쪽-측 방향을 따라 610a, Y-축 또는 전-후(anterior-posterior) 방향을 따라 610b, 및 Z-축 또는 상위-하위 방향을 따라 610c로 분리된다. 마찬가지로, 측정 곡선(650)도 각각 X-, Y- 및 Z-축을 따라 650a, 650b 및 650c로 분리된다. 도 6b의 수직 축은 체중 조절된 GRF를 나타내고 수평 축은 타임 스탬프들(time stamp)을 나타낸다. 1-D FIT는 각 방향에 대해 610a와 650a, 610b와 650b 및 610c와 650c로부터 계산될 수 있다.

[0093] 아래 표 1은 1-D 및 3-D FIT의 예를 백분율로 나타낸 것이다.

표 1

[0094] MLP, 딥 MLP 및 1-D CNN의 1-D 및 3-D FIT 결과

FIT [%] (평균 ± 표준)	MLP	딥 MLP	1-D CNN
Z 축 (1-D)	66.67 ± 14.05	70.03 ± 13.45	76.94 ± 10.69
Y 축 (1-D)	50.72 ± 40.91	64.08 ± 30.53	67.32 ± 31.72
X 축 (1-D)	-15.70 ± 66.68	0.92 ± 51.49	34.58 ± 31.33
3-축들 (3-D)	65.46 ± 13.86	69.76 ± 13.45	76.57 ± 10.60

[0095] 표 1에 도시된 바와 같이, 1-D CNN이 최상의 결과를 제공한다. 그러나 위에서 설명한 바와 같이 의도한 결과를 얻을 수 있도록 GRF 프로파일을 생성하기 위해 다른 AI 알고리즘이 사용될 수 있다.

[0096] 610c 및 650c의 두 블록 부분 또는 국부 최대값은 보행의 멈춤 및 추진 단계 동안 수직 방향으로 GRF 피크들의 순간(moment)들을 나타낼 수 있으며, 610c 및 650c에서 하나의 오목 부분 또는 국부 최소값은 멈춤 단계와 추진 단계 사이의 전환의 순간을 나타낼 수 있다. 상이하게, 610b 및 650b는 보행 방향과 반대 방향에서 GRF 피크의 순간을 나타내는 하나의 오목 부분 또는 국부 최소값 및, 보행 방향의 방향에서 GRF 피크를 나타내는 하나의 볼록 부분 또는 로컬 최대값을 갖는다. 측정 곡선들(650a-650c)은 걷기에 대한 GRF 프로파일 곡선들(610a-610c)을 밀접하게 따르므로 피험자의 자세는 걷는 것으로 결정될 수 있다. 측정 곡선들(650a-650c)과 대응하는 GRF 프로파일 곡선들(610a-610c) 사이의 차이가 미리 결정된 임계값보다 클 때, 피험자의 자세는 걷지 않거나 다른 움직임이 있는 것으로 결정될 수 있다. 일 양태에서, GRF 프로파일 곡선들(610a-610c)의 형상은 국부 최대값 및 국부 최소값에 기초하여 결정될 수 있다.

[0097] 안쪽의-측 방향에 따른 측정 곡선(650a)의 크기는 자세 또는 이상을 결정함에 있어서 측정 곡선들(650b, 650c)으로부터의 크기에 비해 실질적으로 작다. 따라서, 일 양태에서, 보행을 결정하기 위한 힘 센서는 도 3에 도시된 바와 같은 3-축 힘 센서보다는 2-축 힘 센서를 포함할 수 있다. 2-축은 Y-축 또는 전후 방향과 Z-축 또는 상하 방향을 따라 힘을 측정할 수 있다.

[0098] 보행을 결정하기 위한 다른 양태에서, 발의 중족골 관절에 위치한 힘 센서들의 수는 도 2에 도시된 바와 같이 3개에서 1개 또는 심지어 0개로 감소될 수 있다. 즉, 보행 분석 장치(200)는 제1 원위 지골 및 종골에만 힘 센서가 위치하거나, 제1 원위 지골, 종골 및 제1, 3, 5 중족골 관절들 중 하나에만 위치하는 힘 센서들을 가질 수 있다.

[0099] 달리기 모드

[0100] 도 7a 및 도 7b는 본 개시의 양태에 따른 달리기 모드 동안의 GRF 프로파일 곡선(710) 및 측정 곡선(750)을 도시한다. 특히, 도 7a는 3D 공간에서 달리기에 대한 GRF 프로파일 곡선(710) 및 측정 곡선(750)을 도시한다. X-, Y- 및 Z-축은 단위를 포함하며, 이는 도 6a와 같이 피험자의 무게에 따라 조정된다.

[0101] 달리기 모드에서는, 상체가 앞으로 갈수록 기울어지면서, 신발 속 발의 위치가 변화된다. 신발에서 발 위치의 변화는 보행 모드에서와 실질적으로 다르다. 따라서, 도 2의 힘 센서들(210a-210e)에 대한 위치들은 스테인 및 블랭크 패드들로부터 획득된 새로운 풋프린트에 기초한 새로운 위치들로 대체될 수 있다.

[0102] GRF 프로파일 곡선(710) 및 측정 곡선(750)은 시계열 데이터에 의해 만들어진다. 원점(730)은 GRF 프로파일 곡선(710) 및 측정 곡선(750)의 시작점이므로 원점(730)으로부터 대응하는 시간이 측정될 수 있다. 일 양태에서, 각 대응하는 시간에서의 GRF 프로파일 곡선(710)과 측정 곡선(750)의 차이들의 합은 발의 자세 또는 이상을 결정하는데 이용될 수 있다. 실효값(RMS), 정규화된 RMS 또는 기타 측정값도 달리기 모드에 사용될 수 있다.

