



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2024년12월03일

(11) 등록번호 10-2737115

(24) 등록일자 2024년11월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61H 1/02 (2006.01) A63B 23/04 (2006.01)

A63B 24/00 (2006.01) B25J 11/00 (2006.01)

B25J 13/08 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61H 1/0262 (2013.01)

A63B 23/047 (2022.08)

(21) 출원번호 10-2021-0106347

(22) 출원일자 2021년08월11일

심사청구일자 2021년08월11일

(65) 공개번호 10-2023-0024499

(43) 공개일자 2023년02월21일

(56) 선행기술조사문헌

JP2018050945 A*

KR1020180026692 A*

KR1020180122060 A

일본 공개특허공보 특개2018-050945

호(2018.04.05.) 1부.*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

주식회사 알피오

서울특별시 금천구 가산디지털2로 98, 제11층
제1-1107호, 제1-1108호(가산동, 아이티캐슬)

(72) 발명자

이진원

경기도 고양시 일산동구 장대길 80 (장항동)

김호연

경기도 안양시 동안구 흥안대로456번길 17,
평촌e-편한세상아파트 107-1401 (평촌동)

이정철

경기도 고양시 일산동구 위시티4로 80 위시티일산
자이1단지아파트 104동 1302호

(74) 대리인

천성훈

전체 청구항 수 : 총 6 항

심사관 : 김윤한

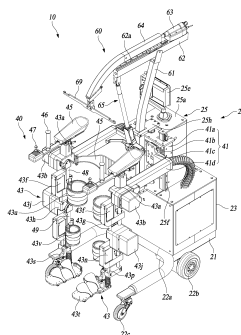
(54) 발명의 명칭 재활훈련용 능동보행 보조로봇

(57) 요약

본 발명은 재활훈련용 능동보행 보조로봇에 관한 것이다. 이는, 지지력을 제공하는 본체와; 외부로부터 입력된 설정값에 따른 제어신호를 출력하는 컨트롤러와; 상기 본체에 지지되며, 환자의 하지(下肢)와 결합한 상태로, 컨트롤러의 제어에 따른 걷기 운동 모션을 출력하는 것으로서, 환자의 보행 시도 시 발생하는 힘을 센싱하고, 센싱된 값이 상기 설정값보다 클 때 보행 재활 모션을 출력하는 하지운동부를 포함한다.

상기와 같이 이루어지는 본 발명의 재활훈련용 능동보행 보조로봇은, 환자가 움직이고자 하는 의도가 감지된 경우에만 동작하되 설정된 횟수만큼 만의 걸음 모션을 출력하여, 환자에게 무리를 주지 않아 부상을 방지할 수 있고, 환자도 본인의 페이스에 맞춰, 본인의 주도하에 능동적으로 재활훈련을 수행할 수 있어 양호한 훈련 효과를 얻을 수 있다.

대표도



(52) CPC특허분류

A63B 24/0087 (2013.01)

B25J 11/008 (2013.01)

B25J 13/085 (2013.01)

A61H 2201/1215 (2013.01)

A61H 2201/1642 (2013.01)

A61H 2201/1652 (2013.01)

A61H 2201/50 (2013.01)

A61H 2201/5023 (2013.01)

A61H 2201/5061 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

지지력을 제공하는 본체와;

외부로부터 입력된 설정값에 따른 제어신호를 출력하는 컨트롤러와;

상기 본체에 지지되며, 환자의 하지(下肢)와 결합한 상태로, 컨트롤러의 제어에 따른 걷기 운동 모션을 출력하는 것으로서, 환자의 보행 시도 시 발생하는 힘을 센싱하고, 센싱된 값이 상기 설정값보다 클 때 보행 재할 모션을 출력하는 하지운동부와;

환자가 착용한 하네스의 멜빵을 지지하는 막대형 부재인 행거와, 상기 행거를 승강시키는 리프팅아암과, 상기 리프팅아암을 슬라이딩 가능하게 지지하는 연장레일과, 상기 리프팅아암을 상하로 회전시키는 틸팅부를 구비하는 리프팅 장치;를 구비하고,

상기 컨트롤러는, 상기 환자가 착용한 하네스가 상기 행거에 걸어 지지된 상태의 행거의 위치 좌표와, 상기 환자의 신체사이즈를 전달받아서, 상기 컨트롤러가 상기 행거 위치를 자동으로 조절하는,

재활훈련용 능동보행 보조로봇.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 하지운동부는,

환자 엉덩이의 좌우측에 위치하는 제1관절블록, 제1관절블록에 장착된 제1모터, 상기 컨트롤러와 접속됨과 아울러 제1모터의 회전력을 전달받아 회전하는 제1로드셀, 제1관절블록의 하부에 위치하며 환자의 무릎에 대응 배치되고 제1로드셀의 회전력을 전달받는 제2관절블록, 제2관절블록에 장착되는 제2모터, 상기 컨트롤러와 접속됨과 아울러 제2모터의 회전력을 전달받아 회전하는 제2로드셀, 제2관절블록의 하부에 위치하고 환자의 발을 받치는 발판, 환자의 대퇴부에 채워지며 제1로드셀로부터 힘을 받아 움직이는 대퇴부홀더, 환자의 하퇴부에 채워지고 제2로드셀로부터 힘을 받아 움직이는 하퇴부홀더를 구비한 하지운동부를 포함하고,

상기 컨트롤러는, 하지운동부의 정지상태에서, 환자의 보행 시도에 따라, 제1로드셀과 제2로드셀에 전달된 힘을, 상기 설정값과 비교하여 제1모터 및 제2모터의 동작 여부를 결정하며,

상기 제1로드셀 및 제2로드셀에 전달되는 힘은 상기 제1로드셀 및 제2로드셀에 각각 연결된 모터연결부에 회전토크가 전달되도록 하고, 상기 회전토크가 설정치 이상일 경우, 상기 제1모터 및 제2모터를 동작시키는,

재활훈련용 능동보행 보조로봇.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제1로드셀과 제2관절블록의 사이에는, 제1관절블록과 제2관절블록의 간격을 조절하는 제1간격조절수단이 설치되고,

제2로드셀과 발판의 사이에는, 제2관절블록과 발판의 간격을 조절하는 제2간격조절수단이 구비되며,

제1로드셀은;

제1모터로부터 회전력을 전달받는 모터연결부와, 모터연결부에 일체를 이루고 길이방향으로 연장되어 제1간격조절수단에 고정되는 연장부로 구성되고, 정지 상태의 대퇴부홀더가 움직이는 순간의 모터연결부에 전달되는 힘을 측정하여 컨트롤러로 전달하며,

제2로드셀은;

제2모터로부터 회전력을 전달받는 모터연결부와, 모터연결부에 일체를 이루고 길이방향으로 연장되어 제2간격조절수단에 고정되는 연장부로 구성되고, 정지 상태의 하퇴부홀더가 움직이는 순간의 모터연결부에 전달되는 힘을 측정하여 컨트롤러로 전송하는,

재활훈련용 능동보행 보조로봇.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 컨트롤러는,

제1로드셀과 제2로드셀로부터 전달받은 힘의 합력을 상기 설정값과 비교하여, 합력이 설정값보다 클 때 제1,2모터를 구동하는,

재활훈련용 능동보행 보조로봇.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 컨트롤러와 접속되며, 제1모터 및 제2모터를 동작시킬 설정값과, 하지운동부의 작동 시 하지운동부가 출력할 발걸음수를 입력하는 입출력부가 더 포함된,

재활훈련용 능동보행 보조로봇.

