(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0143276
(43) 공개일자 2017년12월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
*A61H 1/02* (2006.01) *A61H 1/00* (2006.01)
*G01L 5/04* (2006.01)
(52) CPC특허분류
*A61H 1/0262* (2013.01)
*A61H 1/005* (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0077314
(22) 출원일자 2016년06월21일
심사청구일자 2016년06월21일

(71) 출원인
**경상대학교산학협력단**
경상남도 진주시 진주대로 501 (가좌동)
(72) 발명자
**윤정원**
경상남도 진주시 가호로44번길 7, 101동 1301호(호탄동, 대동아파트)
**이호수**
경상남도 진주시 호탄길28번길 9, 301호 (호탄동)
(74) 대리인
**정홍식, 김태헌**

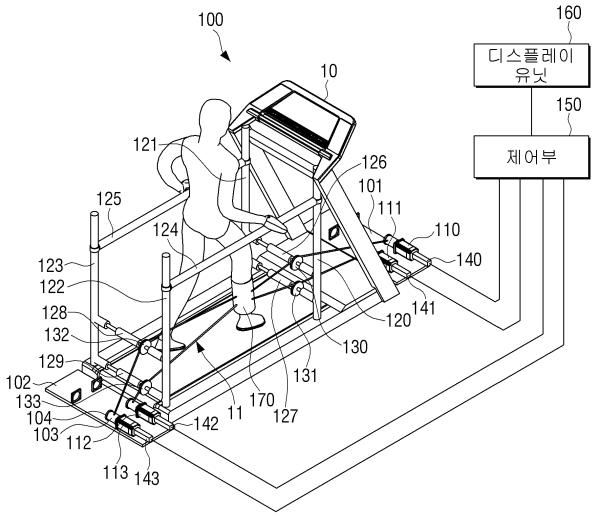
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 **와이어 구동 기반 하지 재활 장치 및 그 제어방법**

## (57) 요 약

와이어 구동 기반 하지 재활 장치 및 그 제어방법이 개시된다. 개시된 하지 재활 장치는 트레드 밀; 환자의 신체 부위에 고정되는 엔드 이펙터(end effector);상기 엔드 이펙터에 연결된 복수의 와이어를 감거나 풀어 줄 수 있도록 정회전 및 역회전 하는 복수의 모터; 및 환자가 상기 트레드 밀에서 보행 시, 상기 엔드 이펙터의 움직임에 따라 상기 복수의 와이어에 미치는 장력을 통해 산출되는 환자의 보행 궤적과 미리 설정된 보행 궤적과의 차이를 계산하여, 상기 복수의 모터를 구동시키는 제어부;를 포함할 수 있다.

*대 표 도* - 도2



(52) CPC특허분류
***G01L 5/04*** (2013.01)
*A61H 2201/1642* (2013.01)
*A61H 2201/1659* (2013.01)
*A61H 2201/5043* (2013.01)
*A61H 2201/5071* (2013.01)
*A61H 2205/10* (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711016265
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 중견연구자지원
연구과제명 뇌졸중 환자 보행재활을 위한 바이오피드백기반 햅틱워커 개발
기 여 율 1/1
주관기관 경상대학교
연구기간 2014.11.01 ~ 2017.10.31

# 명 세 서

## 청구범위

### 청구항 1

트레드 밀;

환자의 신체 부위에 고정되는 엔드 이펙터(end effector);

상기 엔드 이펙터에 연결된 복수의 와이어를 감거나 풀어 줄 수 있도록 정회전 및 역회전하는 복수의 모터; 및

환자가 상기 트레드 밀에서 보행 시, 상기 엔드 이펙터의 움직임에 따라 상기 복수의 와이어에 미치는 장력을 통해 산출되는 환자의 보행궤적과 미리 설정된 보행 궤적과의 차이를 계산하여, 상기 복수의 모터를 구동시키는 제어부;를 포함하는 하지 재활 장치.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 트레드 밀에 설치되는 전방 및 후방 프레임;

상기 전방 및 후방 프레임에 배치되어 상기 와이어를 가이드하는 복수의 풀리; 및

상기 각 모터 상에 결합되어 상기 각 와이어의 장력을 감지하는 정보수신부; 및

상기 장력에 관한 정보 및 상기 두 개의 보행 궤적 간의 차이를 계산한 결과 값을 출력하기 위한 디스플레이 유닛;을 더 포함하는 하지 재활 장치.

### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 제어부는 상기 복수의 모터를 구동시키는 제어신호를 생성할 때, 비선형적인 요소를 제어하여 음의 장력을 억제하는 컴퓨터화된 토크 계산법(computed torque method)을 이용하는 하지 재활 장치.

### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 엔드 이펙터는 환자의 신체부위 중 적어도 두 곳에 고정될 수 있도록 복수개로 구성되는 하지 재활 장치.

### 청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 전방 프레임에 슬라이딩 가능하게 결합되고, 상기 복수의 풀리가 회전 가능하게 연결된 슬라이더; 및

상기 슬라이더를 구동시키는 선형 구동기;를 더 포함하는 하지 재활 장치.

### 청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 제어부는 상기 복수의 모터를 구동시키는 제어신호를 생성할 때, 비선형적인 요소를 제어하여 음의 장력을 억제하는 컴퓨터화된 토크 계산법(computed torque method)을 이용하는 하지 재활 장치.

### 청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 제어부는 상기 선형 구동기를 구동시키는 추가 제어신호를 생성하고, 상기 선형 구동기를 구동시키는 제어신호를 생성할 때, 비선형적인 요소를 배제하여 음의 장력을 억제하기 위해 컴퓨터화된 토크 계산법(computed

torque method)을 이용하는 하지 재활 장치.

**청구항 8**

트레드 밀 상에서 환자가 보행을 시작함에 따라 환자가 장착한 엔드 이펙터가 움직이는 (a)단계;

환자의 보행 속도에 따라 상기 엔드 이펙터에 연결된 와이어에 미치는 장력에 관한 정보를 수신하여 환자의 실제 보행 궤적을 검출하는 (b)단계;

미리 설정된 보행 궤적과 상기 환자의 실제 보행 궤적을 비교하여 오차를 계산하는 (c)단계; 및

상기 와이어를 감거나 풀어서 상기 오차에 따른 차이만큼 와이어의 장력을 조절하도록 각 와이어에 연결된 복수의 모터를 정회전 또는 역회전하도록 제어하는 (d)단계;로 이루어지는 하지 재활 장치의 제어 방법.

**청구항 9**

제 8 항에 있어서,

상기 (c)단계 전에,

상기 수신된 장력에 관한 정보를 운동학적 정보로 변환하는 (e)단계;를 더 포함하고,

상기 운동학적 정보는 2차원 상 좌표로 특정 가능한 위치 정보로서 실제 환자의 보행 궤적을 나타내는 하지 재활 장치의 제어 방법.

**청구항 10**

제 9 항에 있어서,

상기 (e)단계는 상기 수신한 정보를 운동학적 정보로 변환하면서 발생하는 비선형적 요소들을 제어하는 하지 재활 장치의 제어 방법.

**청구항 11**

제 10 항에 있어서,

상기 (e)단계는 상기 2차원상 좌표로 변환된 운동학적 정보를 디스플레이 유닛에 출력하는 (f)단계를 더 포함하는 하지 재활 장치의 제어 방법.

**청구항 12**

제 8 항에 있어서,

상기 (c)단계는 상기 두 궤적을 비교하여 오차를 계산한 결과값을 디스플레이 유닛에 출력하는 단계(g)를 더 포함하는 하지 재활 장치의 제어방법.

**청구항 13**

제 8 항에 있어서,

상기 (d)단계는,

상기 두 보행 궤적 간 오차에 따른 위치 좌표 정보를 상기 모터를 제어하기 위한 제어신호로 변환하면서 비선형적인 요소들을 억제하여, 상기 오차에 따른 제어신호를 생성하는 하지 재활 장치의 제어 방법.

**청구항 14**

제 13 항에 있어서,

상기 (d)단계는,

와이어의 장력을 조절할 수 있도록 상기 풀리의 위치를 가변시키는 선행 구동기를 제어하기 위한 추가 제어신호를 생성하고;

상기 추가 제어신호를 생성하면서 비선형적인 요소들을 억제하는 하지 재활 장치의 제어 방법.

## 발명의 설명

### 기 술 분 야

[0001] 본 발명은 사람의 보행을 돕는 와이어 구동 기반 하지 재활 장치 및 그 제어방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는, 병원의 재활 의학과에서 물리 치료 시, 실제 임상 환자가 올바른 보행 패턴을 가질 수 있도록 하여 환자의 하지 재활 치료에 사용될 수 있는 와이어 구동기반 하지 재활 장치 및 그 제어방법에 관한 것이다.

### 배 경 기 술

[0002] 현재, 산업 기계 제어분야에서 제어 시스템이 발달 됨에 따라, 이러한 제어 시스템의 제어 신호를 통해 구동되는 로봇에 대한 개발 또한 활발하다. 최근 새로운 형태의 로봇인 케이블 기반 병렬형 로봇은, 제어 기술의 발달로 인하여 등장한 장비이다. 종래 직렬 로봇(Serial Robot)의 각 부 구성을 이루는 구조물인 링크는 각 관절마다 모터가 장착되어야 하므로, 큰 구동기가 많이 필요하며, 전체적인 시스템이 무거웠다. 그리고 구성이 복잡해서 이를 조작하는 제어 신호도 많은 오류를 야기하였다. 이는 작업효율이 떨어짐을 의미한다. 반면에, 와이어 구동기반 병렬형 로봇은 기존의 링크를 와이어로 대체하여, 구동기를 그라운드에 부착 가능하다. 작은 구동기 사용이 가능하며, 비교적 단순한 제어 신호만으로도 로봇을 조작할 수 있게 되었다.

[0003] 또한, 복잡한 구성이 없기 때문에, 넓은 작업 공간을 확보할 수 있으며, 무거운 하중을 운반할 수 있다. 그리고, 로봇의 움직임이 신속하여, 작업시간이 단축되며, 로봇 시스템에 필요한 구성도 최소화시킬 수 있기 때문에 소형화 및 저비용으로 만들 수 있다는 이점이 있다.

[0004] 이런 와이어 구동 기반 병렬형 로봇은 병렬형 매커니즘의 다자유도성과 고속성을 이용해 예전부터 항공 모의비행장치나 오락기기 등에 이용되어왔다. 또한, 산업, 놀이, 환경 등 다양한 응용 분야에 사용될 수 있어, 잠재력이 매우 큰 로봇이다. 현재, 구체적으로 선박을 도장하는 페인트 로봇, 건물의 외벽이나 창문을 청소하는 청소로봇, 무거운 물건을 옮겨주는 크레인 로봇 등으로 사용되고 있다. 그리고 케이블 구동 기반 병렬형 로봇은 와이어 구동 기반 병렬형 로봇과 동일한 유형이며, 국내에 있는 케이블 파크에서는 이어 케이블 구조물을 이용하여 수상스포츠를 즐길 수 있는 곳이 운영 중이며, 케이블을 이용한 다양한 놀이기구 또한 개발 및 운영되고 있다. 환경 분야에서는 강이나 호수, 바다 등의 수질을 검사 및 관리할 수 있는 수질 검사 케이블 로봇이 개발되어 있다.

[0005] 이러한 케이블 구동 기반 병렬형 로봇은 크게 로봇의 작업공간을 결정하는 프레임과 프레임에 설치되어 케이블 길이를 조절하는 윈치 시스템, 윈치에서 나온 케이블이 연결되는 작업도구로 이루어져 있으며, 추가 구성으로는 윈치와 작업도구 사이에 설치되어 다양한 위치와 높이에서 케이블이 나올 수 있게 해주는 풀리(Pulley)로 구성되어 있다.

[0006] 한편, 재활치료란, 어떤 질병이나 사고 또는 내외적인 손상으로 인해서 신체적(근골격계, 순환계, 신경계), 정신적, 정서적 장애를 가진 사람이 가지고 있는 비정상적인 패턴들을, 환자의 활동에 대해 중재를 시행하고 물리적 자극을 이용하여 정상적인 패턴으로 회복 또는 증진시켜주는 것을 의미한다. 특히 장애인의 경우, 재활 훈련을 위해서는 여러 분야의 전문가들의 포괄적인 도움이 필요하며, 반복적이고 체계적인 재활 운동이 필요하다.