[0103] 도 7b는 본 개시의 양태에 따른 X-, Y- 및 Z-축을 따른 GRF 프로파일 곡선(710) 및 측정 곡선(750)을 예시한다. GRF 프로파일 곡선(710)은 피험자의 X-축 또는 안쪽의-측 방향을 따라 710a, Y-축 또는 전후 방향을 따라 710b, 및 Z-축 또는 상하 방향을 따라 710c로 분리된다. 마찬가지로, 측정 곡선(750)도 X-, Y- 및 Z-축을 따라 각각 750a, 750b 및 750c로 분리된다.

- [0104] 710c 및 750c에서 국부 최대값의 하나의 볼록한 부분은 GRF 프로파일이 걷기보다는 달리기를 위한 것임을 의미한다. 다르게, 710b 및 750b는 달리는 방향과 반대 방향에서 GRF 피크의 순간을 나타내는 하나의 오목 부분 또는 국부 최소값 및 달리는 방향의 방향에서 GRF 피크를 나타내는 하나의 볼록 부분 또는 로컬 최대값을 갖는다. 측정 곡선들(750a-750c)은 달리기에 대한 GRF 프로파일 곡선들(710a-710c)을 밀접하게 따르므로, 피험자의 자세는 달리는 것으로 결정될 수 있다. 측정 곡선들(750a-750c)과 GRF 프로파일 곡선들(710a-710c)의 차이가 미리 결정된 임계값보다 큰 경우, 피험자의 자세는 뛰지 않거나 다른 움직임을 갖는 것으로 결정될 수 있다.
- [0105] 안쪽의-측 방향을 따른 측정 곡선(750a)의 크기는 자세 또는 이상을 결정함에 있어서 측정 곡선들(750b, 750c)에 비해 실질적으로 작다. 따라서, 일 양태에서, 달리기를 결정하기 위한 힘 센서는 도 3에 도시된 바와 같은 3-축 힘 센서보다는 2-축 힘 센서를 포함할 수 있다. 2-축은 Y-축 또는 전후 방향 및 Z-축 또는 상하 방향일 수 있으며, 이는 X-축 또는 안쪽의-측 방향을 따른 측정 데이터의 크기가 Y- 및 Z-축을 따른 측정 데이터에 비해 실질적으로 작기 때문이다.
- [0106] 달리기를 결정하기 위한 다른 양태에서, 발의 중족골 관절에 위치한 힘 센서들의 수는 도 2에 도시된 바와 같이 3개에서 1개 또는 심지어 0개로 감소될 수 있다. 즉, 보행 분석 장치(200)는 제1 원위 지골 및 종골에만 힘 센서가 위치되거나, 제1 원위 지골, 종골 및 제1, 3, 5 중족골 관절들 중 하나에서만 위치하는 힘 센서들을 가질 수 있다.
- [0107] 다른 어플리케이션들
- [0108] 힘 센서들(210a-210e)로부터의 측정 데이터는 피험자의 신체 또는 신체 부분들에 부착된 모션 캡처 시스템 및 관성 센서에 의해 획득된 신체 또는 신체 부분 위치의 데이터를 동화하는 데 사용될 수 있다. 이와 관련하여, GRF 데이터와 결합하여 신체의 관절에서 토크 또는 힘을 계산할 수 있는, 모션 캡처 시스템 및 관성 센서로부터의 신체 또는 신체 세그먼트 위치 데이터는 힘 센서들(210a-210e)이 측정 데이터를 생성하는 동안 수집될 수 있다. 따라서, 힘 센서들(210a-210e)로부터의 측정 데이터는 신체의 관절(발목, 무릎, 엉덩이 등)에서의 힘 또는 토크를 예측하거나 결정하는 데 사용될 수 있다.
- [0109] 일 양태에서, 각각의 관절에서의 힘 또는 토크는 힘 센서들로부터의 측정 데이터에 기초하여 예측될 수 있다. 이를 위해 힘 센서들의 수는 5개 이상일 수 있다. 각 관절의 힘 또는 토크를 예측한 후, 힘 센서들로부터의 측정 데이터를 기초로 전신 자세 또는 움직임을 예측할 수 있다. 또한, 피험자의 발 압력 분포 또는 압력 위치의 중심, 움직임 및 시공간(spatial-temporal) 파라미터가 또한 힘 센서들로부터의 측정 데이터를 기반으로 예측될 수 있다.
- [0110] 도 8은 본 개시의 양태에 따른 피험자의 자세 또는 이상을 결정하기 위한 방법(800)을 예시하는 흐름도를 도시한다. 방법(800)은 단계들(810-830)에서 힘 센서들의 위치들을 식별하는 것으로 시작하고 단계들(850 및 860)에서 센서 측정 데이터를 GRF 프로파일과 비교함으로써 종료된다.
- [0111] 구체적으로, 단계(810)에서, 스테인 패드가 블랭크 패드 위에 배치된다. 스테인 및 블랭크 패드들의 조합은 피험자의 신발에 설치되거나 위치된다. 피험자가 신발을 신고 서거나, 걷거나, 뛰는 동작을 할 때 신발에 가해지는 힘이 블랭크 패드에 풋프린트를 남긴다.
- [0112] 단계(820)에서, 스테인 패드로부터 전사된 스테인으로 인해 블랭크 패드에 발의 풋프린트가 남게 된다. 풋프린트는 발이 블랭크 패드의 다른 어떤 위치보다 더 많이 누르는 위치를 나타내는 얼룩진 스팟들을 포함할 수 있다.
- [0113] 풋프린트에 기초하여, 힘 센서들은 단계(830)에서 안창에 부착될 수 있다. 안창은 상부 및 하부 안창 패드들을 포함할 수 있고 힘 센서들은 상부 및 하부 안창 패드들 사이에 부착될 수 있다. 일 양태에서, 상부 안창 패드의 상부 표면은 미끄럽지 않은 재료로 제조될 수 있다. 다른 양태에서, 힘 센서는 무부하 전압과 부하 전압 사이의 차이로부터 힘을 계산하는 얇고 가벼운 2-축 또는 3-축 압전 저항력 센서일 수 있다.
- [0114] 단계(840)에서 센서 측정 데이터가 초기화될 수 있다. 센서 측정 데이터의 초기화는 피험자가 발에 힘 센서를 댄 상태에서 휴식 자세를 취할 때 무부하 데이터 또는 오프셋 데이터를 수집하고 측정 데이터에서 무부하 데이터를 제거하는 것을 포함할 수 있다.
- [0115] 피험자가 걷거나 뛰는 동작을 하면, 단계(850)에서 힘 센서들이 측정 데이터를 생성한다. 방법(800)의 정확성과 신뢰성을 증가시키기 위해, 걷거나 뛰는 움직임의 적어도 2개 이상의 사이클에 대해 측정이 이루어져야 한다.
- [0116] 측정 데이터가 단계(860)에서 정규화될 수 있다. 피험자의 체중은 정규화된 측정 데이터에서 체중을 제거할 수