청구항 6

제2항에 있어서,

상기 본체에는,

본체에 지지되며 환자에게 인양력을 제공하여 발판 위에 올라선 환자의 하중 부담을 경감하는 리프트장치가 설치된,

재활훈련용 능동보행 보조로봇.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 보행 재활훈련용 보조로봇에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 환자의 보행 의지를 센싱하여 보행 재활 모션을 출력함으로써, 재활훈련에 무리를 주지 않는, 재활훈련용 능동보행 보조로봇에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 고령 인구의 증가에 비례하여, 치매나 뇌졸중 또는 파킨슨병과 같은 여러 가지 노인성 질환을 갖는 환자의 숫자도 늘어나고 있다. 노인성 질환으로 거동이 불편한 노인들에게 중요한 것은, 약물치료 이외에도 물리적 재활치료를 통하여 근육을 회복 내지 유지하는 것이다. 또한, 굳이 노인성 질환이 아니더라도, 사고에 의해 하반신이 불편한 사람이나 뇌성마비 환자 등의 경우에도, 손상 부위의 기능적 회복이나 근육 강화를 위해 재활훈련은 필수적이다.

[0003] 재활훈련은, 과학적이고 체계적인 노력이 장기적으로 진행되어야 어느 정도의 성과를 올릴 수 있다. 그런데, 재활훈련을 장기적으로 수행하기 위해서는 물리치료사의 많은 육체적 노력과 숙련도 등이 요구된다. 하지만, 현실적으로, 한 사람의 물리치료사가 여러 명의 재활 훈련을 시켜야 하는 상황에서, 지속적이고 효과적인 재활 훈련을 하는 것은 어렵다.

[0004] 이러한 문제를 해결하기 위하여, 재활훈련을 위한 다양한 기계 전자 장치 등이 개발 및 사용되고 있다. 예를 들면, 보행 훈련을 보조해 주는 보행 보조 장치들이나, 어깨 등 상체의 거동을 보조하고 근육을 회복시킬 수 있는 상지 재활 기기들도 개발되어 있다.

[0005] 보행 보조로봇은, 일시적으로 보행 능력을 상실한 사람의 보행 능력을 회복시키는 재활 운동을 보조하거나, 영

구적으로 보행 능력을 일부 상실한 사람이 혼자서 보행하는 것을 도와준다.

[0006] 환자의 보행을 보조하는 장치로서, 국내 등록특허공보 제10-1221046호(지능형 외골격 로봇기반의 일상생활 보조 및 재활훈련 시스템)가 개시된 바 있다. 그런데, 개시된 재활훈련 시스템은, 장치를 환자의 몸에 정확히 맞추기가 힘들어 착용이 어렵고, 심한 경우 찰과상이나 피부 괴사 등을 초래할 수 있다.

[0007] 또한, 국내 등록특허공보 제10-1979938호(보행 보조 로봇)에는, 환자의 다리에 착용되어 걷기 운동 모션을 제공하는 한 쌍의 하지외골격과, 하지외골격을 제어함과 동시에 주행능력을 갖는 본체가 개시되어 있다.

[0008] 그런데, 상기 보행 보조 로봇은, 환자가 하지외골격 위에 서 있어야 하는 것이므로, 환자의 체중이 그대로 다리에 실려 관절이 약한 환자의 경우 오히려 관절 손상을 입을 수 있다. 특히, 하지외골격의 각 관절은, 단순히, 프로그램 된 속도와 각도로 움직이므로, 환자가 기계의 움직임에 따라가지 못할 경우 부상을 입을 수 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) 국내 등록특허공보 제10-1221046호 (지능형 외골격 로봇기반의 일상생활 보조 및 재활훈련 시스템)

(특허문헌 0002) 국내 등록특허공보 제10-1979938호 (보행 보조 로봇)

(특허문헌 0003) 국내 등록특허공보 제10-0615446호 (근전도 생체신호제어형 동력보행보조기)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명은 상기 문제점을 해소하고자 창출한 것으로서, 환자에게 무리를 주지 않아 부상을 방지할 수 있고, 환자도 본인의 페이스에 맞춰, 본인의 주도하에 능동적으로 재활훈련을 수행할 수 있어 양호한 훈련 효과를 얻을 수 있게 하는, 재활훈련용 능동보행 보조로봇을 제공함에 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0011] 상기 목적을 달성하기 위한 과제의 해결수단으로서의 본 발명의 재활훈련용 능동보행 보조로봇은, 지지력을 제공하는 본체와; 상기 본체에 설치되고, 외부로부터 입력된 설정값에 따른 제어신호를 출력하는 컨트롤러와; 상기 본체에 지지되며, 환자의 양쪽 다리와 결합한 상태로, 컨트롤러의 제어에 따른 걷기 운동 모션을 출력하는 것으로서, 환자 엉덩이의 좌우측에 위치하는 제1관절블록, 제1관절블록에 장착된 제1모터, 상기 컨트롤러와 접속됨과 아울러 제1모터의 회전력을 전달받아 회전하는 제1로드셀, 제1관절블록의 하부에 위치하며 환자의 무릎에 대응 배치되고 제1로드셀의 회전력을 전달받는 제2관절블록, 제2관절블록에 장착되는 제2모터, 상기 컨트롤러와 접속됨과 아울러 제2모터의 회전력을 전달받아 회전하는 제2로드셀, 제2관절블록의 하부에 위치하고 환자의 발을 받치는 발판, 환자의 대퇴부에 채워지며 제1로드셀로부터 힘을 받아 움직이는 대퇴부홀더, 환자의 하퇴부에 채워지고 제2로드셀로부터 힘을 받아 움직이는 하퇴부홀더를 구비한 하지운동부를 포함하고, 상기 컨트롤러는, 하지운동부의 정지상태에서, 환자의 보행 시도에 따라, 제1로드셀과 제2로드셀에 전달된 힘을, 상기 설정값과 비교하여 제1모터 및 제2모터의 동작 여부를 결정한다.

