(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년12월15일
(11) 등록번호 10-2614779
(24) 등록일자 2023년12월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61H 3/00 (2006.01) *A61B 5/11* (2006.01)
G06N 3/08 (2023.01)
(52) CPC특허분류
A61H 3/00 (2013.01)
A61B 5/112 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0109919
(22) 출원일자 2018년09월14일
심사청구일자 2021년09월14일
(65) 공개번호 10-2020-0034030
(43) 공개일자 2020년03월31일
(56) 선행기술조사문헌
KR101494779 B1*
KR1020150085357 A*
KR1020170019175 A*
US20110295385 A1
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
서기홍
경기도 수원시 영통구 삼성로 130 ,삼성전자종합기술원(매탄동)
박영진
경기도 수원시 영통구 삼성로 130 ,전자소재연구단지(매탄동)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 무한

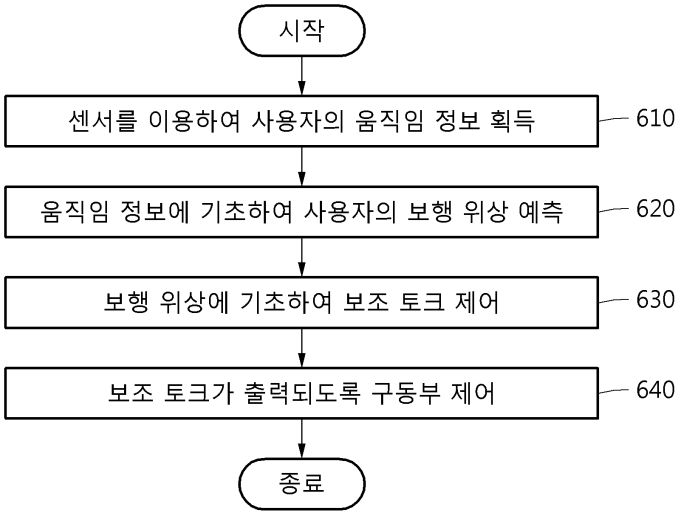
전체 청구항 수 : 총 13 항 심사관 : 김윤한

(54) 발명의 명칭 **보행 보조 방법 및 장치**

(57) 요 약

사용자의 보행을 보조하기 위한 방법 및 장치가 제공된다. 관성 측정 장치가 보행 보조 장치를 착용한 사용자의 움직임에 대한 정보를 측정하고, 머신 러닝을 통해 미리 학습된 데이터를 이용하여 측정된 정보에 대응되는 사용자의 보행 위상을 예측하여, 예측된 보행 위상에 기초하여 사용자에게 제공할 보조 토크가 결정되고, 보조 토크가 출력되도록 구동부가 제어된다.

대 표 도 - 도6



(52) CPC특허분류
G06N 3/08 (2023.01)
A61H 2201/163 (2013.01)
A61H 2201/1642 (2013.01)
A61H 2201/5007 (2013.01)
A61H 2201/5058 (2013.01)
A61H 2230/625 (2013.01)
(72) 발명자
이주석
강원특별자치도 춘천시 방송길 70, 103동 1204호 (온의동, 온의 롯데캐슬 스카이클래스)
최현도
경기도 수원시 영통구 영통로 460, 302동 204호 (영통동, 청명마을 대우아파트)
형승용
경기도 용인시 수지구 죽전로 267, 702동 503호 (죽전동, 내대지마을건영캐스빌)

명 세 서

청구범위

청구항 1

센서로부터 보행 보조 장치를 착용한 사용자의 움직임에 대한 정보를 수신하는 단계;

연속적인 둘레를 갖는 도형에 대응하는 삼각함수에 기초하여, 상기 도형의 상기 연속적인 둘레 상의 복수의 정점들(vertices) 중 선택된 정점에 상기 정보를 인코딩하는 단계 - 상기 복수의 정점들은 보행 주기의 보행 위상들 각각에 대응하고, 상기 연속적인 둘레는 현재 보행 주기의 각 보행 위상 및 다음 보행 주기의 각 보행 위상 사이의 경계를 따라 상기 보행 주기의 값이 연속적으로 유지됨 -

상기 복수의 정점들 중 선택된 상기 정점을 상기 보행 주기의 보행 위상으로 디코딩함으로써 상기 사용자의 보행 위상을 예측하는 단계; 및

상기 예측된 보행 위상에 기초하여 상기 보행 보조 장치에 인가할 보조 토크를 제어하는 단계;

를 포함하는 보행 보조 방법.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 인코딩하는 단계는

상기 정보를 미리 학습된 신경망에 입력함으로써 상기 정보를 인코딩하는 단계

를 포함하는, 보행 보조 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 도형은 상기 보행 주기에 대응하는 원(circle)인, 보행 보조 방법.

청구항 5

삭제

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 보조 토크를 제어하는 단계는

상기 보행 위상에 기초하여 상기 보조 토크를 결정하는 단계; 및

상기 보조 토크가 출력되도록 구동부를 제어하는 단계

를 포함하는, 보행 보조 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 보조 토크를 결정하는 단계는

상기 예측된 보행 위상에 기초하여 상기 보조 토크를 인가할 시점을 결정하는 단계; 및

상기 시점에 대응하여, 상기 보조 토크의 크기를 결정하는 단계

를 포함하는, 보행 보조 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 센서는

상기 사용자의 발 또는 정강이에 위치하는, 보행 보조 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 센서는 관성 측정 장치(Inertial Measurement Unit: IMU)를 포함하고,

상기 정보를 수신하는 단계는

상기 관성 측정 장치로부터 가속도 정보를 수신하는 단계; 및

상기 관성 측정 장치로부터 회전속도 정보를 수신하는 단계

중 적어도 하나를 포함하는, 보행 보조 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 사용자의 움직임은

상기 사용자의 평지 보행, 평지 주행, 경사지 보행, 및 경사지 주행 중 적어도 하나를 포함하는, 보행 보조 방법.

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

하드웨어와 결합되어 제1항, 제3항, 제4항, 및 제6항 내지 제10항 중 어느 하나의 항의 방법을 실행시키기 위하여 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램.

청구항 16

보행 보조 장치에 있어서,

상기 보행 보조 장치를 착용한 사용자의 움직임에 대한 정보를 측정하는 센서부;

상기 사용자의 보행을 보조하는 구동부; 및

상기 정보에 대응되는 상기 사용자의 보행 위상을 예측하고, 상기 예측된 보행 위상에 기초하여 상기 보행 보조 장치에 인가할 보조 토크를 제어하는 적어도 하나의 프로세서

를 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 센서로부터 상기 사용자의 움직임에 대한 정보를 수신하고,

연속적인 둘레를 갖는 도형에 대응하는 삼각함수에 기초하여, 상기 도형의 상기 연속적인 둘레 상의 복수의 정점들(vertices) 중 선택된 정점에 상기 정보를 인코딩하고 - 상기 복수의 정점들은 보행 주기의 보행 위상들 각각에 대응하고, 상기 연속적인 둘레는 현재 보행 주기의 각 보행 위상 및 다음 보행 주기의 각 보행 위상 사이의 경계를 따라 상기 보행 주기의 값이 연속적으로 유지됨 -,

상기 복수의 정점들 중 선택된 상기 정점을 상기 보행 주기의 보행 위상으로 디코딩함으로써 상기 사용자의 보행 위상을 예측하는 보행 보조 장치.

청구항 17

삭제

청구항 18

제16항에 있어서,

상기 프로세서는 상기 정보를 미리 학습된 신경망에 입력함으로써 상기 정보를 인코딩하는, 보행 보조 장치.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 도형은 상기 보행 주기에 대응하는 원(circle)인, 보행 보조 장치.

청구항 20

제16항에 있어서,

상기 센서부는 관성 측정 장치를 포함하고,

상기 관성 측정 장치는 가속도 정보 및 회전속도 정보를 측정하는, 보행 보조 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 아래의 실시예들은 사용자의 보행을 보조하기 위한 방법 및 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 사용자가 보행하는 경우, 보행을 보조하기 위한 보조력을 제공하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 최근 고령화 사회가 심화됨에 따라서 관절에 문제가 있어서 이에 대한 고통과 불편을 호소하는 사람들이 증가하고 있으며, 관절이 불편한 노인이나 환자들이 보행을 원활하게 할 수 있는 운동 보조 장치에 대한 관심이 높아지고 있다. 또한, 군사용 등의 목적으로 인체의 근력을 강화 시키기 위한 운동 보조 장치들이 개발되고 있다.

선행기술문헌: 한국공개공보 10-2017-0019175(2017.02.21.)

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0005] 일 실시예에 따른 보행 보조 방법은 센서로부터 보행 보조 장치를 착용한 사용자의 움직임에 대한 정보를 수신하는 단계; 상기 정보에 대응되는 상기 사용자의 보행 위상(gait phase)을 예측하는 단계; 상기 예측된 보행 위상에 기초하여 상기 보행 보조 장치에 인가할 보조 토크를 제어하는 단계를 포함한다.

[0006] 상기 보행 위상은 보행 주기에 대응하여 미리 정의된 구간 내 보행 진행 정도를 지시하는 정보를 포함할 수 있다.

[0007] 상기 보행 위상을 예측하는 단계는 상기 정보를 미리 학습된 신경망에 입력하여, 상기 보행 위상을 나타내는 데이터-상기 데이터는 보행 주기의 경계에서 연속성을 가지도록 인코딩 됨-를 예측하는 단계; 및 상기 데이터를 디코딩 하여, 상기 보행 위상을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0008] 상기 데이터는 보행 주기에 대응하는 원의 둘레 상 정점들 중, 상기 보행 위상에 대응하는 정점을 삼각함수를 통해 지시하는 정보를 포함할 수 있다.

[0009] 상기 데이터는 보행 주기에 대응하는 도형의 둘레에 포함된 복수의 정점들 중, 상기 보행 위상에 대응하는 정점을 지시하는 정보를 포함할 수 있다.

[0010] 상기 보조 토크를 제어하는 단계는 상기 보행 위상에 기초하여 상기 보조 토크를 결정하는 단계; 및 상기 보조 토크가 출력되도록 구동부를 제어하는 단계를 포함할 수 있다.

[0011] 상기 보조 토크를 결정하는 단계는 상기 예측된 보행 위상에 기초하여 상기 보조 토크를 인가할 시점을 결정하는 단계; 및 상기 시점에 대응하여, 상기 보조 토크의 크기를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0012] 상기 센서는 상기 사용자의 발 또는 정강이에 위치할 수 있다.

[0013] 상기 센서는 관성 측정 장치(Inertial Measurement Unit: IMU)를 포함하고, 상기 정보를 수신하는 단계는 상기 관성 측정 장치로부터 가속도 정보를 수신하는 단계; 및 상기 관성 측정 장치로부터 회전속도 정보를 수신하는 단계 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0014] 상기 사용자의 움직임은 상기 사용자의 평지 보행, 평지 주행, 경사지 보행, 및 경사지 주행 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0015] 일 실시예에 따른 보행 위상 추정 모듈의 학습 방법은 제1 센서로부터 보행 보조 장치를 착용한 사용자의 움직임에 대한 제1 정보를 수신하는 단계; 제2 센서로부터 상기 사용자의 움직임에 대한 제2 정보를 수신하는 단계; 상기 제2 정보에 기초하여, 상기 제1 정보에 대응하는 보행 위상을 결정하는 단계; 상기 제1 정보를 보행 위상 추정 모듈에 인가함으로써, 보행 위상을 예측하는 단계; 및 상기 예측된 보행 위상과 상기 결정된 보행 위상에 기초하여, 상기 보행 위상 추정 모듈을 학습시키는 단계를 포함한다.

[0016] 상기 보행 위상은 보행 주기에 대응하여 미리 정의된 구간 내 보행 진행 정도를 지시하는 정보를 포함할 수 있

다.

[0017] 상기 보행 위상을 예측하는 단계는 상기 제1 정보를 상기 보행 위상 추정 모듈에 입력하여, 상기 보행 위상을 나타내는 데이터-상기 데이터는 보행 주기의 경계에서 연속성을 가지도록 인코딩 됨-를 예측하는 단계; 및 상기 데이터를 디코딩 하여, 상기 보행 위상을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0018] 상기 데이터는 보행 주기에 대응하는 도형의 둘레에 포함된 복수의 정점들 중, 상기 보행 위상에 대응하는 정점을 지시하는 정보를 포함할 수 있다.

[0019] 일 실시예에 따른 보행 보조 장치에 있어서, 상기 보행 보조 장치를 착용한 사용자의 움직임을 측정하는 센서부; 상기 사용자의 보행을 보조하는 구동부; 및 상기 정보에 대응되는 상기 사용자의 보행 위상을 예측하고, 상기 예측된 보행 위상에 기초하여 상기 보행 보조 장치에 인가할 보조 토크를 제어하는 적어도 하나의 프로세서를 포함한다.

[0020] 상기 프로세서는 상기 정보를 미리 학습된 신경망에 입력하여 상기 보행 위상을 나타내는 데이터-상기 데이터는 보행 주기의 경계에서 연속성을 가지도록 인코딩 됨-를 예측하고, 상기 데이터를 디코딩하여, 상기 보행 위상을 결정할 수 있다.

[0021] 상기 센서부는 관성 측정 장치를 포함하고, 상기 관성 측정 장치는 가속도 정보 및 회전속도 정보를 측정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1은 일 실시예에 따른 보행 상태를 도시한 도면.

도 2는 일 실시예에 따른 보행 상태들 간의 천이를 도시한 도면.

도 3은 일 실시예에 따른 보행 보조 장치를 도시한 도면.