있도록 측정 데이터를 나눌 수 있다. 일 양태에서, 선호하는 보행 속도 또는 달리기 속도와 같은 다른 인자가 정규화 단계에서 고려될 수 있다.

[0117] 단계(870)에서, 정규화된 측정 데이터는 GRF 프로파일과 비교되어 피험자의 발의 이상 또는 자세를 결정한다. 달리기와 GRF 프로파일은 걷기에 대한 GRF 프로파일과 다를 수 있다. 정규화된 측정 데이터가 달리기 또는 걷기에 대한 GRF 프로파일에 가까우면 피험자의 자세가 각각 달리기 또는 걷기일 수 있다. 정규화된 측정 데이터와 GRF 프로파일의 차이가 임계값보다 크면 피험자의 몸이나 발에 이상이 있는 것으로 결정된다.

[0118] 이제 도 9를 참조하면, 도 2의 컴퓨팅 디바이스(250)일 수 있는 컴퓨팅 디바이스(900)에 대한 블록도가 제공된다. 컴퓨팅 디바이스(900)는 프로세서(910), 메모리(920), 디스플레이(930), 네트워크 인터페이스(940), 입력 디바이스(950), 및/또는 출력 모듈(960)을 포함할 수 있다. 메모리(920)는 프로세서(910)에 의해 실행 가능하고 컴퓨팅 디바이스(900)의 동작을 제어하는 데이터 및/또는 소프트웨어를 저장하기 위한 임의의 비일시적 컴퓨터 판독 가능 저장 매체를 포함할 수 있다.

[0119] 일 양태에서, 메모리(920)는 플래시 메모리 칩과 같은 하나 이상의 솔리드 스테이트 저장 디바이스를 포함할 수 있다. 대안적으로, 또는 하나 이상의 솔리드 스테이트 저장 디바이스에 추가하여, 메모리(920)는 대용량 저장 컨트롤러(미도시) 및 통신 버스(미도시)를 통해 프로세서(910)에 연결된 하나 이상의 대용량 저장 디바이스를 포함할 수 있다. 여기에 포함된 컴퓨터 판독 가능 매체에 대한 설명은 솔리드 스테이트 저장소를 참조하지만, 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 프로세서(910)에 의해 액세스될 수 있는 임의의 이용 가능한 매체일 수 있다는 것이 당업자에 의해 이해되어야 한다. 즉, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 비일시적, 휘발성 및 비휘발성, 컴퓨터 판독 가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보를 저장하기 위한 모든 방법 또는 기술로 구현된 이동식 및 비이동식 매체를 포함할 수 있다. 예를 들어, 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 RAM, ROM, EPROM, EEPROM, 플래시 메모리 또는 기타 솔리드 스테이트 메모리 기술, CD-ROM, DVD, Blu-Ray 또는 기타 광 저장소, 자기 카세트, 자기 테이프, 자기 디스크 저장소 또는 기타 자기 저장소, 또는 원하는 정보를 저장하는 데 사용될 수 있고 컴퓨팅 디바이스(900)에 의해 액세스될 수 있는 임의의 다른 매체를 포함한다.

[0120] 메모리(920)는 어플리케이션(924) 및/또는 데이터(922)(예를 들어, 힘 센서들(220a-220e)로부터의 GRF 프로파일 및 측정 데이터)를 저장할 수 있다. 어플리케이션(924)은 프로세서(910)에 의해 실행될 때 측정 데이터에 대해 보행 분석을 수행하고 상술한 AI 모듈을 사용하여 보행 분석의 결과를 GRF 프로파일과 비교할 수 있다. 일 양태에서, 어플리케이션(924)은 본 개시에서 설명된 모든 피쳐 및 기능을 갖는 단일 소프트웨어 프로그램일 것이다. 다른 양태에서, 어플리케이션(924)은 이들 피쳐 및 기능의 다양한 부분을 제공하는 둘 이상의 별개의 소프트웨어 프로그램들일 수 있다. 어플리케이션(924)의 일부를 형성하는 다양한 소프트웨어 프로그램들은 서로 통신하고 및/또는 피험자의 발의 이상 또는 포즈의 식별과 관련된 다양한 설정 및 파라미터를 가져오고 내보낼 수 있다. 어플리케이션(924)은 사용자 인터페이스를 통해 통신하여 디스플레이(930) 상에서 사용자에게 시각적 상호 작용 피쳐를 제시한다. 예를 들어, 그래픽 일러스트레이션은 디스플레이(930)로 출력되어 도 5a 내지 7b에 도시된 그래픽 일러스트레이션을 제시할 수 있다.

