(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0139903
(43) 공개일자 2024년09월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61H 1/02 (2006.01) *A61H 3/04* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61H 1/0262 (2013.01)
A61H 3/04 (2024.05)
(21) 출원번호 10-2023-0034153
(22) 출원일자 2023년03월15일
심사청구일자 2023년03월15일

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
강성현
서울특별시 구로구 경인로66길 5, 101동 1408호 (신도림동, 신성은하수아파트)
김승종
서울특별시 강남구 테헤란로52길 16, 104동 1203호 (역삼동, 테헤란아이파크)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
박기갑

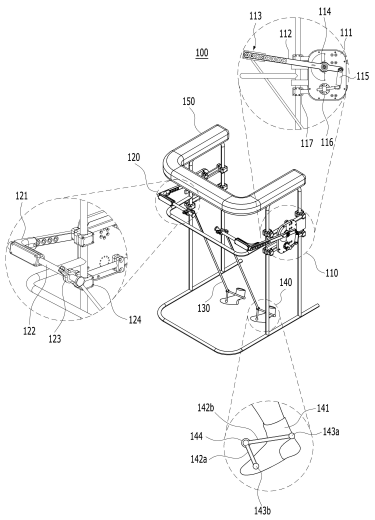
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **무동력 보행 보조 장치**

(57) 요 약

무동력 보행 보조 장치가 개시되며, 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치는, 대상자의 체중을 지지하는 체중 지지부, 상기 체중 지지부와 연결되고, 상기 대상자의 보행을 보조하기 위한 동력을 제공하기 위한 동력 생성부 및 상기 동력 생성부로부터 전달되는 상기 동력을 상기 대상자의 족부로 전달하는 동력 전달부를 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61H 2003/043 (2013.01)
A61H 2201/0192 (2013.01)
A61H 2201/12 (2013.01)
A61H 2201/14 (2013.01)
A61H 2201/1635 (2024.08)
A61H 2201/164 (2013.01)
A61H 2203/0406 (2013.01)

(72) 발명자
김재욱
서울특별시 성동구 동호로 100, 114동 404호 (두산아파트)
김낙환
경기도 안산시 단원구 적금로 123 (고잔동, 고려대학교안산병원)
박승한
서울특별시 용산구 독서당로34길 22, 3동 301호 (한남동, 한남시범아파트)
김예광
서울특별시 성북구 돌곶이로8길 45-6, 2층 (석관동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711174388
과제번호	KD000189
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	(재단)범부처전주기의료기기연구개발사업단
연구사업명	범부처전주기의료기기연구개발(과기부)
연구과제명	체중지지와 하지근력보조가 가능한 실내이동형 보행재활기기 개발 및 사용성 평가
기 여 율	1/1
과제수행기관명	(주)엔티로봇
연구기간	2020.09.01 ~ 2023.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

무동력 보행 보조 장치에 있어서,

대상자의 체중을 지지하는 체중 지지부;

상기 체중 지지부와 연결되고, 상기 대상자의 보행을 보조하기 위한 동력을 제공하기 위한 동력 생성부; 및

상기 동력 생성부로부터 전달되는 상기 동력을 상기 대상자의 족부로 전달하는 동력 전달부,

를 포함하고,

상기 동력 전달부의 상기 동력 생성부에 대한 지지점의 위치가 상기 대상자의 보행 주기에 부합하도록 이동 가능하도록 구비되는 것을 특징으로 하는, 보행 보조 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 동력 생성부는

상기 동력을 탄성력의 형태로 저장하거나 제공하도록 인장 또는 수축되는 탄성체를 구비하되, 상기 보행 주기에 따라 상기 탄성력이 변동 가능하도록 구비되는 것을 특징으로 하는, 보행 보조 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 대상자의 족부에 대하여 배치되고, 상기 동력 전달부의 일단에 연결되어 상기 동력에 의한 견인력의 작용점을 상기 보행 주기에 부합하도록 변환하는 작용점 변환부,

를 더 포함하는, 보행 보조 장치.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 동력 생성부는,

일단이 상기 탄성체의 일단과 연결되고, 고정 부재에 의해 길이 방향 기준 중간 부분이 고정되어 상기 탄성체의 인장에 대응하여 상기 고정 부재를 축으로 회전 가능하도록 구비되는 링크부,

를 포함하는 것인, 보행 보조 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 대상자의 일측 하지가 입각기(Stance Phase) 상태이면, 상기 일측 하지의 족부에 대응하는 상기 작용점 변환부에 연결된 상기 동력 전달부가 인장하고, 상기 링크부의 전단부가 하강 거동하고, 상기 탄성체가 인장하여 상기 동력이 탄성력의 형태로 상기 탄성체에 저장되는 것을 특징으로 하는, 보행 보조 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 일측 하지가 유각기(Swing Phase) 상태이면, 상기 동력 전달부 및 상기 탄성체가 수축되고, 상기 링크부의 전단부가 상승 거동하면서 상기 작용점 변환부를 통해 상기 일측 하지의 족부에 상기 견인력을 발생시키는 것을

특징으로 하는, 보행 보조 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 동력 생성부와 상기 동력 전달부를 연결하도록 배치되고, 상기 동력을 상기 동력 생성부로부터 상기 동력 전달부로 전달하고, 상기 대상자의 하지에 대한 상기 동력 전달부의 상대적인 위치를 조정하기 위해 구비되는 위치 조절부,

를 더 포함하는 것인, 보행 보조 장치.

청구항 8

제4항에 있어서,

상기 동력 생성부는,

상기 탄성체의 위치, 인장 방향 및 길이 중 적어도 하나를 조정하도록 상기 탄성체의 타단과 연결되는 탄성체 조절부,

를 더 포함하는 것인, 보행 보조 장치.

청구항 9

제3항에 있어서,

상기 작용점 변환부는,

상기 대상자의 내측 후족부 및 외측 후족부를 지지하는 제1연결 부재 및 상기 대상자의 전족부를 지지하는 제2연결 부재를 구비하고,

상기 제1연결 부재의 연장 길이와 상기 제2연결 부재의 연장 길이가 서로 상이한 것을 특징으로 하는, 보행 보조 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 작용점 변환부는,

상기 제1연결 부재 및 상기 제2연결 부재를 지지하고, 상기 동력 전달부의 일단이 고정되는 고리 부재를 구비하고,

상기 동력 전달부의 거동에 따라 상기 제1연결 부재 및 상기 제2연결 부재 중 어느 하나의 연결 부재가 나머지 하나의 연결 부재 대비 느슨해짐에 따라 상기 견인력이 작용하는 위치가 상기 대상자의 후족부 또는 전족부로 전환되는 것인, 보행 보조 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본원은 무동력 보행 보조 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 보행은 일상생활기능 수행을 위해 필수적인 요소로 삶의 질에 매우 밀접한 영향을 미친다. 하지 근력 약화는 환자의 보행이 적절히 수행되지 못하도록 하는 중요한 요소로서, 뇌졸중으로 인한 편마비, 척수 손상, 말초신경병증 등 신경적인 손상과 각종 근병증, 근감소증, 외상 및 수술 후 움직임 저하 등에 의한 근육 기능 저하로 인해 발생할 수 있다. 이로 인해 보행 시 보폭 및 속도의 감소, 좌우 비대칭 등이 나타날 수 있고, 증상이 심하거나 만성화될 경우 족하수 보행 및 웅크림 보행(crouch gait) 등 병적 보행 패턴으로 악화될 수 있다.

[0003] 보행 기능의 회복을 위해서는 근력 회복을 위한 훈련뿐 아니라 위치 수용 감각, 균형 감각에 대한 복합적인 훈

련과 정상적인 보행 패턴에 대한 재교육이 이루어져야 한다. 정상 보행 패턴과 유사한 방식으로 보행을 보조하는 것이 신경가소성(neuroplasty) 관점에서 매우 중요하며, 생리적으로 적합하지 못한 보행 패턴을 유도하는 훈련을 진행할 시 병적 보행 패턴이 고착화되고 심한 경우 부상을 초래할 수 있다.

[0004] 재활 현장에서는 전통적인 방식으로 물리치료사의 손, 발, 끈이나 밴드를 활용하여 보행 보조를 수행하여왔다. 물리치료사는 환자의 근력에 대해 느끼면서 적정 방향으로 힘을 보조해주는 방식으로 보조를 수행하게 되는데, 환자가 직접 지면을 디디며 이동하면서 수행하기에는 어려움이 있고, 일정한 보상력을 제공하기 어려우며, 중증도에 따라 여러 명의 치료사가 동원되어야 하는 등 한계가 따르고 있다.