[0012] 또한, 상기 제1로드셀과 제2관절블록의 사이에는, 제1관절블록과 제2관절블록의 간격을 조절하는 제1간격조절수단이 설치되고, 제2로드셀과 발판의 사이에는, 제2관절블록과 발판의 간격을 조절하는 제2간격조절수단이 구비되며, 제1로드셀은; 제1모터로부터 회전력을 전달받는 모터연결부와, 모터연결부에 일체를 이루고 길이방향으로 연장되어 제1간격조절수단에 고정되는 연장부로 구성되고, 정지 상태의 대퇴부홀더가 움직이는 순간의 모터연결부에 전달되는 힘을 측정하여 컨트롤러로 전달하며, 제2로드셀은; 제2모터로부터 회전력을 전달받는 모터연결부와, 모터연결부에 일체를 이루고 길이방향으로 연장되어 제2간격조절수단에 고정되는 연장부로 구성되고, 정지 상태의 하퇴부홀더가 움직이는 순간의 모터연결부에 전달되는 힘을 측정하여 컨트롤러로 전송한다.

[0013] 아울러, 상기 컨트롤러는, 제1로드셀과 제2로드셀로부터 전달받은 힘의 합력을 상기 설정값과 비교하여, 합력이 설정값보다 클 때 제1,2모터를 구동한다.

[0014] 또한, 상기 컨트롤러와 접속되며, 제1모터 및 제2모터를 동작시킬 설정값과, 하지운동부의 작동 시 하지운동부가 출력할 발걸음수를 입력하는 입출력부가 더 포함된다.

[0015] 그리고, 상기 본체에는, 본체에 지지되며 환자에게 인양력을 제공하여 발판 위에 올라선 환자의 하중 부담을 경감하는 리프트장치가 설치된다.

발명의 효과

[0016] 상기와 같이 이루어지는 본 발명의 재활훈련용 능동보행 보조로봇은, 환자가 움직이고자 하는 의도가 감지된 경우에만 동작하되 설정된 횟수만큼 만의 걸음 모션을 출력하여, 환자에게 무리를 주지 않아 부상을 방지할 수 있고, 환자도 본인의 페이스에 맞춰, 본인의 주도하에 능동적으로 재활훈련을 수행할 수 있어 양호한 훈련 효과를 얻을 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 재활훈련용 능동보행 보조로봇의 전체 구조를 도시한 사시도이다.

도 2는 도 1에 도시한 보조로봇의 측면도이다.

도 3 내지 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 재활훈련용 능동보행 보조로봇에서의 능동보행 보조 방식을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 보조로봇에서의 능동보행 모드 구현 방식을 설명하기 위한 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 이하, 본 발명에 따른 하나의 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 보다 상세히 설명하기로 한다.

[0019] 기본적으로 본 발명의 능동보행 보조로봇은, 환자가, 본인의 의사로 하지(下肢)의 운동 모션을 출력하는 구조를 갖는다. 이를테면, 몸이 불편한 환자가, 다리나 엉덩이에 어느 정도 이상의 힘을 주면, 보조로봇이 힘을 감지하고, 힘의 감지를 근거로 운동 모션을 출력하는 것이다. 운동 모션이라 함은 걷기 운동 모션이다.

[0020] 이러한 능동보행 보조로봇은, 종전 재활치료용 로봇이, (환자의 컨디션이나 운동능력을 무시하고) 단순히 기계적으로 움직이는 것과 차이가 있는 것이다. 본 발명의 능동보행 보조로봇은, 재활훈련을 로봇이 주도하는 것이 아니라, 환자가 주도하는 것이다. 따라서, 환자가 로봇의 움직임을 쫓아야 한다는 부담이 없고, 사용 중 부상을 입을 염려가 전혀 없다.

[0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 재활훈련용 능동보행 보조로봇(10)의 전체 구조를 도시한 사시도이고, 도 2는 도 1에 도시한 보조로봇의 측면도이다. 또한, 도 3 내지 도 5는 능동보행 보조로봇에서의 능동보행 보조 방식을 설명하기 위한 도면이다.

[0022] 도시한 바와 같이, 본 실시예에 따른 능동보행 보조로봇(10)은, 본체(20), 운동모션출력부(40), 리프트장치(60), 컨트롤러(25c)의 기본 구성을 갖는다.

[0023] 본체(20)는, 베이스프레임(21), 받침케이스(23), 제어부(25), 입출력부(25e)를 구비한다.

[0024] 베이스프레임(21)은, 능동보행 보조로봇(10)을 수평으로 받쳐 지지하는 것으로서, 두 개씩의 후륜(22b) 및 전륜(22c)과, 후륜(22b)에 주행 토크를 인가하는 휠구동모터(22a)를 갖는다. 이와 같이 후륜(22b)이 휠구동모터(22a)에 구름 운동 하므로, 배터리(23a)의 전력을 휠구동모터(22a)로 인가하여 보조로봇(10)을 원하는 장소로 쉽게 이동시킬 수 있다.

[0025] 받침케이스(23)는 육면체 형태의 박스형 부재로서, 배터리(23a)를 내장한다. 받침케이스(23)는 베이스프레임(21)에 고정된 상태로 제어부(25)를 지지하는 지지구조체이다. 제어부(25)가 받침케이스(23)의 상부에 지지되는 것이다. 배터리(23a)는 외부로부터 인가된 전력에 의해 충전되는 충전형 배터리로서, 보조로봇(10)을 구동하기 위한 전력을 공급한다. 즉, 휠구동모터(22a), 운동모션출력부(40), 틸팅부(65), 아암구동부(63)에 전력을 인가하는 것이다.

[0026] 제어부(25)는 고정박스(25a)와 컨트롤러(25c)를 구비한다.

[0027] 컨트롤러(25c)는 보조로봇(10)의 동작에 필요한 모든 제어신호를 출력한다. 특히, 환자가 자력(自力)으로 하지운동부(43)에 힘을 가해 하지운동부(43)를 움직였을 때, 운동모션 출력부(40)를 구동한다. 후술하는 바와 같이,

하지운동부(43)를 움직이면 제1로드셀(48) 및 제2로드셀(49)의 모터연결부(48a, 49a)에 회전토크가 전달되는데, 회전토크가 설정치 이상일 경우, 컨트롤러(25c)는 제1모터(43b) 및 제2모터(43j)를 동작시키는 것이다.