[0121] 어플리케이션(924)은 프로세스 실행 가능 명령어들의 시퀀스를 포함할 수 있으며, 이는 프로그래밍 언어 또는 컴퓨터 프로그램으로 변환되거나 표현되는 여기에 설명된 방법, 프로그램, 알고리즘 또는 코드 중 임의의 것을 수행할 수 있다. 여기에 사용된 "프로그래밍 언어" 및 "컴퓨터 프로그램"이라는 용어는 각각 컴퓨터에 명령어를 지정하는 데 사용되는 모든 언어를 포함하며 다음 언어 및 파생어를 포함하지만 이에 제한되지 않는다: 어셈블러, 베이식, 배치 파일, BCPL, C, C+, C++, C, 델파이, 포트란, 자바, 자바스크립트, 머신 코드, 운영 체제 커맨드 언어, 파스칼, Perl, PL1, 스크립팅 언어, 비주얼 베이식, 자체적으로 프로그램을 지정하는 메타 언어 및 모든 1세대, 2세대, 3세대, 4세대, 5세대 또는 그 이상의 컴퓨터 언어. 또한 데이터베이스 및 기타 데이터 스키마(schema), 기타 메타 언어도 포함된다. 해석, 컴파일 또는 컴파일 및 해석 접근 방식을 모두 사용하는 언어 간에 구분이 없다. 프로그램의 컴파일된 버전과 소스 버전 간에 구분이 없다. 따라서 프로그래밍 언어가 둘 이상의 상태(예를 들어, 소스, 컴파일, 개체 또는 링크)로 존재할 수 있는 프로그램에 대한 참조는 그러한 모든 상태에 대한 참조이다. 프로그램에 대한 참조는 실제 명령어 및/또는 해당 명령어의 의도를 포함할 수 있다.

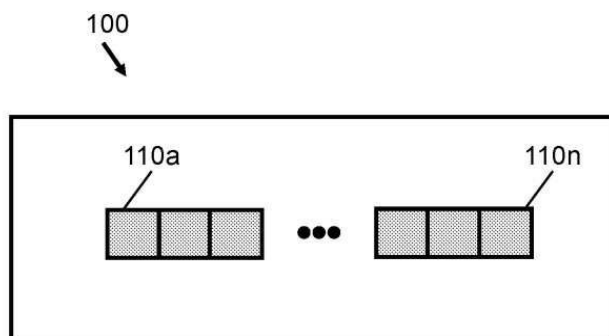
[0122] 프로세서(910)는 범용 프로세서, 특정 그래픽 처리 작업 또는 병렬 처리를 수행하는 동시에 범용 프로세서가 다른 작업을 수행하도록 구성된 특수 그래픽 처리 장치(GPU), 및/또는 이러한 프로세서, 디지털 신호 프로세서(DSP), 범용 마이크로프로세서, 주문형 집적 회로(ASIC), 현장 프로그래밍 가능 논리 어레이(FPGA) 또는 기타 동등한 집적 또는 이산 논리 회로의 임의의 수 또는 조합일 수 있다. 따라서, 본 명세서에서 사용되는 용어 "프로세서"는 전술한 구조 중 임의의 것 또는 설명된 기술의 구현에 적합한 임의의 다른 물리적 구조를 나타낼 수

있다. 또한, 기술은 하나 이상의 회로 또는 논리 요소에서 완전히 구현될 수 있다.