[0005] 이에 대한 대안으로 엔드-이펙터 방식, 외골격 방식 등 다양한 형태의 보행 재활 기기들이 재활 현장에 도입되고 있다. 하지만 대부분 로봇 보행 보조 방식은 구동기를 이용하여 고정된 신체 부위에 힘을 인가하게 되는데, 실제로 대상자 스스로 보행 패턴에 맞추어 근육을 활용하는 것이 이루어지지 않고 구동력에 의지해 관절을 수동적으로 움직이는 데 그치는 경우가 많아 재활 훈련의 효과가 떨어진다. 또한, 동력 장치의 사용은 특성상 시간과 공간의 제약이 동반되어, 최대한 많은 빈도로 장기간 훈련이 필요한 보행 훈련의 특성상 한계가 따른다.

[0006] 본원의 배경이 되는 기술은 한국등록특허공보 제10-2080648호에 개시되어 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본원은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 외부 동력 없이 스프링, 탄성 코드, 외력 방향 전환 메커니즘 등을 활용하여 대상자의 보행 주기에 맞추어 적합한 방향 및 크기의 보상력을 제공하여 대상자가 적절한 보행을 할 수 있도록 보조하는 무동력 보행 보조 장치 및 그의 구동 방법을 제공하려는 것을 목적으로 한다.

[0008] 다만, 본원의 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치는, 대상자의 체중을 지지하는 체중 지지부, 상기 체중 지지부와 연결되고, 상기 대상자의 보행을 보조하기 위한 동력을 제공하기 위한 동력 생성부 및 상기 동력 생성부로부터 전달되는 상기 동력을 상기 대상자의 족부로 전달하는 동력 전달부를 포함할 수 있다.

[0010] 또한, 상기 동력 전달부의 상기 동력 생성부에 대한 지지점의 위치가 상기 대상자의 보행 주기에 부합하도록 이동 가능하도록 구비될 수 있다.

[0011] 또한, 상기 동력 생성부는, 상기 동력을 탄성력의 형태로 저장하거나 제공하도록 인장 또는 수축되는 탄성체를 구비할 수 있다.

[0012] 또한, 상기 동력 생성부는, 상기 보행 주기에 따라 상기 탄성력이 변동 가능하도록 구비될 수 있다.

[0013] 또한, 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치는, 상기 대상자의 족부에 대하여 배치되고, 상기 동력 전달부의 일단에 연결되어 상기 동력에 의한 견인력의 작용점을 상기 보행 주기에 부합하도록 변환하는 작용점 변환부를 포함할 수 있다.

[0014] 또한, 상기 동력 생성부는, 일단이 상기 탄성체의 일단과 연결되고, 고정 부재에 의해 길이 방향 기준 중간 부분이 고정되어 상기 탄성체의 인장에 대응하여 상기 고정 부재를 축으로 회전 가능하도록 구비되는 링크부를 포함할 수 있다.

[0015] 또한, 상기 대상자의 일측 하지가 입각기(Stance Phase) 상태이면, 상기 일측 하지의 족부에 대응하는 상기 작용점 변환부에 연결된 상기 동력 전달부가 인장하고, 상기 링크부의 전단부가 하강 거동하고, 상기 탄성체가 인장하여 상기 동력이 탄성력의 형태로 상기 탄성체에 저장될 수 있다.

[0016] 또한, 상기 일측 하지가 유각기(Swing Phase) 상태이면, 상기 동력 전달부 및 상기 탄성체가 수축되고, 상기 링크부의 전단부가 상승 거동하면서 상기 작용점 변환부를 통해 상기 일측 하지의 족부에 상기 견인력을 발생시킬 수 있다.

[0017] 또한, 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치는, 상기 동력 생성부와 상기 동력 전달부를 연결하도록 배치되고, 상기 동력을 상기 동력 생성부로부터 상기 동력 전달부로 전달하고, 상기 대상자의 하지에 대한 상기 동력 전달부의 상대적인 위치를 조정하기 위해 구비되는 위치 조절부를 포함할 수 있다.

[0018] 또한, 상기 동력 생성부는, 상기 탄성체의 위치, 인장 방향 및 길이 중 적어도 하나를 조정하도록 상기 탄성체의 타단과 연결되는 탄성체 조절부를 포함할 수 있다.

[0019] 또한, 상기 작용점 변환부는, 상기 대상자의 내측 후족부 및 외측 후족부를 지지하는 제1연결 부재 및 상기 대상자의 전족부를 지지하는 제2연결 부재를 구비할 수 있다.

[0020] 또한, 상기 제1연결 부재의 연장 길이와 상기 제2연결 부재의 연장 길이가 서로 상이할 수 있다.

[0021] 또한, 상기 작용점 변환부는, 상기 제1연결 부재 및 상기 제2연결 부재를 지지하고, 상기 동력 전달부의 일단이 고정되는 고리 부재를 구비할 수 있다.

[0022] 또한, 상기 동력 전달부의 거동에 따라 상기 제1연결 부재 및 상기 제2연결 부재 중 어느 하나의 연결 부재가 나머지 하나의 연결 부재 대비 느슨해짐에 따라 상기 견인력이 작용하는 위치가 상기 대상자의 후족부 또는 전족부로 전환될 수 있다.

[0023] 상술한 과제 해결 수단은 단지 예시적인 것으로서, 본원을 제한하려는 의도로 해석되지 않아야 한다. 상술한 예시적인 실시예 외에도, 도면 및 발명의 상세한 설명에 추가적인 실시예가 존재할 수 있다.

발명의 효과

[0024] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 외부 동력 없이 스프링, 탄성 코드, 외력 방향 전환 메커니즘 등을 활용하여 대상자의 보행 주기에 맞추어 적합한 방향 및 크기의 보상력을 제공하여 대상자가 적절한 보행을 할 수 있도록 보조하는 무동력 보행 보조 장치 및 그의 구동 방법을 제공할 수 있다.

[0025] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 보행 보조기 대상자가 전기 액추에이터 등 별도의 동력 발생 장치 없이 대상자의 체간이 이동하는 힘을 활용하여 보행 보조력을 지원받을 수 있다.

[0026] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 별도의 외부 동력원 없이 대상자의 체간 이동으로 발생하는 동력으로 스프링 또는 탄성 코드의 인장력을 발생시켜 힘을 비축하고, 비축된 인장력을 외력 작용점 변환 구조체와의 연동을 통해 착용부에 주기에 맞추어 제공할 수 있다.

[0027] 전술한 본원의 과제 해결 수단에 의하면, 기기 각 구성 요소의 길이, 위치, 연결 부위, 스프링 탄성 등의 변수를 사전에 착용자에게 맞추어 조정하여 목표로 하는 특정 시기에 적합한 크기와 방향으로 보조력을 제공할 수 있다.

[0028] 다만, 본원에서 얻을 수 있는 효과는 상기된 바와 같은 효과들로 한정되지 않으며, 또 다른 효과들이 존재할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0029] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 개략적인 구성도이다.

도 2는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 보행 보조 메커니즘을 설명하기 위한 개념도이다.

도 3은 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 동력 생성부의 세부 구성도이다.

도 4는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 동력 생성부의 위치 조절 유닛을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 위치 조절부의 세부 구성도이다.

도 6a 및 도 6b는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 작용점 변환부를 서로 다른 방향에서 도시한 도면이다.

도 7은 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 작용점 변환부에 의해 대상자의 보행 주기에 부합하도록 견인력의 작용점이 변환되는 것을 설명하기 위한 개념도이다.

도 8 및 도 9는 대상자의 보행 주기에 따른 링크부 및 동력 전달부의 거동을 나타낸 개념도이다.

도 10은 본원의 다른 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 개략적인 구성도이다.

도 11은 본원의 다른 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 동력 생성부의 세부 구성도이다.

도 12는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치를 대상자의 신체 특성 및 보행 특성에 부합하도록 최적화 하는 프로세스에 대한 동작 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0030] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본원이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본원의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본원은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본원을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0031] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결" 또는 "간접적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다.

[0032] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부재가 다른 부재 "상에", "상부에", "상단에", "하에", "하부에", "하단에" 위치하고 있다고 할 때, 이는 어떤 부재가 다른 부재에 접해 있는 경우뿐 아니라 두 부재 사이에 또 다른 부재가 존재하는 경우도 포함한다.

[0033] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성 요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성 요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0034] 도 1은 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 개략적인 구성도이다.

[0035] 도 1을 참조하면, 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치(100)(이하, '보조 장치(100)'라 한다.)는 동력 생성부(110), 위치 조절부(120) 및 동력 전달부(130), 작용점 변환부(140) 및 체중 지지부(150)를 포함할 수 있다.

[0036] 체중 지지부(150)는 대상자의 체중을 지지할 수 있다. 보다 구체적으로, 체중 지지부(150)는 대상자의 상체를 통해 체중을 지지하고, 후술하는 보조 장치(100)의 동력원을 고정하기 위한 몸체(바디)를 형성할 수 있다. 또한, 본원의 일 실시예에 따르면, 체중 지지부(150)의 하면에는 대상자 및 보조 장치(100)의 이동을 보조하기 위한 바퀴 유닛(미도시)이 구비될 수 있다.

