(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。Int. Cl.
A61H 3/00 (2006.01)

(45) 공고일자 2006년12월01일
(11) 등록번호 10-0651638
(24) 등록일자 2006년11월23일

(21) 출원번호 10-2005-0134824
(22) 출원일자 2005년12월30일
심사청구일자 2005년12월30일

(65) 공개번호
(43) 공개일자

(73) 특허권자 서강대학교산학협력단
서울 마포구 신수동 1-1 서강대학교

(72) 발명자 전도영
서울 마포구 신수동 1 서강대학교 기계공학과

공경철
서울 금천구 가산동 152-18

서현덕
서울 마포구 노고산동 12-63번지 201호

(74) 대리인 백남훈
이학수

(56) 선행기술조사문헌
JP2003047635 A
KR1020050041133 A
KR1020050121049 A
* 심사관에 의하여 인용된 문헌

심사관 : 강녕

전체 청구항 수 : 총 3 항

(54) 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서

(57) 요약

본 발명은 사용자의 신체에 직접 부착시키지 않고 사용자가 입게 되는 착탈식의 입는 로봇의 허벅지용 브레이스 및 종아리 브레이스 등에 부착하여, 근육이 동작하기 위해 근섬유가 부풀어오르는 것을 감지할 수 있도록 한 허벅지 압력센서에 관한 것으로서, 기존에 신체에 부착하는 EMG센서에 비하여 간편하게 사용할 수 있고, 에어튜브를 실리콘패드로 감싼 간단한 구조이므로 로드셀을 이용하는 기존의 센서에 비하여 비용을 크게 절감할 수 있는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서에 관한 것이다.

이를 위해, 본 발명은 소정 면적의 상부 및 하부 실리콘패드와; 상기 상부 및 하부 실리콘패드 사이에 내재되는 스폰지와; 상기 실리콘패드 압축시 배출되는 공기압을 전달되는 통로서, 내끝단은 상부 및 하부 실리콘패드 내부공간에 위치되고 외끝단은 상기 상부 및 하부 실리콘패드의 외부로 연장되는 에어튜브로 구성하여; 사용자가 착용하는 입는 로봇의 허벅지용 브레이스 내표면에 부착되는 것을 특징으로 하는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서를 제공한다.

대표도

도 3

특허청구의 범위

청구항 1.

소정 면적의 상부 및 하부 실리콘패드와;

상기 상부 및 하부 실리콘패드 사이에 내재되는 스폰지와;

상기 실리콘패드 압축시 배출되는 공기압의 전달 통로서, 내끝단은 상부 및 하부 실리콘패드 내부공간에 위치되고 외끝단은 상기 상부 및 하부 실리콘패드의 외부로 연장되는 에어튜브로 구성하여;

사용자가 착용하는 입는 로봇의 허벅지용 브레이스 내표면에 부착되도록 한 것을 특징으로 하는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서.

청구항 2.

청구항 1에 있어서, 상기 에어튜브의 배출관에는 에어튜브의 압력 변화를 감지하는 동시에 이 압력변화를 전압단위로 입력받는 공압센서가 연결되고, 이 공압센서의 출력단은 제어부에 연결되는 것을 특징으로 하는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서.

청구항 3.

청구항 1 또는 청구항 2에 있어서, 상기 에어튜브를 포함하는 실리콘패드는 허벅지용 브레이스의 내표면 앞쪽에 한 쌍이 부착되고 뒤쪽에 한 쌍이 부착되되, 앞쪽 한 쌍은 사용자의 허벅지 앞쪽의 장내전근 및 대퇴직근 위치에 맞게 부착되고, 뒤쪽 한 쌍은 사용자의 허벅지 뒤쪽의 대둔근 및 대퇴이두근 위치에 맞게 부착되는 것을 특징으로 하는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 사용자가 직접 쉽게 입고 벗을 수 있는 착탈식의 입는 로봇(wearable robot)과, 이 입는 로봇에 움직임을 위한 동력을 전달하는 동력전달장치와, 이 동력전달장치가 포함된 일종의 보행보조수단인 캐스터워커(caster walker)로 구성되는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇에 있어서, 입는 로봇의 허벅지용 브레이스에 부착하여 사용자의 허벅지 근육 변화를 감지할 수 있도록 한 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서에 관한 것이다.