도 4는 다른 일 예에 따른 보행 보조 장치를 도시한 도면.

도 5는 일 실시예에 따른 보행 보조 장치의 구성도.

도 6은 일 실시예에 따른 보행 보조 방법의 흐름도.

도 7a는 일 실시예에 따른 보행 위상의 개형을 설명하기 위한 그래프.

도 7b는 일 실시예에 따른 신경망의 출력 데이터를 설명하는 도면.

도 8은 일 실시예에 따른 보행 보조 장치 및 파라미터를 도시한 도면.

도 9는 일 실시예에 따른 보행 위상에 따라 미리 결정된 보조 토크를 도시한 그래프.

도 10은 일 실시예에 따른 지지 프레임의 길이를 조절하여 구동부를 제어하는 방법의 흐름도.

도 11은 일 실시예에 따른 지지/스윙의 두 가지 상태를 구분하는 보행 보조 방법을 도시한 도면.

도 12는 일 실시예에 따른 보행 보조 시스템의 개략적인 블록도.

도 13 및 14는 일 실시예에 따른 힙-타입 보행 보조 장치를 도시한 도면.

도 15 내지 도 17은 다른 일 실시예에 따른 전신-타입 보행 보조 장치를 도시한 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 본 명세서에 개시되어 있는 본 발명의 개념에 따른 실시예들에 대해서 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 본 발명의 개념에 따른 실시예들을 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로서, 본 발명의 개념에 따른 실시예들은 다양한 형태로 실시될 수 있으며 본 명세서에 설명된 실시예들에 한정되지 않는다.

[0025] 본 발명의 개념에 따른 실시예들은 다양한 변경들을 가할 수 있고 여러 가지 형태들을 가질 수 있으므로 실시예들을 도면에 예시하고 본 명세서에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명의 개념에 따른 실시예들을 특정한 개시형태들에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.

[0026] 제1 또는 제2 등의 용어를 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들

에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만, 예를 들어 본 발명의 개념에 따른 권리 범위로부터 이탈되지 않은 채, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.

[0027] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다. 구성요소들 간의 관계를 설명하는 표현들, 예를 들어 "~사이에"와 "바로~사이에" 또는 "~에 직접 이웃하는" 등도 마찬가지로 해석되어야 한다.

[0028] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예들을 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 설시된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함으로 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.

[0029] 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 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0031] 도 1은 일 실시예에 따른 보행 상태를 도시한 도면이다.

[0032] 보행(gait)에 대한 사용자의 어느 한쪽의 다리의 보행 위상(gait phase)들은 미리 정의될 수 있다.

[0033] 도 1을 참조하면, 일 실시예에 따른 보행 위상은 지지(stance) 및 스윙(swing)으로 구분되는 불연속적인 값을 포함할 수 있다. 왼쪽 다리의 보행 위상은 왼쪽 지지(left stance: LSt) 및 왼쪽 스윙(left swing: LSw)으로 구분될 수 있다. 오른쪽 다리의 보행 위상은 오른쪽 지지(right stance: RSt) 및 오른쪽 스윙(right swing: RSw)으로 구분될 수 있다.

[0034] 보행 위상은 미리 정해진 시작점과 종점 내에서의 보행 진행 정도에 관한 연속적인 값을 갖을 수 있다. 예를 들어, 지지에 대한 보행 위상은, 지지를 기준으로 하는 보행 위상으로, 지지가 시작되는 시점에는 지지에 대한 보행 위상 0%가 매핑될 수 있고, 스윙이 시작되는 시점에는 지지에 대한 보행 위상 60%가 매핑될 수 있고, 지지가 시작되기 직전의 시점에는 지지에 대한 보행 위상 100%가 매핑될 수 있다. 마찬가지로, 스윙에 대한 보행 위상은, 스윙을 기준으로 하는 보행 위상으로, 스윙이 시작되는 시점에는 스윙에 대한 보행 위상 0%가 매핑될 수 있고, 지지가 시작되는 시점에는 스윙에 대한 보행 위상 60%가 매핑될 수 있고, 스윙이 시작되기 직전의 시점에는 스윙에 대한 보행 위상 100%가 매핑될 수 있다. 또는, 보행 위상은 시작점을 '0', 종점을 '1'로 하는 보행 진행 정도에 따른 연속적인 값일 수 있다.

[0035] 일 실시예에 따르면, 지지 및 스윙은 복수의 위상들로 더욱 세분화될 수 있다. 예를 들어, 지지는 초기 접촉(initial contact), 체중 부하(weight bearing), 지지 중기(middle stance), 지지 말기(terminal stance), 및 전 스윙(pre swing)으로 세분화될 수 있다. 스윙은 초기 스윙(initial swing), 중간 스윙(middle swing) 및 말기 스윙(terminal swing)으로 세분화될 수 있다. 지지 및 스윙은 실시예에 따라 다르게 세분화될 수 있고, 기재된 실시예로 한정되지 않는다.

[0037] 도 2는 일 실시예에 따른 보행 상태들 간의 천이를 도시한 도면이다.

[0038] 일반적인 보행 메카니즘(gait mechanism)에 따르면, 각각의 다리의 보행 위상들은 지지 및 스윙을 포함하고, 보행을 위해 지지 및 스윙이 번갈아 가면서 수행된다.

[0039] 도 2를 참조하면, 보행에 따른 오른쪽 다리의 움직임(200)에 대한 오른쪽 보행 상태(210)는 오른쪽 지지 및 오른쪽 스윙을 포함한다. 지지는 체중 부하, 지지 중기, 및 지지 말기를 포함할 수 있으나, 개시 및 도시된 실시예에 한정되지 않는다. 오른쪽 다리의 움직임(200)에 대해, 왼쪽의 다리의 움직임(도시되지 않음)에 대한 왼쪽 보행 상태(220)는 왼쪽 지지 및 왼쪽 스윙을 포함한다.

[0040] 정상적의 보행 상태의 천이는, 보행 시작 시의 보행 상태에 따라 다를 수 있으나, 각각의 보행 상태의 시작을 나타내는 이벤트의 발생 순서의 기준으로, 오른쪽 지지, 왼쪽 스윙, 왼쪽 지지 및 오른쪽 스윙의 순서로 보행 상태들이 천이한다. 오른쪽 스윙 이후에는 오른쪽 지지가 재 수행된다.

[0041] 사용자의 노화 또는 질병에 의해 사용자의 발목의 근력이 약해지는 경우, 보행에 불편함이 발생한다. 예를 들어, 다리가 스윙을 시작할 때 발의 끝 부분이 들려야 하는데, 들리지 않는 경우 스윙하는 다리가 바닥과 부딪칠 수 있다. 다시 말하자면, 보행 위상의 진행 또는 보행 위상의 변화에 따라, 발목의 각도가 조절되어야 한다. 발목의 근력이 약해져서 스스로 발목의 각도를 조절하기 어려운 사용자에게 보행 보조 장치가 제공될 수 있다. 보행 보조 장치는 사용자의 발목 부근에 착용될 수 있고, 사용자의 보행 위상을 결정하며, 결정된 보행 위상에 대응하도록 보조 토크를 출력할 수 있다. 보조 토크에 의해 사용자의 발목 각도가 조절될 수 있다.

[0042] 또한, 현재 시점의 보행 위상 뿐만 아니라, 미래의 보행 위상에 대한 예측이 필요할 수 있다. 예를 들어, 보행 보조 장치 사용자의 개인 특성에 따라 보조 토크의 출력 시점을 지지/스윙 전환 시점보다 당겨서 작동해야 할 경우가 발생 할 수 있다.

[0043] 아래에서, 도 3 내지 도 17을 참조하여 사용자의 발목에 보조 토크를 제공함으로써 사용자의 보행을 보조하는 방법에 대해 상세히 설명된다.

[0045] 도 3은 일 실시예에 따른 보행 보조 장치를 도시한 도면이다.

[0046] 도 3을 참조하면, 보행 보조 장치(300)는 발바닥 프레임(310), 하단 체결부(320), 상단 체결부(330), 제1 지지 프레임(340), 제2 지지 프레임(350) 및 관성 측정 장치(Inertial Measurement Unit: IMU)(360)를 포함할 수 있다.일 실시예에 따른 보행 보조 장치(300)는 다른 종류의 센서 없이 관성 측정 장치(360)만을 사용하여 보행 위상을 예측할 수 있다. 예를 들어, 발바닥에 배치되는 압력 센서 없이, 관성 측정 장치(360)만을 사용하여 얻은 데이터로 보행 위상을 예측할 수 있다.

[0047] 관성 측정 장치(360)는 가속도계와 자이로스코프를 포함할 수 있다. 가속도계를 이용하여 3차원 공간에서의 가속도를 감지할 수 있다. 자이로스코프를 이용하여 3차원 공간에서의 회전속도를 감지할 수 있다. 관성 측정 장치(360)는 사용자의 발 또는 정강이에 위치할 수 있다.

[0048] 제1 지지 프레임(340)은 하단 체결부(320) 및 상단 체결부(330) 간을 연결할 수 있다. 하단 체결부(320)는 발바닥 프레임(310)과 연결될 수 있다. 제2 지지 프레임(350)은 발바닥 프레임(310) 및 상단 체결부(330) 간을 연결할 수 있다. 상단 체결부(320)는 사용자의 종아리 또는 정강이에 착용될 수 있다.

[0049] 제1 지지 프레임(340)의 길이 및 제2 지지 프레임(350)의 길이가 조절될 수 있다. 예를 들어, 제1 지지 프레임(340)의 길이 및 제2 지지 프레임(350)의 길이는 구동부(미도시)에 의해 조절될 수 있다. 구동부는 기계적인 장치를 이용하여 제1 지지 프레임(340)의 길이 및 제2 지지 프레임(350)의 길이를 조절할 수 있다.

[0050] 제1 지지 프레임(340)의 길이가 줄어들고, 제2 지지 프레임(350)의 길이가 늘어나는 경우, 사용자의 발목이 들릴 수 있다. 반대로, 제1 지지 프레임(340)의 길이가 늘어지고, 제2 지지 프레임(350)의 길이가 줄어드는 경우, 사용자의 발목이 펴질 수 있다.

[0051] 보행 보조 장치(300)가 제1 지지 프레임(340) 및 제2 지지 프레임(350)을 포함하는 것으로 예시되었으나, 지지 프레임의 개수는 기재된 실시예로 한정되지 않는다. 예를 들어, 보행 보조 장치(300)는 제1 지지 프레임(340)만을 포함할 수 있고, 다른 예로, 3 개 이상의 지지 프레임들을 포함할 수도 있다.

[0053] 도 4는 다른 일 예에 따른 보행 보조 장치를 도시한 도면이다.

[0054] 다른 일 측면에 따르면, 보행 보조 장치(400)는 발바닥 프레임(410), 하단 체결부(420), 상단 체결부(430), 모터 (440), 및 관성 측정 장치(450)를 포함할 수 있다.

[0055] 관성 측정 장치(450)는 가속도계와 자이로스코프를 포함할 수 있다. 가속도계를 이용하여 3차원 공간에서의 가속도를 감지할 수 있다. 자이로스코프를 이용하여 3차원 공간에서의 회전속도를 감지할 수 있다. 관성 측정 장치(360)는 사용자의 발 또는 정강이에 위치할 수 있다.

[0056] 모터(440)는 하단 체결부(420) 및 상단 체결부(430)와 연결될 수 있다. 구동부(미도시)는 모터(440)가 토크를 출력할 수 있도록 제어할 수 있다. 모터(440)가 토크를 출력하는 경우, 하단 체결부(420) 및 상단 체결부(430) 간의 각도가 조절될 수 있다. 예를 들어, 하단 체결부(420) 및 상단 체결부(430) 간의 각도를 줄이는 경우, 사용자의 발목이 들릴 수 있다. 다른 예로, 하단 체결부(420) 및 상단 체결부(430) 간의 각도를 증가시키는

경우, 사용자의 발목이 펴질 수 있다.

[0057] 아래에서 도 5 내지 도 17을 참조하여, 사용자의 보행을 보조하는 방법에 대해 상세히 설명된다.

[0059] 도 5는 일 실시예에 따른 보행 보조 장치의 구성도이다.

[0060] 보행 보조 장치(500)는 적어도 하나의 센서(510), 프로세서(530), 및 구동부(550)를 포함한다. 보행 보조 장치(500)는 통신부(520), 및 메모리(540)를 더 포함할 수 있다. 보행 보조 장치(500)는 도 3 및 4를 참조하여 전술된 보행 보조 장치(300) 및 보행 보조 장치(400)에 대응할 수 있다. 보행 보조 장치(500)는 발목 외골격 장치(ankle exoskeleton device)일 수 있다.

[0061] 적어도 하나의 센서(510)는 관성 측정 장치를 포함할 수 있다. 관성 측정 장치는 관성 측정 장치의 움직임에 의해 발생하는 가속도와 회전속도를 측정할 수 있다. 예를 들어, 관성 측정 장치는 사용자의 보행 동작에 따른 X축, Y축, Z축 가속도 및 X축, Y축, Z축 각속도를 각각 측정할 수 있다.

[0062] 통신부(520)는 센서(510), 프로세서(530) 및 메모리(540)와 연결되어 데이터를 송수신할 수 있다. 통신부(520)는 외부의 다른 장치와 연결되어 데이터를 송수신할 수 있다. 이하에서 "A"를 송수신한다라는 표현은 "A를 나타내는 정보(information) 또는 데이터"를 송수신하는 것을 나타낼 수 있다.