- [0123] 디스플레이(930)는 터치 감지 및/또는 음성 활성화될 수 있어, 디스플레이(930)가 입력 및 출력 디바이스 모두의 역할을 할 수 있다. 대안적으로, 키보드(미도시), 마우스(미도시), 또는 다른 데이터 입력 디바이스가 사용될 수 있다. 네트워크 인터페이스(940)는 네트워크, 예를 들어 유선 네트워크 및/또는 무선 네트워크로 구성된 근거리 통신망(LAN), 광역 네트워크(WAN), 무선 모바일 네트워크, 블루투스 네트워크 및/또는 인터넷에 연결하도록 구성될 수 있다.
- [0124] 예를 들어, 컴퓨팅 디바이스(900)는 네트워크 인터페이스(940)를 통해 예를 들어 자세, 걷기 또는 달리기 모드 등의 시계열 데이터인 도 2의 힘 센서들(220a-220e)에 대한 측정 데이터를 수신할 수 있다. 컴퓨팅 디바이스(900)는 네트워크 인터페이스(940)를 통해 그 소프트웨어, 예를 들어 어플리케이션(924)에 대한 업데이트를 수신할 수 있다. 컴퓨팅 디바이스(900)는 또한 소프트웨어 업데이트가 이용 가능하다는 통지를 디스플레이(930) 상에 표시할 수 있다.
- [0125] 입력 디바이스(950)는 사용자가 컴퓨팅 디바이스(900)와 상호작용할 수 있는 임의의 디바이스일 수 있으며, 예를 들어, 마우스, 키보드, 음성 인터페이스, 또는 도 2의 힘 센서(220a-220e)일 수 있다. 출력 모듈(960)은 임의의 연결 포트 또는 버스, 예를 들어, 병렬 포트, 직렬 포트, USB(Universal Serial Buses), 또는 당업자에게 알려진 임의의 다른 유사한 연결 포트를 포함할 수 있다. 일 양태에서, 어플리케이션(924)은 컴퓨팅 디바이스(900) 상에 직접 또는 네트워크 인터페이스(940)를 통해 설치될 수 있다. 어플리케이션(924)은 네트워크 인터페이스(940)를 통해 클라우드에서 웹 기반 어플리케이션으로서 컴퓨팅 디바이스(900)에서 기본적으로 실행될 수 있거나, 또는 당업자에게 알려진 임의의 다른 형식일 수 있다.
- [0126] 여기에 개시되는 실시예는 본 개시의 예시로서 다양한 형태로 구현될 수 있다. 본 명세서의 특정 실시예는 별개의 실시예로서 설명되지만, 본 명세서의 실시예들 각각은 본 명세서의 다른 실시예 중 하나 이상과 조합될 수 있다. 또한 예에 따라 여기에 설명된 임의의 프로세스 또는 방법의 특정 동작 또는 이벤트가 다른 순서로 수행될 수 있거나, 추가되거나, 병합되거나, 완전히 생략될 수 있음을 이해해야 한다(예를 들어, 기술을 수행하는 데 설명된 모든 행위 또는 이벤트가 필요하지 않을 수 있음). 또한, 여기에 개시된 특정한 구조적 및 기능적 세부사항은 제한하는 것으로 해석되어서는 안 되며, 청구범위에 대한 기초로서 그리고 실질적으로 임의의 적절하게 상세한 구조에서 본 개시내용을 다양하게 사용하도록 당업자를 교시하기 위한 대표적인 기초로서 해석되어야 한다.