- [0028] 다시 말하면, 컨트롤러(25c)는, 하지운동부(43)의 정지상태에서, 환자의 보행 시도에 따라, 제1로드셀(48)과 제2로드셀(49)로 전달된 힘을, 미리 저장되어 있는 설정값과 비교하여, 전달된 힘이, 설정 값 보다 클 때, 제1모터 및 제2모터를 구동하고, 설정 값 보다 작을 때에는 제1,2모터를 구동하지 않는다.
- [0029] 고정박스(25a)는 육면체의 형태를 취하며 양측부에 수직의 승강가이드레일(25f)을 갖는다. 승강가이드레일(25f)은 위치유지부(41)를 승강운동 가능하게 지지한다.
- [0030] 또한 고정박스(25a)의 상부에는 입출력부(25e)가 설치된다. 입출력부(25e)는 컨트롤러(25c)와 접속되며, 제1모터(43b) 및 제2모터(43j)를 동작시킬 설정값과, 하지운동부(43)의 작동 시 하지운동부가 출력할 발걸음수를 입력할 수 있는 인터페이스이다.
- [0031] 상기 설정값이라 함은, 컨트롤러(25c)가 하지운동부(43)를 동작시킬 수 있는 최소 조건값이다. 예를 들어, 설정값이 2kgf로 세팅되어 있는 상태에서, 환자가 하지운동부(43)에 1.5kgf의 힘을 가하면 하지운동부(43)는 작동하지 않는다. 하지만 설정 값 보다 큰 3kgf의 힘을 가하면, 컨트롤러(25c)는 (설정값 보다 큰 힘이 들어온 것이므로) 하지운동부(43)를 동작시킨다.
- [0032] 아울러 발걸음수는 하지운동부(43)의 걸음수이다. 좌우측 하지운동부(43)가 작동하기 시작 한 후 정지할 때 까지의 걸음 수이다. 예를 들어, 발걸음수를 3으로 입력하였다면, 하지운동부(43)가 세 걸음 걸은 후 정지하는 것이다.
- [0033] 입출력부(25e)는, 환자에 맞는 설정값을 입력하거나, 훈련 중 환자의 운동량이나 운동시간, 맥박 등을 디스플레이 할 수 있는 터치스크린이다. 보조로봇(10)을 여러 사람이 사용할 경우, 환자의 이름과 신장, 체중, 장애정도, 운동 방법 등을 입력 및 저장하고, 해당 환자가 다시 재활훈련 할 때, 저장되어 있는 내용을 띄워 관리할 수 있으므로 매우 편리하다.
- [0034] 운동모션출력부(40)는, 위치유지부(41)와 하지운동부(43)를 구비한다. 하지운동부(43)는, 환자의 좌우측 다리를 운동시키고, 위치유지부(41)는 각 하지운동부(43)를 고정박스(25a)에 위치조절 가능하게 지지시키는 역할을 한다.
- [0035] 위치유지부(41)는, 각 승강가이드레일(25f)에 지지되며 승강 운동하는 수직슬라이더(41a), 수직슬라이더(41a)를 연결하는 수평가이드레일(41b) 수평가이드레일(41b)에 슬라이딩 가능하도록 설치되는 한 쌍의 수평슬라이더(41c), 각 수평슬라이더(41c)의 단부에 고정되는 연장아암(41d)으로 이루어진다. 연장아암(41d)은 수평방향 및 수직방향으로 위치조절이 가능하다.
- [0036] 하지운동부(43)는 환자의 좌측다리와 우측다리와 결합한 상태로 걷기 운동 모션을 제공하는 역할을 하며, 좌우측 연장아암(41d)에 지지된다.
- [0037] 하지운동부(43)는, 제1관절블록(43a), 제1모터(43b), 제1로드셀(48), 제1간격조절수단, 제2관절블록(43h), 제2모터(43j), 제2로드셀(49), 제2간격조절수단, 연결링크(43s), 발판(43t)을 구비한다.
- [0038] 제1관절블록(43a)은 연장아암(41d)의 단부에 고정되는 것으로서 환자 엉덩이의 좌우측에 위치하며, 제1모터(43b)와 제1로드셀(48)을 지지한다. 제1모터(43b)는 제1관절블록(43a)의 외측부에 수평으로 고정되며 컨트롤러(25c)의 제어에 의해 회전력을 출력한다. 제1모터(43b)의 구동축(미도시)은 제1관절블록(43a)을 통과해 수평으로 연장되며 제1로드셀(48)의 모터연결부(48a)와 결합한다. 제1모터(43b)의 동작에 의해 제1로드셀(48)은 화살표 a방향 및 그 반대방향으로 양방향 회전운동 한다.
- [0039] 제1로드셀(48)은, 제1모터로부터 회전력을 전달받는 모터연결부(48a)와, 모터연결부에 일체를 이루고 길이방향으로 연장되는 연장부(48b)를 구비한다. 연장부(48b)의 연장방향은 모터 구동축의 축방향에 대해 직교한다.
- [0040] 아울러 연장부(48b)의 단부에는 제1간격조절수단이 연결된다. 제1간격조절수단은, 제1관절블록(43a)과 제2관절블록(43h)의 간격을 조절하는 것으로서, 수용커넥터(43e) 및 제1액츄에이터(43f)를 갖는다. 수용커넥터(43e)는 속이 빈 사각틀로서 제1액츄에이터(43f)를 수용한다. 연장부(48b)의 단부는 수용커넥터(43e)의 일측에 볼팅 결합한다.
- [0041] 제1액츄에이터(43f)는 전기식 액츄에이터로서, 승강로드(43g)를 통해 제2관절블록(43h)과 연결된다. 승강로드(43g)는 제1액츄에이터(43f)의 작동에 의해 길이방향으로 이동하는 환봉형 부재이다. 결국 제1액츄에이터(43f)

를 동작시켜 제1관절블록(43a)에 대한 제2관절블록(43h)의 간격을 조절할 수 있는 것이다. 간격을 조절하는 이유는, 보조로봇(10)을 사용하는 여러 환자의 신체 사이즈가 다르기 때문이다.