[0063] 통신부(520)는 보행 보조 장치(500) 내의 회로망(circuitry)으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 통신부(520)는 내부 버스(internal bus) 및 외부 버스(external bus)를 포함할 수 있다. 다른 예로, 통신부(520)는 보행 보조 장치(500)와 외부의 장치를 연결하는 요소일 수 있다. 통신부(520)는 인터페이스(interface)일 수 있다. 통신부(520)는 외부의 장치로부터 데이터를 수신하여, 프로세서(530) 및 메모리(540)에 데이터를 전송할 수 있다.

[0064] 프로세서(530)는 통신부(520)가 수신한 데이터 및 메모리(540)에 저장된 데이터를 처리할 수 있다. "프로세서"는 목적하는 동작들(desired operations)을 실행시키기 위한 물리적인 구조를 갖는 회로를 가지는 하드웨어로 구현된 데이터 처리 장치일 수 있다. 예를 들어, 목적하는 동작들은 프로그램에 포함된 코드(code) 또는 인스트럭션들(instructions)을 포함할 수 있다. 예를 들어, 하드웨어로 구현된 데이터 처리 장치는 마이크로프로세서(microprocessor), 중앙 처리 장치(central processing unit), 프로세서 코어(processor core), 멀티-코어 프로세서(multi-core processor), 멀티프로세서(multiprocessor), ASIC(Application-Specific Integrated Circuit), FPGA(Field Programmable Gate Array)를 포함할 수 있다.

[0065] 프로세서(530)는 메모리(예를 들어, 메모리(540))에 저장된 컴퓨터로 읽을 수 있는 코드(예를 들어, 소프트웨어) 및 프로세서(530)에 의해 유발된 인스트럭션들을 실행할 수 있다.

[0066] 메모리(540)는 통신부(520)가 수신한 데이터 및 프로세서(530)가 처리한 데이터를 저장한다. 예를 들어, 메모리(540)는 프로그램을 저장할 수 있다. 저장되는 프로그램은 사용자의 보행을 보조할 수 있도록 코딩되어 프로세서(220)에 의해 실행 가능한 신텍스(syntax)들의 집합일 수 있다.

[0067] 일 측면에 따르면, 메모리(540)는 하나 이상의 휘발성 메모리, 비휘발성 메모리 및 RAM(Random Access Memory), 플래시 메모리, 하드 디스크 드라이브 및 광학 디스크 드라이브를 포함할 수 있다.

[0068] 메모리(540)는 보행 보조 장치(500)를 동작 시키는 명령어 세트(예를 들어, 소프트웨어)를 저장할 수 있다. 보행 보조 장치(500)를 동작 시키는 명령어 세트는 프로세서(530)에 의해 실행될 수 있다.

[0069] 구동부(550)는 사용자의 발목의 각도를 조절하기 기계적인 장치들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 구동부(550)는 모터를 포함할 수 있고, 모터에 의해 출력되는 토크는 발목의 각도를 조절할 수 있다. 다른 예로, 구동부(550)는 지지 프레임의 길이를 조절할 수 있는 동력 변환 장치를 포함할 수 있다. 동력 변환 장치는 구동부(550)에 의해 발생하는 회전 운동을 직선 운동으로 변환할 수 있다.

[0070] 보행 보조 장치(500)는 발목 외골격 장치와 같이 신체의 기능을 보조하는 구동형 정형 장치(powered orthosis, robotic orthosis) 뿐만 아니라, 신체 일부가 없을 때 사용하는 구동형 의족(robotic prosthesis) 등을 포함할 수 있다.

[0071] 센서(510), 통신부(520), 프로세서(530), 메모리(540) 및 구동부(550)에 대해, 아래에서 도 6 내지 도 17을 참조하여 상세히 설명된다.

[0073] 도 6은 일 실시예에 따른 보행 보조 방법의 흐름도이다.

[0074] 단계들(610 내지 630)은 도 5를 참조하여 전술된 보행 보조 장치(500)에 의해 수행된다. 보행 보조 장치(500)는 하나 또는 그 이상의 하드웨어 모듈, 하나 또는 그 이상의 소프트웨어 모듈, 또는 이들의 다양한 조합에 의하여 구현될 수 있다.

[0075] 단계(610)에서, 보행 보조 장치(500)는 센서로부터 사용자의 움직임에 대한 정보를 수신한다. 예를 들어, 센서(510)는 관성 측정 장치를 포함할 수 있다. 관성 측정 장치는 사용자의 움직임에 대한 가속도 정보, 회전속도 정보, 또는 이들의 조합을 측정할 수 있다. 회전속도 정보는 각속도에 관한 정보일 수 있다.

[0076] 단계(620)에서, 보행 보조 장치(500)는 수신한 사용자의 움직임에 대한 정보에 기초하여 사용자의 보행 위상을 예측한다. 일 실시예에 따르면, 보행 위상은 보행 주기에 대응하여 미리 정의된 구간 내 보행 진행 정도를 지시하는 정보를 포함할 수 있다. 보행 주기는 보행 중 발생하는 반복적인 패턴들을 포함하는 구간으로, 예를 들어, 도 1의 오른쪽 지지(RSt)와 오른쪽 스윙(RSw)을 포함할 수 있다. 보행 주기는 오른쪽 다리와 왼쪽 다리에 대응하여 별도로 정의될 수 있으며, 도 2를 참조하면 오른쪽 다리를 위한 보행 주기와 왼쪽 다리를 위한 보행 주기는 서로 다를 수 있다.

[0077] 미리 정의된 구간은 보행을 위해 반복적으로 정의되는 구간으로, 예를 들어 지지 구간의 시작점으로부터 다음 지지 구간의 시작점 까지의 구간, 혹은 스윙 구간의 시작점으로부터 다음 스윙 구간의 시작점 까지의 구간 등을 포함할 수 있다. 또는, 미리 정의된 구간은 시작점 대신 임의의 시점으로부터 다음 주기의 해당 시점 까지의 구간을 포함할 수도 있다.

[0078] 예를 들어, 보행 보조 장치(500)는 센서에 의해 측정된 움직임 정보를 이용하여 보행 주기 내 보행 진행 정도를 예측할 수 있다. 사용자의 보행 위상을 예측하는 방법에 대해, 아래에서 도 7 내지 8을 참조하여 상세히 설명된다.

[0079] 단계(630)에서, 보행 보조 장치(500)는 예측된 보행 위상에 기초하여 보조 토크를 제어한다. 예를 들어, 보행 보조 장치(500)는 보행 진행 정도에 대응하는 보조 토크를 계산할 수 있다. 보행 위상에 대한 보조 토크의 궤적은 보행 진행 정도에 대응하여 미리 설정되어 있을 수 있다. 보행 보조 장치(500)는 예측된 보행 위상에 기초하여 보조 토크를 인가할 시점을 결정하고, 결정된 시점에 대응하는 보조 토크의 크기를 결정할 수 있다.

[0080] 일 실시예에 따르면, 보행 보조 장치(500)는 단계(640)을 더 수행할 수 있다. 단계(640)에서, 보행 보조 장치(500)는 보조 토크가 출력되도록 구동부(550)를 제어할 수 있다. 구동부를 제어하는 방법에 대해, 아래에서 도 10을 참조하여 상세히 설명된다.

[0082] 도 7a는 일 실시예에 따른 보행 위상의 개형을 설명하기 위한 그래프이다.

[0083] 도 7a를 참조하면, 사용자의 움직임 정보에 관한 보행 위상은 지지와 스윙을 기준으로 각각 표현할 수 있다. 예를 들어, 그래프(710, 720)는 지지 및 스윙으로 구분되는 불연속적인 데이터를 도시한 그래프일 수 있다. 한쪽 다리의 지지에 대한 보행 위상에 관한 그래프(710)는 지지 상태일 경우 '1'의 값을, 스윙 상태일 경우 '0'의 값을 나타낼 수 있다. 한쪽 다리의 스윙에 대한 보행 위상에 관한 그래프(720)는 스윙 상태일 경우 '1'의 값을, 지지 상태일 경우 '0'의 값을 나타낼 수 있다.

[0084] 일 실시예에 따른 보행 위상은 보행 주기에 대응하여 미리 정의된 구간 내에서의 보행 진행 정도에 관한 연속적인 데이터로 표현할 수 있다. 예를 들어, 그래프(730)를 참조하면, 지지가 시작되는 제1 시점에서 보행 위상은 '0'에 매핑되고, 지지가 다시 시작되는 제2 시점에서 보행 위상은 '1'에 매핑될 수 있다. 제1 시점과 제2 시점 사이에서 보행 위상은 보행 진행 정도에 관한 '0'과 '1' 사이의 연속적인 값으로 매핑될 수 있다. 그래프(740)를 참조하면, 스윙에 대한 보행 위상은 그래프(730)를 통하여 설명한 방식과 실질적으로 동일한 방식으로 매핑될 수 있다.

[0085] 그래프(730, 740)는 연속적인 보행 위상 그래프이고, 그래프(710, 720)는 불연속적인 보행 위상 그래프이므로, 그래프(730, 740)을 이용하는 경우 그래프(710, 720)를 이용하는 경우보다 정밀한 제어가 가능할 수 있다. 예를 들어, 그래프(710, 720)에 따르면 '0'과 '1' 두 가지 상태만 결정될 수 있으나, 그래프(730, 740)에 따르면, '0'과 '1' 사이의 값, 예를 들면 보행 위상이 '0.6'에 대응하는 시점 등도 결정될 수 있다.

[0086] 보행 보조 장치(500)는 센서로부터 수신한 사용자의 움직임에 대한 정보를 이용하여, 사용자의 움직임에 대한 정보에 대응되는 연속적인 보행 위상(예를 들면 그래프(730, 740))을 예측할 수 있다.

[0087] 보행 보조 장치(500)는 사용자의 움직임에 대한 정보에 대응되는 연속적인 보행 위상을 예측하기 위하여, 보행 위상 추정 모듈(gait Phase Regression Module : PRM)을 이용할 수 있다. 보행 위상 추정 모듈은 미리 학습된

신경망을 포함할 수 있고, 이 경우 보행 보조 장치(500)는 사용자의 움직임에 대한 정보를 미리 학습된 신경망에 입력할 수 있다. 신경망은 입력 레이어, 히든 레이어, 및 출력 레이어를 포함할 수 있다. 입력 레이어는 센서에 의해 수집된 사용자의 움직임에 대한 정보를 수신하기에 적합한 구조를 가지고, 출력 레이어는 연속적인 보행 위상을 지시하는 데이터를 출력하기에 적합한 구조를 가질 수 있다.

[0088] 일 실시예에 따르면, 보행 위상에 대한 신경망을 학습시키는 동작은 보행 보조 장치(500)에서 수행될 수 있다. 예를 들어, 보행 보조 장치(500)는 제1 센서로부터 보행 보조 장치를 착용한 사용자의 움직임에 대한 제1 정보를 수신한다. 제1 센서는 관성 측정 장치를 포함할 수 있다. 보행 보조 장치(500)는 제2 센서로부터 사용자의 움직임에 대한 제2 정보를 수신한다. 제2 센서는 접촉 센서(contact sensor)를 포함할 수 있다. 접촉 센서는 사용자의 발이 지면에 닿았는지 여부를 감지할 수 있다. 보행 보조 장치(500)는 제2 정보에 기초하여, 제1 정보에 대응하는 보행 위상을 결정한다. 결정된 보행 위상은 신경망을 학습시키기 위한 정답(Ground Truth) 혹은 레이블(label)로 활용될 수 있다. 보행 보조 장치(500)는 제1 정보를 보행 위상 추정 모듈에 인가함으로써, 보행 위상을 예측한다. 보행 보조 장치(500)는 예측된 보행 위상과 결정된 보행 위상에 기초하여, 보행 위상 추정 모듈을 학습시킨다. 예를 들어, 보행 보조 장치(500)는 예측된 보행 위상과 결정된 보행 위상의 차이가 최소화되도록, 신경망의 파라미터들을 학습시킬 수 있다.

[0089] 일 실시예에 따르면, 보행 위상에 대한 신경망을 학습시키는 동작은 별도의 서버 장치에서 수행될 수 있다. 서버 장치는 미리 구비된 학습 데이터를 이용하거나, 적어도 하나의 사용자로부터 수집된 학습 데이터를 이용할 수 있다. 또는, 서버 장치는 시뮬레이션에 의하여 생성된 학습 데이터를 이용할 수도 있다.

[0090] 신경망은 다양한 보행 패턴에 따른 가속도 정보와 회전속도 정보에 대응하여, 보행 위상을 예측하도록 미리 학습될 수 있다. 예를 들어, 정상인 사용자의 평지 보행, 평지 주행, 경사지 보행, 및 경사지 주행 등 다양한 보행 패턴에 따른 가속도 정보와 회전속도 정보에 대응하는 보행 위상을 미리 학습시킬 수 있다. 또한 정상적인 보행이 어려운 사용자의 평지 보행, 평지 주행, 경사지 보행, 및 경사지 주행 등 다양한 보행 패턴에 따른 가속도 정보와 회전속도 정보에 대응하는 보행 위상을 미리 학습시킬 수 있다.

[0091] 신경망은 보행 진행 정도에 대응하여 연속적인 값을 갖는 보행 위상(예를 들면 그래프(730, 740))을 예측하도록 학습될 수 있다. 사용자의 3차원 가속도 및 3차원 각속도 값을 보행 위상에 직접 매핑되도록 학습시키는 경우, 그래프(730, 740)와 같은 그래프가 아닌 그래프(750)와 같이 스무딩(smoothing)된 결과가 예측될 수 있다. 예를 들어, 사용자의 보행은 보행 주기를 가지는 연속적인 움직임인 반면에, 그래프(730, 740)의 보행 위상은 보행 주기의 경계에서 불연속적이다. 이로 인하여, 신경망은 보행 주기의 경계에서 보행의 연속적인 움직임을 정확하게 예측하지 못할 수 있다. 그래프(750)과 같이 스무딩된 그래프를 이용하여 보행 위상을 예측하는 경우에는, 그래프(730, 740)를 이용하는 경우에 비해 정밀 제어가 어려울 수 있다. 그래프(730, 740)와 같이 스무딩되지 않는 그래프를 획득하기 위해 신경망을 학습시키는 방법은 아래에서 후술한다.