[0037] 예시적으로 체중 지지부(150)는 종래에 이미 공지되었거나 향후 개발될 수 있는 다양한 4륜 워커(walker), 롤레이터(rollator)등의 형태로 설계될 수 있다.

[0038] 동력 생성부(110)는 체중 지지부(150)와 연결되고, 대상자의 보행을 보조하기 위한 동력을 탄성력의 형태로 저장하거나 제공하도록 인장 또는 수축되는 탄성체(115)를 구비할 수 있다. 예를 들어, 동력 생성부(110)는 체중 지지부(150)의 폭방향(도 1 기준 11시에서 5시 방향) 양측에 각각 연결되도록 한 쌍으로 구비될 수 있으나, 이에만 한정되는 것은 아니고, 다른 예로 후술하는 도 10을 참조하면, 동력 생성부(110)는 체중 지지부(150)의 전방(도 10 기준 11시에서 5시 방향, 대상자의 진행(보행) 방향에 대응)에서 대상자의 하지 각각에 대응하는 위치에 한 쌍으로 구비되는 것일 수 있다.

[0039] 또한, 본원의 일 실시예에 따르면, 동력 생성부(110)의 탄성체(115)의 탄성력(달리 말해, 탄성력의 프로파일(profile) 등)이 대상자의 보행 주기에 따라 변동 가능하도록 탄성체(115)는 대상자의 보행 주기에 연동되어 필요에 따라 인장 또는 수축됨으로써 대상자에게 제공되는 견인력의 크기, 방향 등이 조절될 수 있다.

[0040] 동력 전달부(130)는 동력 생성부(110)로부터 전달되는 동력을 대상자의 족부로 전달할 수 있다. 예를 들면, 동력 전달부(130)는 동력 생성부(110)로부터 전달되는 동력에 의해 인장 또는 수축될 수 있는 탄성부재로 구비될 수 있다. 보다 구체적으로 예시하면, 동력 전달부(130)는 위치 조절부(120)의 단부와 작용점 변환부(140)의 일 지점(구체적으로, 후술하는 고리 부재(144) 등)을 상호 연결하는 와이어 부재, 번지코드(bungee cord), 스프링 부재 등으로 구비될 수 있다.

[0041] 한편, 동력 전달부(130)의 일단에는 작용점 변환부(140)가 연결되어 대상자에게 동력을 전달할 수 있도록 구성되며, 마찬가지로 탄성 소재로 이루어지는 탄성체(115)와 동력 전달부(130)의 상대적인 탄성 계수를 조절함으로써 대상자에게 제공되는 보행 보조력의 구체적인 특성을 조정할 수 있으며, 본원의 구현예에 따라서는 대상자에

따라 동력 전달부(130)가 비탄성 소재로 이루어질 수도 있다.

[0042] 위치 조절부(120)는 동력 생성부(110)와 동력 전달부(130)를 연결하도록 배치되고, 동력 생성부(110)로부터 동력 전달부(130)로 동력을 전달하고, 동력 전달부(130)의 대상자의 하지에 대한 동력 전달부(130)의 상대적인 위치를 조정하기 위해 구비될 수 있다.

[0043] 달리 말해, 위치 조절부(120)는 보조 장치(100)의 대상자와의 상대적 위치를 조정하고, 장력을 전달할 수 있다.

[0044] 작용점 변환부(140)는 대상자의 족부에 대하여 배치되고, 동력 전달부(130)의 일단에 연결되어 동력 생성부(110)에 의해 생성되어 동력 전달부(130)를 통해 전달되는 동력에 의한 견인력의 작용점을 대상자의 보행 주기에 부합하도록 변환하기 위한 구성일 수 있다.

[0045] 도 2는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 보행 보조 메커니즘을 설명하기 위한 개념도이다.

[0046] 도 2를 참조하면, 본원에서 개시하는 보조 장치(100)는 대상자의 보행에 따라 대상자와 보조 장치(100) 사이에 형성되는 이격 공간의 크기에 따라 대상자가 보행을 위하여 보조 장치(100)를 체중으로 지지하며 미는 힘을 탄성체를 통해 축적하고, 축적된 힘을 대상자의 족부를 들어올리는 보조력으로서 제공할 수 있다. 예를 들어, 대상자의 족부와 보조 장치(100)의 체중 지지부(150) 사이의 거리가 가장 먼 상태에서 탄성체에 가장 많은 힘이 축적되게 된다.

[0047] 한편, 도 2의 (a)에 도시된 바와 같이 대상자의 족부와 연결되는 동력 전달부(130)가 보조 장치(100)의 단일 고정점(보라색 점)에 대하여 연결되는 형태를 가지게 되면, 대상자의 보행 주기에 따라 필요한 보조력의 방향과 보조력의 크기가 적절히 조정될 수 없어, 도 2의 (a)의 좌측 그래프의 보라색 점선으로 도시된 바와 같이 통상적인 대상자의 보행 시의 족부가 형성하는 궤적이 진행 방향 전방으로 과도하게 왜곡되게 되거나, 대상자가 발앞꿈치가 들린 비정상적인 상태로 보행을 수행하게 되는 문제가 발생한다.

[0048] 이와 대비하여 본원에서 개시하는 보조 장치(100)는 도 2의 (b) 및 (c)에 도시된 바와 같이 대상자의 족부와 연결되는 동력 전달부(130)의 단부가 단일 고정점이 아닌 후술하는 링크부(112)의 단부에 고정되고, 링크부(112)가 대상자의 보행 주기에 맞추어 상대적으로 이동하며 동력 전달부(130)의 고정점을 가변시킬 수 있어 대상자의 보행 주기에 따라 필요한 보조력의 방향과 보조력의 크기를 맞춤형으로 조절할 수 있는 이점이 있다.

[0049] 이하에서는 도 3 내지 도 7을 참조하여 보조 장치(100)를 이루는 각각의 하위 파트의 구조 및 기능에 대하여 상세히 설명하도록 한다.

[0050] 도 3은 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 동력 생성부의 세부 구성도이다.

[0051] 도 3을 참조하면, 동력 생성부(110)는 일단이 탄성체(115)의 일단과 연결되고, 고정 부재(114)에 의해 길이 방향 기준 중간 부분이 고정되어 탄성체(115)의 인장에 대응하여 고정 부재(114)를 축으로 회전 가능하도록 구비되는 링크부(112)를 구비할 수 있다.

[0052] 즉, 링크부(112)는 탄성체(115)의 일단에 연결되고, 링크부(112)의 중간 부분이 고정 부재(114)에 고정되어 탄성체(115)의 직진 운동을 회전 운동으로 변경하는 메커니즘을 수행할 수 있으며, 링크부(112)의 반대측 일단(타단)에는 위치 조절부(120)가 연결될 수 있다.

[0053] 또한, 도 3을 참조하면, 동력 생성부(110)는 탄성체(115)의 위치, 인장 방향 및 길이 중 적어도 하나를 조정하도록 탄성체(115)의 타단과 연결되는 탄성체 조절부(116)를 구비할 수 있다. 달리 말해, 동력 생성부(110)는 동력을 직접적으로 발생시키는 탄성체(115)의 타단에 고정되어 탄성체(115)의 특성을 필요에 따라 조절하기 위한 탄성부조절좌 등의 탄성체 조절부(116)를 포함할 수 있다.

[0054] 도 4는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 동력 생성부의 위치 조절 유닛을 설명하기 위한 도면이다.

[0055] 도 4를 참조하면, 동력 생성부(110)의 위치 조절 유닛(117, 118, 119)은 대상자의 신체 구조에 맞는 맞춤형의 보행 보조력을 제공하기 위해 전술한 탄성체(115), 링크부(112), 탄성체 조절부(116) 등이 배치되는 지지부(111)의 상하방향 위치(높이), 전후방향 위치 등을 조정하기 위한 것일 수 있다. 구체적으로 위치 조절 유닛은 지지부(111)의 높이를 조정하기 위한 상하 조절좌(117, 118) 및 지지부(111)의 전부방향 위치를 조정하기 위한 전후 조절좌(119)를 구비할 수 있으며, 예를 들어, 전후 조절좌(119)는 지지부(111)의 후면에 결합되어 체중 지지부(150)를 이루는 수평 포스트를 따라 슬라이드 이동함으로써 지지부(111)의 전후 방향 위치를 조정하는 것일 수 있으며, 상하 조절좌(117, 118)는 전후 조절좌(119)가 배치되는 수평 포스트를 전체적으로 체중 지지부(15

0)에 대하여 상승 또는 하강시킴으로써 지지부(111)의 높이를 조정하도록 구비될 수 있다.