- [0042] 상기 제2관절블록(43h)에는 대퇴부홀더(43u)가 고정된다. 대퇴부홀더(43u)는 환자의 대퇴부를 수용하는 부재이다.
- [0043] 한편, 제1로드셀(48)은 컨트롤러(25c)와 접속되어, 제1로드셀(48)이 감지한 정보가 컨트롤러(25c)로 바로 전송된다. 이를 테면, 도 3에 도시한 바와 같이, 하지운동부(43)가 수직으로 대기하고 있는 상태에서, 대퇴부홀더(43u)를 화살표 f1방향으로 가압하면, 가압력이 제2관절블록(43h)과 수용커넥터(43e)를 거쳐 제1로드셀(48)로 전달되는데, 제1로드셀(48)로 입력되는 힘의 크기를 컨트롤러(25c)로 전달하는 것이다.
- [0044] 제1로드셀(48)은 수용커넥터(43e) 아래쪽의 부품을 지지하는 지지대 역할과, 대퇴부홀더(43u)에 가해진 힘을 커넥터로 전달하는 두 가지 역할을 한다.
- [0045] 제2관절블록(43h)는 승강로드(43g)의 하단부에 고정되는 것으로서, 환자의 양쪽 무릎의 외측에 대응 배치된다.
- [0046] 제2모터(43j)는 제2관절블록(43h)의 외측부에 수평으로 고정된 것으로서, 컨트롤러(25c)의 제어에 의해 회전력을 출력한다. 제2모터(43j)의 구동축은 제2관절블록(43h)를 수평으로 관통하여, 제2로드셀(49)의 모터연결부(49a)와 결합한다.
- [0047] 제2로드셀(49)은, 제2모터(43j)로부터 회전력을 전달받는 모터연결부(49a)와, 모터연결부에 일체를 이루고 길이 방향으로 연장된 연장부(49b)로 구성된다. 제2로드셀(49) 자체는 제1로드셀(48)과 같은 구조를 갖는다. 제2로드셀(49)의 연장부(48b)의 연장방향은 제2모터(43j) 구동축의 축방향에 대해 직교한다.
- [0048] 연장부(49b)의 단부에는 제2간격조절수단이 연결된다. 제2간격조절수단은, 제2관절블록(43h)과 발판(43t)의 간격을 조절하는 것으로서, 수용커넥터(43m) 및 제2액츄에이터(43n)를 갖는다. 수용커넥터(43m)는 속이 빈 사각틀로서 제2액츄에이터(43n)를 수용한다. 제2로드셀의 연장부(49b)의 단부는 수용커넥터(43m)의 일측에 볼팅 결합한다.
- [0049] 제2액츄에이터(43n)도 전기식 액츄에이터로서, 승강로드(43p)를 통해 연결링크(43s)와 연결된다. 승강로드(43p)는 제2액츄에이터(43n)의 작동에 의해 길이방향으로 이동하는 환봉형 부재이다. 결국 제2액츄에이터(43n)를 동작시켜 제2관절블록(43h)에 대한 발판(43t)의 간격을 조절할 수 있다. 간격을 조절하는 이유는, 보조로봇(10)을 사용하는 여러 환자의 신체 사이즈가 다르기 때문이다. 연결링크(43s)는 승강로드(43p)와 발판(43t)을 연결하는 부속이다. 또한 발판(43t)은 환자의 발을 지지하는 판상 부재이다.
- [0050] 상기 연결링크(43s)에는 하퇴부홀더(43v)가 고정된다. 하퇴부홀더(43v)는 환자의 하퇴부를 수용하는 부재이다.
- [0051] 제2로드셀(49)은 컨트롤러(25c)와 접속되어, 제2로드셀(49)이 감지한 정보가 컨트롤러(25c)로 바로 전송된다. 이를 테면, 도 3에 도시한 바와 같이, 하지운동부(43)가 수직으로 대기하고 있는 상태에서, 하퇴부홀더(43v)를 화살표 f2방향으로 가압하면, 가압력이, 연결링크(43s)와 수용커넥터(43m)를 거쳐 제2로드셀(49)로 전달되는데, 제2로드셀(49)로 입력되는 힘의 크기가 컨트롤러(25c)로 전달되는 것이다. 제2로드셀(49)은 연결링크(43s)와 발판(43t)을 지지하는 역할과, 하퇴부홀더(43v)에 가해진 힘을 커넥터로 전달하는 역할을 한다.
- [0052] 또한 양측 제1관절블록(43a)의 상부에는 팔걸이(45), 손잡이(46), 주행제어스틱(47)이 위치한다. 환자는 팔걸이(45)에 자신의 팔을 걸친 상태로, 손잡이(46)를 잡거나, 손가락으로 주행제어스틱(47)을 조작하여, 주행, 정지, 좌우회전 신호를 출력한다. 손을 사용할 수 없는 환자의 경우, 주행제어스틱(47)은, 함께 동반하고 있는 치료사가 조작한다.
- [0053] 한편, 환자가 발판(43t)에 올라선 상태로 스스로 서있을 수 없는 경우에는 리프트장치(60)를 사용한다. 리프트장치(60)는 본체에 지지되며 환자에게 인양력을 제공하여 발판 위에 올라선 환자의 하중 부담을 경감한다.
- [0054] 리프트장치(60)는, 지지빔(61), 연장빔(62), 아암구동부(63), 리프팅아암(64), 행거(67), 틸팅부(65)를 포함한다.
- [0055] 지지빔(61)은 지지브라켓(25h)을 통해 고정박스(25a)의 전방에 고정된 부재로서, 상향 연장되며 후방으로 만곡된 형태를 취한다. 연장빔(62)은 지지빔(61)의 상단부에 핀 연결된 직선형 부재로서 상측에 연장레일(62a)을 갖는다. 연장빔(62)은 지지빔(61)의 상단부에 링크된 상태로 화살표 e방향이나 그 반대방향으로 회전 가능하다.
- [0056] 연장레일(62a)은 리프팅아암(64)을 슬라이딩 이동 가능하게 지지하는 것으로서, 리프팅아암(64)의 화살표 g방향

및 그 반대 방향 직선운동을 가이드 한다. 아암구동부(63)는 연장부(62)의 후단부에 장착된 것으로서 리프팅아암(64)을 직선운동 시킨다. 틸팅부(65)는, 연장부(62)의 선단부와 고정박스(25a)의 사이에는 설치되는 전기식 액츄에이터로서, 연장부(62)을 상하로 회전시킨다.

- [0057] 또한, 리프팅아암(64)의 선단부에는 행거(69)가 설치된다. 행거(59)는, 수평을 유지하는 막대형 부재로서, 환자가 착용하고 있는 하네스(미도시)의 멜빵을 지지한다. 이와 같이 환자가 하네스를 착용하고, 하네스를 행거(69)에 지지시킴으로써 환자가 넘어질 염려가 없다.
- [0058] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 보조로봇에서의 능동보행 모드 구현 방식을 설명하기 위한 블록도이다.
- [0059] 도시한 바와 같이, 제1로드셀(48)과 제2로드셀(49)이 컨트롤러(25c)에 접속되어 있다. 컨트롤러(25c)는 제1,2로드셀(48,49)로부터 전달받은 가압력의 크기 정보를 기초하여, 제1모터(43b)와 제2모터(43j)의 동작을 제어한다.
- [0060] 상기 구성을 갖는 본 실시예의 능동보행 보조로봇(10)의 작동은 다음과 같이 이루어진다.
- [0061] 먼저, 환자가 하네스를 착용하고 있는 상태에서 하네스를 행거(69)에 걸어 지지시킨 후, 행거(69)의 수직 및 수평 위치를 조절한다. 행거의 위치 좌표는 입출력부(25e)를 통해 입력된다. 입출력부(25e)에 환자의 신체 사이즈와 특징을 입력하면, 컨트롤러(25c)가 행거의 위치를 자동으로 조절한다.
- [0062] 이어서, 대퇴부에 대퇴부홀더(43u)를, 하퇴부에 하퇴부홀더(43v)를 채우고 발은 발판(43t)에 올린다. 재활운동의 준비가 완료된 것이다.
- [0063] 이 상태에서, 환자가 자신의 엉덩이나 다리에 힘을 주게 되면, 환자의 힘이, 대퇴부홀더(43u)나 하퇴부홀더(43v)를 통해 하지운동부(43)로 전달되고, 최종적으로 제1,2로드셀(48,49)에 인가된다.
- [0064] 위에 설명한 바와 같이, 제1,2로드셀(48,49)은 컨트롤러(25c)와 접속되어 있으므로, 제1,2로드셀(48,49)에 설정치 이상의 힘이 감지될 경우, 컨트롤러는 제1,2모터(43b,43j)를 통해 하지운동부(43)를 구동한다. 운동모션 출력부(40)가 걷기 운동의 모션을 구현하는 것이다. 하지운동부(43)가, 설정된 걸음 수 만큼 움직인 후에는 자동으로 정지한다. 이 상태에서 환자는 다시 힘을 주어 하지운동부(43)를 재차 기동시킨다.
- [0065] 상기와 같이, 환자가, 본인의 컨디션에 맞추어, 주도적으로 재활 훈련을 수행하므로, 재활 효과가 더욱 양호하며, 특히 기계의 움직임에 맞출 필요가 없어 부상의 위험이 없다.
- [0066] 이상, 본 발명을 구체적인 실시예를 통하여 상세하게 설명하였으나, 본 발명은 상기 실시예에 한정하지 않고, 본 발명의 기술적 사상의 범위 내에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 여러 가지 변형이 가능하다.