[0093] 도 7b는 일 실시예에 따른 신경망의 출력 데이터를 설명하는 도면이다. 도 7b를 참조하면, 보행 주기 내에서 연속적인 값을 가지는 보행 위상(760)은 신경망의 학습을 위하여, 보행 주기의 경계에서 연속성을 가지는 원(770)으로 인코딩될 수 있다. 예를 들어, 보행 주기의 후반에 속하는 제1 보행 위상(761)은 원(770) 위의 정점(771)에 매핑되고, 보행 주기의 경계에 속하는 제2 보행 위상(762)은 원(770) 위의 정점(772)에 매핑되며, 다음 보행 주기의 초반에 속하는 제3 보행 위상(763)은 원(770) 위의 정점(773)에 매핑될 수 있다.

[0094] 일 실시예에 따르면, 신경망은 측정한 가속도 및 각속도에 대한 6차원 정보를 입력 받으면, 지지에 대한 보행 위상을 지시하는 코싸인(cosine), 싸인(sine) 값의 2차원 벡터, 스윙에 대한 보행 위상을 지시하는 코싸인(cosine), 싸인(sine) 값의 2차원 벡터, 또는 이들을 조합한 4차원 벡터를 출력하도록 미리 학습될 수 있다. 2차원 벡터는 원(770) 위의 정점을 지시하는 좌표에 해당할 수 있다.

[0095] 예를 들어, 신경망은 지지가 시작되는 시점에서 측정된 가속도 및 각속도에 대한 6차원 정보에 기초하여, y1 = cos0, y2 = sin0을 출력하도록 학습될 수 있다. 또한, 신경망은 지지가 시작되기 직전의 시점에서 측정된 가속도 및 각속도에 대한 6차원 정보에 기초하여, $y1 = \cos 2\pi$, $y2 = \sin 2\pi$를 출력하도록 학습될 수 있다. 또는, 신경망은 스윙이 시작되는 시점에서 측정된 가속도 및 각속도에 대한 6차원 정보에 기초하여, $y1 = \cos 1.2\pi$, $y2 = \sin 1.2\pi$를 출력하도록 학습될 수 있다.

[0096] 신경망은 보행 위상(760)을 직접 출력하도록 학습되는 대신, 보행 주기의 경계에서 연속성을 가지도록 인코딩된 데이터를 출력하도록 학습될 수 있다. 이로 인하여, 보행 주기의 경계에서 신경망에 의한 예측 결과가 스무딩

되는 것이 방지될 수 있다.

[0097] 보다 구체적으로, 신경망을 측정된 가속도 및 각속도가 보행 위상에 직접 매핑되도록 학습시키는 경우에는, 지지가 시작되기 직전의 시점에서의 보행 위상과 지지가 시작되는 시점에서의 보행 위상의 불연속으로 인하여, 보행 주기의 경계에서 보행 위상이 스무딩 되어 예측되는 문제가 있을 수 있다.

[0098] 반면, 신경망을 측정된 가속도 및 각속도가 보행 위상에 대응하는 삼각함수 데이터에 대응되도록 학습시키는 경우에는, 삼각함수의 주기성에 의하여 지지가 시작되기 직전의 시점에서의 출력 값과 지지가 시작되는 시점에서의 출력 값이 연속성을 유지하여, 보행 주기의 경계에서 보행 위상이 스무딩 되어 예측되는 문제가 방지될 수 있다.

[0099] 학습이 완료된 이후 추론 과정에서, 신경망으로부터 인코딩된 데이터가 출력되면, 보행 보조 장치(500)는 해당 데이터를 디코딩함으로써 보행 위상을 획득할 수 있다. 추론 과정의 동작들은 도 8 내지 도 11을 통하여 후술한다.

[0100] 도면에 도시하지 않았으나, 인코딩을 위하여 원 대신 다른 도형이 이용될 수 있다. 예를 들어, 다른 도형은 다각형 및 꼬이지 않은 폐곡선 등을 포함할 수 있다. 이 경우, 데이터는 보행 주기에 대응하는 도형의 둘레에 포함된 복수의 정점들 중, 보행 위상에 대응하는 정점을 지시하는 정보를 포함할 수 있다. 이 경우에도, 데이터는 보행 주기의 경계에서 연속성을 가질 수 있다. 예를 들어, 현재 보행 주기에서 다음 보행 주기로 넘어가는 경계에서, 보행 위상을 표현하는 최소 단위만큼 데이터가 변하도록 도형(예를 들어, 다각형)이 정해질 수 있다.

[0102] 도 8은 일 실시예에 따른 보행 보조 장치 및 파라미터를 도시한 도면이다.

[0103] 도 8에 따르면, 관성 측정 장치(810)는 사용자의 발 또는 정강이에 장착되어 사용자의 움직임을 측정하여 가속도 및 각속도에 대한 6차원 정보를 얻을 수 있다. 예를 들어, 관성 측정 장치(810)는 사용자의 보행 동작에 따른 X축, Y축, Z축 가속도 및 X축, Y축, Z축 각속도를 각각 측정할 수 있다.

[0104] 측정한 가속도 및 각속도에 대한 6차원 정보를 보행 위상 추정 모듈(820)에 입력할 수 있다. 보행 위상 추정 모듈(820)은 머신 러닝에 의해 학습된 모듈로 지지에 대한 보행 위상 및 스윙에 대한 보행 위상에 대한 삼각함수 값을 출력할 수 있다. 보행 위상에 대한 삼각함수 데이터를 제1 데이터라 할 수 있다. 일 실시예에 따른 머신 러닝은 순환 인공 신경망(recurrent neural network: RNN)을 포함할 수 있다. 일 실시예에 따른 삼각함수는 코싸인(cosine), 싸인(sine) 함수를 포함할 수 있다. 예를 들어, 보행 위상 추정 모듈(820)은 지지에 대한 보행 위상 및 스윙에 대한 보행 위상에 대한 코싸인(cosine), 싸인(sine) 값을 4차원 벡터로 출력할 수 있다.

[0105] 보행 위상 추정 모듈(820)은 지지에 대한 보행 위상 및 스윙에 대한 보행 위상에 대한 코싸인(cosine), 싸인(sine) 값을 4차원 벡터를 이용하여 지지에 대한 보행 위상 및 스윙에 대한 보행 위상을 결정할 수 있다. 예를 들어, 보행 위상 추정 모듈(820)은 결정된 코싸인(cosine), 싸인(sine) 값을 아크탄젠트(arctan) 연산하여 지지에 대한 보행 위상 및 스윙에 대한 보행 위상을 각각 구할 수 있다. 보행 위상 추정 모듈(820)에서 구한 보행 위상은 그래프(730, 740)와 같이 스무딩 되지 않는 그래프일 수 있다.

[0106] 제어부(830)는 구동부(840)가 사용자의 보행을 돕기 위한 보조력을 출력하도록, 구동부(840)를 제어할 수 있다. 예측하고자 하는 시점의 보행 위상에 따라 미리 결정된 보조 토크를 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어부(830)는 토크가 발생하도록 구동부(840)를 제어하는 제어 신호를 출력할 수 있다. 제어부(830)는 통신부, 프로세서 및 메모리를 포함할 수 있다.

[0107] 구동부(840)는 제어부(830)가 출력한 제어 신호에 기반하여, 토크를 발생시킬 수 있다. 구동부(840)는 사용자의 발목에 구동력을 제공할 수 있다. 예를 들어 구동부(840)는 사용자의 무게 중심이 발바닥의 앞쪽에 형성되도록 발목을 제어할 수 있다. 구동부(840)는 회전 토크를 발생시킬 수 있는 모터를 포함할 수 있다.

[0109] 도 9는 일 실시예에 따른 보행 위상에 따라 미리 결정된 보조 토크를 도시한 그래프이다.

[0110] 도 9의 그래프(900)를 참조하면, 사용자에게 필요한 보조 토크는 보행 위상에 따라 미리 결정될 수 있다. 보행 보조 장치(500)는 지지 또는 스윙에 대응하는 보조 토크를 계산할 수 있다. 예측된 보행 위상에 기초하여 보조 토크를 인가할 시점 및 시점에 대응하는 보조 토크의 크기를 결정할 수 있다. 보행 위상에 대한 보조 토크의 궤적이 미리 설정되어 있을 수 있다. 예를 들어, 보조 토크의 궤적은 그래프(900)과 같이 미리 설정될 수 있다. 그래프(900)의 x축은 보조 토크를 인가할 시점에 해당하고, y축은 시점에 대응하는 보조 토크의 크기에 해당할 수 있다. 보조 토크에 의해 사용자의 발목 각도가 조절될 수 있다. 보행 보조 장치(500)는 보조 토크가 출력되도록 구동부를 제어할 수 있다. 구동부를 제어하는 방법에 대해, 아래에서 도 10을 참조하여 상세히

설명된다.

[0112] 도 10은 일 실시예에 따른 지지 프레임의 길이를 조절하여 구동부를 제어하는 방법의 흐름도이다.

[0113] 일 측면에 따르면 도 6을 참조하여 전술된 단계(640)는 아래의 단계들(1010 및 1020)을 포함할 수 있다. 단계들(1010 및 1020)을 이용한 실시예는 도 3를 참조하여 전술된 보행 보조 장치(300)일 수 있다.

[0114] 단계(1010)에서, 보행 보조 장치(500)는 계산된 관절 각도에 대응하는 지지 프레임의 길이를 계산할 수 있다. 예를 들어, 관절 각도 궤적에 대응하는 지지 프레임의 길이가 미리 저장되어 있을 수 있다.

[0115] 단계(1020)에서, 보행 보조 장치(500)는 지지 프레임이 계산된 길이가 되도록 구동부(550)를 제어할 수 있다. 예를 들어, 구동부(550)는 동력 변환 장치를 이용하여 지지 프레임의 길이를 조절할 수 있다. 동력 변환 장치는 모터의 회전 운동을 직전 운동으로 변환하는 장치일 수 있다.

[0117] 도 11은 일 실시예에 따른 지지/스윙의 두 가지 상태를 구분하는 보행 보조 방법을 도시한 도면이다.

[0118] 도 11을 참조하면, 측정된 가속도 및 각속도에 대한 6차원 정보가 미리 구비된 구별기(classifier)에 입력하면 지지의 확률(P_stance) 및 스윙의 확률(P_swing)을 출력할 수 있다.

[0119] 일 실시예에 따른 보행 보조 장치는 수학식1에 따라 내부 상태를 전환할 수 있다.

수학식 1

[0120]

$$\text{If (current state} == \text{Stance AND P_swing} > \text{alpha) Then current state} \leftarrow \text{Swing}$$

$$\text{If (current state} == \text{Swing AND P_stance} > \text{alpha) Then current state} \leftarrow \text{Stance}$$

[0121] 여기서, alpha는 미리 정해진 임계 값으로, 예를 들어 0과 1 사이 값으로 정해질 수 있다. alpha가 1에 가까울수록 지지/스윙 상태의 전환이 보수적으로 일어날 수 있다. 예를 들어 alpha=0.9이고, 내부 상태가 지지 상태인 경우, 구별기에 의하여 스윙인 확률이 90% 이상이어야만 내부 상태가 지지 상태에서 스윙 상태로 전환될 수 있다.

[0123] 도 12는 일 실시예에 따른 보행 보조 시스템의 개략적인 블록도이다.

[0124] 도 12를 참조하면, 보행 보조 시스템(gait assist system 또는 walking assist system; 1200)은 보행 보조 장치(500) 및 리모트 컨트롤러(remote controller; 1210)를 포함할 수 있다.

[0125] 리모트 컨트롤러(1210)는 사용자 입력에 응답하여 보행 보조 장치(500)의 전반적인 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 리모트 컨트롤러(1210)는 보행 보조 장치(500)의 동작을 시작/정지할 수 있다. 또한, 리모트 컨트롤러(1210)는 보행 보조 장치(500)의 사용자에 대한 보행 보조를 제어하기 위한 보조 토크의 출력을 제어할 수 있다.

[0126] 리모트 컨트롤러(1210)는 디스플레이(1230)를 포함할 수 있다. 디스플레이(1230)는 터치스크린, LCD(Liquid Cristal Display), TFT-LCD(Thin Film Transistor-Liquid Crystal Display), LED(Liquid Emitting Diode) 디스플레이, OLED(Organic LED) 디스플레이, AMOLED(Active Matrix OLED) 디스플레이 또는 플렉서블(flexible) 디스플레이로 구현될 수 있다.

[0127] 리모트 컨트롤러(1210)는 보행 보조 장치(500)를 조작하기 위한 기능에 대응하는 UI(user interface) 및/또는 메뉴를 디스플레이(1230)를 통해 사용자에게 제공할 수 있다.

[0128] 디스플레이(1230)는 리모트 컨트롤러(1210)의 제어에 따라 사용자에게 보행 보조 장치(500)의 동작 상태를 디스플레이할 수 있다.