[0007] 그리고 환자의 활동 및 운동에 대한 중재는 외부적인 힘을 가하는 것으로서 이루어진다. 종래에는 이런 외부적인 힘을 가하기 위해서 환자의 다리에 링크가 부착되어 로봇이 제공하는 올바른 보행을 추종하도록 하는 직렬형 로봇이 사용되었다. 그러나 이는 환자가 낼 수 있는 힘을 배제하고 맹목적인 재활만을 제공하여, 환자가 재활에 대한 의지와 흥미를 쉽게 잃어버림으로 인해, 재활 효율이 떨어지는 단점이 존재하였다. 더욱이, 각 링크 관절마다 구동기가 달려있고 큰 동력을 필요로 하여 구동기의 크기가 커짐에 따라 전체적인 시스템이 무거워서 환자가 로봇을 착용하는 것이 쉽지 않았다. 대표적인 직렬 로봇 재활 장치는 Hacoma사의 Lokomat®이 있다. 이는 트레드 밀 위에서 링크로 구성된 직렬 로봇을 착용하여 재활을 행한다. 그러나 임상적용 결과에 따르면, 전통적인 보행 재활 방법에 비해 효율이 비슷하거나 떨어진다. 이는 링크가 만드는 보행 패턴에 환자가 적응을 하여 재활에 대한 의지와 흥미를 잃고, 시상면(sagital plane)에서의 골반 및 무릎 운동이 제한되어 실제 보행을 하는 것과 많은 차이가 있기 때문이다. 또한, 무겁고 복잡한 시스템 및 비싼 가격 때문에 수요자에 대한 진입 장벽이 컸다.

[0008] 그리고, 상기 케이블 또는 와이어 구동 기반 로봇을 사용하여 외부적인 힘을 제공할 경우에도, 환자의 몸에 직접 부착되는 엔드 이펙터(End effector)가 와이어의 속도를 따라가지 못하거나, 보행자의 능동적인 행동에 의해

올바른 보행 패턴을 벗어나게 되면, 와이어가 느슨해지는 현상이 발생하게 된다. 이때, 와이어가 풀리에서 이탈되어 다른 부분에 끼임으로서 와이어가 끊어질 우려가 있고, 로봇이 비정상적으로 작동하여 와이어 구동 기반 로봇을 이용하는 보행자에게 위험을 초래할 수 있게 된다.

[0009] 한국 등록 특허 10-1566680은 케이블 구동 기반 병렬형 로봇이지만, 수중재활을 위한 수조가 필요하다는 점에서, 비싸고, 시스템 전체가 무거워진다는 단점이 있다. 그리고 케이블이 느슨해지는 현상을 방지 할 수 없다는 단점도 존재하였다.

[0010] 따라서, 소형, 경량이면서 저비용으로 실제 재활 운동에 적용할 수 있고, 와이어로 환자에게 필요한 최소한의 힘만을 제공하여 환자의 재활 의지를 고취시키고 재활 효율을 증대할 수 있는 재활 로봇이 절실히 필요한 상황이다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0011] 본 발명은 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해 고안된 것으로서, 4개 이상의 와이어를 통해 환자의 종아리를 제어함으로써, 올바른 보행 패턴을 추종할 수 있도록 하는 하지 재활 장치를 제공하는 데 그 목적이 있다.

[0012] 본 발명의 다른 목적은 병렬형 로봇으로 구성하여, 작은 용량의 구동기로도 신속하고 정확한 구동이 가능한 하지 재활 장치를 제공하는데 있다.

[0013] 본 발명의 또 다른 목적은 환자의 능동적인 보행 패턴을 파악하여, 환자에게 필요한 최소한의 힘만을 제공하고, 그로 인해 와이어가 느슨해지는 것을 방지하여, 음의 장력을 억제할 수 있는 하지 재활 장치를 제공하는 데 있다.

[0014] 본 발명 또 다른 목적은 하지 재활 장치에서 사용되는 와이어에 음의 장력이 발생하지 않도록 하기 위해, 비선형 요소 제어를 위한 하지 재활 장치의 제어 방법을 제공하는 데 있다.

### 과제의 해결 수단

[0015] 상기 목적을 달성하기 위해, 본 발명은 트레드 밀; 환자의 신체 부위에 고정되는 엔드 이펙터(end effector); 상기 엔드 이펙터에 연결된 복수의 와이어를 감거나 풀어 줄 수 있도록 정회전 및 역회전 하는 복수의 모터; 및 환자가 상기 트레드 밀에서 보행 시, 상기 엔드 이펙터의 움직임에 따라 상기 복수의 와이어에 미치는 장력을 통해 산출되는 환자의 보행 궤적과 미리 설정된 보행 궤적과의 차이를 계산하여, 상기 복수의 모터를 구동시키는 제어부;를 포함하는 하지 재활 장치를 제공한다.

[0016] 본 발명은 상기 트레드 밀의 전방 및 후방 프레임; 상기 전방 및 후방 프레임에 배치되어 상기 와이어를 가이드하는 복수의 풀리; 및 상기 각 모터 상에 결합되어 상기 각 와이어의 장력을 감지하는 정보수신부; 및 상기 장력에 관한 정보 및 상기 두 개의 보행 궤적 간의 차이를 계산한 결과 값을 출력하기 위한 디스플레이 유닛;을 더 포함할 수 있다.

[0017] 상기 제어부는 상기 복수의 모터를 구동시키는 제어신호를 생성할 때, 비선형적인 요소를 제어하여 음의 장력을 억제하는 컴퓨터화된 토크 계산법(computed torque method)을 이용할 수 있다.

[0018] 상기 엔드 이펙터는 환자의 신체부위 중 적어도 두 곳에 고정될 수 있도록 복수개로 구성될 수 있다.

[0019] 본 발명은 상기 전방 프레임에 슬라이딩 가능하게 결합되고, 상기 복수의 풀리가 회전 가능하게 연결된 슬라이더; 및 상기 슬라이더를 구동시키는 선형 구동기;를 더 포함할 수 있다. 이 경우, 상기 제어부는 상기 복수의 모터를 구동시키는 제어신호를 생성할 때, 비선형적인 요소를 제어하여 음의 장력을 억제하는 컴퓨터화된 토크 계산법(computed torque method)을 이용할 수 있다.

[0020] 상기 제어부는 상기 선형 구동기를 구동시키는 추가 제어신호를 생성하고, 상기 선형 구동기를 구동시키는 제어신호를 생성할 때, 비선형적인 요소를 배제하여 음의 장력을 억제하기 위해 컴퓨터화된 토크 계산법(computed torque method)을 이용할 수 있다.

[0021] 또한, 본 발명은 상기 목적을 달성하기 위해, 트레드 밀 상에서 환자가 보행을 시작함에 따라 환자가 장착한 엔드 이펙터가 움직이는 (a)단계; 환자의 보행 속도에 따라 상기 엔드 이펙터에 연결된 와이어에 미치는 장력에

관한 정보를 수신하여 환자의 실제 보행 궤적을 검출하는 (b)단계; 미리 설정된 보행 궤적과 상기 환자의 실제 보행 궤적을 비교하여 오차를 계산하는 (c)단계; 및 상기 와이어를 감거나 풀어서 상기 오차에 따른 차이만큼 와이어의 장력을 조절하도록 각 와이어에 연결된 복수의 모터를 정회전 또는 역회전 제어하는 (d)단계;로 이루어지는 하지 재활 장치의 제어방법을 제공할 수 있다.

[0022] 상기 (c)단계 전에, 상기 수신된 장력에 관한 정보를 운동학적 정보로 변환하는 (e)단계;를 더 포함하고, 상기 운동학적 정보는 2차원 상 좌표로 특정 가능한 위치 정보로서 실제 환자의 보행 궤적을 나타낼 수 있다.

[0023] 상기 (e)단계는 상기 수신한 정보를 운동학적 정보로 변환하면서 발생하는 비선형적 요소들을 제어할 수 있다.

[0024] 상기 (e)단계는 상기 2차원 상 좌표로 변환된 운동학적 정보를 디스플레이 유닛에 출력하는 (f)단계를 더 포함할 수 있다.

[0025] 상기 (c)단계는 상기 두 궤적을 비교하여 오차를 계산한 결과값을 디스플레이 유닛에 출력하는 단계(g)를 더 포함할 수 있다.

[0026] 상기 (d)단계는 상기 두 보행 궤적 간 오차에 따른 위치 좌표 정보를 상기 모터를 제어하기 위한 제어신호로 변환하면서 비선형적인 요소들을 억제하여, 상기 오차에 따른 제어신호를 생성할 수 있다.

[0027] 상기 (d)단계는, 와이어의 장력을 조절할 수 있도록 상기 풀리의 위치를 가변시키는 선행 구동기를 제어하기 위한 추가 제어신호를 생성하고; 상기 추가 제어신호를 생성하면서 비선형적인 요소들을 억제할 수 있다.

## *발명의 효과*

[0028] 상기와 같이, 본 발명에 있어서 구조가 간편하여 설치 및 해체가 용이하고, 가벼우며, 저비용으로 재활 효율을 높이는데 효과적이다. 또한, 본 발명은 환자의 상태를 지속적으로 파악할 수 있는 장치를 장착하여 환자에게 최적의 보행 패턴을 제공함으로서 환자의 재활 의지를 고취시키는 점에 있어 인체 친화적이다.

[0029] 또한, 본 발명은 바이오 피드백 기반의 보행 제어기술을 기반으로 하여 메카트로닉스 기술과 의료 기술이 융합된 첨단 기술로서 환자 주도형 재활 모드를 제공할 수 있다.

## *도면의 간단한 설명*

[0030] 도 1은 본 발명의 제 1 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 구조를 개략적으로 나타낸 측면도이다.

도 2은 본 발명의 제 1 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 사용 상태를 나타낸 도면이다.

도 3은 본 발명의 제 2 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 사용 상태를 나타낸 도면이다.

도 4는 본 발명의 제 3 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 구조를 개략적으로 나타낸 측면도이다.

도 5는 본 발명의 제 3 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 사용 상태를 나타낸 도면이다.

도 6은 본 발명의 제 4 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 사용상태를 나타낸 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 엔드 이펙터(end effector)의 구조를 나타낸 사시도이다.

도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 전반적인 시스템 구성을 나타낸 블록선도이다.

도 9는 본 발명의 일 실시 예에 따른 와이어에 발생하는 음의 장력을 억제하기 위한 방법을 설명하는 흐름도이다.

도 10은 본 발명의 일 실시 예에 따른 컴퓨터화된 토크 계산법(CTM)에 따른 최적화 된 하지 재활 장치의 구성도이다.

도 11은 본 발명의 일 실시 예에 따른 컴퓨터화된 토크 계산법(CTM)에 따른 최적화 된 하지 재활 장치를 수식으로 해석한 도면이다.

도 12는 본 발명의 일 실시 예에 따른 엔드 이펙터(end effector)가 생성하는 궤적을 나타낸 도면이다.

도 13은 본 발명의 일 실시 예에 따른 선형 구동기에 요구되는 힘과 와이어의 장력을 나타낸 그래프이다.

## *발명을 실시하기 위한 구체적인 내용*

[0031] 본 발명의 바람직한 실시 예들을 첨부한 도면 및 다음의 상세한 설명을 참조하여 상세히 설명한다. 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시 예들을 가질 수 있는 바, 이하에서는 특정 실시 예들을 도면에 예시하고 이를 상세히 설명하고자 한다. 그러나, 본 발명은 여기서 설명되는 실시 예들에 한정되지 않고 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 오히려 여기서 소개되는 실시 예들은 통상의 기술자에게 본 발명의 사상 및 개시된 내용의 이해를 위해 제공되는 것이다. 명세서 전체에 걸쳐서 동일한 참조번호들은 동일한 구성요소를 나타낸다. 또한, 본 발명과 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우, 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급되지 않는 한 복수형도 포함된다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprise)" 또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작 또는 소자가 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작 또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

[0032] 이하, 도 1 내지 6을 참조하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 하지 재활 장치에 대하여 상세히 설명한다.

[0033] 본 발명의 일 실시예에 따른 하지 재활 장치(100)는 와이어 구동 기반의 하지 재활 병렬형 로봇(Wire driven parallel robot for gait rehabilitation), 케이블 구동 기반의 하지 재활 병렬형 로봇(Cable driven parallel robot for gait rehabilitation)으로도 지칭될 수 있다.