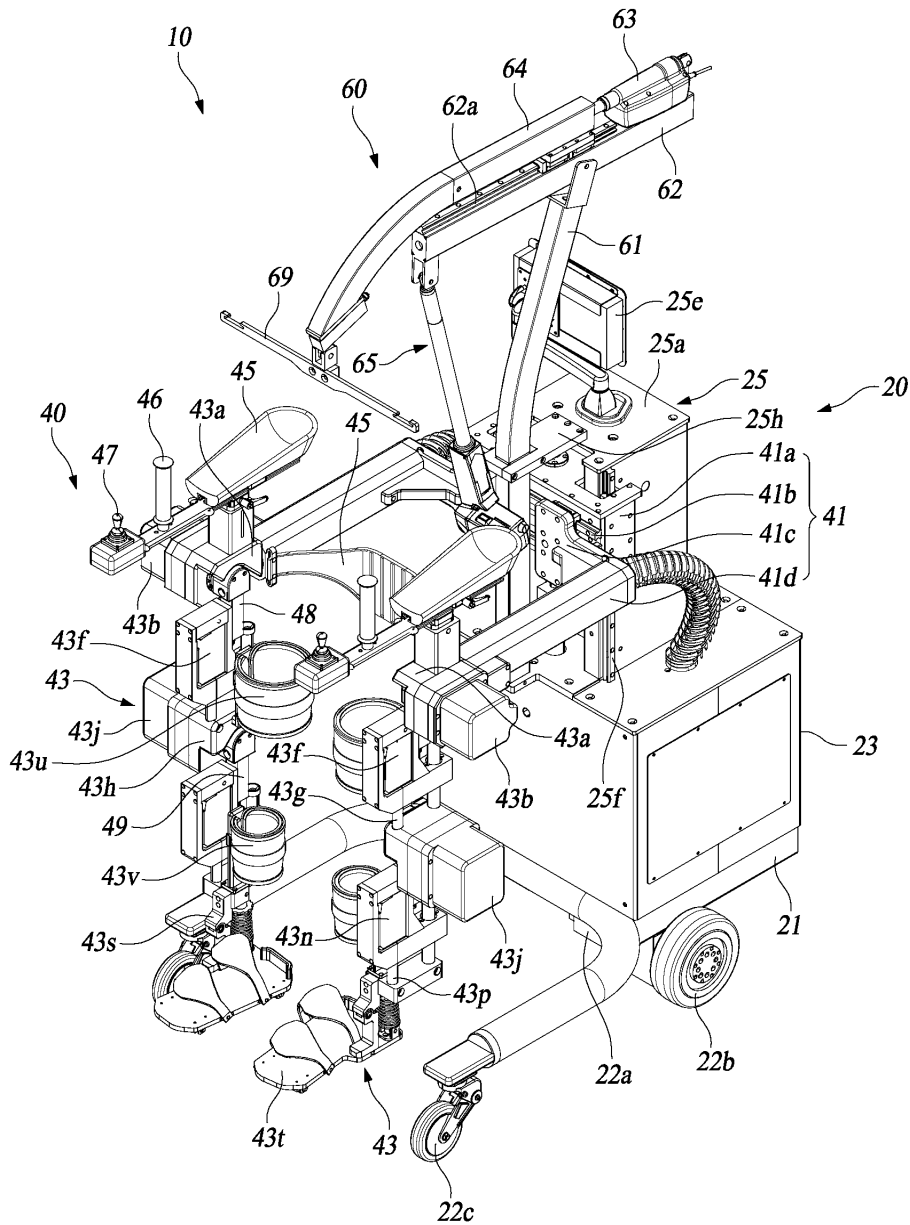
부호의 설명

- [0067]
- | | | |
|--------------|-------------|--------------|
| 10: 보조로봇 | 20: 본체 | 21: 베이스프레임 |
| 22a: 휠구동모터 | 22b: 후륜 | 22c: 전륜 |
| 23: 받침케이스 | 23a: 배터리 | 25: 제어부 |
| 25a: 고정박스 | 25c: 컨트롤러 | 25e: 입출력부 |
| 25f: 승강가이드레일 | 25h: 지지브라켓 | 40: 운동모션출력부 |
| 41: 위치유지부 | 41a: 수직슬라이더 | 41b: 수평가이드레일 |
| 41c: 수평슬라이더 | 41d: 연장아암 | 43: 하지운동부 |
| 43a: 제1관절블록 | 43b: 제1모터 | 43e: 수용커넥터 |
| 43f: 제1액츄에이터 | 43g: 승강로드 | 43h: 제2관절블록 |
| 43j: 제2모터 | 43m: 수용커넥터 | 43n: 제2액츄에이터 |
| 43p: 승강로드 | 43s: 연결링크 | 43t: 발판 |
| 43u: 대퇴부홀더 | 43v: 하퇴부홀더 | 45: 팔걸이 |
| 46: 손잡이 | 47: 주행제어스틱 | 48: 제1로드셀 |
| 48a: 모터연결부 | 48b: 연장부 | 49: 제2로드셀 |