[0130] 아래의 도 13 내지 도 14를 참조하여 도 5 내지 12를 참조하여 설명된 보행 보조 장치(500)와 추가적으로 결합될 수 있는 힙-타입(hip-type) 보행 보조 장치에 대해 설명된다. 힙-타입 보행 보조 장치는 사용자의 고관절에 보행 보조력을 제공하는 장치일 수 있다. 보행 보조 장치(500)는 유선 통신 또는 무선 통신을 통해 힙-타입 보행 보조 장치와 연결될 수 있다. 보행 보조 장치(500) 및 힙-타입 보행 보조 장치는 사용자의 움직임에 대해 결정된 보행 위상에 대한 보조 토크를 사용자에게 제공할 수 있다. 예를 들어, 보행 보조 장치(500)는 사용자

의 발목 관절에 보조 토크를 제공할 수 있고, 힙-타입 보행 보조 장치는 사용자의 고관절에 보조 토크를 제공할 수 있다.

[0132] <힙-타입 보행 보조 장치의 개요>

[0133] 도 13 및 14는 일 실시예에 따른 힙-타입 보행 보조 장치를 도시한 도면이다.

[0134] 도 13을 참조하면, 힙-타입 보행 보조 장치(1300)는 사용자에게 장착되어 사용자의 보행을 보조한다. 보행 보조 장치(1300)는 웨어러블 장치(wearable device)일 수 있다.

[0135] 도 13 및 14를 참조하여 설명되는 실시예들은 힙-타입에 대해 적용될 수 있으나, 이에 한정되는 것이 아니며 사용자의 보행을 보조하는 장치에 대해서 모두 적용될 수 있다.

[0136] 일 측면에 따르면, 힙-타입 보행 보조 장치(1300)는 구동부(1310), 센서부(1320), 관성 측정 장치(1330) 및 제어부(1340)를 포함한다.

[0137] 구동부(1310)는 사용자의 고관절에 구동력을 제공한다. 예를 들어, 구동부(1310)는 사용자의 오른쪽 힙 및/또는 왼쪽 힙 부분에 위치할 수 있다. 구동부(1310)는 회전 토크를 발생시킬 수 있는 모터를 포함할 수 있다.

[0138] 센서부(1320)는 보행 시 사용자의 고관절의 각도를 측정할 수 있다. 센서부(1320)에서 센싱되는 고관절의 각도에 대한 정보는 오른쪽 고관절의 각도, 왼쪽 고관절의 각도, 양쪽 고관절 각도들 간의 차이 및 고관절 운동 방향을 포함할 수 있다. 예를 들어, 센서부(14320)는 구동부(1410) 내에 위치할 수 있다.

[0139] 일 측면에 따르면, 센서부(1320)는 포텐셔미터를 포함할 수 있다. 포텐셔미터는 사용자의 보행 동작에 따른 오른쪽(Right: R) 축, 왼쪽(Light: L) 축 관절 각도 및 R축, L축 관절 각속도를 센싱할 수 있다.

[0140] 관성 측정 장치(1330)는 보행 시 가속도 정보와 자세 정보를 측정할 수 있다. 예를 들어, 관성 측정 장치(1330)는 사용자의 보행 동작에 따른 X축, Y축, Z축 가속도 및 X축, Y축, Z축 각속도를 각각 센싱할 수 있다.

[0141] 힙-타입 보행 보조 장치(1300)는 관성 측정 장치(1330)에서 측정된 가속도 정보에 기반하여 사용자의 발이 착지하는 지점을 검출할 수 있다.

[0142] 힙-타입 보행 보조 장치(1300)는 앞서 설명한 센서부(1320) 및 관성 측정 장치(1330) 이외에, 보행 동작에 따른 사용자의 운동량 또는 생체 신호 등의 변화를 센싱할 수 있는 다른 센서(예를 들어, 근전도 센서(ElectroMyoGram sensor: EMG sensor) 및 뇌전도 센서(ElectroEncephaloGram sensor: EEG sensor))를 포함할 수 있다.

[0143] 제어부(1340)는 구동부(1310)가 사용자의 보행을 돕기 위한 보조력을 출력하도록, 구동부(1310)를 제어한다. 예를 들어, 힙-타입 보행 보조 장치(1300)에서, 구동부(1310)는 두 개(왼쪽 힙 및 오른쪽 힙)일 수 있고, 제어부(1340)는 토크가 발생하도록 구동부(1310)를 제어하는 제어 신호를 출력할 수 있다. 제어부(1340)는 통신부, 프로세서 및 메모리를 포함할 수 있다.

[0144] 구동부(1310)는 제어부(1340)가 출력한 제어 신호에 기반하여, 토크를 발생시킨다. 일 측면에 따르면, 힙-타입 보행 보조 장치(1300)는 오른쪽 다리를 위한 구동부(1310) 및 왼쪽 다리를 위한 구동부(1310)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 제어부(1340)는 어느 하나의 구동부(1310)를 제어하도록 설계될 수 있다. 제어부(1340)가 어느 하나의 구동부(1310)만을 제어하는 경우, 제어부(1340)는 복수 개일 수 있다. 다른 예로, 제어부(1340)는 양쪽의 구동부(1310)들을 모두 제어하도록 설계될 수 있다.

[0146] 도 13 내지 도 14를 참조하여 전술된 힙-타입 보행 보조 장치(1400)와는 달리, 보행 보조 장치(500)는 도 15 내지 도 17을 참조하여 전술되는 전신-타입 보행 보조 장치(1)에 포함될 수 있다. 전신-타입 보행 보조 장치(1)는 사용자의 고관절, 무릎 관절 및 발목 관절에 보행 보조력을 각각 제공하는 장치일 수 있다.

[0148] <전신-타입 보행 보조 장치의 개요>

[0149] 도 15 내지 도 17은 다른 일 실시예에 따른 전신-타입 보행 보조 장치를 도시한 도면이다. 도 15은 전신-타입 보행 보조 장치(1)의 일 실시예에 대한 정면도이고, 도 16은 전신-타입 보행 보조 장치(1)의 측면도이고, 도 17은 전신-타입 보행 보조 장치(1)의 배면도이다.

[0150] 일 측면에 따르면, 전신-타입 보행 보조 장치(1)는 전술된 구동부(1310), 센서부(1320), 관성 측정 장치(1330) 및 제어부(1340)를 포함할 수 있다.

[0151] 도 15 내지 도 17에 도시된 바와 같이, 전신-타입 보행 보조 장치(1)는 사용자의 왼쪽 다리 및 오른쪽 다리에 각각 착용될 수 있도록 외골격(外骨格) 구조를 가진다. 사용자는 보행 보조 장치(1)를 착용한 상태에서 폄(extension), 굽힘(flexion), 모음(adduction), 벌림(abduction) 등의 동작을 수행할 수 있다. 폄 동작은 관절을 펴는 운동이고, 구부림 동작은 관절을 구부리는 운동이다. 모음 동작은 다리를 몸의 중심축으로 가까이 하는 운동이다. 벌림 동작은 몸의 중심축에서 멀어지는 방향으로 다리를 뻗는 운동이다.

[0152] 도 15 내지 도 17을 참조하면, 전신-타입 보행 보조 장치(1)는 본체부(10) 및 기구부(20R, 20L, 30R, 30L, 40R, 40L)를 포함할 수 있다.

[0153] 본체부(10)는 하우징(11)을 포함할 수 있다. 하우징(11)에는 각종 부품이 내장될 수 있다. 하우징(11)에 내장되는 부품으로는, 중앙 처리 장치(Central Processing Unit: CPU), 인쇄 회로 기판 및 다양한 종류의 저장 장치 및 전원을 예로 들 수 있다. 본체부(10)는 전술된 제어부(1440)를 포함할 수 있다. 제어부(1440)는 CPU 및 인쇄 회로 기판을 포함할 수 있다.

[0154] CPU는 마이크로 프로세서(micro processor)일 수 있다. 마이크로 프로세서는 실리콘 칩에 산술 논리 연산기, 레지스터, 프로그램 카운터, 명령 디코더 및/또는 제어 회로 등이 설치될 수 있다. CPU는 보행 환경에 적합한 제어 모드를 선택하고, 선택된 제어 모드에 따라 기구부(20, 30, 40)의 동작을 제어하기 위한 제어 신호를 생성할 수 있다.

[0155] 인쇄 회로 기판은 소정의 회로가 인쇄되어 있는 기판으로, 인쇄 회로 기판에는 CPU 또는/및 다양한 저장 장치가 설치될 수 있다. 인쇄 회로 기판은 하우징(11)의 내측면에 고정될 수 있다.

[0156] 하우징(11)에 내장된 저장 장치는 다양한 종류를 포함할 수 있다. 저장 장치는 자기 디스크 표면을 자화시켜 데이터를 저장하는 자기 디스크 저장 장치, 다양한 종류의 메모리 반도체를 이용하여 데이터를 저장하는 반도체 메모리 장치일 수 있다.

[0157] 하우징(11)에 내장된 전원은 하우징(11)에 내장된 각종 부품 또는 기구부(20, 30, 40)에 동력을 공급할 수 있다.

[0158] 본체부(10)는 사용자의 허리를 지지하기 위한 허리 지지부(12)를 더 포함할 수 있다. 허리 지지부(12)는 사용자의 허리를 지지할 수 있도록 만곡된 평면판의 형상을 가질 수 있다.

[0159] 본체부(10)는 사용자의 힙 부분에 하우징(11)을 고정하기 위한 고정부(11a) 및 사용자의 허리에 허리 지지부(12)를 고정하기 위한 고정부(12a)를 더 포함할 수 있다. 고정부(11a, 12a)는 탄성력을 구비한 밴드, 벨트, 끈(strap) 중 하나로 구현될 수 있다.

[0160] 본체부(10)는 전술된 관성 측정 장치(1330)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 관성 측정 장치(1330)는 하우징(11)의 외부 또는 내부에 설치될 수 있다. 관성 측정 장치(1330)는 하우징(11)의 내부에 마련된 인쇄회로기판 상에 설치될 수 있다. 관성 측정 장치(1330)는 가속도 및 각속도를 측정할 수 있다.

[0161] 기구부(20, 30, 40)는 도 15 내지 도 17에 도시된 바와 같이 제1 구조부(20), 제2 구조부(30) 및 제3 구조부(40)를 포함할 수 있다.

[0162] 제1 구조부(20R, 20L)는 보행 동작에 있어서 사용자의 대퇴부 및 고관절의 움직임을 보조할 수 있다. 제1 구조부(20R, 20L)는 제1 구동부(21R, 21L), 제1 지지부(22R, 22L) 및 제1 고정부(23R, 23L)를 포함할 수 있다.

[0163] 전술된 구동부(1410)는 제1 구동부(21R, 21L)를 포함할 수 있으며, 도 13 내지 도 14를 참조하여 설명된 구동부(1410)에 대한 설명은 제1 구동부(21R, 21L)에 대한 설명으로 대체될 수 있다.

[0164] 제1 구동부(21R, 21L)는 제1 구조부(20R, 20L)의 고관절에 위치할 수 있으며, 소정의 방향으로 다양한 크기의 회전력을 발생시킬 수 있다. 제1 구동부(21R, 21L)에서 발생된 회전력은 제1 지지부(22R, 22L)에 인가될 수 있다. 제1 구동부(21R, 21L)는 인체의 고관절의 동작 범위 내에서 회전하도록 설정될 수 있다.

[0165] 제1 구동부(21R, 21L)는 본체부(10)에서 제공되는 제어 신호에 따라 구동될 수 있다. 제1 구동부(21R, 21L)는 모터, 진공 펌프(vacuum pump) 및 수압 펌프(hydraulic pump) 중 하나로 구현될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0166] 제1 구동부(21R, 21L)의 주변에는 관절 각도 센서가 설치될 수 있다. 관절 각도 센서는 제1 구동부(21R, 21L)가 회전 축을 중심으로 회전한 각도를 검출할 수 있다. 전술된 센서부(1420)는 관절 각도 센서를 포함할 수 있

다.

[0167] 제1 지지부(22R, 22L)는 제1 구동부(21R, 21L)와 물리적으로 연결된다. 제1 지지부(22R, 22L)는 제1 구동부(21R, 21L)에서 발생한 회전력에 따라 소정의 방향으로 회전될 수 있다.

[0168] 제1 지지부(22R, 22L)는 다양한 형상으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 제1 지지부(22R, 22L)는 복수의 마디가 서로 연결되어 있는 형상으로 구현될 수 있다. 이 때, 마디와 마디 사이에는 관절이 마련될 수 있으며, 제1 지지부(22R, 22L)는 이 관절에 의해 일정 범위 내에서 휘어질 수 있다. 다른 예로, 제1 지지부(22R, 22L)는 막대 형상으로 구현될 수 있다. 이 때, 제1 지지부(22R, 22L)는 일정한 범위 내에서 휘어질 수 있도록 가요성 있는 소재로 구현될 수 있다.

[0169] 제1 고정부(23R, 23L)는 제1 지지부(22R, 22L)에 마련될 수 있다. 제1 고정부(23R, 23L)는 제1 지지부(22R, 22L)를 사용자의 대퇴부에 고정시키는 역할을 한다.

[0170] 도 15 내지 도 17은 제1 지지부(22R, 22L)가 제1 고정부(23R, 23L)에 의해 사용자의 대퇴부의 외측에 고정되는 경우를 도시하고 있다. 제1 구동부(21R, 21L)가 구동됨에 따라 제1 지지부(22R, 22L)가 회전하게 되면, 제1 지지부(22R, 22L)가 고정된 대퇴부 역시 제1 지지부(22R, 22L)의 회전 방향과 동일한 방향으로 회전한다.

[0171] 제1 고정부(23R, 23L)은 탄성력을 구비한 밴드, 벨트, 끈 중 하나로 구현되거나, 금속 소재로 구현될 수도 있다. 도 15는 제1 고정부(23R, 23L)가 체인(chain)인 경우를 도시하고 있다.