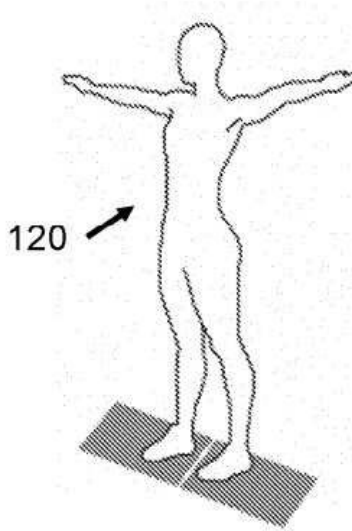
도면

도면 1a

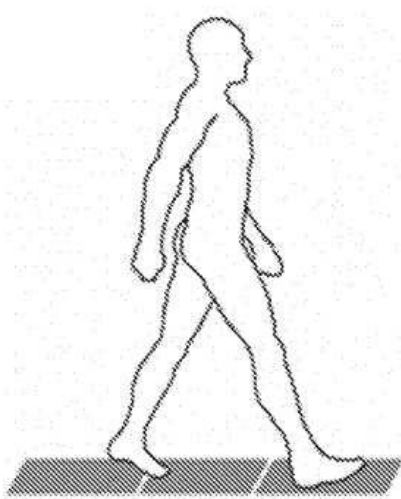


종래 기술

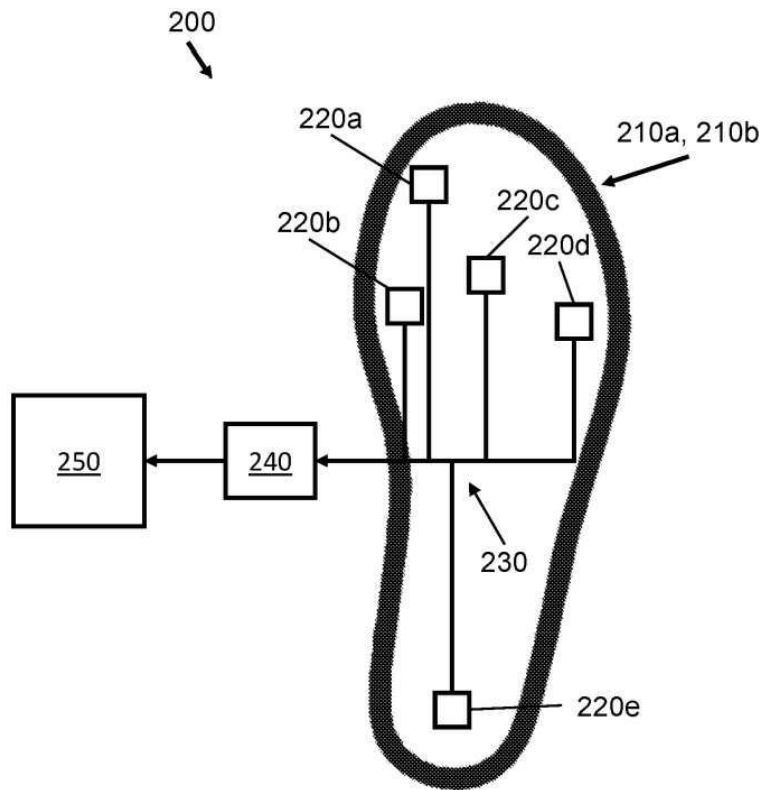
도면1b



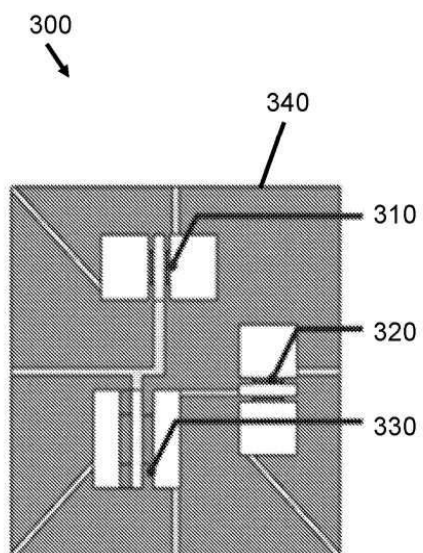
도면1c