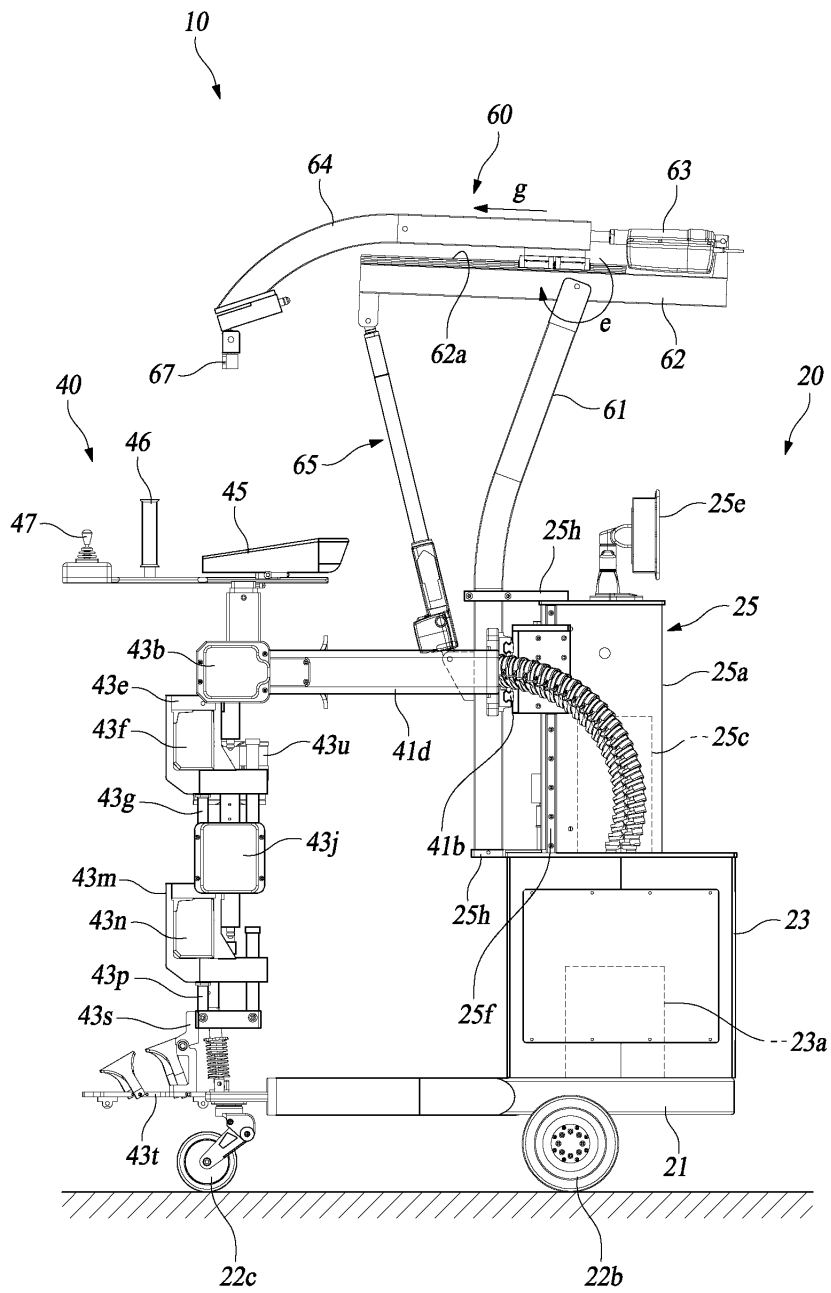
- | | | |
|------------|-----------|-----------|
| 49a: 모터연결부 | 49b: 연장부 | 60: 리프트장치 |
| 61: 지지빔 | 62: 연장부 | 62a: 연장레일 |
| 63: 아암구동부 | 64: 리프팅아암 | 65: 틸팅부 |
| 69: 행거 | | |