[0172] 제2 구조부(30R, 30L)는 보행 동작에 있어서 사용자의 하퇴부 및 무릎 관절의 움직임을 보조할 수 있다. 제2 구조부(30R, 30L)는 제2 구동부(31R, 31L), 제2 지지부(32R, 32L) 및 제2 고정부(33R, 33L)를 포함할 수 있다.

[0173] 제2 구동부(31R, 31L)는 제2 구조부(30R, 30L)의 무릎 관절에 위치할 수 있으며, 소정의 방향으로 다양한 크기의 회전력을 발생시킬 수 있다. 제2 구동부(31R, 31L)에서 발생된 회전력은 제2 지지부(22R, 22L)에 인가될 수 있다. 제2 구동부(31R, 31L)는 인체의 무릎 관절의 동작 범위 내에서 회전하도록 설정될 수 있다.

[0174] 전술된 구동부(1410)는 제2 구동부(31R, 31L)를 포함할 수 있다. 도 13 내지 도 14를 참조하여 설명된 고관절과 관련된 설명이 무릎 관절과 관련된 설명으로 유사하게 적용될 수 있다.

[0175] 제2 구동부(31R, 31L)는 본체부(10)에서 제공되는 제어 신호에 따라 구동될 수 있다. 제2 구동부(31R, 31L)는 모터, 진공 펌프 및 수압 펌프 중 하나로 구현될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0176] 제2 구동부(31R, 31L)의 주변에는 관절 각도 센서가 설치될 수 있다. 관절 각도 센서는 제2 구동부(31R, 31L)가 회전 축을 중심으로 회전한 각도를 검출할 수 있다. 전술된 센서부(1420)는 관절 각도 센서를 포함할 수 있다.

[0177] 제2 지지부(32R, 32L)는 제2 구동부(31R, 31L)와 물리적으로 연결된다. 제2 지지부(32R, 32L)는 제2 구동부(31R, 31L)에서 발생한 회전력에 따라 소정의 방향으로 회전될 수 있다.

[0178] 제2 고정부(33R, 33L)는 제2 지지부(32R, 32L)에 마련될 수 있다. 제2 고정부(33R, 33L)는 제2 지지부(32R, 32L)를 사용자의 하퇴부에 고정시키는 역할을 한다. 도 16 내지 도 18은 제2 지지부(32R, 32L)가 제2 고정부(33R, 33L)에 의해 사용자의 하퇴부의 외측에 고정되는 경우를 도시하고 있다. 제2 구동부(31R, 31L)가 구동됨에 따라 제2 지지부(22R, 22L)가 회전하게 되면, 제2 지지부(22R, 22L)가 고정된 대퇴부 역시 제2 지지부(22R, 22L)의 회전 방향과 동일한 방향으로 회전한다.

[0179] 제2 고정부(33R, 33L)은 탄성력을 구비한 밴드, 벨트, 끈 중 하나로 구현되거나, 금속 소재로 구현될 수 있다.

[0180] 제3 구조부(40R, 40L)는 보행 동작에 있어서 사용자의 발목 관절 및 관련 근육의 움직임을 보조할 수 있다. 제3 구조부(40R, 40L)는 제3 구동부(41R, 41L), 발 받침부(42R, 42L) 및 제3 고정부(43R, 43L)를 포함할 수 있다.

[0181] 전술된 구동부(1410)는 제3 구동부(41R, 41L)를 포함할 수 있다. 도 13 내지 도 14를 참조하여 설명된 고관절과 관련된 설명이 발목 관절과 관련된 설명으로 유사하게 적용될 수 있다.

[0182] 제3 구동부(41R, 41L)는 제3 구조부(40R, 40L)의 발목 관절에 마련될 수 있으며, 본체부(10)에서 제공되는 제어 신호에 따라 구동될 수 있다. 제3 구동부(41R, 41L)도 제1 구동부(21R, 21L) 또는 제2 구동부(31R, 31L)와 마찬가지로 모터로 구현될 수 있다.

[0183] 제3 구동부(41R, 41L)의 주변에는 관절 각도 센서가 설치될 수 있다. 관절 각도 센서는 제3 구동부(41R, 41L)

가 회전 축을 중심으로 회전한 각도를 검출할 수 있다. 전술된 센서부(1420)는 관절 각도 센서를 포함할 수 있다.

[0184] 발 받침부(42R, 42L)는 사용자의 발바닥에 대응하는 위치에 마련되며, 제3 구동부(41R, 41L)와 물리적으로 연결된다.

[0185] 발 받침부(42R, 42L)에는 사용자의 무게를 감지하기 위한 압력 센서가 설치될 수 있다. 압력 센서의 감지 결과는 사용자가 보행 보조 장치(1)를 착용하였는지 여부, 사용자가 일어섰는지 여부, 사용자의 발과 지면의 접촉 여부 등을 판단하는데 사용될 수 있다.

[0186] 제3 고정부(43R, 43L)는 발 받침부(42R, 42L)에 마련될 수 있다. 제3 고정부(43R, 43L)는 사용자의 발을 발 받침부(42R, 42L)에 고정시키는 역할을 한다.

[0187] 일 측면에 따르면, 제3 구조부(40R, 40L)는 도 5의 보행 보조 장치(500)일 수 있다. 예를 들어, 센서(510)는 관절 각도 센서 및 압력 센서를 포함하고, 구동부(550)는 제3 구동부(41R, 41L)일 수 있다.

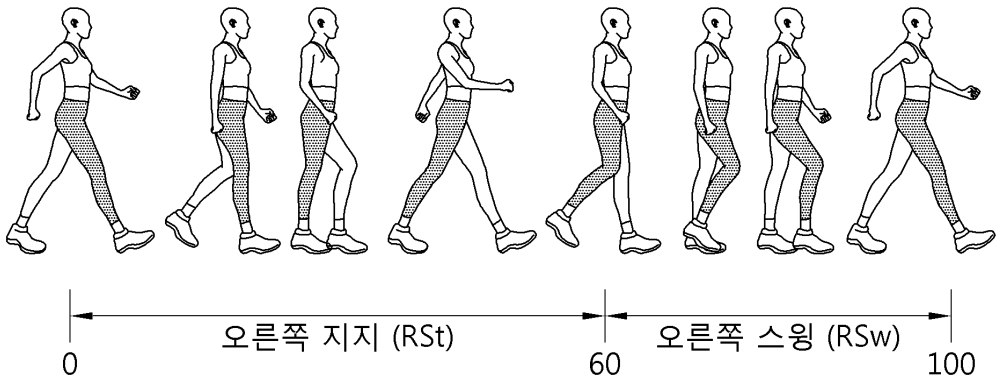
[0189] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0191] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

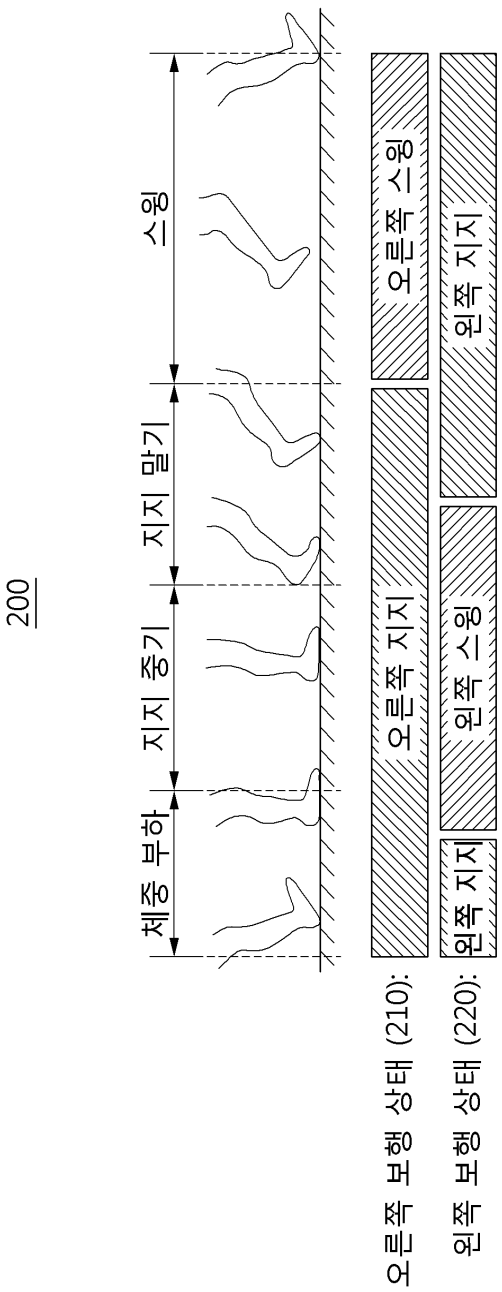
[0193] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

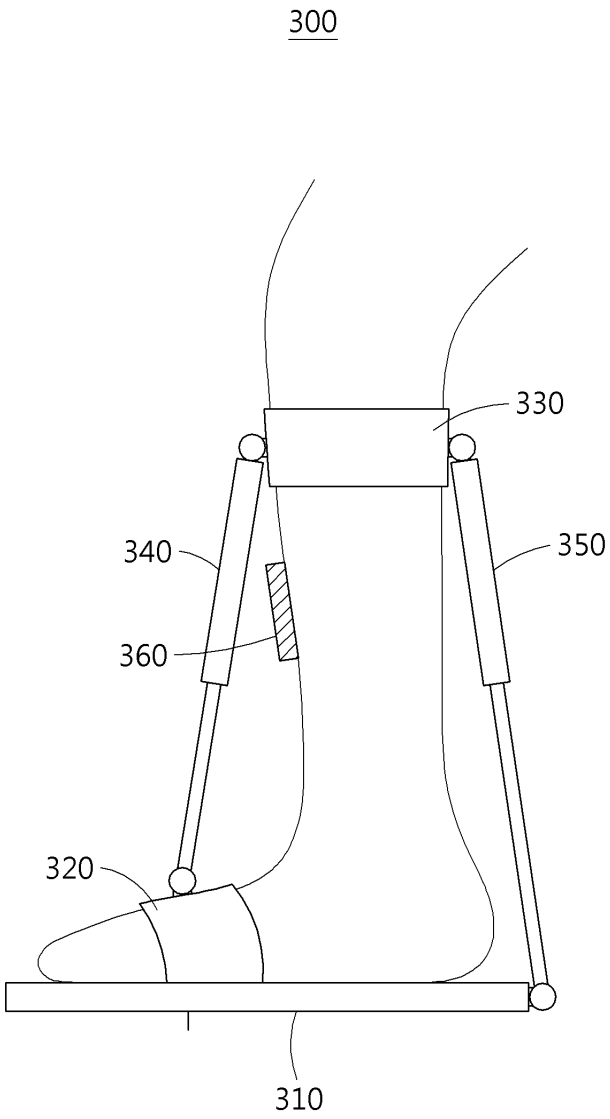
도면1



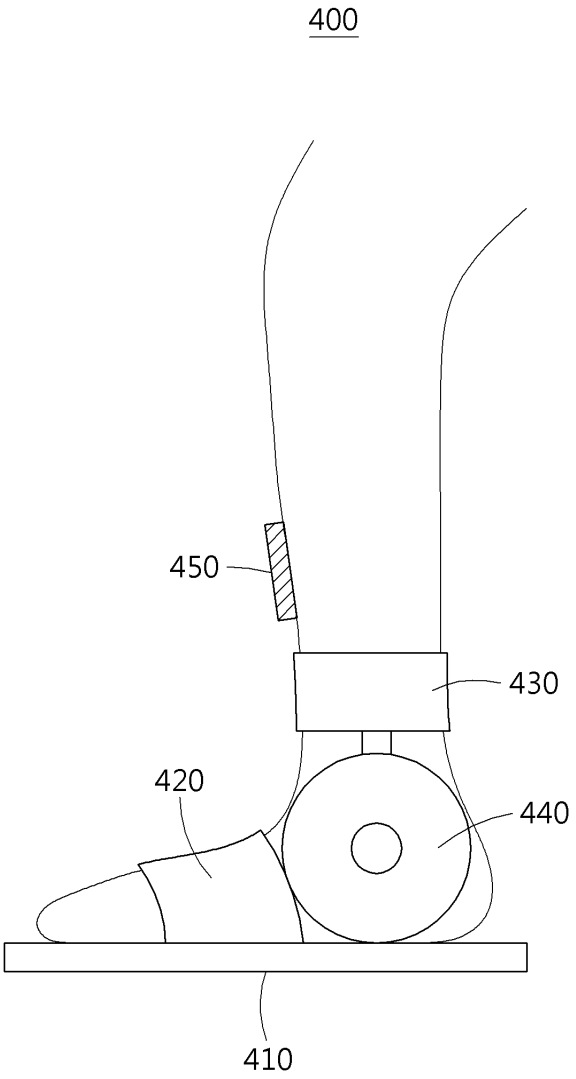
도면2


200
체중 부하
지지 중기
지지 말기
스윙
오른쪽 보행 상태 (210):
오른쪽 지지
오른쪽 스윙
왼쪽 보행 상태 (220):
왼쪽 지지
왼쪽 스윙
왼쪽 지지