[0056] 종합하면, 동력 생성부(110)는 지지부(111)에 대하여 구비되는 위치 조절 유닛(117, 118, 119)을 통해 체중 지지부(150)와 연결되어 상하 방향 또는 전후 방향으로의 위치를 조정할 수 있으며, 지지부(111)에는 탄성력의 형태로 동력을 제공하는 탄성체(115)와 탄성체(115)의 일단과 지지부(111)가 연결되는 상대적 위치를 조정하여 탄성체(115)의 특성을 조절할 수 있는 탄성체 조절부(116), 탄성체(115)의 일단에 연결되어 직선 방향의 외력을 회전력으로 변경시키고, 탄성체(115)의 반대측 단부에 고정되는 위치 조절부(120)으로부터 동력을 상호 전달하기 위한 링크부(112), 링크부(112)의 연장 방향 중간부에서 링크부(112)의 회전 중심이 되는 회전축을 형성하는 고정 부재(114)를 구비할 수 있다.

[0057] 또한, 동력 생성부(110)를 이용한 동력 생성 메커니즘을 정리하면, 먼저, 대상자가 팔 또는 상체를 활용하여 체중 지지부(150)에 체중을 인가하면서 전진 방향으로 보행을 수행하며, 체중을 인가하는 시점에, 대상자는 입각기 상태이며, 양하지 지지기(double limb support) 상태에 해당한다. 이어서, 동력 전달부(130)가 인장하면서, 동력 생성부(110)의 링크부(112)가 하강하며, 탄성체(115)가 압축 또는 인장한다.

[0058] 또한, 링크부(112)의 단부가 하강함과 동시에 보조 장치(100)는 대상자의 체중으로 인해 전진 이동하며, 이렇게 보조 장치(100)가 전진할 때 동력 전달부(130)는 최대로 인장하며, 대상자의 보행 주기에 따라 발을 지면에서 분리하며 유각기 상태에 진입함과 동시에 동력 생성부(110)의 탄성체(115)에 기 저장된 에너지 동력 전달부(130)에 저장된 에너지가 작용점 변환부(140)를 통해 대상자의 족부에 전달된다. 이어서, 대상자의 족부에 전달된 에너지를 활용하여, 대상자가 유각기를 마치고 발꿈치닿기(Heel contact)단계에 진입할 수 있으며, 전술한 과정이 대상자의 보행에 따라 반복적으로 수행될 수 있다.

[0059] 도 5는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 위치 조절부의 세부 구성도이다.

[0060] 도 5를 참조하면, 위치 조절부(120)는 링크부(112)의 단부에 형성되어 동력 전달부(130)와 상호 작용하는 링크부(112)의 길이 범위를 조정하기 위한 길이 조절부(113)와 링크 고정부(121)의 결합을 통해 링크부(112)와 연결되며, 좌우 고정링크(122)가 링크부의 연장 방향과 수직한 방향(체중 지지부(150)의 내측을 향하는 방향)을 향하도록 체중 지지부(150)의 내측을 향하는 절곡된 형상일 수 있다.

[0061] 한편, 예시적으로 길이 조절부(113)는 링크부(112)의 길이를 조정하기 위한 패스너 구조체를 포함할 수 있으나, 이에만 한정되는 것은 아니다.

[0062] 또한, 좌우 고정링크(122)의 일단은 링크 고정부(121)에 고정되어 있으며, 좌우 조절부재(123)는 좌우 고정링크(122) 상에서 좌우 방향으로 이동 및 고정이 가능하도록 이루어질 수 있다. 또한, 좌우 조절부재(123)의 일단에는 동력 전달부(130)와 연결(고정)되는 외력 받침점(124)이 위치하게 된다.

[0063] 도 6a 및 도 6b는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 작용점 변환부를 서로 다른 방향에서 도시한 도면이다.

[0064] 도 6a 및 도 6b를 참조하면, 작용점 변환부(140)는 신발 혹은 보조기 등의 형태로 대상자의 족부 및 족관절 부위와 고정시키는 역할을 하는 착용부(141), 대상자의 내외측 후족부 및 전족부를 지지하기 위한 연결부(142)를 착용부(141)에 대하여 고정시키는 고정부(143), 서로 다른 길이의 비탄성 소재의 연결 부재(예를 들면, 스트랩)을 포함하는 전술한 연결부(142), 연결부(142)의 서로 다른 연결 부재 및 동력 전달부(130)의 일단이 고정되어 대상자의 족부로 동력을 전달하기 위한 고리 부재(144)를 포함할 수 있다.

[0065] 구체적으로 본원의 일 실시예에 따르면, 연결부(142)는 대상자의 내측 후족부 및 외측 후족부를 지지하는 제1연결 부재(후족부 연결부; 142a)와 대상자의 전족부를 지지하는 제2연결 부재(전족부 연결부; 142b)를 포함할 수 있으며, 제1연결 부재(142a)의 연장 길이(달리 말해, 고정부(143)에 의해 조정된 길이)와 제2연결 부재(142b)의 연장 길이가 서로 상이하게 설정될 수 있다.

[0066] 이와 관련하여, 작용점 변환부(140)의 고리 부재(144)는 제1연결 부재(142a) 및 제2연결 부재(142b)를 지지할 수 있고, 동력 전달부(130)의 일단 역시 고리 부재(144)에 고정될 수 있다.

[0067] 또한, 고정부(143)는 후족부 내외측에 위치하는 후족부 고정부(143a)와 전족부 발등 부위에 위치한 전족부 고정부(143b)를 포함할 수 있으며, 연결 부재 각각에 대한 고정 위치를 대상자에 따라 변경이 가능하도록 구비될 수 있다.

[0068] 본원의 일 실시예에 따르면, 바람직하게는 후족부 고정부(143a)의 경우 종골뼈(calcaneus)의 지면과의 각도를

고려하여, 내외측 발목과 하방에 위치시키는 것이 적절할 수 있으며, 전족부의 경우 두 번째 발목발허리관절(tarsometatarsal joint) 상방에 위치하도록 하는 것이 적절할 수 있다.

[0069] 도 7은 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 작용점 변환부에 의해 대상자의 보행 주기에 부합하도록 견인력의 작용점이 변환되는 것을 설명하기 위한 개념도이다.

[0070] 도 7을 참조하면, 동력 전달부(130)의 거동에 따라 제1연결 부재(142a) 및 제2연결 부재(142b) 중 어느 하나의 연결 부재가 나머지 하나의 연결 부재 대비 느슨해짐에 따라 동력 생성부(110), 위치 조절부(120) 및 동력 전달부(130)를 거쳐 작용점 변환부(140)로 전달된 동력에 의한 견인력이 작용하는 위치가 대상자의 후족부 또는 전족부로 전환되는 것일 수 있다. 예를 들어, 도 7의 (b)를 참조하면, 견인력 작용점이 대상자의 후족부에 존재하게 됨에 따라 제2연결 부재(142b) 대비 제1연결 부재(142a)가 상대적으로 느슨하게 늘어진 상태가 되는 반면, 도 7의 (c)를 참조하면, 견인력 작용점이 대상자의 전족부에 존재하게 됨에 따라 제1연결 부재(142a) 대비 제2연결 부재(142b)가 상대적으로 느슨하게 늘어진 상태가 되는 것을 확인할 수 있다.

[0071] 구체적으로 작용점 변환부(140)는 길이가 다른 비탄성 소재의 제1연결 부재(142a) 및 제2연결 부재(142b)의 동력 전달부(130)와의 상대적 위치에 따라 어느 하나의 연결 부재에 느슨해짐이 발생하여 견인력이 작동하는 작용점의 위치가 후족부 또는 전족부로 변경될 수 있다.

[0072] 보다 구체적으로, 대상자의 보행 주기가 말기 입각기에서 발가락떼기 직전에 해당하는 시점까지는, 링크부(112)의 타단이 하강되어 있어 상대적으로 후 하방에 외력 받침점(124)이 위치함으로 도7의 (b)에 도시된 바와 같이 전족부 늘어짐 구간에 해당하여, 전족부 연결부(142b)가 느슨해지고 후족부 고정부(143a)를 통해서만 견인력이 작용하게 된다.

[0073] 또한, 이 시기에는 전족부가 지면과 닿아서 고정되어 있으므로, 전족부를 축으로 회전하는 운동을 보조하게 되어 결과적으로는 족관절의 족저굴곡(plantar flexion)을 보조하는 외력을 제공하게 된다(후족부 견인).

[0074] 이어서, 발가락떼기 시점 이후로는 외력 받침점(124)의 족부 대비 상대적 위치가 상대적으로 상방으로 이동하여, 도7의 (c)에 도시된 바와 같이 후족부 늘어짐 구간에 해당하게 됨에 따라, 후족부 연결부(142a)가 느슨해지고 전족부 고정부(143b)를 통해서만 견인력이 발생하게 된다.

[0075] 또한, 이 시기에는 대상자의 하지가 모두 지면에서 떨어져 있어 하지의 근위부를 중심으로 회전 운동이 진행되기 때문에, 전족부에 인가되는 보조력은 족관절을 족배굴곡(dorsiflexion) 시키며 족부를 전체적으로 전상방으로 이동시키는 방향으로 작용하게 된다(전족부 견인).