[0034] 도 1은 본 발명의 제 1 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 구조를 개략적으로 나타낸 측면도이고, 도 2는 본 발명의 제 1 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 사용상태를 나타낸 도면이다.

[0035] 도 1및 도 2를 참조하면, 하지 재활 장치(100)는 트레드 밀(10), 엔드 이펙터(end effector, 170), 복수의 와이어를 각각 감거나 풀어줄 수 있는 복수의 모터(110, 111, 112, 113), 복수의 모터의 구동을 제어하는 제어신호를 생성하는 제어부(150)를 포함하여 구성된다.

[0036] 상기 트레드 밀(10)은 환자가 보행을 할 수 있는 벨트가 무한 궤도를 가지고 있고, 보행을 위해 필요한 공간을 확보할 수 있는 것이면 어떤 것이라도 제한을 두지 않는다.

[0037] 상기 복수의 모터(110)는 트레드 밀(10)의 전방과 후방의 하단 부에 위치되도록 배치된다. 이 경우, 복수의 모터(110, 111, 112, 113)는 지면상에 배치할 수 있으나, 바람직하게는, 트레드 밀(10)의 전방과 후방에 각각 모터 지지대(101, 102)를 설치하고 그 위에 배치할 수도 있다.

[0038] 하지 재활 장치(100)는 복수의 모터(110, 111, 112, 113)로부터 회전력을 제공받아 각 모터(110, 111, 112, 113)에 연결된 복수의 와이어(11)를 감거나 풀 수 있는 드럼(103) 및 상기 드럼에 일정하게 와이어(11)가 권선될 수 있도록 가이드해주는 가이드 유닛(104)을 포함하여 구성된다.

[0039] 상기 복수의 모터(110, 111, 112, 113)는 트레드 밀(10)의 전방과 후방에 각각 적어도 두 개 이상으로 배치될 수 있다.

[0040] 상기 제어부(150)는 복수의 구동모터(110, 111, 112, 113)와 디스플레이 유닛(160)을 제어하기 위해, 각각 전기적으로 연결되어 있다. 제어부(150)는 상기 와이어(11)가 감기거나 풀리는 길이와 속도를 조절하기 위해 상기 복수의 모터(110, 111, 112, 113)를 정회전 또는 역회전 구동시키는 제어신호를 생성한다.

[0041] 상기 제어부(150)는 미리 설정된 보행 궤적을 복수의 모터(110, 111, 112, 113)를 구동시키는 제어신호로 변환할 수 있다.

[0042] 상기 제어신호를 변환하는 과정에서 컴퓨터화된 토크 계산법(computed torque method:CTM)과 비례 미분 제어기(proportional-differentional controller)가 사용될 수 있다.

[0043] 또한, 도 2에 도시된 바와 같이, 하지 재활 장치(100)는 상기 트레드 밀(10)주변에 설치되는 복수의 프레임(120, 121, 122, 123)을 포함할 수 있다.

[0044] 복수의 프레임(120, 121, 122, 123)은 전방 프레임(120, 121) 및 후방 프레임(122, 123)으로 구성될 수 있다. 또한, 상기 전방 프레임(120, 121) 및 후방 프레임(122, 123)을 이어주고, 환자가 보행 시 손을 잡고 지지 할 수 있는 기능을 하는 별도의 핸들 프레임(124, 125)을 더 포함할 수 있다.

[0045] 상기 전방 프레임(120, 121)에는 상하로 소정 간격을 두고 적어도 2개의 전방 풀리(130, 131)가 배치될 수 있다. 이 경우, 전방 풀리(130, 131)는 한 쌍의 전방 프레임(120, 121) 양단에 고정된 2개의 전방 지지대(126, 127)에 각각 회전 가능하게 설치될 수 있다. 또한, 상기 후방 프레임(122, 123)에는 상하로 소정 간경을 두고 적어도 2개의 후방 풀리(132, 133)가 배치될 수 있다. 이 경우, 후방 풀리(132,133)는 한 쌍의 전방 프레임

(122, 123) 양단에 고정된 2개의 후방 지지대(128, 129)에 각각 회전 가능하게 설치될 수 있다.

[0046] 상기 전방 및 후방 풀리(130, 131, 132, 133)들은 복수의 모터(110, 111, 112, 113)들에 의해 감겨지는 복수의 와이어(11)의 방향을 각각 가이드하는 역할을 수행한다.

[0047] 상기 엔드 이펙터(end effector, 170)는 상기 복수의 와이어(11)가 각자 연결되며, 보행 재활을 하고자 하는 환자의 신체 부위 예를 들면, 종아리에 고정될 수 있다. 이 경우, 엔드 이펙터(170)를 신체 부위에 고정하기 위해, 신체 부위에 부착하거나 신체 부위를 감싸도록 형성할 수 있다. 본 실시예에서는 엔드 이펙터(170)가 환자의 종아리에 착용할 수 있도록 구성되는 것으로 설명한다. 이와 같은 엔드 이펙터(170)는 복수의 와이어(11)를 통해 복수의 모터(110)와 연결됨에 따라, 환자가 착용후 트레드 밀(10) 위에서 보행을 하는 경우 각 모터(110, 111, 112, 113)의 구동력에 의한 와이어(11)의 이동으로 재활에 필요한 환자의 보행 패턴을 파악하기 위한 요소로 사용될 수 있다.

[0048] 이와 같은 상기 엔드 이펙터(end effector, 170)는 환자의 종아리 부분을 감싸도록 되어있으며, 상기 복수의 모터(110, 111, 112, 113)의 구동에 의해 각 와이어(11)가 감기거나 풀리면서, 환자의 종아리 부분에 일정한 힘을 가하여 보행을 유도하고 돕게 된다.

[0049] 또한, 상기 하지 재활 장치(100)는 복수의 정보 수신부(140, 141, 142, 143)를 더 포함할 수 있다. 복수의 정보 수신부(140, 141, 142, 143)는 환자의 상태에 대한 정보를 획득한다. 상기 정보는 환자의 보행 속도, 그리고 환자가 가하는 힘의 크기, 와이어(11)에 걸리는 장력 등 센서를 통해 입력 가능한 모든 환자의 정보를 포함할 수 있다. 복수의 정보 수신부(140, 141, 142, 143)는 각 모터(110, 111, 112, 113)의 단부에 위치할 수 있으며, 각각의 와이어(11)에 걸리는 장력에 대한 정보를 획득할 수 있다.

[0050] 상기 제어부(150)는 상기 복수의 정보 수신부(140, 141, 142, 143)와 연결되어있으며, 상기 복수의 정보 수신부(140, 141, 142, 143)로부터 획득된 정보를 바탕으로 환자의 보행 궤적을 계산할 수 있다.

[0051] 상기 제어부(150)는 상기 계산된 환자의 보행 궤적과 미리 설정된 보행 궤적을 비교하여 그 차이값을 계산한다. 그리고 상기 차이값을 바탕으로 상기 복수의 모터(110, 111, 112, 113)를 제어하기 위한 제어신호를 생성한다.

[0052] 상기 제어부(150)는 상기 복수의 모터(110, 111, 112, 113)를 구동하는 제어신호를 형성할 때, 비선형적인 요소를 제어하여 각 와이어(11)에 음의 장력(negative tension)이 발생하는 것을 억제하는 컴퓨터화된 토크 계산법(computed torque method:CTM)을 사용할 수 있다.

[0053] 또한, 상기 하지 재활 장치(100)는 상기 장력에 관한 정보 및 상기 두 개의 보행 궤적(환자의 보행 궤적 및 미리 설정된 보행 궤적) 간의 차이를 계산한 결과 값을 출력하는 디스플레이 유닛(160)을 포함할 수 있다.

[0054] 상기 디스플레이 유닛(160)은 상기 제어부(150) 상에 설치될 수 있으며, 별도로 설치되어 제어부(150)와 연결되는 것도 가능하다.

[0055] 상기 디스플레이 유닛(160)은 환자의 보행 속도, 와이어에 발생하는 장력, 환자가 가하는 힘, 미리 설정된 보행 궤적과 환자의 보행 궤적의 차이값등의 정보가 출력될 수 있다. 이에 따라, 상기 디스플레이 유닛(160)을 통해, 재활 지도사 등은 환자가 올바른 보행 궤적을 형성하는지 지속적으로 모니터링 할 수 있고, 실시간으로 환자의 보행 자세를 보정할 수 있도록 환자에게 보행 상태를 전달할 수 있다.

[0056] 도 3은 본 발명의 제2 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 사용 상태를 나타낸도면이다. 하지 재활 장치(200)의 구성을 명확히 파악하고자 각 와이어(11)의 도시는 생략하였다. 또한 제어부(150) 및 디스플레이 유닛(160)의 도시도 생략하였다.

[0057] 본 발명의 제 2 실시 예에 따른 하지 재활 장치(200)는 엔드 이펙터를 2개 적용하기 위한 구성을 포함하며, 이를 위해 엔드 이펙터, 모터, 풀리 및 정보 수신부는 상술한 제1 실시예보다 2배의 개수를 구비한다.

[0058] 상술한 제1 실시 예에서와 같이 트레드 밀(20), 전방 및 후방 프레임(120, 121, 122, 123), 제어부(150), 디스플레이 유닛(160)을 포함한다.

[0059] 상기 제 2 실시 예에 따른 하지 재활 장치는, 트레드 밀(20)에 추가의 풀리(234, 235, 236, 237) 및 복수의 모터(214, 215, 216, 217)을 더 포함한다.

[0060] 또한, 엔드 이펙터(end effector, 170)는 환자의 다른 종아리에 착용할 수 있도록 추가의 엔드 이펙터(end effector, 271)를 포함한다.

[0061] 또한, 상기 두 개의 엔드 이펙터(170, 271)는 환자의 양쪽 종아리에 접촉 또는 감싸져서 환자의 양쪽 다리의 보행을 도울 수 있다.

[0062] 상기 복수의 모터(214, 215, 216, 217)에는 추가의 정보 수신부가 결합 될 수 있다. 상기 추가의 정보 수신부는 기존의 정보 수신부(140, 141, 142, 143)와 함께 양쪽 다리에 연결된 와이어의 장력에 대한 정보를 수신할 수 있다.

[0063] 상기 수신된 정보는 상술한 제 1 실시 예에서와 같이 제어부(150)에서 처리된다.

[0064] 도 4 는 본 발명의 제 3 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 구조를 개략적으로 나타낸 측면도이고, 도 5는 본 발명의 제 3 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 사용상태를 나타낸 도면이다. 도 4 및 5에서는, 본 발명의 제 3 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 차별화된 구성을 명확히 파악하기 위하여, 제어부(150)와 디스플레이 유닛(160)의 도시는 생략하였다.

[0065] 제 3 실시 예의 구성을 설명함에 있어, 상술한 일 실시 예와 동일한 구성들에 대하여는 구체적인 설명을 생략하고, 상이한 구성인 슬라이더(slider, 380)와 선형 구동기(linear actuator, 390)에 대해서만 설명한다.

[0066] 도 5를 참조하면, 상기 선형 구동기(390)는 적어도 두 개 이상으로 구성되며, 전방 프레임(320, 321)에 결합되어 구성될 수 있다. 상기 선형 구동기(390)는 상기 전방 프레임(320, 321)과 동일한 축을 향하도록 구성된다.

[0067] 상기 두 개의 선형 구동기(390, 391)는 풀리(330, 331)가 수직 방향으로 슬라이딩(sliding)할 수 있게 만드는 두 개의 슬라이더(380, 381)와 상기 슬라이더(380, 381)에 결합되어 상하 방향으로 슬라이딩 하는 풀리(330, 331)를 더 포함할 수 있다.

[0068] 상기 두 개의 선형 구동기(390, 391)는 전방 모터(310, 311) 및/또는 제어부(150)와 연결될 수 있으며, 전방 모터(310, 311) 및/또는 제어부(150)로부터 제어신호를 수신할 수 있다.

[0069] 상기 제어부(150)는 전방 및 후방 모터(310, 311, 312, 313)를 구동시키는 제어신호 외에 상기 선형 구동기(390, 391)를 구동시키는 추가의 제어신호를 생성할 수 있다.