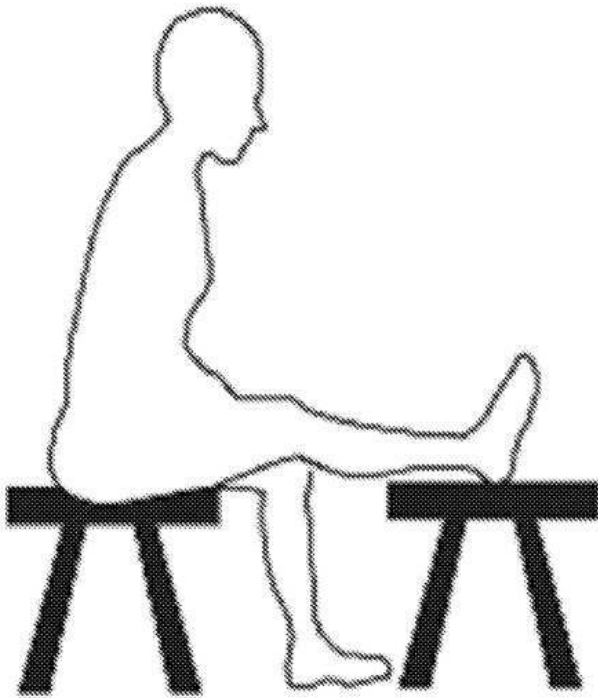
도면2



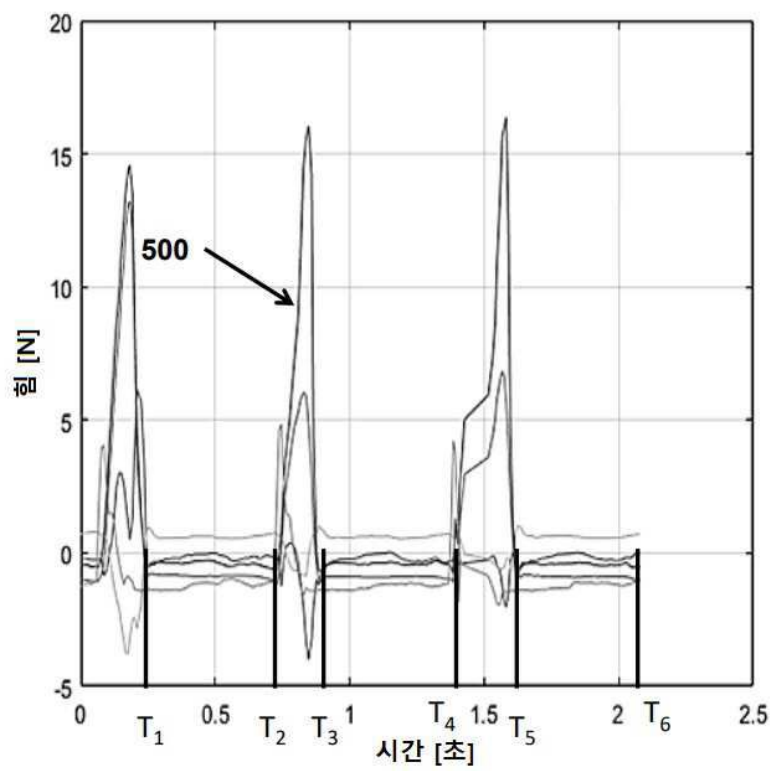
도면3



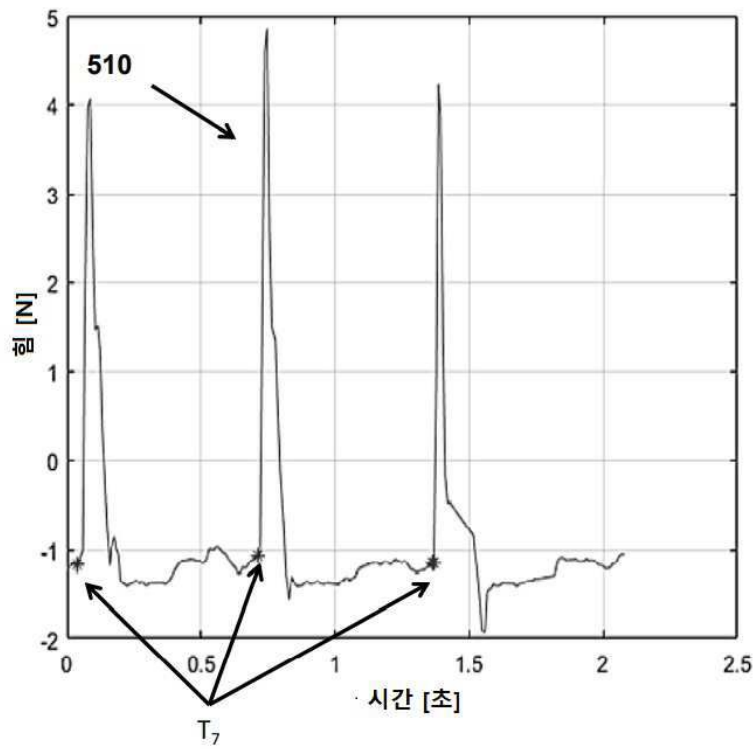
도면4



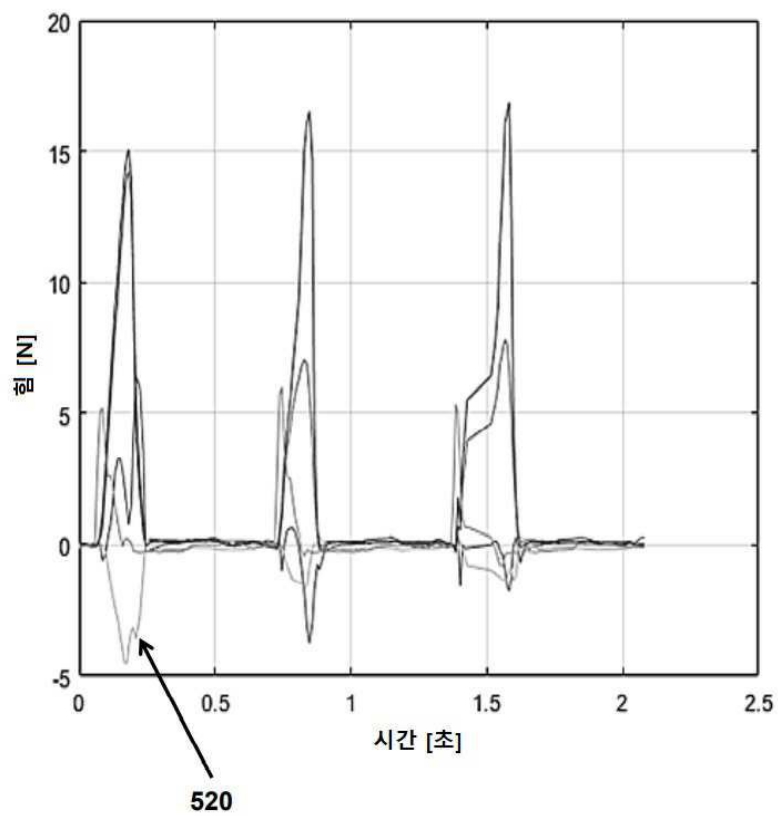
도면5a



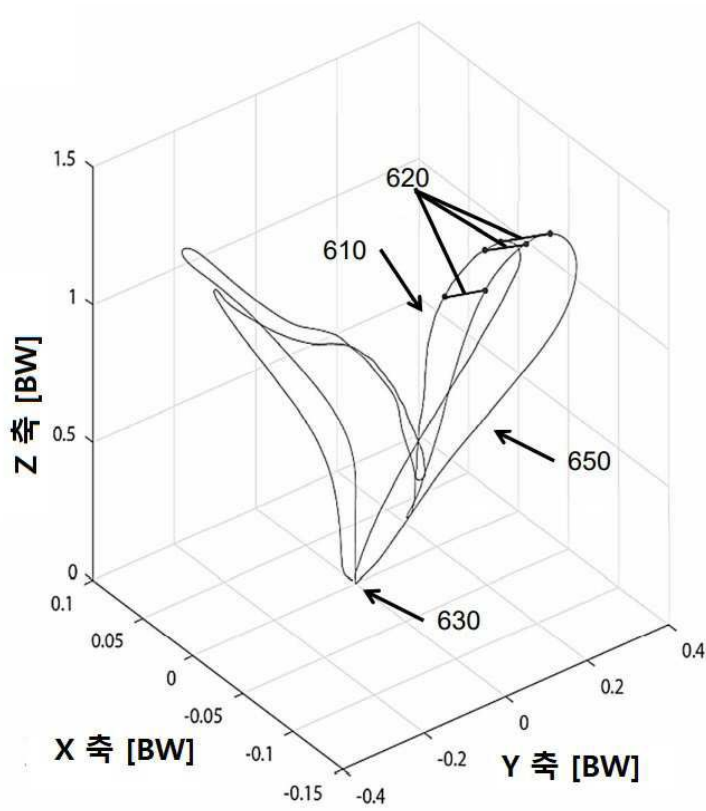
도면5b