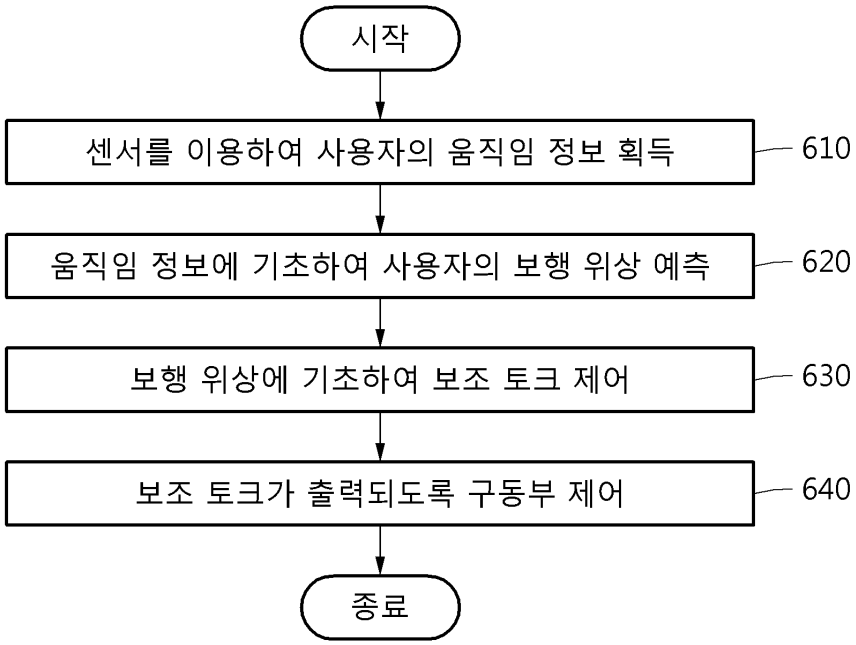
도면3



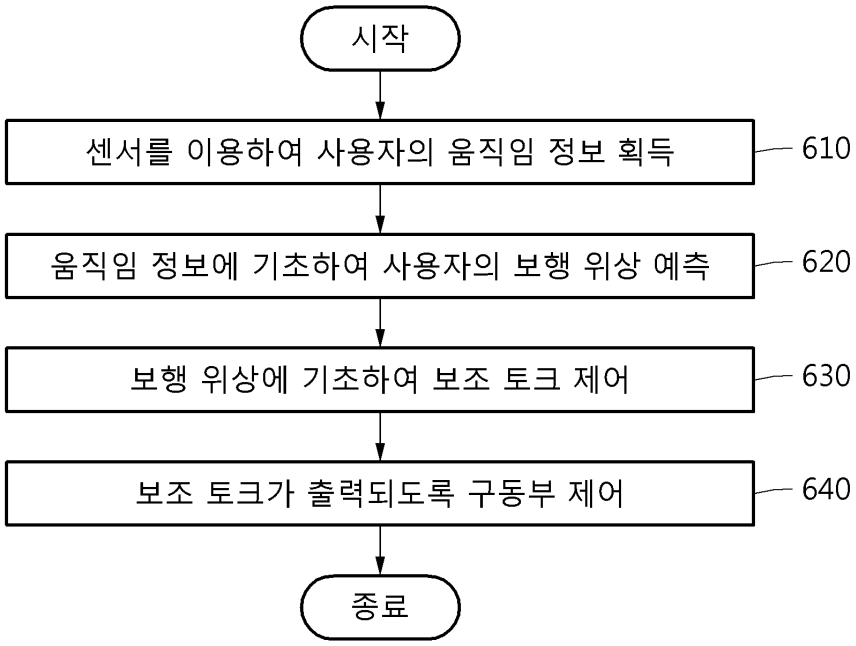
도면4



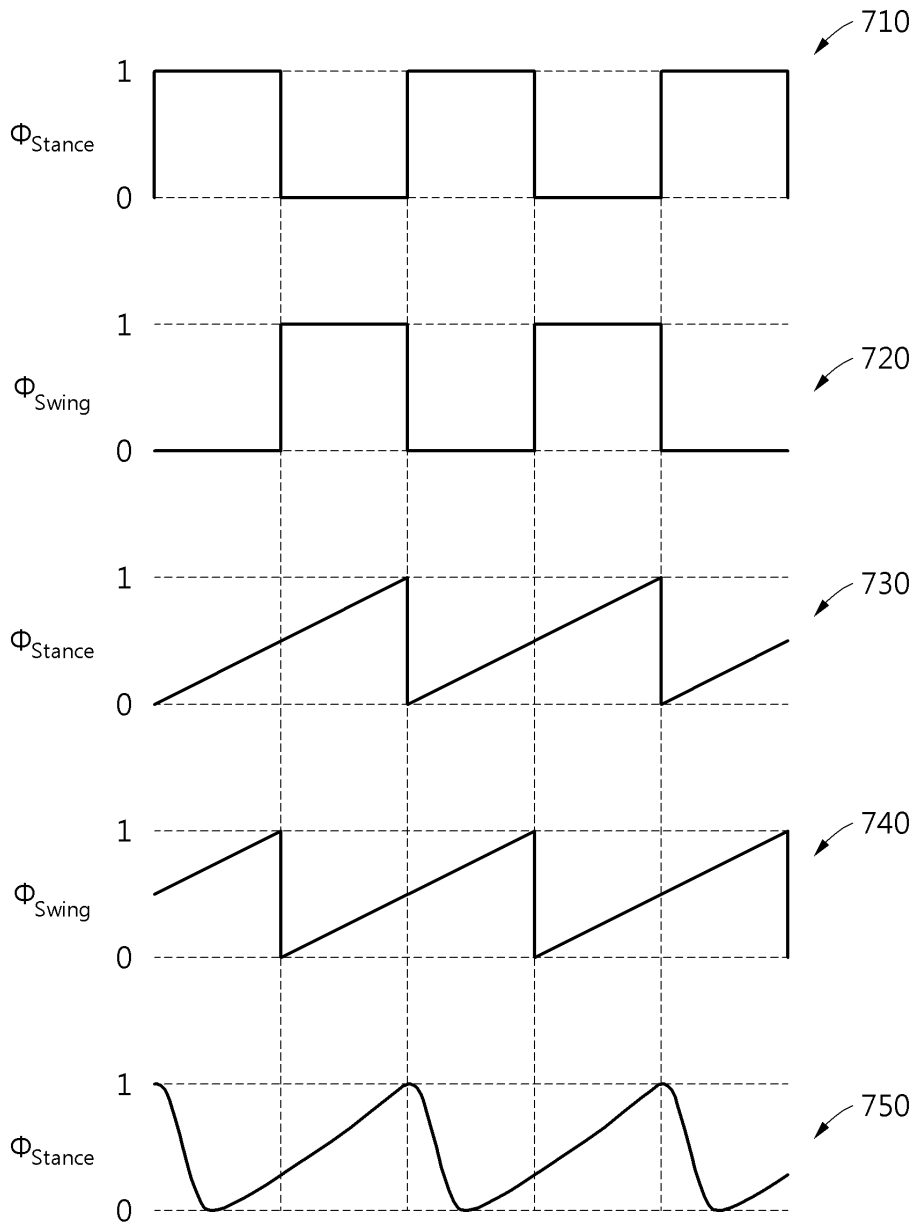
도면5


시작
센서를 이용하여 사용자의 움직임 정보 획득
610
움직임 정보에 기초하여 사용자의 보행 위상 예측
620
보행 위상에 기초하여 보조 토크 제어
630
보조 토크가 출력되도록 구동부 제어
640
종료

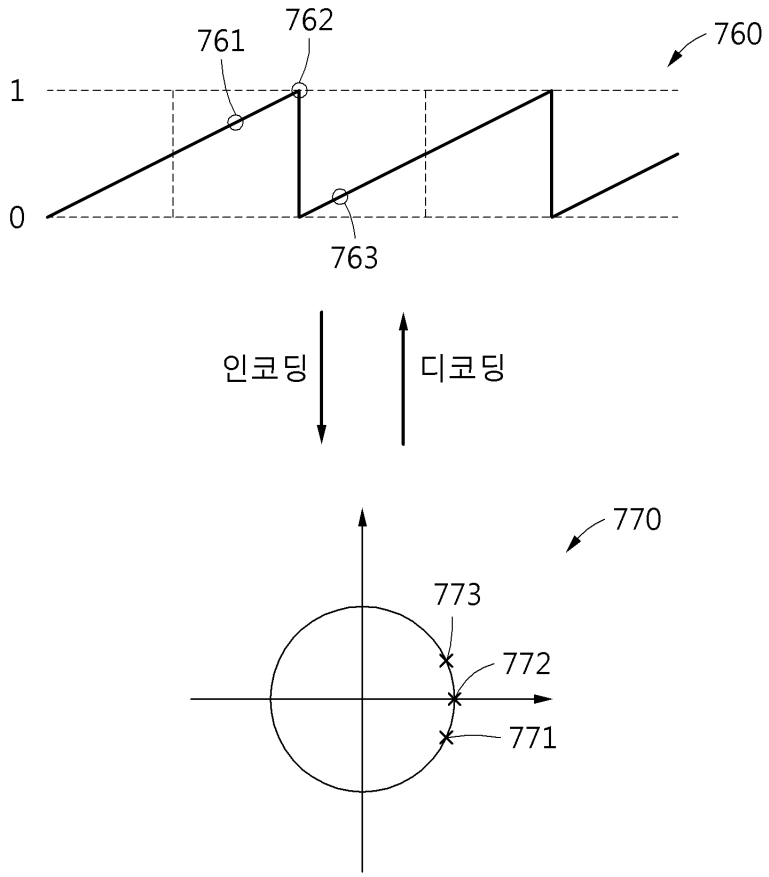
도면6


시작
센서를 이용하여 사용자의 움직임 정보 획득
610
움직임 정보에 기초하여 사용자의 보행 위상 예측
620
보행 위상에 기초하여 보조 토크 제어
630
보조 토크가 출력되도록 구동부 제어
640
종료

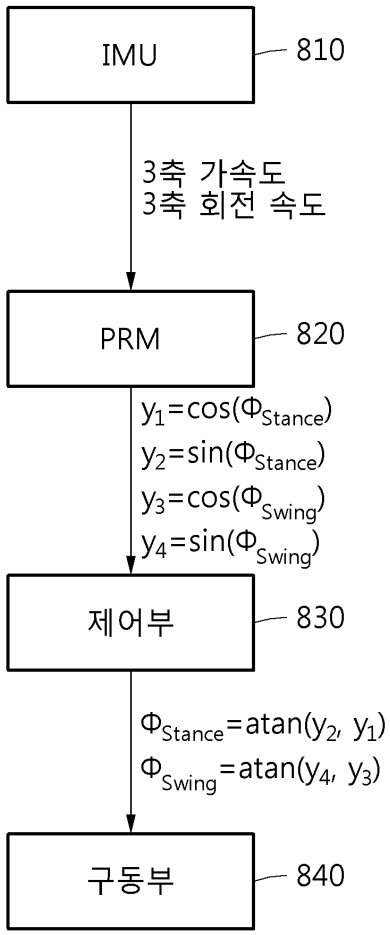
도면7a


710
1
Φ_{Stance}
0
1
Φ_{Swing}
0
720
1
Φ_{Stance}
0
730
1
Φ_{Swing}
0
740
1
Φ_{Stance}
0
750

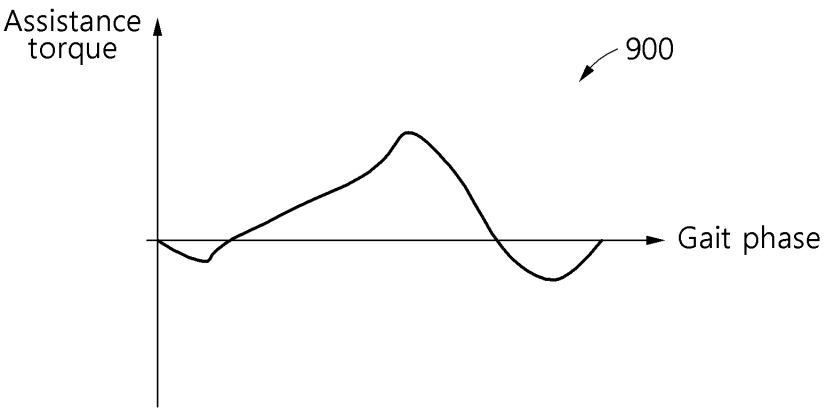
도면7b



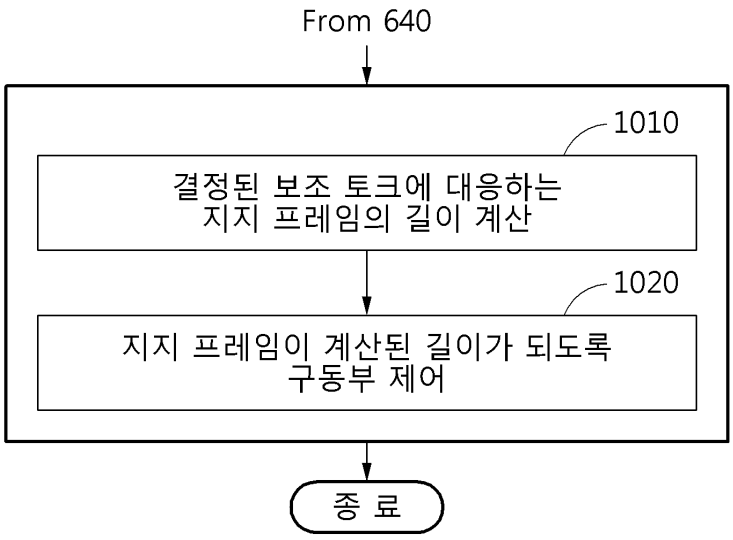
도면8


IMU
810
3축 가속도
3축 회전 속도
PRM
820
$y_1=\cos(\Phi_{Stance})$
$y_2=\sin(\Phi_{Stance})$
$y_3=\cos(\Phi_{Swing})$
$y_4=\sin(\Phi_{Swing})$
제어부
830
$\Phi_{Stance}=\mathrm{atan}(y_2, y_1)$
$\Phi_{Swing}=\mathrm{atan}(y_4, y_3)$
구동부
840