[0070] 상기 제어부(150)가 상기 선형 구동기(390, 391)를 구동시키는 제어신호를 생성할 때, 상기 제어부(150)는 비선형적인 요소를 제어하여 와이어(33)에 음의 장력(negative tension)이 발생하는 것을 억제하는 컴퓨터화된 토크 계산법(computed torque method)를 이용할 수 있다.

[0071] 상기 전방 모터(310, 311)가 상기 두 개의 선형 구동기(390, 391)에 제어신호를 보낼 때, 상기 전방 모터(310, 311)는 제어부(150)가 상기 선형 구동기(390, 391)를 제어하기 위해 생성한 제어신호를 상기 선형 구동기(390, 391)에 전달하는 역할만 한다.

[0072] 상기 두 개의 선형 구동기(390, 391)는 제어부(150)가 보낸 제어신호를 수신하여, 환자의 보행에 따라, 최적의 보행 궤적을 제공하기 위해, 상기 풀리(330, 331)가 결합된 슬라이더(380, 381)를 지속적으로 상하로 슬라이딩 시킬 수 있다.

[0073] 상기 풀리(330, 331)가 결합된 슬라이더(380, 381)가 상하로 슬라이딩 함에따라, 복수의 모터(310, 311, 312, 313)가 연동하여 와이어(33)를 감거나 풀어 줌으로서 엔드 이펙터(end effector, 370)가 최적의 보행 궤적을 만들도록 조절한다.

[0074] 상기 두 개의 선형 구동기(390, 391)가 구동되는 상태 및 구동에 필요한 힘 등의 정보가 디스플레이 유닛(160)에 출력될 수 있다.

[0075] 상기 디스플레이 유닛(160)은 와이어에 발생하는 장력과, 상기 선형 구동기(390, 391)에 필요한 힘을 합하여 계산한 값을 출력할 수 있다.

[0076] 이 경우, 상기 엔드 이펙터(end effector, 370)가 최적의 보행 궤적을 형성하게 함에 있어서 필요로 하는 구동력이 최소화될 수 있으며, 본 발명의 다른 실시 예에 비교하여, 상대적으로 적은 출력을 가진 모터로 상기 하지 재활 장치를 구성할 수 있다.

[0077] 도 6은 본 발명의 제 4 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 사용상태를 나타낸 도면이다. 하지 재활 장치(400)의 구성을 명확히 파악하고자 각 와이어(33)의 도시는 생략하였다. 도 6에서, 제어부(150)와 디스플레이 유닛(160)의 도시는 생략하였다.

[0078] 본 발명의 제 4 실시 예에 따른 하지 재활 장치(400)는 엔드 이펙터를 2개 적용하기 위한 구성을 포함하며, 이를 위해 엔드 이펙터, 모터, 풀리 및 정보 수신부는 상술한 제3 실시예보다 2배의 개수를 구비한다.

[0079] 본 발명의 제 4 실시 예에 따른 하지 재활 장치는 상술한 일 실시 예에서와 같이 트레드 밀(40), 전방 및 후방 프레임(320, 321, 322, 323), 제어부(150), 디스플레이 유닛(160), 슬라이더(380, 381) 선형 구동기(390, 391)를 포함한다.

[0080] 상기 제 4 실시 예에 따른 하지 재활 장치는, 트레드 밀(40)에 추가의 풀리(434, 435, 436, 437) 및 복수의 모터(414, 415, 416, 417)을 더 포함한다.

[0081] 또한, 엔드 이펙터(end effector, 370)는 환자의 다른 종아리에 착용할 수 있도록 추가의 엔드 이펙터(end effector, 471)를 포함한다.

[0082] 또한, 상기 두 개의 엔드 이펙터(370, 471)는 환자의 양쪽 종아리에 접촉 또는 감싸져서 환자의 양쪽 다리의 보행을 도울 수 있다.

[0083] 상기 복수의 모터(414, 415, 416, 417)에는 추가의 정보 수신부가 결합 될 수 있다. 상기 추가의 정보 수신부는 기존의 정보 수신부(340, 341, 342, 343)와 함께 양쪽 다리에 연결된 와이어의 장력에 대한 정보를 수신할 수 있다.

[0084] 상기 수신된 정보는 상술한 제 3 실시 예에서와 같이 제어부(150)에서 처리된다.

[0085] 상기 제어부(150)는 전방 및 후방의 복수의 모터(310 내지 313, 414 내지 417)를 구동시키는 제어신호 외에 상기 선형 구동기(390, 391)를 구동시키는 추가의 제어신호를 생성할 수 있다.

[0086] 상기 제어부(150)가 상기 선형 구동기(390, 391)를 구동시키는 제어신호를 생성할 때, 상기 제어부(150)는 비선형적인 요소를 제어하여 와이어(33)에 음의 장력(negative tension)이 발생하는 것을 억제하는 컴퓨터화된 토크 계산법(computed torque method)를 이용할 수 있다.

[0087] 또한 상기 제어부(150)는 상기 모터(310 내지 313, 414 내지 417)와 선형 구동기(390, 391)를 구동시키는 제어신호를 생성하고, 전송할 수 있다.

[0088] 상기 두 개의 선형 구동기(390, 391)는 전방 모터(310, 311, 414, 415) 및/또는 제어부(150)와 연결될 수 있으며, 전방 모터(310, 311, 414, 415) 및/또는 제어부(150)로부터 제어신호를 수신할 수 있다.

[0089] 도 7에서는 상기 하지 재활 장치에 사용되는 엔드 이펙터(170)을 나타내고 있다. 상기 엔드 이펙터(170)는 지지부(171)와 고정밸트(172)로 구성된다. 하지만, 지지부(171)의 형상에 제한을 두는 것은 아니며, 종아리에 접촉될 수 있거나 감쌀 수 있는 형상을 할 수 있으면 족하다.

[0090] 이하에서는 도면 8 내지 13을 참고하여, 본 발명의 일 실시예에 해당하는, 와이어에 발생하는 음의 장력을 억제하는 방법에 대하여 상세히 설명한다.

[0091] 도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 하지 재활 장치의 전반적인 시스템 구성을 나타낸 블록도이고, 도 9는 본 발명에 일 실시 예에 따른 와이어에 발생하는 음의 장력을 억제하기 위한 방법을 설명하는 흐름도이다.

[0092] 우선, 환자가 엔드 이펙터(170)를 착용하고, 트레드 밀(10) 상에서 보행을 시작한다. 환자의 종아리에 장착된 엔드 이펙터(170)는 이에 따라 환자의 보행 궤적을 추종한다(S1110).

[0093] 그리고, 상기 엔드 이펙터(170)가 구동됨에 따라서, 복수의 와이어(11)에 각각 장력이 발생하고, 이 장력은 정보수신부(140)에 의해서 감지된다(S1120).

[0094] 상기 정보 수신부(140)가 획득한 장력에 대한 정보는 운동학적 정보 변환부(151)에서 2차원 상의 좌표로 표현되는 좌표 위치 정보로 변환된다(S1130). 그리고 변환된 정보는 제어부(150)로 전송된다.

[0095] 상기 장력에 대한 정보를 운동학적 정보로 변환하는 변환부(151)는 중앙처리장치에 의해 구현될 수 있으며, 상기 제어부(150)와 통합되어 구성될 수 있다.

[0096] 상기 변환부(151)에서 정보를 변환하는 과정은 비선형요소를 제어하기 위하여 컴퓨터화된 토크 계산법(Computed torque method)을 사용한다(S1140).

[0097] 상기 변환된 좌표 위치 정보는 디스플레이 유닛(160)에 출력될 수 있다(S1141).

[0098] 상기 제어부(150)에서는 미리 설정된 좌표를 따라 만들어진 보행 궤적과 수신된 정보를 기반으로 하여 좌표로 변환된 환자의 실제 보행 궤적 간의 차이를 비교한다(S1150).

[0099] 상기 두 궤적 간 비교에 따른 차이는 오차 값으로 정의될 수 있다.

[0100] 또한, 상기 오차 값은 상기 디스플레이 유닛(160)에 추가로 출력될 수 있다(S1151). 이를 통해, 사용자 또는 환자의 보행 패턴을 시각적으로 파악하고, 재활 치료사가 사용자 또는 환자의 상태를 지속적으로 모니터링 할 수 있다.

[0101] 상기 제어부(150)는 상기 오차 값에 따라 모터(110)를 구동하는 제어신호를 형성한다(S1170).

[0102] 상기 제어부(150)는 상기 제어신호를 형성할 때, 비선형요소를 제어하고, 와이어에 발생하는 음의 장력을 억제하기 위해서 컴퓨터화된 토크 계산법(Computed torque method)을 사용한다(S1160).

[0103] 상기 제어부(150)는 상기 제어신호를 형성할 때, 선형 구동기(390)를 구동하기 위한 추가의 제어신호를 형성할 수 있다(S1171).

[0104] 그리고, 상기 제어신호는 상기 모터(110)에 전송된다(S1180).

[0105] 상기 추가 제어신호는 상기 모터(110) 또는 선형 구동기(390)에 이를 전송된다. 상기 추가 제어신호가 상기 모터(110)에 전송된 경우, 상기 모터(110)는 이를 상기 선형 구동기(390)에 릴레이 해준다.

[0106] 상기 제어신호를 수신한 모터(110) 또는 선형 구동기(390)는 하지 재활 장치(100)의 엔드 이펙터(170)를 구동시켜 환자의 보행을 유도한다(S1190).

[0107] 도 10 및 11은 와이어에 발생하는 음의 장력을 억제하기 위해 사용되는 컴퓨터화된 토크 계산법의 설계를 위한 시스템 구성도 및 수학적 해석을 나타내는 도면이다.

[0108] 상기 도 10 및 11을 참조할 때, 와이어 구동 기반 병렬형 로봇(Wire driven parallel robot)에 있어서, 음의 장력을 억제하기 위해 사용하는 컴퓨터화된 토크 계산법 로직의 설계 과정은 다음과 같다.

[0109] 우선, 엔드 이펙터의 자세(pose)와 제어 가능한 렌치(wrench) 구조 간의 관계가 기본적인 문제가 된다. 이러한 관계를 Wrench-closure configuration이라고 하며, 복수의 와이어에 장력이 가해지는 것을 렌치라고 한다. 즉, 와이어의 장력에 의해 만들어지는 엔드 이펙터의 자세의 집합으로 정의될 수 있다.

[0110] 특히, 본 발명에 따른 하지 재활 장비에 있어, 엔드 이펙터는 환자의 종아리에 부착된다. 이때 시상면(sagittal plane)에서 종아리가 이루는 각도에 의해 엔드 이펙터의 자세가 결정된다.

[0111] 그러나 사람의 무릎에 의해 종아리가 회전할 수 있는 반경이 제한되므로, 환자의 안정적인 종아리 각도를 유지하기 위하여 상기 엔드 이펙터의 완전한 제어가 필요하다.

[0112] 이러한 경우, 상기 엔드 이펙터의 모든 자유도(Degrees of Freedom:DOF)를 제어하는 것은 실질적으로, 상기 엔드 이펙터에 이용되는 와이어의 수와 상기 엔드 이펙터가 움직일 수 있는 자유도의 수와 관계가 있다. 상기 와이어의 수가 자유도의 수 보다 적으면 엔드 이펙터에 연결된 하나 또는 그 이상의 와이어에서, 상기 와이어의 장력에 따른 모멘트의 합이 음의 값을 가지게 된다.

[0113] 이러한 음의 값을 배제하기 위해 최적화된 구성이 도 10에 도시되어있다.

[0114] 시상면에서 엔드 이팩터의 세 개의 자유도를 제어하기 위해 네 개의 와이어를 사용한다.

[0115] 특히, 와이어의 장력을 제어하기 위한 앞쪽의 두 풀리(A1, A2)가 선형 구동기에 장착되어, 지면에 고정되지 않고 엔드 이펙터에 따라 함께 상하로 움직일 수 있음을 가정한다.

[0116] Wrench-closure configuration은 상기 구성이 설치되는 플랫폼과 선형 구동기 두 개의 부분으로 구성되어 있는 바, 상기 두 부분의 동역학이 고려되야 한다.

[0117] 이를 위해, 기준 좌표 공간과 구동기 좌표 사이의 맵(map)이 설정되고, 각 단계별로 제어부에 의해 얻어진 와이어의 장력인 렌치는 기준 좌표 공간으로부터 와이어가 위치해야 할 좌표까지 맵핑(mapping)이 되야한다.