[0076] 즉, 본원에서 개시하는 보조 장치(100)의 경우, 대상자의 족부에 배치되는 작용점 변환부(140)가 대상자의 족부 중 서로 다른 지점을 각각 지지하도록 구비되고, 연장 길이가 서로 다르게 세팅될 수 있는 한 쌍의 연결 부재(142a, 142b)를 구비함으로써 무동력으로 대상자에게 보행 보조력을 제공하는 데 있어, 보조력의 방향, 작용 시기 및 크기를 보행 주기에 부합하도록 맞춤형으로 제공할 수 있는 이점이 있으며, 한 쌍의 연결 부재(142a, 142b) 각각의 연장 길이, 고정 위치 등을 대상자에 따라 조정함에 따라 보조력의 방향, 작용 시기, 크기 등을 각각의 대상자에 맞게 커스터마이징 할 수 있다.

[0077] 도 8 및 도 9는 대상자의 보행 주기에 따른 링크부 및 동력 전달부의 거동을 나타낸 개념도이다.

[0078] 구체적으로 도 8은 보행자의 초기 입각기(도 8의 (a) 참조)와 말기 입각기(도 8의 (b) 참조) 각각의 상황에서의 동력 전달부(130)의 인장 패턴과 링크부(112)의 타단부의 상하 방향 거동을 나타내고, 도 9는 대상자의 전체 보행 주기에 따른 동력 전달부(130)와 링크부(112)의 거동 상태를 구분하여 나타낸 도면이다.

[0079] 도 8 및 도 9를 참조하면, 대상자가 체중 지지부(150)에 체간을 지지하여 앞으로 전진하면, 대상자의 일측 하지는 입각기(stance phase)에 돌입하면서 상대적으로 일측 하지의 족부와 위치 조절부(120)의 내측 말단의 거리가 멀어지게 되면서, 작용점 변환부(140)에 연결된 동력 전달부(130)가 인장하게 된다. 동시에, 동력 생성부(110)의 링크부(112)의 타단(전방 끝단)이 고정 부재(114)를 기준으로 하강하게 되며, 탄성체(115)가 인장하게 되어 대상자가 체간을 지지하며 체중 지지부(150)를 미는 힘에 의해 발생하는 동력이 탄성체(115)에 탄성력의 형태로 축적(저장)되며, 이러한 메커니즘은 대상자의 뒷꿈치가 지면으로부터 떨어지는 시점까지 지속되어 발뒷치떼기(heel off) 시기 직전에 최대로 탄성체(115) 및 동력 전달부(130)의 두 탄성체의 길이가 인장되게 된다.

[0080] 이어서, 대상자의 뒷꿈치와 앞꿈치가 지면에서 떨어지는 발가락떼기(toe off) 시점 이후로는, 일측 하지가 유각기(swing phase) 상태로 진입하면서 인장되어 있던 동력 전달부(130) 및 탄성체(115)가 수축하고, 링크부(112)

의 타단(전방 끝단)이 상승 거동하면서 작용점 변환부(140)를 통해 대상자의 족부에 견인력을 발생시키게 된다.

[0081] 이와 관련하여, 보조 장치(100)의 각 조절 인자들을 조정함으로써 견인력은 초기에 가장 강하게 작용하며 점점 감소하도록 설계할 수 있으며, 중기 유각기에 저장되었던 인장력의 인가가 종료되고, 말기 유각기에서 족부의 하강 시 후상방으로 인장력이 가해지도록 하여 지면을 디딜 때의 충격을 완화하여 안정성을 높이도록 할 수 있다.

[0082] 또한, 도 8을 참조하면, 동력 전달부(130)의 동력 생성부(110)에 대한 지지점의 위치가 대상자의 보행 주기에 부합하도록 이동 가능하게 구비되는 것을 확인할 수 있다. 예를 들어, 도 8의 (a)에 도시된 상태에 대응하는 보행 상태에서는 동력 전달부(130)의 동력 생성부(110)에 대한 지지점의 위치가 도 8의 (b)에 도시된 상태에 대응하는 보행 상태 대비 상측에 위치할 수 있다. 보다 구체적으로, 동력 전달부(130)의 지지점의 위치는 동력 전달부(130)와 연결되는 위치 조절부(120)의 단부를 지칭하는 것일 수 있으나, 이에만 한정되는 것은 아니다. 또한, 이러한 동력 전달부(130)의 지지점의 위치가 변화할 수 있는 특성에 따라 대상자의 보행 주기에 따른 작용점 변환부(140)와의 상대적인 위치 역시 조정될 수 있고, 이에 따라 대상자에게 제공되는 견인력의 크기, 방향 등이 조절될 수 있다.

[0083] 도 10은 본원의 다른 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 개략적인 구성도이고, 도 11은 본원의 다른 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치의 동력 생성부의 세부 구성도이다.

[0084] 도 11 및 도 12를 참조하면, 본원의 다른 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치(100')(이하, '보조 장치(100')'라 한다.)의 동력 생성부(110)는 팬터그래프(pantograph) 작동 원리를 반영한 구조체를 포함할 수 있다. 본원의 다른 실시예에 따르면, 전술한 보조 장치(100)와 기본적으로 탄성체(115)의 탄성과 링크부(112)의 타단부의 상하 이동을 통해 동력을 축적 또는 제공하는 방식은 동일하게 유지하되, 보조 장치(100)의 링크부(112) 말단은 반원 형태의 거동 범위 내에서 한정적으로 움직일 수 있는 반면에, 도 11 및 도 12에 도시된 보조 장치(100')의 경우, 캠(1111)의 형상에 따라 링크부(112) 말단의 움직임 또한 가변적으로 설계될 수 있어 다양한 궤적의 움직임을 가능하게 하는 이점이 있을 수 있다. 달리 말해, 보조 장치(100')의 경우, 캠(1111)을 대상자에 맞추어 변경함으로써 보다 세분화된 보조력 프로파일을 제공할 수 있게 된다.

[0085] 이하에서는 상기에 자세히 설명된 내용을 기반으로, 본원의 동작 흐름을 간단히 살펴보기로 한다.

[0086] 도 12는 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치를 대상자의 신체 특성 및 보행 특성에 부합하도록 최적화 하는 프로세스에 대한 동작 흐름도이다.

[0087] 도 12에 도시된 대상자의 신체 특성 및 보행 특성에 부합하도록 최적화 하는 프로세스는 앞서 설명된 보조 장치(100)를 이용하여 수행될 수 있다. 따라서, 이하 생략된 내용이라고 하더라도 보조 장치(100)에 대하여 설명된 내용은 도 12에 대한 설명에도 동일하게 적용될 수 있다.

[0088] 도 12를 참조하면, 보조 장치(100)는 위치 조절부(120)와 대상자 신체 간의 상대적 위치, 탄성체(115) 및/또는 동력 전달부(130)의 탄성계수(강성), 탄성체 조절부(116)를 이용한 탄성체(115) 조정, 위치 조절부(120)의 위치, 작용점 변환부(140)의 연결 부재 길이 조정, 고정부(143)의 위치 조정, 체중 지지부(150)의 높이 등 다양한 요소의 조정이 가능하도록 구성될 수 있다. 이를 토대로 대상자의 신체 조건 및 장애 정도, 근력 수준, 병적 보행 패턴 등의 요소를 파악하여 보조력의 크기 및 방향, 힘이 인가되는 시기 등을 조정할 수 있다.

[0089] 이에 따라, 도시된 대상자의 신체 특성 및 보행 특성에 부합하도록 최적화 하는 프로세스는 신체 구조 및 기능 평가, 시뮬레이션 및 보조력 프로파일(profile) 선정 등을 포함하는 기반 설정 단계(S)와 대상자의 기기 착용, 실제 보행에 따른 세부 조정 등을 포함하는 착용 단계(T)를 거쳐 대상자의 신체 특성 및 보행 특성에 맞는 맞춤형 보조력을 제공하도록 구현될 수 있다

[0090] 먼저, 단계 S1에서 대상자의 영상 정보 및 신체 정보 중 적어도 하나를 포함하는 대상자 정보를 획득할 수 있다.

[0091] 다음으로, 단계 S2에서 대상자의 보행 기능을 평가할 수 있다.

[0092] 다음으로, 단계 S3에서 획득한 대상자 정보 및 보행 기능 평가 결과를 고려하여 대상자의 보행 보조 시뮬레이션을 수행할 수 있다.

[0093] 다음으로, 단계 S4에서 시뮬레이션 수행 결과에 따라 보조력 프로파일을 선정할 수 있다.

[0094] 다음으로, 단계 T1에서 대상자의 보조 장치(100) 착용에 앞서, 선정된 보조력 프로파일을 이용하여 기기의 각

요소(예를 들면, 위치 조절부(120)와 대상자 신체 간의 상대적 위치, 탄성체(115) 및/또는 동력 전달부(130)의 탄성계수(강성), 탄성체 조절부(116)를 이용한 탄성체(115) 조정, 위치 조절부(120)의 위치, 작용점 변환부(140)의 연결 부재 길이 조정, 고정부(143)의 위치 조정, 체중 지지부(150)의 높이 등)를 조정할 수 있다.