도면

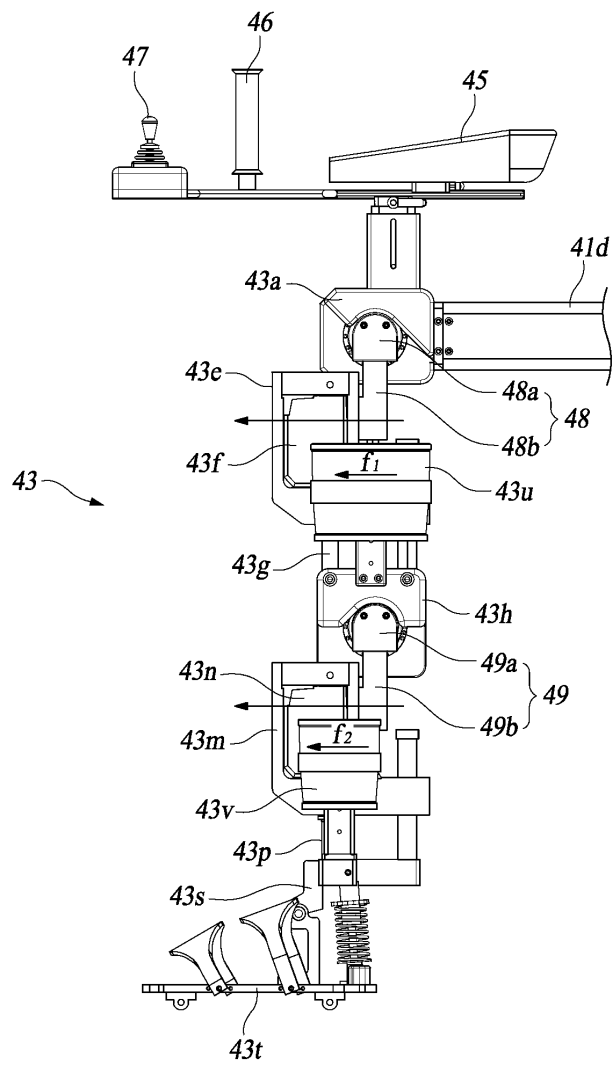
도면1



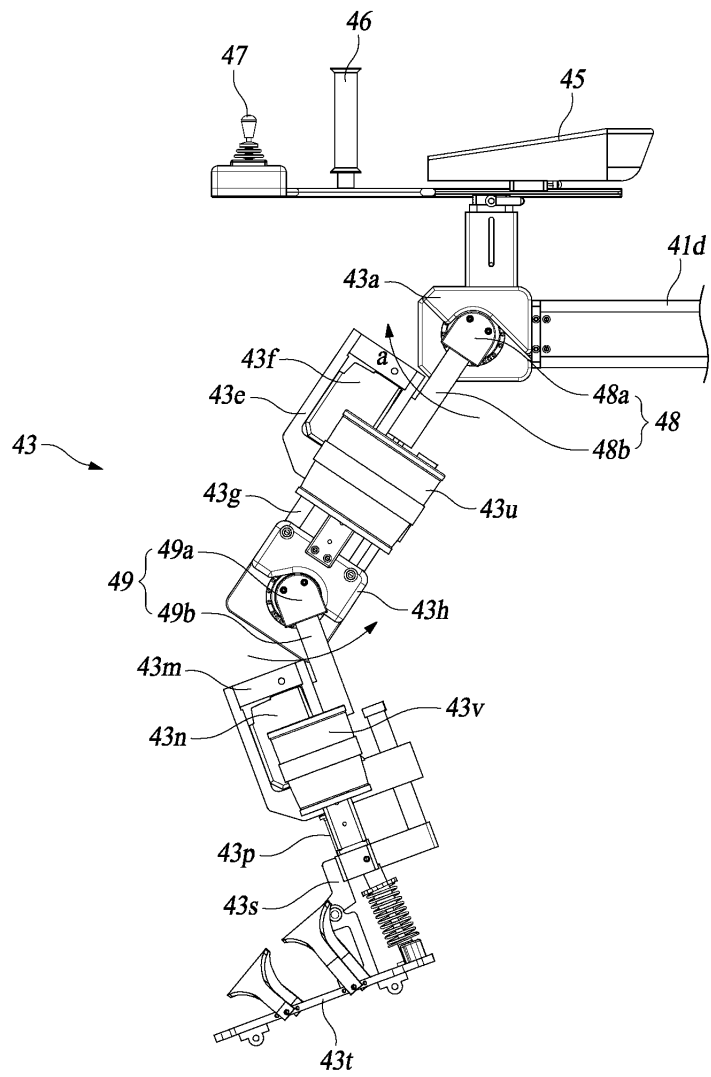
도면2



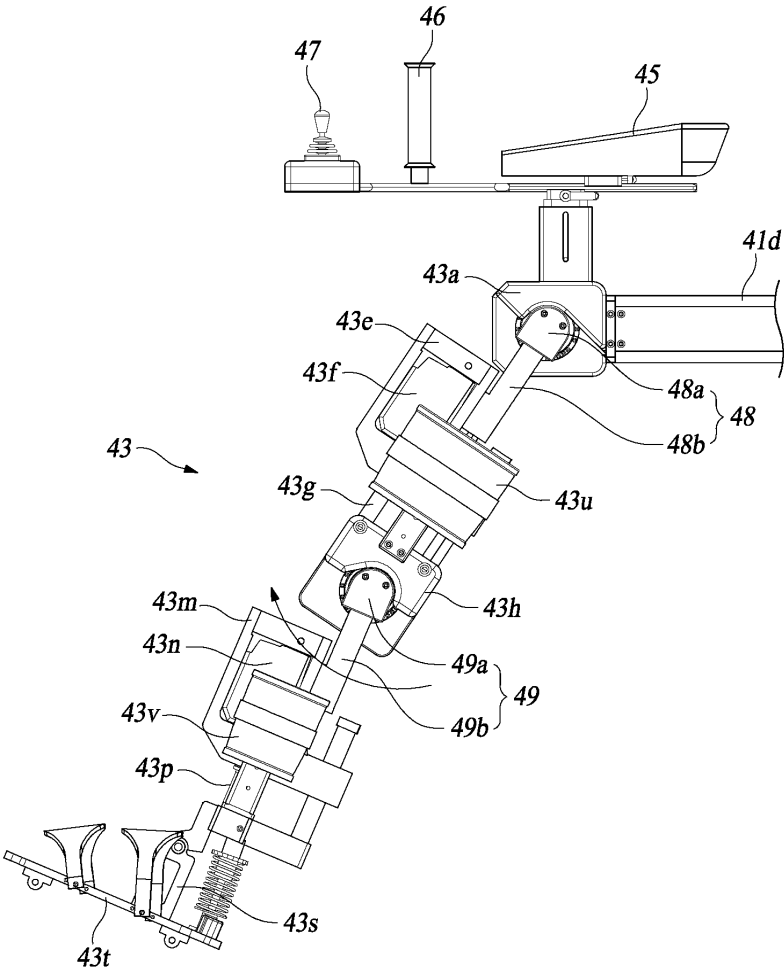
도면3



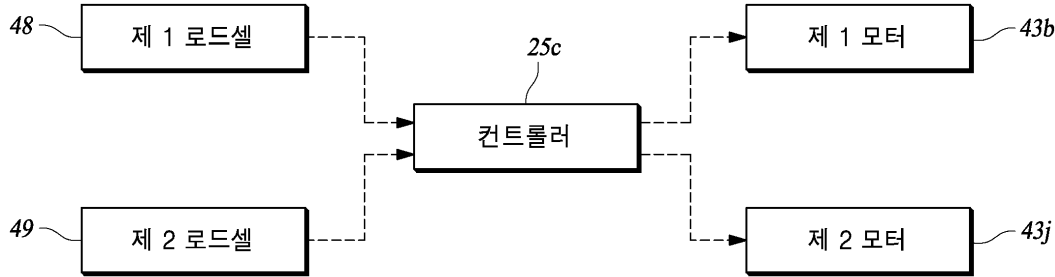
도면4



도면5



도면6



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 청구범위

【보정세부항목】 청구항 1

【변경전】

지지력을 제공하는 본체와;

외부로부터 입력된 설정값에 따른 제어신호를 출력하는 컨트롤러와;

상기 본체에 지지되며, 환자의 하지(下肢)와 결합한 상태로, 컨트롤러의 제어에 따른 걷기 운동 모션을 출력하는 것으로서, 환자의 보행 시도 시 발생하는 힘을 센싱하고, 센싱된 값이 상기 설정값보다 클 때 보행 재활 모

선을 출력하는 하지운동부와;

환자가 착용한 하네스의 멜빵을 지지하는 막대형 부재인 행거와, 상기 행거를 승강시키는 리프트아암과, 상기 리프트아암을 슬라이딩 가능하게 지지하는 연장레일과, 상기 리프트아암을 상하로 회전시키는 틸팅부를 구비하는 리프팅 장치;를 구비하고,

상기 컨트롤러는, 상기 환자가 착용한 하네스가 상기 행거에 걸어 지지된 상태의 행거의 위치 좌표와, 상기 환자의 신체사이즈를 전달받아서, 상기 컨트롤러가 상기 행거 위치를 자동으로 조절하는,

재활훈련용 능동보행 보조로봇.

【변경후】

지지력을 제공하는 본체와;

외부로부터 입력된 설정값에 따른 제어신호를 출력하는 컨트롤러와;

상기 본체에 지지되며, 환자의 하지(下肢)와 결합한 상태로, 컨트롤러의 제어에 따른 걷기 운동 모션을 출력하는 것으로서, 환자의 보행 시도 시 발생하는 힘을 센싱하고, 센싱된 값이 상기 설정값보다 클 때 보행 재활 모션을 출력하는 하지운동부와;

환자가 착용한 하네스의 멜빵을 지지하는 막대형 부재인 행거와, 상기 행거를 승강시키는 리프팅아암과, 상기 리프팅아암을 슬라이딩 가능하게 지지하는 연장레일과, 상기 리프팅아암을 상하로 회전시키는 틸팅부를 구비하는 리프팅 장치;를 구비하고,

상기 컨트롤러는, 상기 환자가 착용한 하네스가 상기 행거에 걸어 지지된 상태의 행거의 위치 좌표와, 상기 환자의 신체사이즈를 전달받아서, 상기 컨트롤러가 상기 행거 위치를 자동으로 조절하는,

재활훈련용 능동보행 보조로봇.