[0118] 그리고 상기 두 부분의 동역학을 고려하면서 동적 방적식을 도출해 낼 것이다. 하지만, 비선형 항(term)이 발생하게 되어 근본적으로 제어 로직을 구성하기가 어렵다.

[0119] 따라서, 컴퓨터화된 토크 계산법)에 의해 비선형 항의 효과를 상쇄하고, 와이어에 필요한 장력과 선형 구동기의

구동력에 대한 제어 신호 값을 찾아 낼 것이다. 그리고 비례 미분(Proportional Differential:PD)제어를 이용하여 에러를 0으로 만들 것이다.

[0120] 도 11은 이러한 컴퓨터화된 토크 계산법을 도출하기 위해 수학적으로 해석한 도면이다.

[0121] 일단, 종아리와 분리된 상태의 엔드 이펙터를 인체의 종아리라고 가정한다.

[0122] $i = 1 \ldots 4$ 는 각각 와이어의 순서를 나타낸다.

[0123] $B_i = [b_{i1}, b_{i2}]^T$ 는 와이어가 엔드 이펙터에 부착된 점을 말한다.

[0124] 그리고 4개의 모터가 $A_i = [a_{i1}, a_{i2}]^T$ 에 있다고 가정하였으며, 이 Wrench-closure configuration에서 전방에 설치된 A1, A2 풀리는 수직 방향으로 슬라이딩이 가능하도록 슬라이더와 결합되어 선형 구동기에 구동된다고 가정하였다.

[0125] 따라서, 상기 두 풀리의 y 방향에서의 위치는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

[0126] $$a_{12} = z + \alpha \ , \ a_{22} = z$$

[0127] 그리고, 점 O를 기준으로 좌표 축을 X 및 Y로 보고, 점 G를 기준으로 단위 백터를 U와 V로 정의한다.

[0128] 와이어의 길이는 $\rho_i$ 이고, 항상 $\rho_i > 0$ 이다.

[0129] 엔드 이펙터의 위치는 상기 점 O를 시작점으로 보고, 상기 점 G를 끝점으로 정의할 때, $\mathbf{d} = [x, y]^T$ 로 표기된다.

[0130] 상기 X축 및 U축 사이의 방위는 각도 $\phi$ 로 정의된다.

[0131] 이러한 가정을 할 경우, 다음의 수식이 도출된다.

[0132] $$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix}$$

[0133] $$\mathbf{a}_i = \mathrm{A}_i - \mathrm{O} \ , \ \mathbf{r}_i = B_i - G = \mathbf{R}\mathbf{b}_i$$

[0134] $$\mathbf{s}_i = \mathrm{B}_i - \mathrm{A}_i = \mathbf{d} + \mathbf{R}\mathbf{b}_i - \mathbf{a}_i$$

[0135] 이 때 $B_i$ 의 위치 벡터는 $\mathbf{b}_i$ 이 된다.

[0136] 이번에는, 정적 모델링을 위해 상기 Wrench-closure configuration의 플랫폼이 시상면에서 작동한다고 가정해보자.

[0137] 이 경우, 와이어의 평면 장력을 $L_e$ 이라고 할 때, 토크는 점 G에 적용이 된다.

[0138] 그리고, i 번째 와이어의 Plucker Vector는 $L_i/\rho_i$ 라고 하면, 좌표 상에서는 $L_i = -[s_i; r_i \times s_i]$ 로 나타낼 수 있다.

[0139] 그리고, i 번째 와이어에 의해 가해지는 장력은 $\tau_i(L_i/\rho_i)$ 이고, 여기서 $\tau_i$ 는 와이어의 장력을 나타내는 양수 값이 된다.

[0140] 만약 장력 $L_e$ 가 전체 와이어 장력의 합에 의해 균형을 이룬다고 가정하면, 다음과 같은 수학식 1이 도출된다.

[0141] (수학식 1)

[0142] $$\underbrace{\begin{bmatrix} \mathcal{L}_1/\rho_1 & \mathcal{L}_2/\rho_2 & \mathcal{L}_3/\rho_3 & \mathcal{L}_4/\rho_4 \end{bmatrix}}_{\mathbf{J}} \underbrace{\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \\ \tau_4 \end{bmatrix}}_{\mathbf{t}} - \mathcal{L}_e = \mathbf{0}$$

[0143] J는 3*4 행렬로서 엔드 이펙터의 위치 및 방위, 선형구동기가 도 11의 Z축상 어느 위치에 위치하는지에 따라 변한다.

[0144] 다음에는, 엔드 이펙터와 도 11의 선형 구동기의 Z축상 위치와의 관계를 동역학 식으로 나타내본다. 이를 위해서는 와이어의 질량은 0으로 보고, 풀리의 동역학은 고려하지 않는다. 이 경우, 엔드 이펙터와 선형 구동기의 Z축상 위치와의 관계는 다음과 같은 다차원 미분 방정식인 수학식 2 및 3으로 나타낼 수 있다.

[0145] (수학식 2)

[0146] $$\underbrace{\begin{bmatrix} m & 0 & 0 \\ 0 & m & 0 \\ 0 & 0 & I \end{bmatrix}}_{\mathbf{M}} \underbrace{\begin{bmatrix} \ddot{x} \\ \ddot{y} \\ \ddot{\phi} \end{bmatrix}}_{\ddot{\mathbf{x}}} + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ mg \\ 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{g}} = \underbrace{\begin{bmatrix} F_{Rx} \\ F_{Ry} \\ M_{Rz} \end{bmatrix}}_{\mathcal{L}_e}$$

[0147] (수학식 3)

[0148] $$m_a \ddot{z} + c\dot{z} = F - [(\mathbf{s}_1/\rho_1)\tau_1 + (\mathbf{s}_2/\rho_2)\tau_2].\mathbf{y}$$

[0149] m과 I는 각각 엔드 이펙터의 질량과 관성을 나타낸다.

[0150] $\mathbf{x} = [x, y, \phi]$ 는 플랫폼의 위치와 방위를 포함하는 엔드 이펙터의 상태 변수이다.

[0151] $F_{Rx}$, $F_{Ry}$ 는 X축과 Y축 방향으로 엔드 이펙터에 가해진 합력을 나타낸다. 그리고 $M_{Rz}$는 엔드 이펙터의 합성 모멘트를 나타낸다. 또한, $m_a$ 는 선형 구동기의 질량을 나타낸다. Z는 선형 구동기의 수직 방향 위치를 나타내며, c는 마찰 계수를 의미한다.

[0152] 다음과 같은 식 $\overline{\mathbf{x}} = [x, y, \phi, z]^T$ 통해, 상기 수학식 2 및 3을 행렬 꼴로 나타내면 다음의 수학식 4 및 5와 같다.

[0153] (수학식 4)

[0154]
$$\underbrace{\begin{bmatrix} m & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m & 0 & 0 \\ 0 & 0 & I & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_a \end{bmatrix}}_{\mathbf{M}} \underbrace{\begin{bmatrix} \ddot{x} \\ \ddot{y} \\ \ddot{\phi} \\ \ddot{z} \end{bmatrix}}_{\ddot{\mathbf{x}}} + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c \end{bmatrix}}_{\mathbf{C}} \underbrace{\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\phi} \\ \dot{z} \end{bmatrix}}_{\dot{\mathbf{x}}} + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ mg \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}}_{\mathbf{g}} = \bar{\mathcal{L}}_e$$

[0155] (수학식 5)

[0156]
$$\bar{\mathcal{L}}_e = \underbrace{\begin{bmatrix} & \mathbf{J}_{3\times4} & & \mathbf{0}_{3\times1} \\ (\mathbf{s}_1/\rho_1).\mathbf{y} & (\mathbf{s}_2/\rho_2).\mathbf{y} & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{j}} \underbrace{\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \\ \tau_4 \\ F \end{bmatrix}}_{\mathbf{t}}$$

[0157] 또는, 다음과 같은 수학식 6 및 7과 같이 간략하게 표현할 수도 있다.

[0158] (수학식 6)

[0159]
$$\overline{\mathbf{M}}\ddot{\overline{\mathbf{x}}} + \mathbf{N} = \overline{\mathbf{L}_e}$$

[0160] (수학식 7)

[0161]
$$\mathbf{N} = \overline{\mathbf{C}}\dot{\overline{\mathbf{x}}} + \overline{\mathbf{g}}$$

[0162] 이제, 상기 도출된 식을 바탕으로 하여, 제어 로직으로서 컴퓨터화된 토크 계산법(Computed torque method)과 비례 미분(Proportional Differential) 제어를 설계할 수 있다.

[0163] 상기 수학식 6에서, N은 모든 비선형 항을 포함한다.

[0164] 따라서 CTM을 구성할 때 미분 방정식은 2차 선형 방정식으로 되고, 제어 로직은 다음과 같은 수학식 8과 같이 정의할 수 있다.

[0165] (수학식 8)

[0166]
$$\overline{L_e} = \mathbf{M}(\ddot{\overline{\mathbf{x}}}_d + \mathbf{K}_v\dot{e} + \mathbf{K}_p\mathbf{e}) + \mathbf{N}$$

[0167] 여기서, $\overline{\mathbf{x}_d}$는 상태 백터 $\overline{\mathbf{x}}$의 미리 설정된 또는 원하는(desired) 궤적을 나타내고, 에러는 $\mathbf{e}=\bar{\mathbf{x}}-\overline{\mathbf{x}_d}$, $\dot{\mathbf{e}}=\dot{\bar{\mathbf{x}}}-\dot{\overline{\mathbf{x}_d}}$로 나타낼 수 있다.

[0168] 또한, $\mathbf{K_v}$, $\mathbf{K_p}$는 대각위(diagonal position)행렬로 선택된 이득 행렬이다.

[0169] 이제 수학식 8의 장력 $L_e$로부터 와이어의 장력과 선형 구동기의 힘을 계산할 필요가 있다. 그러나 와이어 구동 기반 병렬형 로봇에서 양의 장력을 유지하는 것이 효과적인 제어 알고리즘을 위해 중요한 사항이라는 점을 고려할때, 선형 구동기와 엔드 이펙터에 대한 각각의 동역학을 고려하여 와이어의 장력을 양의 값으로 유지시키는 방법을 취할 수 있다.

[0170] 이는 수학식 4에서, $\overline{L_e}$가 두 부분으로 분리될 수 있음을 알 수 있다.

[0171]
$$\overline{L_e}=\begin{bmatrix}L_e\\L_a\end{bmatrix}$$

[0172] 여기서 $L_e$는 수학식 3의 오른쪽 편 항과 같다. 수학식 1에서 엔드 이펙터에 가해진 장력 $L_e$은 J행렬에 의한 와이어의 장력과 관련이 있다. 이 행렬은 정방행렬이 아니므로 $L_e$에 따른 와이어의 장력은 계산될 수 없고, 무수히 많은 해가 주어진다.

[0173] 해는 다음과 같다.

[0174]
$$\mathbf{t}=\mathbf{t_p}+\alpha\mathbf{n}$$

[0175] 여기서 $\mathbf{t_p}=\mathbf{J}^{\dagger}L_e$로 계산되는 $\mathbf{t_p}$는 특이해 이다. n은 J의 null space의 행렬이고, $\alpha$는 임의의 상수이다.

[0176] 이 관계로부터 만약 null 벡터 n의 모든 요소들이 같은 부호를 가진다면, $\mathbf{t_p}$가 특이해임에도 불구하고 상수 $\alpha$는 모든 와이어에서 양의 장력을 가지거나, 각 와이어의 장력이 구체화된 최소 장력 $\tau_{\min}$보다 크도록 할 수 있다.

[0177] 따라서, 각 장력 $\mathbf{t_p}$의 모든 요소와 n에서 적절한 요소를 위해, $\alpha_i$는 $\alpha_i=\left|(\tau_{\min}-\tau_{\pi})/n_i\right|$로 계산된다. $\alpha$는 위의 구성요소 부호에 의해 곱해진 $\alpha_i$의 최고 값으로 결정된다. 벡터 n은 행렬 J의 null space로

서 부호가 어떠한 구성을 가지느냐에 따라 변한다.

[0178] 그리고 같은 부호를 가지는 벡터 n으로만 구성될 경우, Wrench closure configuration으로 정의된다.

[0179] 즉, $\mathbf{Jt}= L_e$ 경우, 최소 하나의 벡터는 $\mathbf{t}>0$ 를 만족시킨다.