[0095] 다음으로, 단계 T2에서 대상자가 보조 장치(100)를 착용하고, 다음으로, 단계 T3에서 대상자의 보조 장치(100)를 이용한 실제 보행 수행 결과를 지속 평가하고, 평가 결과에 따라 1차적으로 세팅된 각 요소(예를 들면, 위치 조절부(120)와 대상자 신체 간의 상대적 위치, 탄성체(115) 및/또는 동력 전달부(130)의 탄성계수(강성), 탄성체 조절부(116)를 이용한 탄성체(115) 조정, 위치 조절부(120)의 위치, 작용점 변환부(140)의 연결 부재 길이 조정, 고정부(143)의 위치 조정, 체중 지지부(150)의 높이 등)에 대한 후속 조정이 이루어질 수 있다.

[0096] 본원의 일 실시예에 따른 무동력 보행 보조 장치를 대상자의 신체 특성 및 보행 특성에 부합하도록 최적화 하는 프로세스는 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 본 발명을 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 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0097] 또한, 무동력 보행 보조 장치를 대상자의 신체 특성 및 보행 특성에 부합하도록 최적화 하는 프로세스는 기록 매체에 저장되는 컴퓨터에 의해 실행되는 컴퓨터 프로그램 또는 애플리케이션의 형태로도 구현될 수 있다.

[0098] 전술한 본원의 설명은 예시를 위한 것이며, 본원이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본원의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.

[0099] 본원의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본원의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