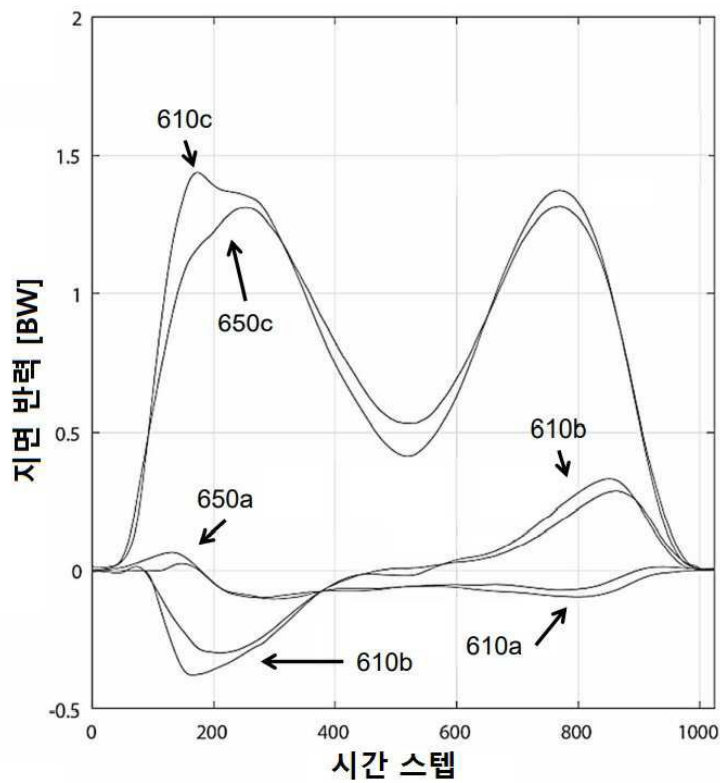
도면5c



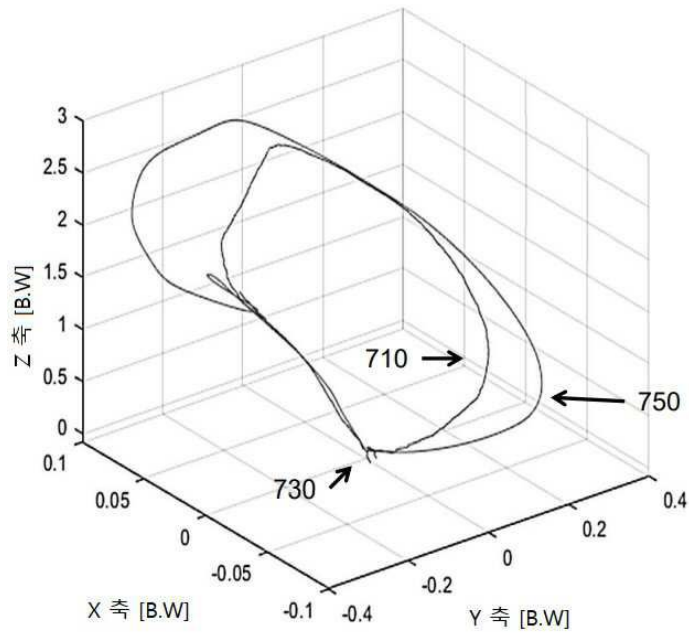
도면6a



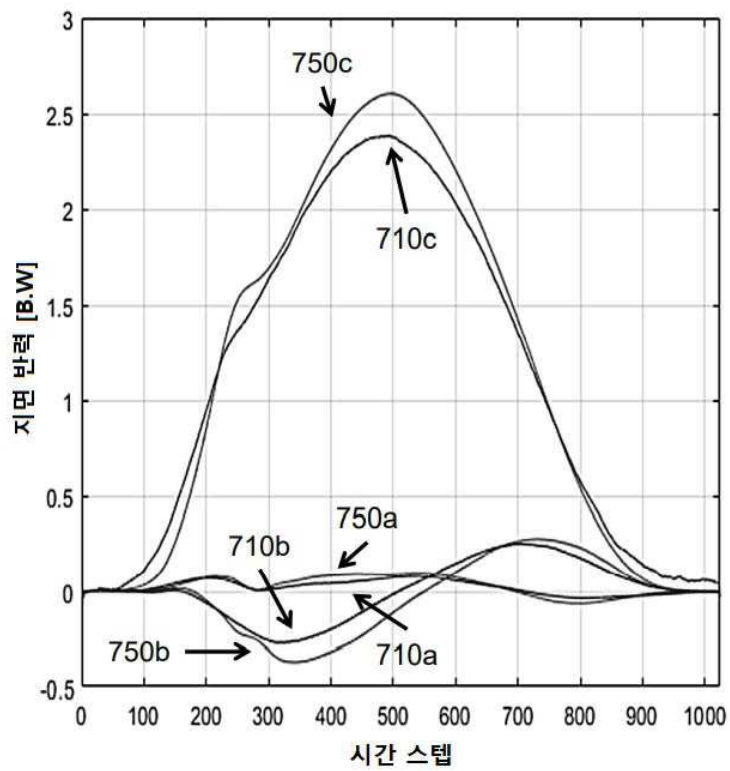
도면6b



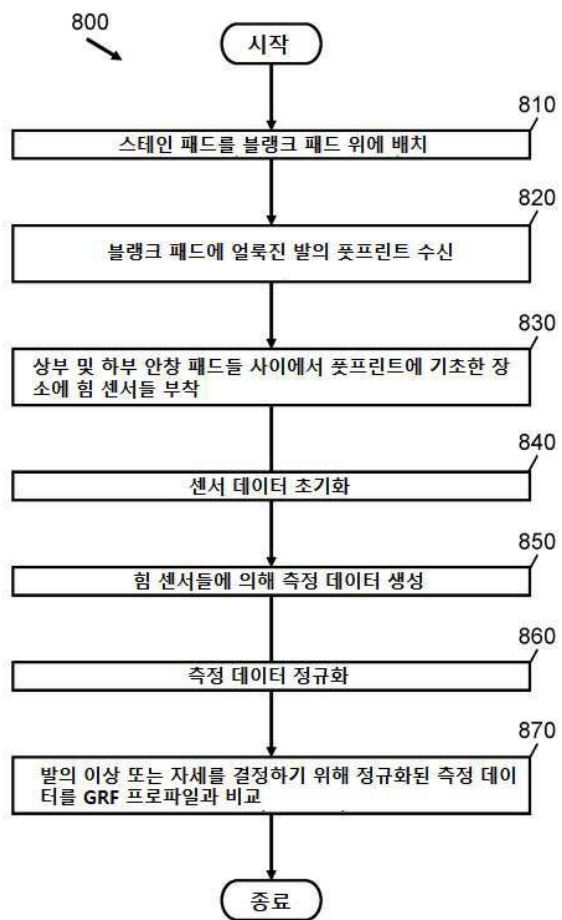
도면7a



도면7b



도면8



도면9