[0180] 결국 도 11은 선형 구동기에 의해 Wrench closure configuration의 조건이 만족되는 와이어 구동 기반 병렬형 로봇을 보여주고 있는 것이다.

[0181] 또한 선형 구동기를 구동시키는데 필요한 힘은 수학식 5로부터 도출된다.

[0182] $$F= L_a+[(\mathbf{s}_1/\rho_1)\tau_1+(\mathbf{s}_2/\rho_2)\tau_2].\mathbf{y}$$

[0183] 따라서, 컴퓨터화된 토크 계산법에 의해, 와이어의 장력과 선형 구동기의 힘이 계산되고 적용됨으로써, 최적의 궤적으로 엔드 이펙터가 움직일 수 있도록 모터와 선형 구동기가 제어된다.

[0184] 모터에는 정보 수신부, 바람직하게는 엔코더를 사용하여 정기구학에 의해 와이어의 장력을 측정함으로써 엔드 이펙터의 위치를 파악할 수 있도록 할 수 있다.

[0185] 상기 컴퓨터화된 토크 계산법을 설계할 때, 성인 남성의 종아리를 기준으로 동역학을 고려하였다. 종아리의 질량과 관성은 각각 $m=12.5kg,\ I=0.1kg.m^2$ 으로 가정하였고, 선형 구동기는 $m_a=0.5kg,\ c=1N.s/m$ 로 가정하였다.

[0186] 풀리의 관성과 회전 댐핑 계수는 고려하지 않았다.

[0187] 상기와 같이 설계된 컴퓨터화된 토크 계산법에 의해 제어부의 알고리즘을 설정하고 Metlab 코드를 구현하여 비선형요소를 제어하였다. 이에 따른, 최적화된 보행 궤적은 도 12에 개시되어 있다.

[0188] 또한 도 13에는 Wrench closure configuration 조건을 만족하기 위한 와이어의 장력과 선형 구동기에 필요한 힘을 그래프로 나타내고 있다. 상기 도 13에서 확인 할 수 있듯이, 모든 와이어가 음의 장력이 발생하지 않아 느슨해짐이 없이, 양의 장력을 가지고 궤적을 추종함을 알 수 있다.

[0189] 이상에서 대표적인 실시 예를 통하여 본 발명에 대하여 상세하게 설명하였으나, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상술한 실시 예에 대하여 본 발명의 범주에서 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 변형이 가능함을 이해할 것이다. 그러므로 본 발명의 권리 범위는 설명된 실시 예에 국한되어 정해져서는 안되며, 후술하는 청구범위뿐만 아니라 이 청구범위와 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태에 의하여 정해져야 한다.

## *부호의 설명*

[0190] 10: 트레드 밀 11: 와이어

100: 하지 재활 장치 110: 모터

120: 프레임 130: 풀리

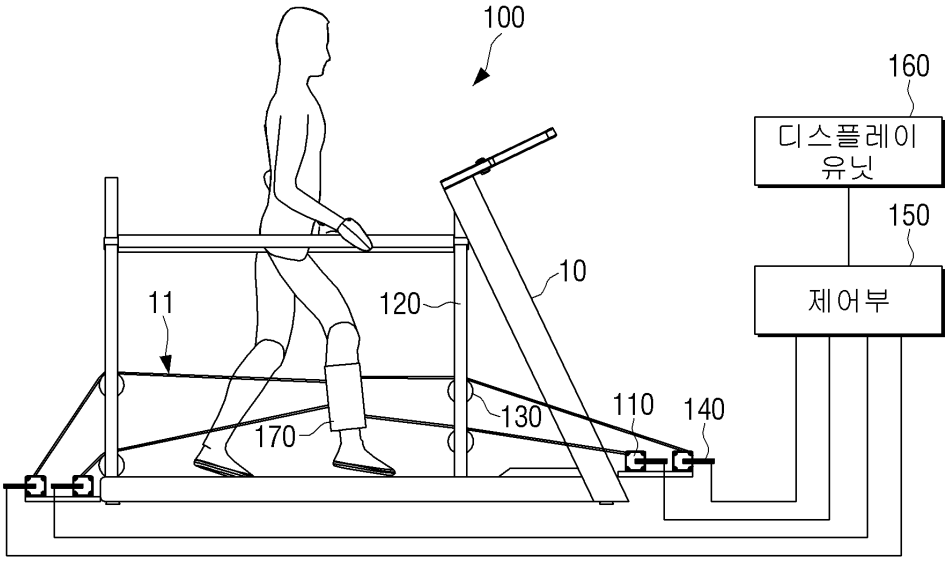
140: 정보 수신부 150: 제어부

160: 디스플레이 유닛 170: 엔드 이펙터

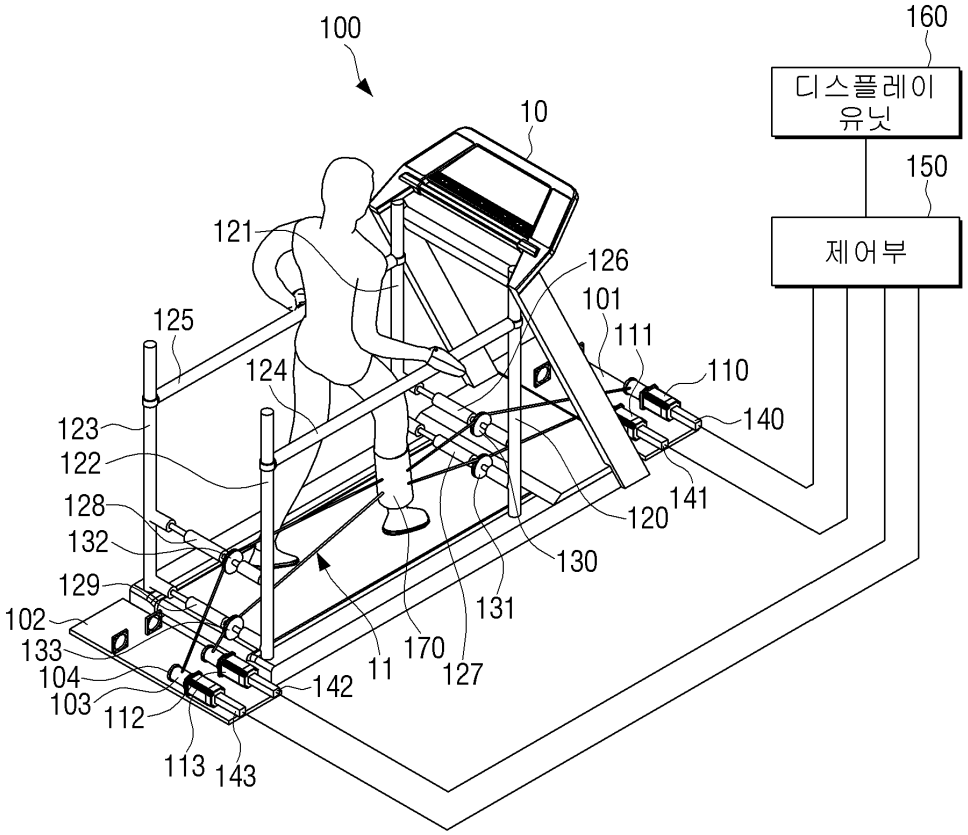
380: 슬라이더 390: 선형 구동기

도면

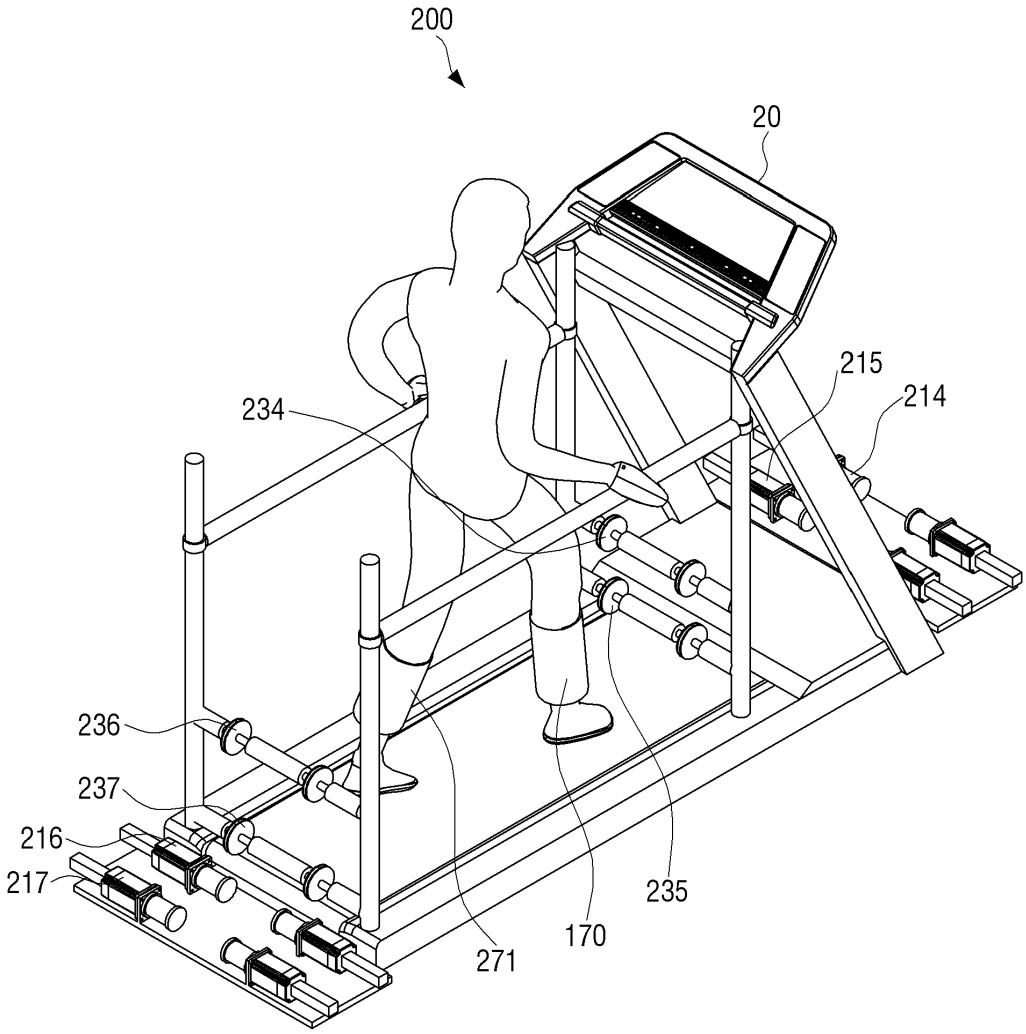
도면1


100
160
디스플레이 유닛
150
제어부
10
11
120
130
110
140
170

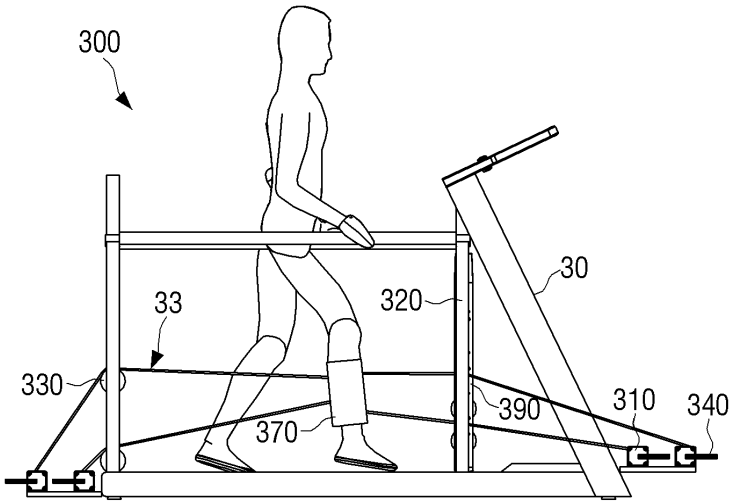
도면2


100
160
디스플레이 유닛
150
제어부
10
121
126
101
111
110
140
125
124
123
122
128
132
129
102
133
104
103
112
113
143
142
11
170
127
131
130
120
141