[0100] 100: 무동력 보행 보조 장치

110: 동력 생성부

111: 지지부

112: 링크부

113: 길이 조절부

114: 고정 부재

115: 탄성체

116: 탄성체 조절부

117, 118, 119: 위치 조절 유닛

120: 위치 조절부

121: 링크 고정부

122: 좌우 고정링크

123: 좌우 조절부재

124: 외력 받침점

130: 동력 전달부

140: 작용점 변환부

141: 착용부

142: 연결부

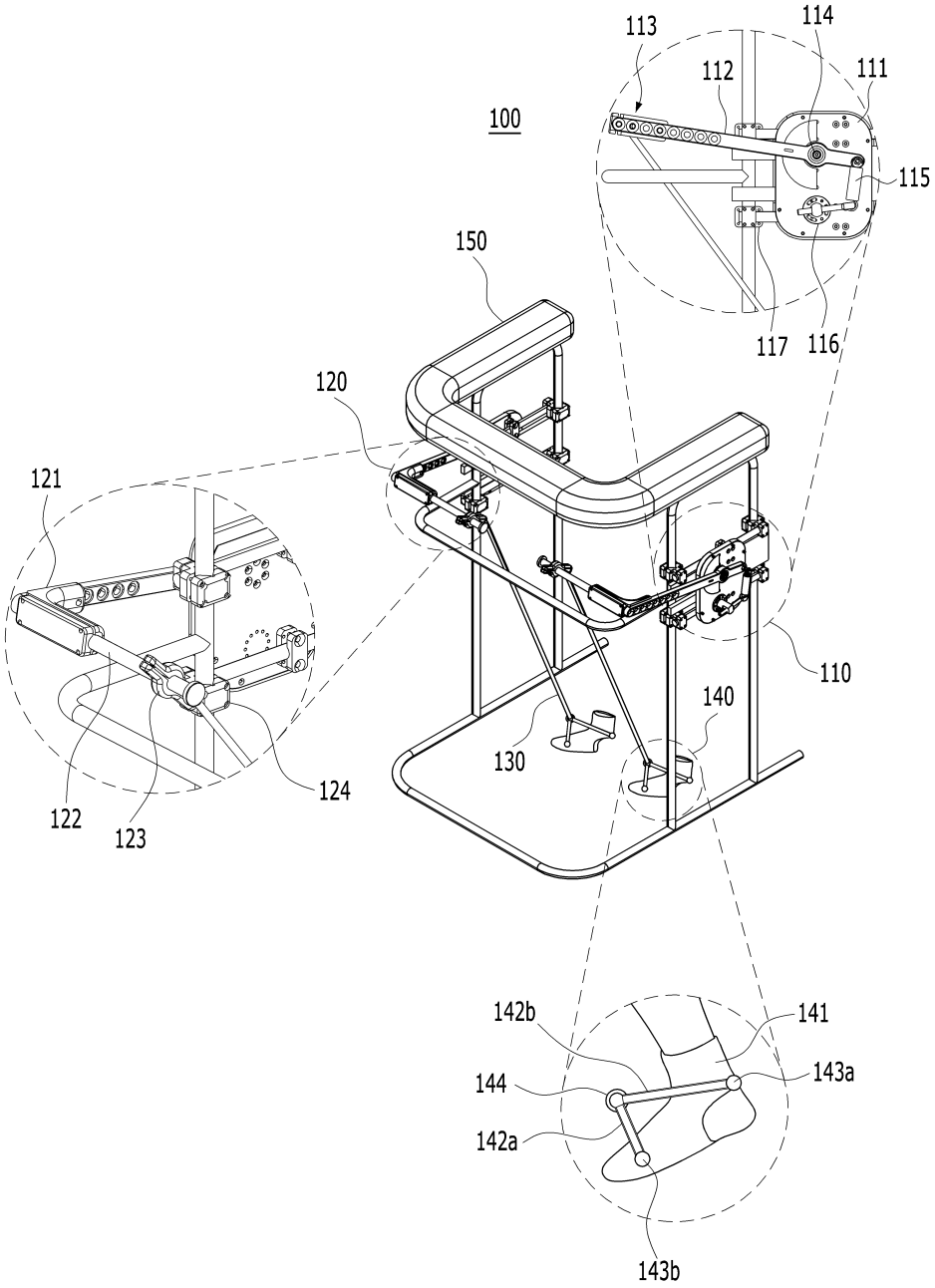
143: 고정부

144: 고리 부재

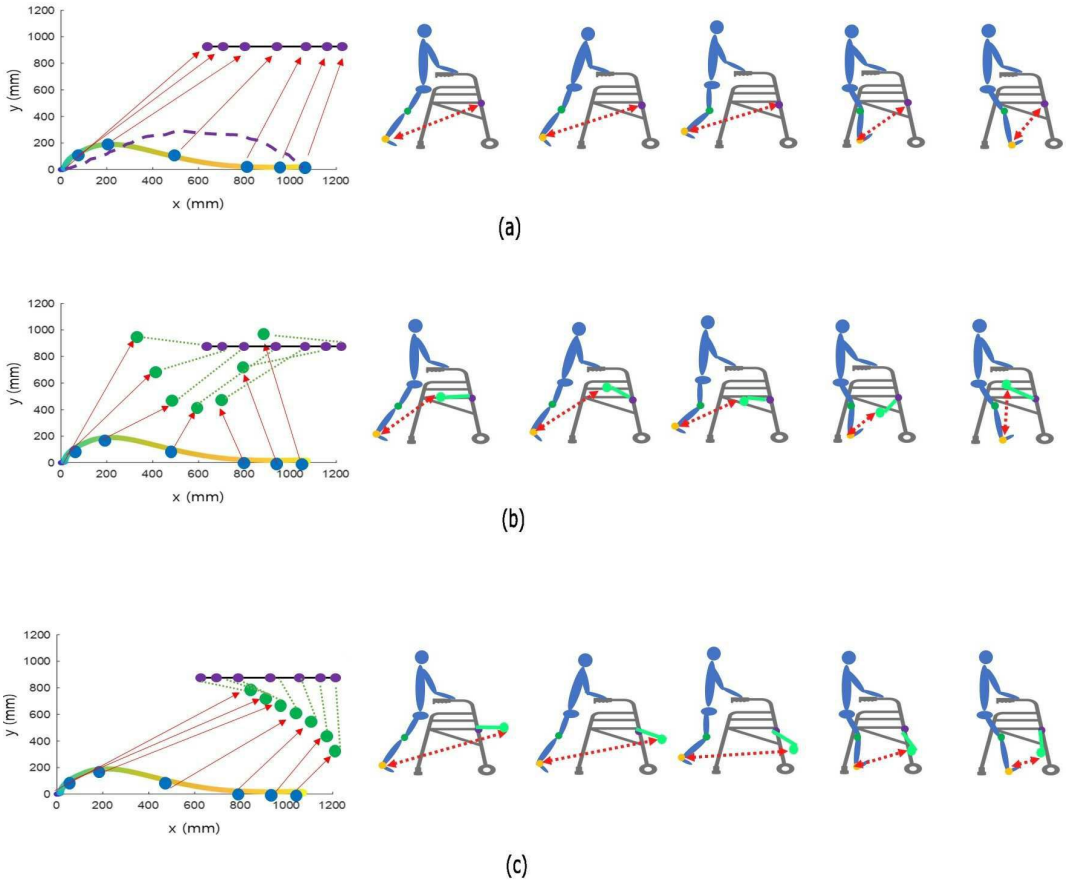
150: 체중 지지부

도면

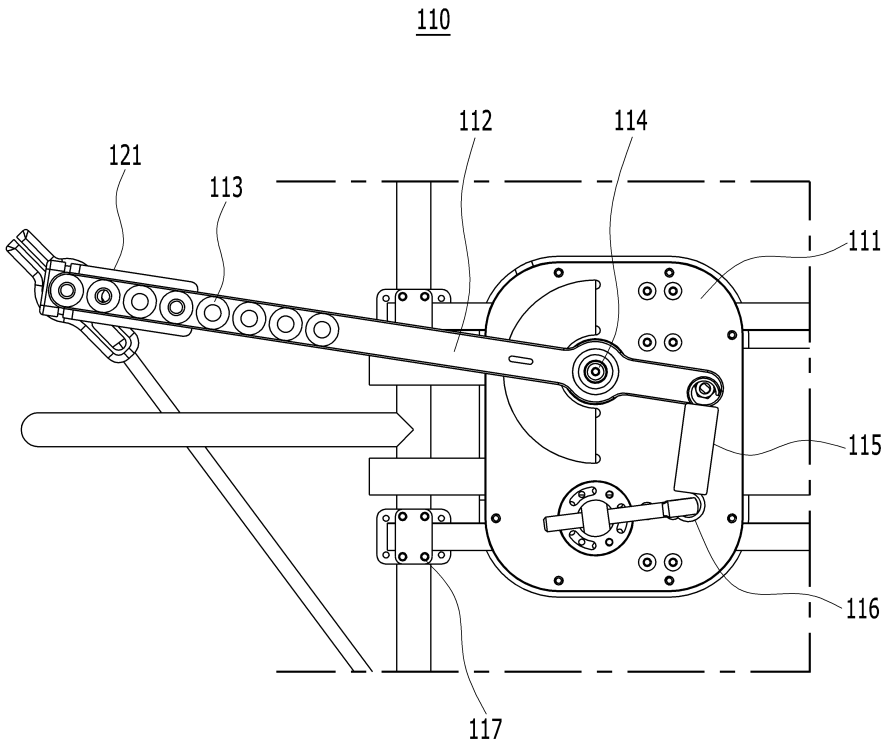
도면1


113
114
112
111
100
115
150
117
116
120
121
110
140
130
124
122
123
142b
141
144
143a
142a
143b