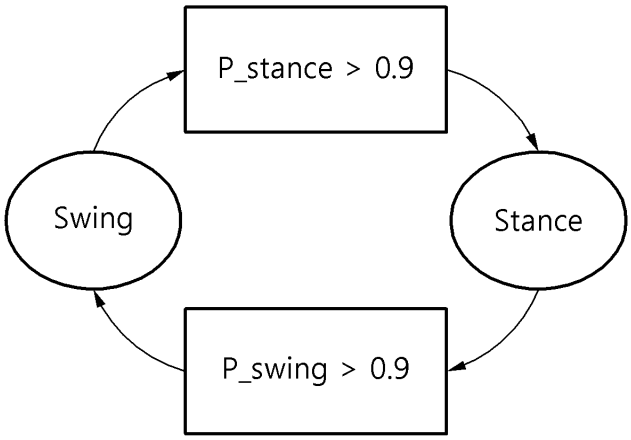
도면9


Assistance torque
900
Gait phase

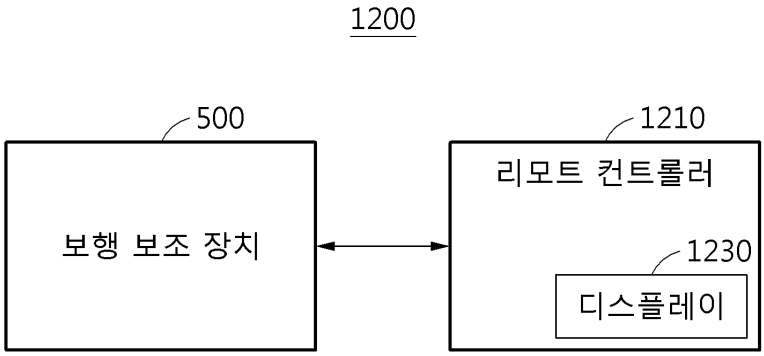
도면10



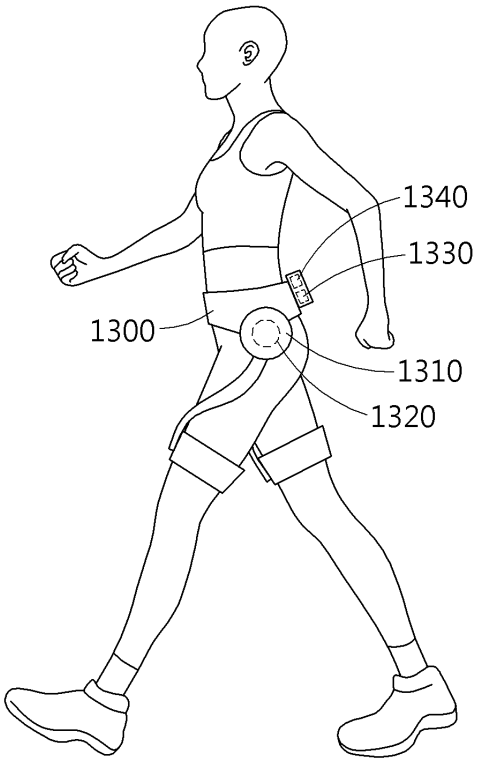
도면11



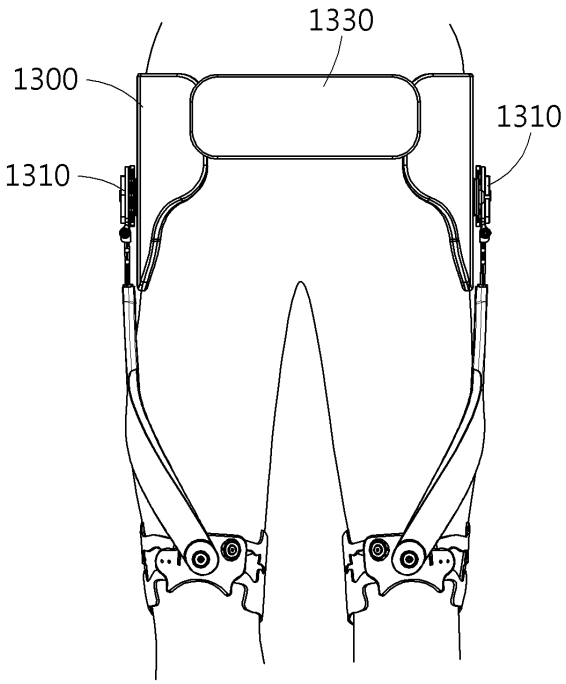
도면12



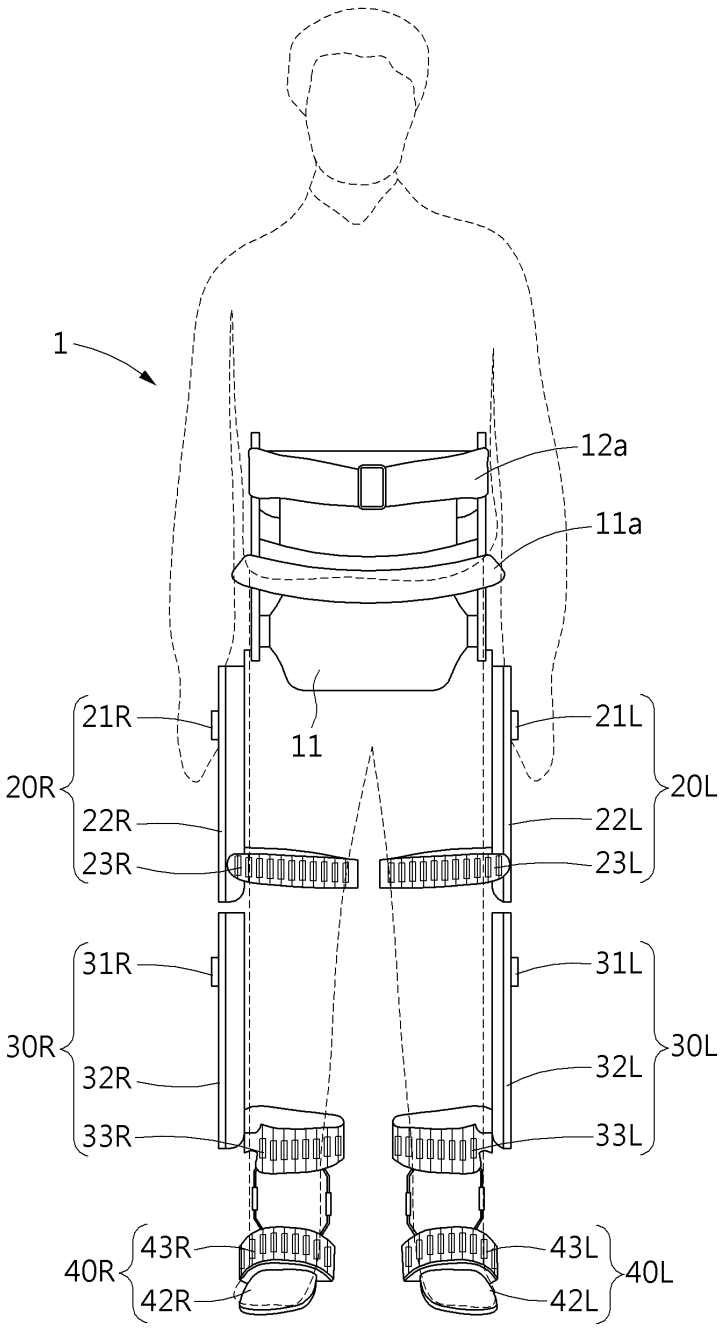
도면13



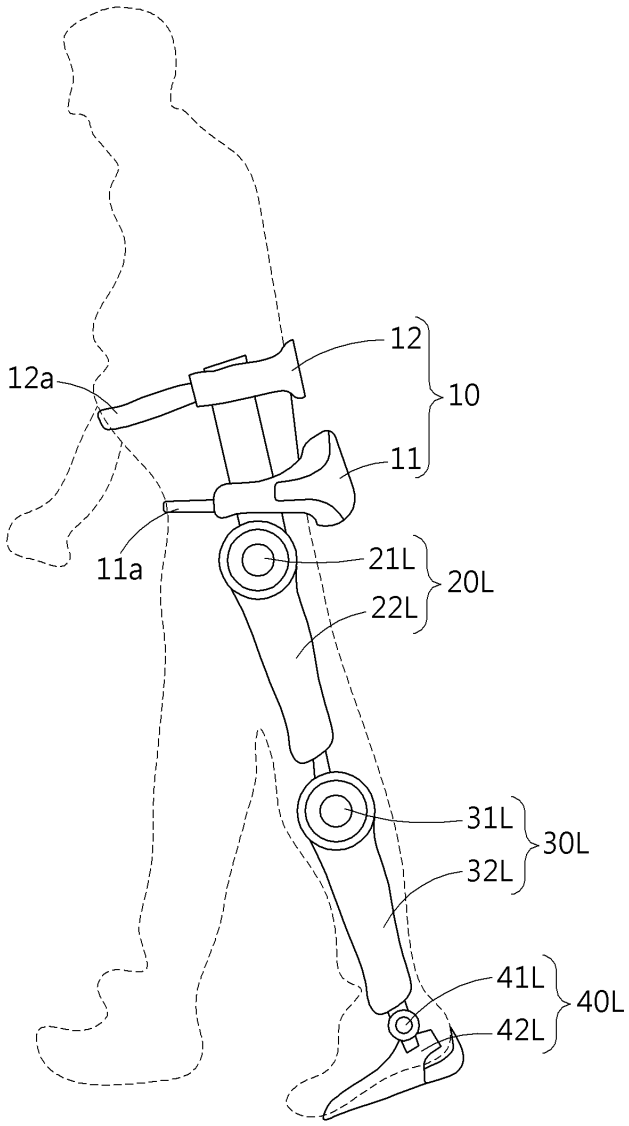
도면14



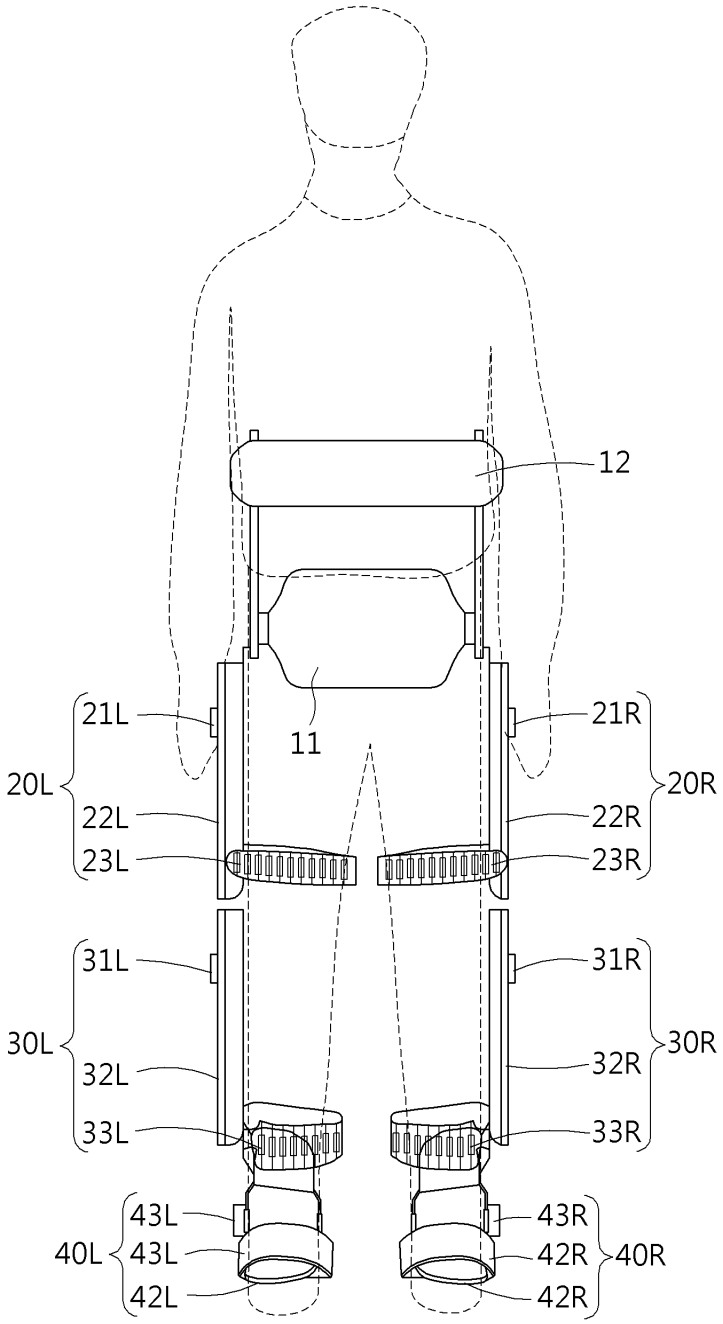
도면15


1
12a
11a
11
21R
21L
20R
20L
22R
22L
23R
23L
31R
31L
30R
30L
32R
32L
33R
33L
43R
43L
40R
40L
42R
42L

도면16



도면17


12
11
21L
21R
20L
20R
22L
22R
23L
23R
31L
31R
30L
30R
32L
32R
33L
33R
43L
43R
40L
43L
42R
40R
42L
42R