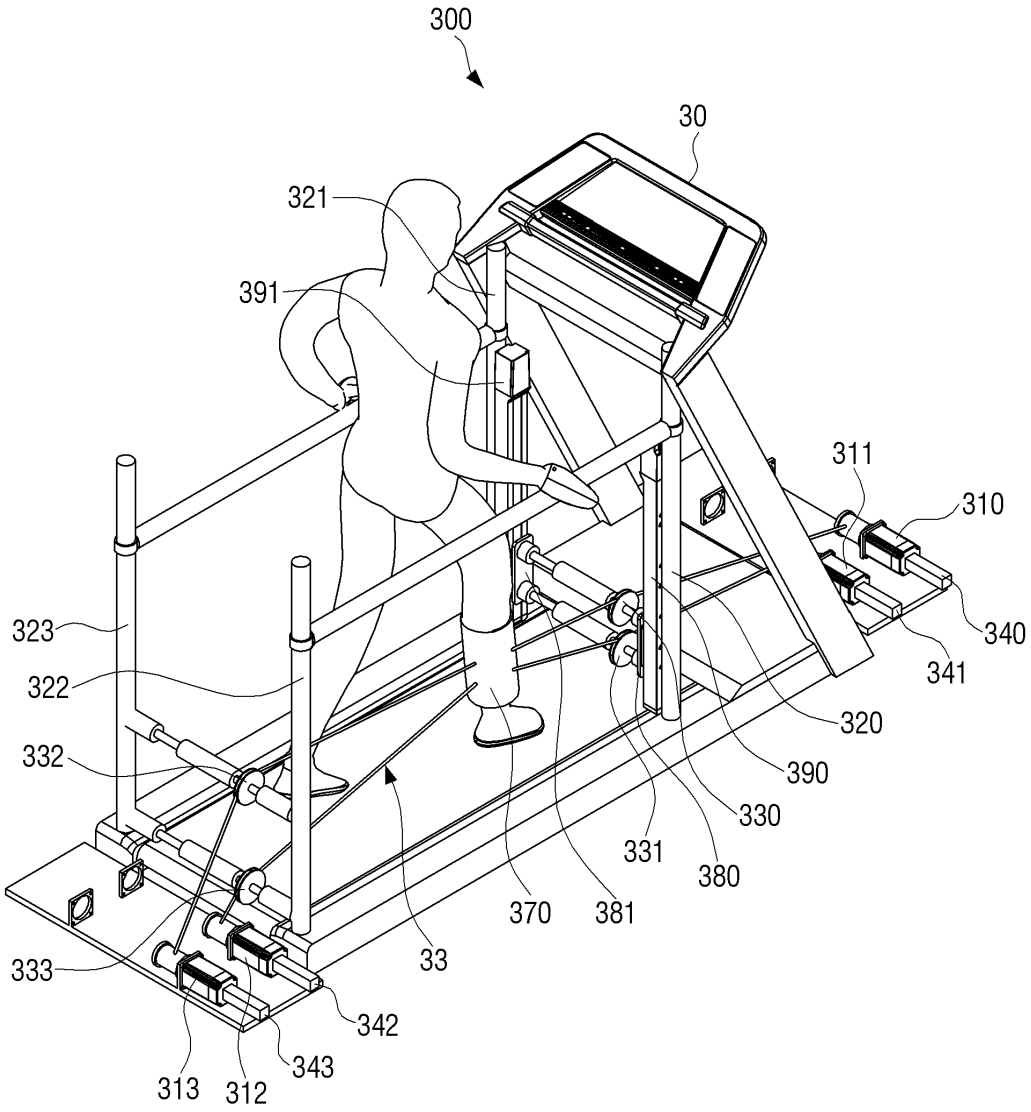
도면3


200
20
215
214
234
236
237
216
217
235
170
271

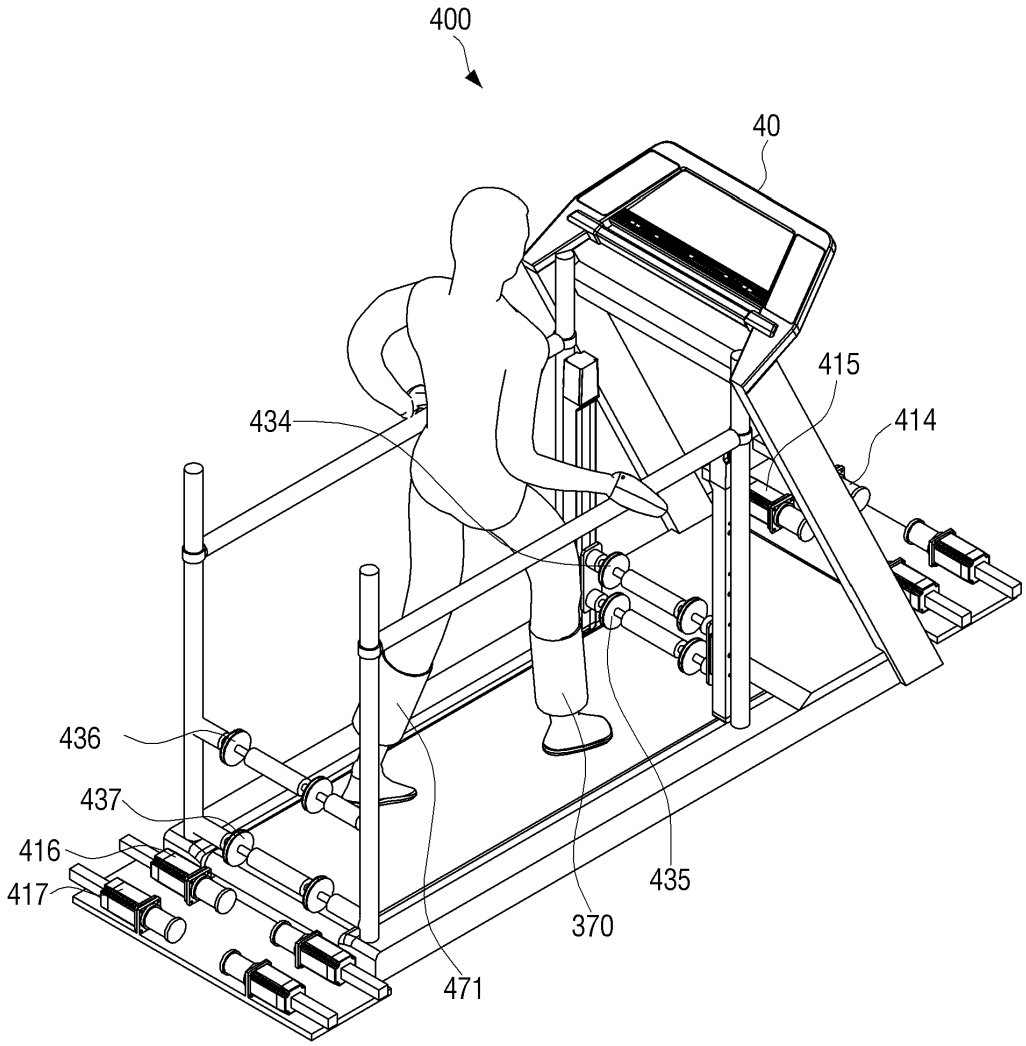
도면4


300
30
33
320
330
390
310
340
370

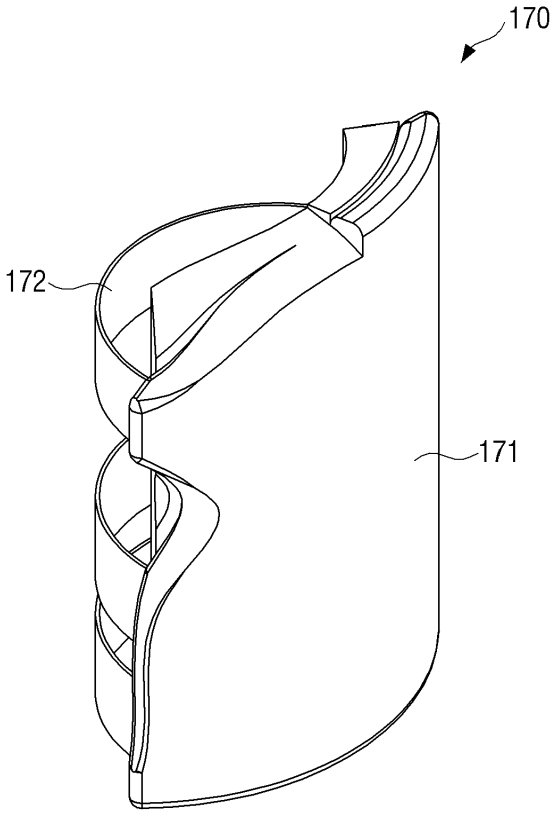
도면5


300
30
321
391
311
310
340
341
323
322
320
332
390
330
331
380
370
381
33
333
342
343
313
312