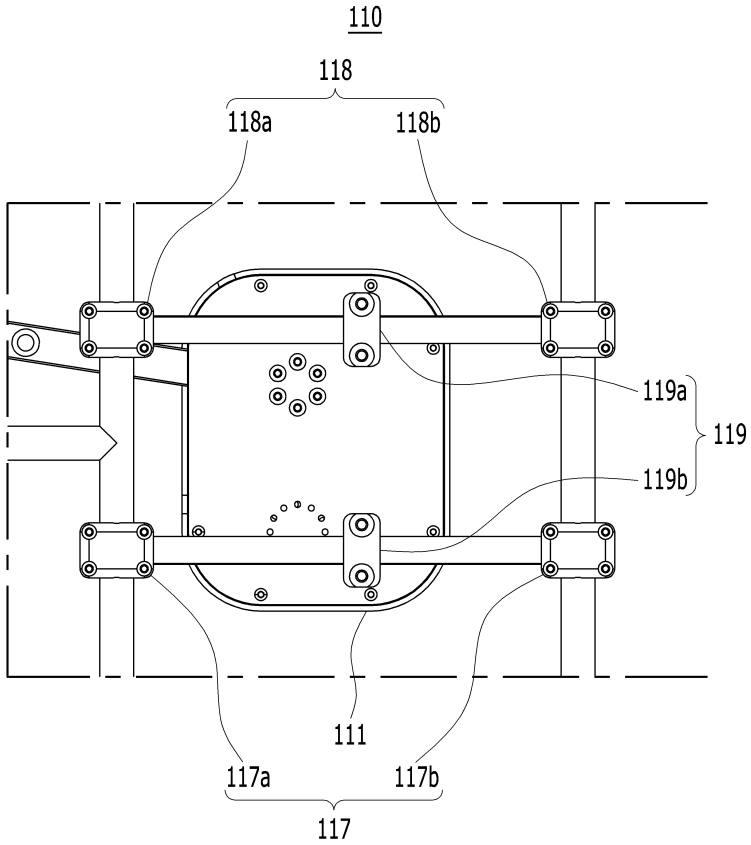
도면2



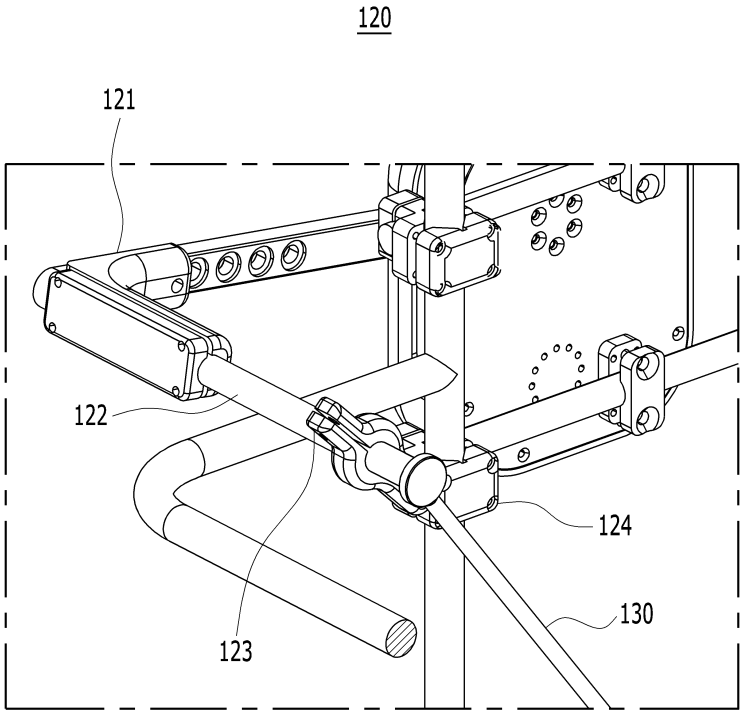
도면3



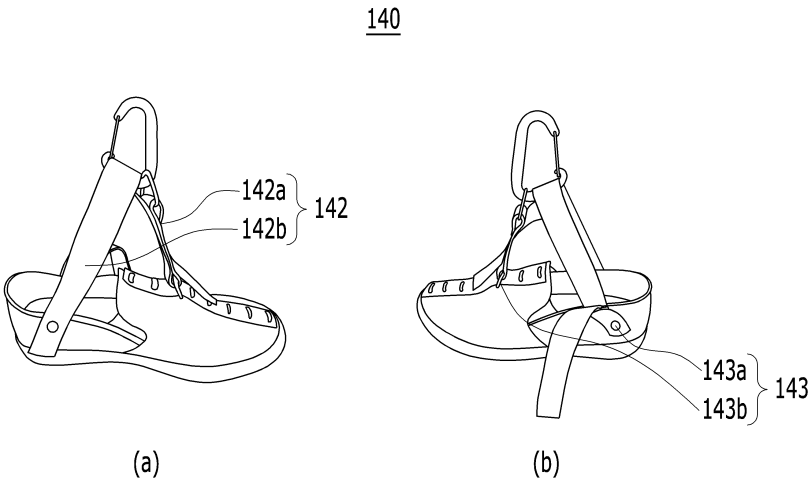
도면4


110
118
118a
118b
119a
119
119b
111
117a
117b
117

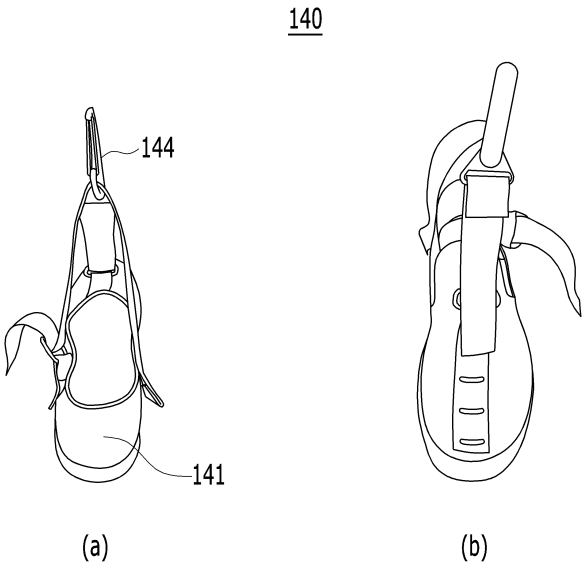
도면5


120
121
122
123
124
130

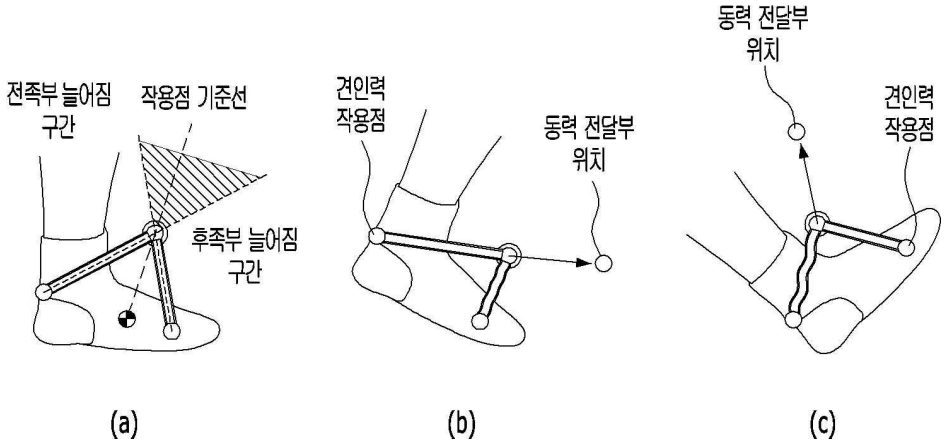
도면6a



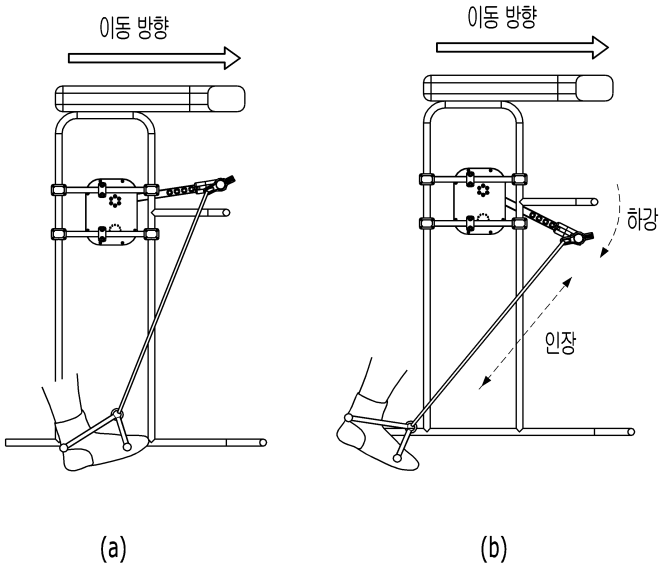
도면6b



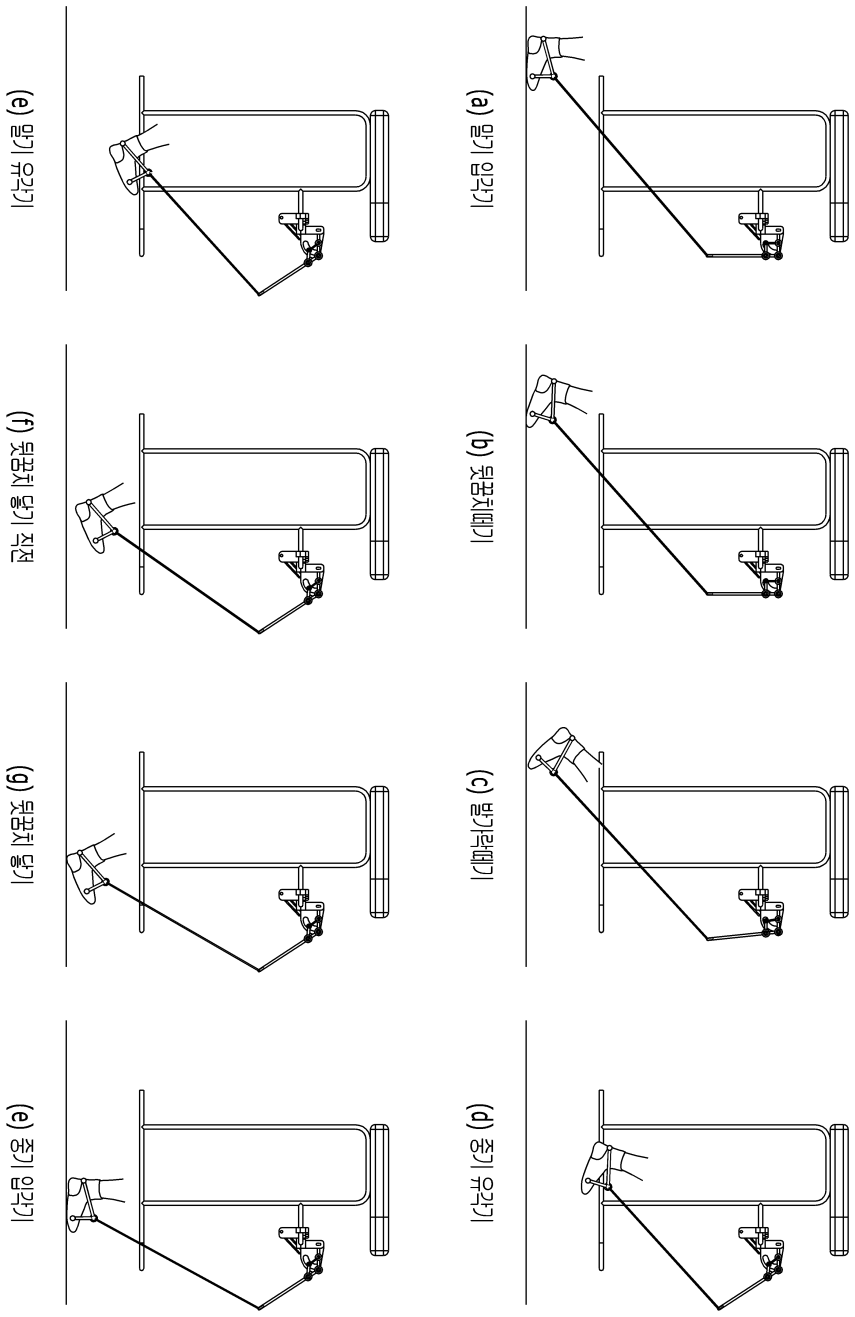
도면7


전족부 늘어짐
구간
작용점 기준선
후족부 늘어짐
구간
견인력
작용점
동력 전달부
위치
동력 전달부
위치
견인력
작용점
(a)
(b)
(c)

도면8


이동 방향
이동 방향
하강
인장
(a)
(b)

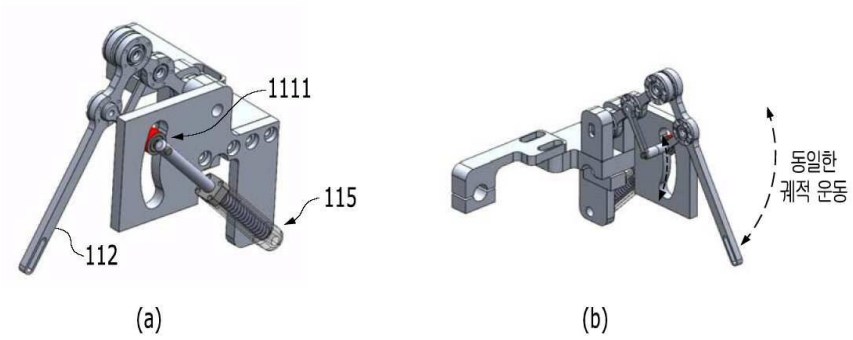
도면9


(a) 말기 입각기
(b) 뒷꿈치떼기
(c) 발가락떼기
(d) 중기 유각기
(e) 말기 유각기
(f) 뒷꿈치 닿기 직전
(g) 뒷꿈치 닿기
(e) 중기 입각기

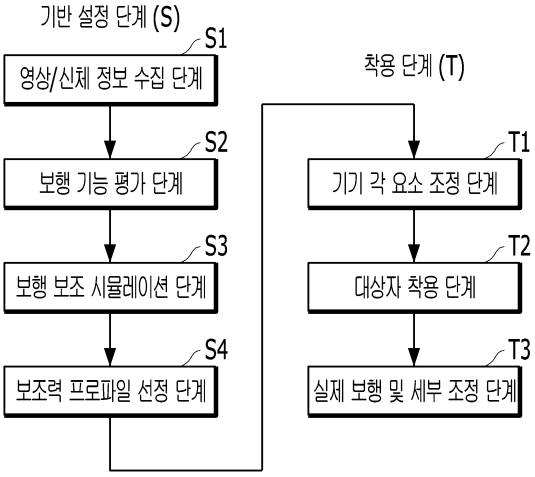
도면10



도면11



도면12


기반 설정 단계 (S)
S1
영상/신체 정보 수집 단계
S2
보행 기능 평가 단계
S3
보행 보조 시뮬레이션 단계
S4
보조력 프로파일 선정 단계
착용 단계 (T)
T1
기기 각 요소 조정 단계
T2
대상자 착용 단계
T3
실제 보행 및 세부 조정 단계