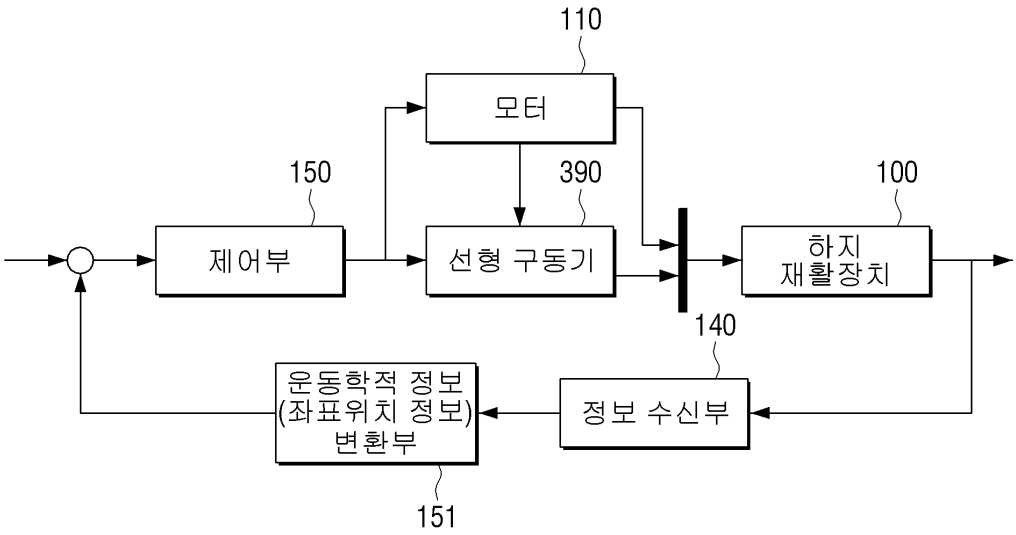
도면6



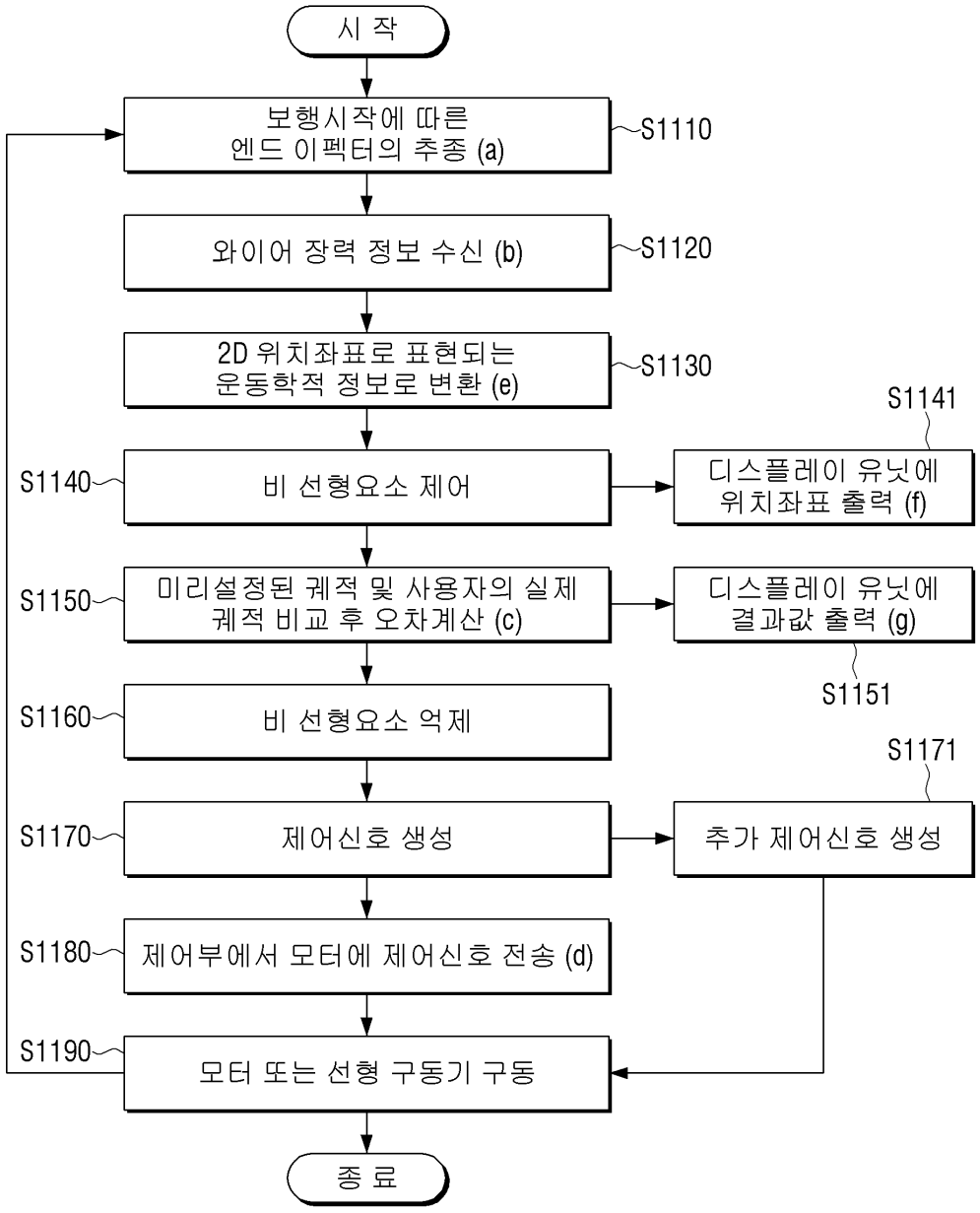
도면7


170
172
171

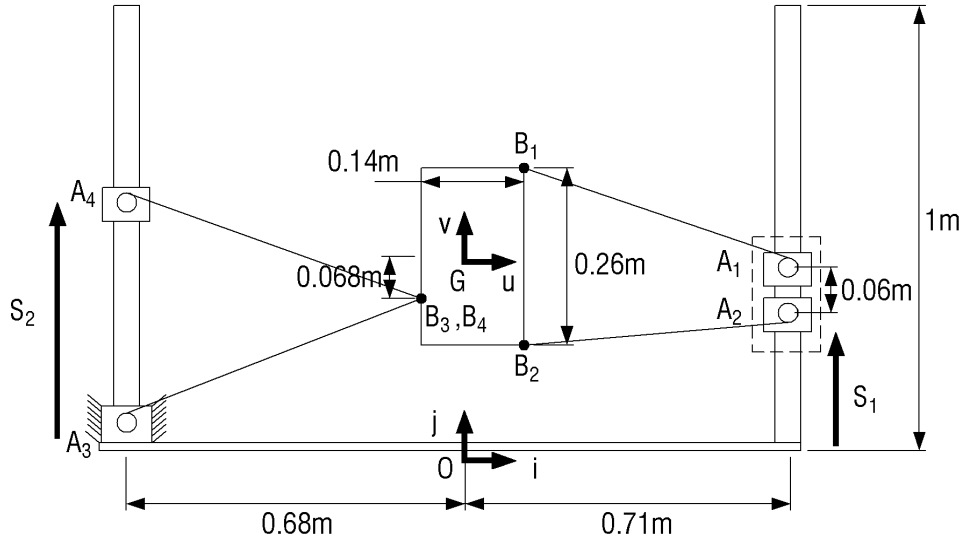
도면8


110
모터
150
390
100
제어부
선형 구동기
하지
재활장치
140
운동학적 정보
(좌표위치 정보)
변환부
정보 수신부
151

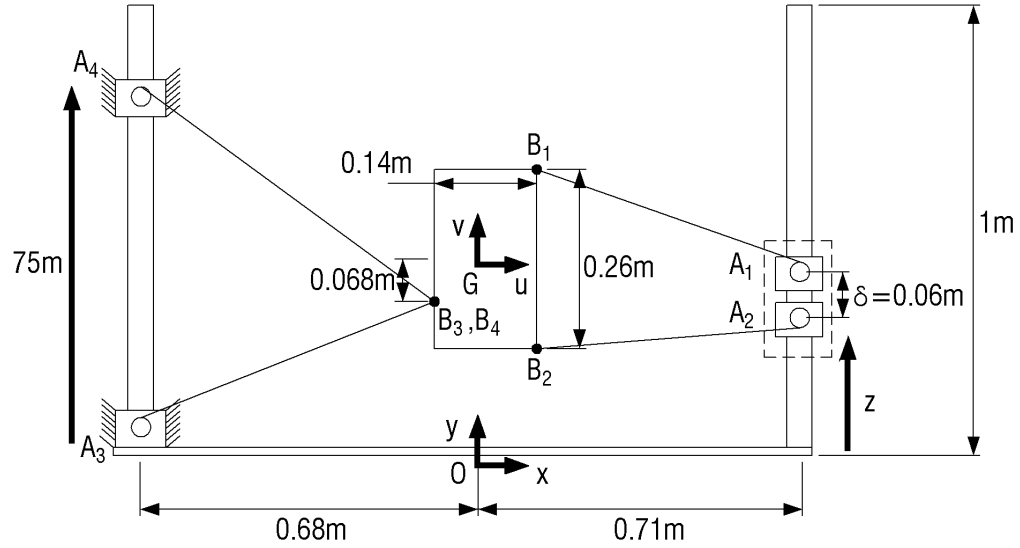
도면9


시 작
보행시작에 따른
엔드 이펙터의 추종 (a)
S1110
와이어 장력 정보 수신 (b)
S1120
2D 위치좌표로 표현되는
운동학적 정보로 변환 (e)
S1130
S1141
S1140
비 선형요소 제어
디스플레이 유닛에
위치좌표 출력 (f)
S1150
미리설정된 궤적 및 사용자의 실제
궤적 비교 후 오차계산 (c)
디스플레이 유닛에
결과값 출력 (g)
S1151
S1160
비 선형요소 억제
S1171
S1170
제어신호 생성
추가 제어신호 생성
S1180
제어부에서 모터에 제어신호 전송 (d)
S1190
모터 또는 선형 구동기 구동
종 료

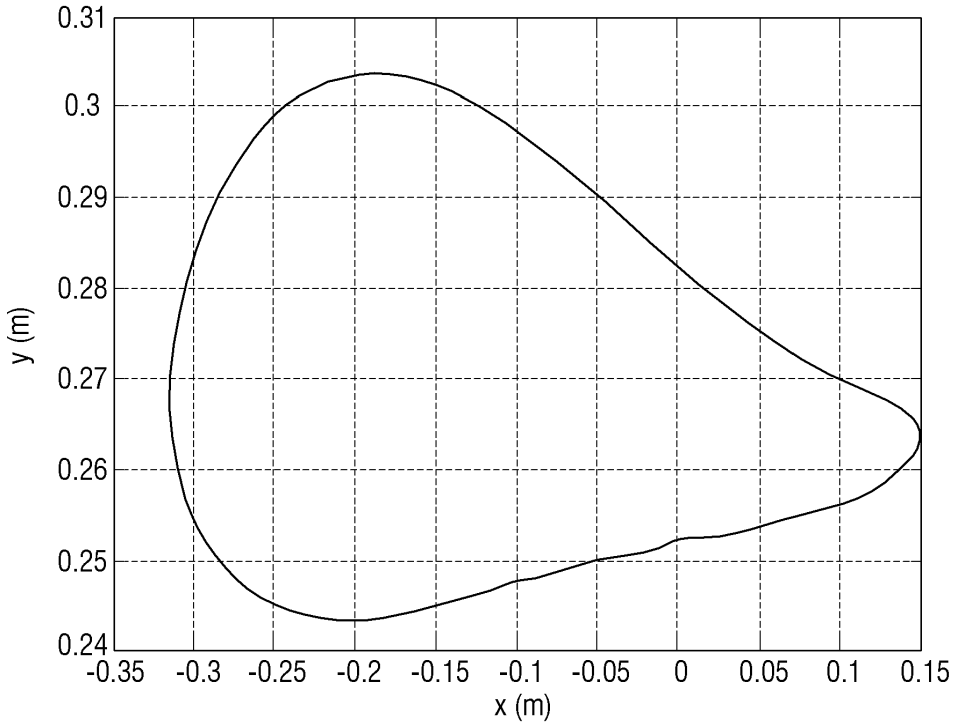
도면10


0.14m
B1
A4
v
G
u
0.26m
1m
0.068m
A1
0.06m
S2
B3 ,B4
A2
B2
S1
j
A3
O
i
0.68m
0.71m

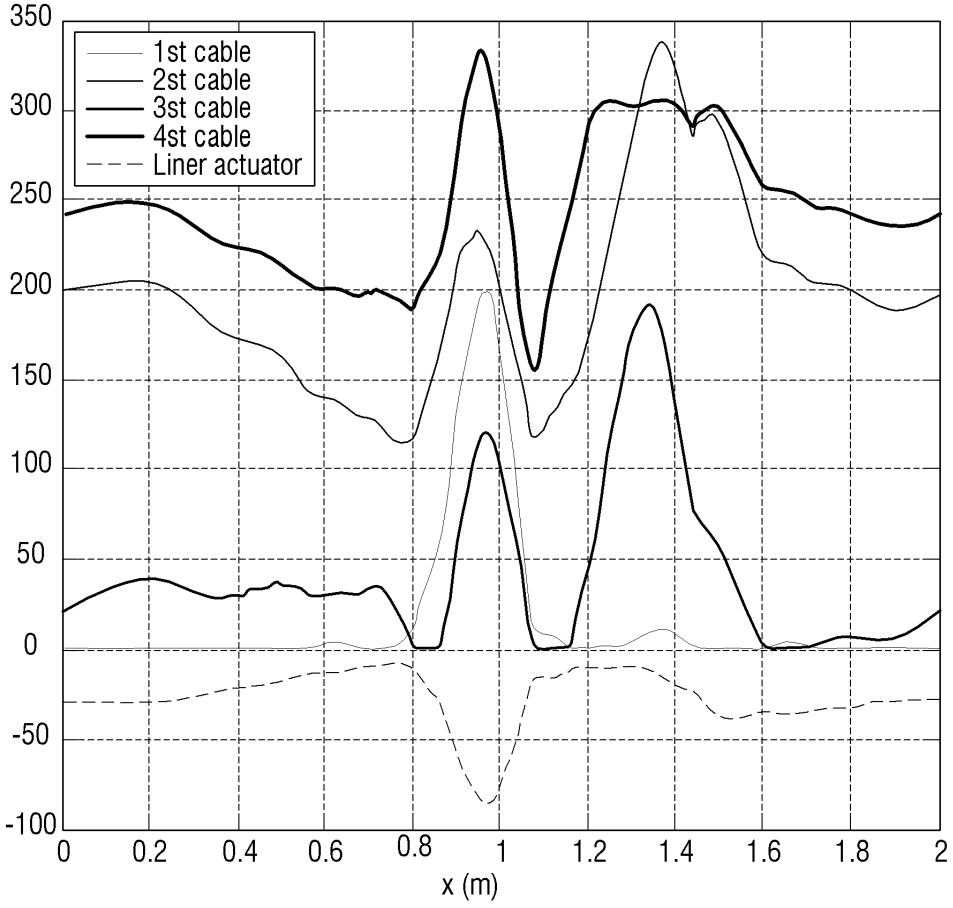
도면11


A4
0.14m
B1
v
1m
75m
G
u
0.26m
A1
0.068m
δ=0.06m
B3 ,B4
A2
B2
z
y
A3
O
x
0.68m
0.71m

도면12


0.31
0.3
0.29
0.28
0.27
0.26
0.25
0.24
y (m)
-0.35 -0.3 -0.25 -0.2 -0.15 -0.1 -0.05 0 0.05 0.1 0.15
x (m)

도면13


1st cable
2st cable
3st cable
4st cable
Liner actuator
350
300
250
200
150
100
50
0
-50
-100
0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2
x (m)