일반적으로 외골격 근력 보조기는 인간과 로봇의 동기화를 이용한 입는 형태의 로봇을 말하며, 이러한 외골격 근력 보조기는 근육병 환자를 위한 재활 보조기구로부터 최근에는 노인 및 장애인을 위한 근력 보조 역할 및 무거운 군장을 지는 군인용 근력 증폭기, 외과수술환자(개복환자) 및 오랫동안 병원 생활을 한 내과 환자 등의 보행 보조 등으로 응용되고 있다.

외골격 근력 보조기의 연구 분야에서 가장 큰 이슈는 얼마나 많은 힘을 보조할 수 있는냐에 있지만, 외골격 보조기의 실제 응용에서는 하지근력이 저하되어 외골격 보조기를 필요로 하는 노인이나 환자 등에게 얼마나 편안한 착용감을 주는냐가 더 중요하다 할 것이다.

현재 개발되어 있는 외골격 보조기는 몇가지 문제점이 있다.

첫째, 사용자에 착용되는 부분에 서보모터 등과 같은 구동수단이 포함되어 있기 때문에 그 무게가 많이 나가고 부피가 커지게 되어, 실제로 착용하여 사용하는데 어려움이 있다.

즉, 사용자에 착용되는 외골격 근력 보조기가 무겁고 부피가 크면, 노인이나 환자 등과 같이 근력이 크게 저하된 사람에게는 그 착용 자체가 어려운 문제점이 있다.

사용자가 구동수단의 전원이 오프된 상태에서 외골격 보조기를 착용하게 되므로, 그 무게가 많이 나가면 착용에 어려움이 있고, 설사 착용을 하더라도 고중량의 무게로 인해 보행이나 여러가지 동작에 불편함을 느끼게 된다.

또한, 외골격 보조기의 부피가 크면, 사용자가 협소한 장소(예를들어, 화장실, 팔걸이 의자 등)를 지나거나 또는 앉는 등의 동작 자체가 주변 사물의 간섭으로 인해 불가한 문제점이 있다.

둘째, 사용자가 원하는 동작을 감지하기 위한 센서가 사용자의 신체에 직접 부착되어야 하는 단점이 있다.

즉, 기존의 센서는 근육이 경직되는 특성을 이용하는 근육강화센서 또는 근전도(Electromyography, EMG) 센서로서, 신체에 직접 부착해야 하고, 로드 셀을 이용하므로 비용이 고가인 단점이 있다.

또한, 상기 근전도(Electromyography, EMG) 센서를 이용한 행동예측방법은 좋은 성능을 보였으나, 이 센서를 직접 신체에 부착해야하는 불편함이 있으며, 센서의 부착 위치를 전문가가 아닌 경우에는 정확하게 찾기 어려운 단점이 있다.

또한, 상기 근전도(EMG) 센서 장비 자체가 고가이며 측정을 위해서, 그 설치작업이 매우 복잡한 단점이 있다.

이와 같이, 기존의 근전도(EMG) 센서는 복잡한 필터링(filtering)을 거쳐야 하는 점, 센서 자체를 피부에 직접 부착을 해야하는 점, 개인에 따라서 다른 경향을 보인다는 점, 개인에 대해서도 개인의 피로도에 따라서 다른 값이 나온다는 점 , 장비 자체가 고가라는 점 등의 문제점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명은 상기한 문제점을 감안하여 개발된 것으로서, 사용자의 신체에 직접 부착시키지 않고 사용자가 입게 되는 착탈식의 입는 로봇의 허벅지용 브레이스 및 종아리 브레이스 등에 부착하여, 근육이 동작하기 위해 근섬유가 부풀어오르는 것을 감지할 수 있도록 함으로써, 기존에 신체에 부착하는 EMG센서에 비하여 간편하게 사용할 수 있고, 에어튜브를 실리콘패드로 감싼 간단한 구조이므로 로드셀을 이용하는 기존의 센서에 비하여 비용을 크게 절감할 수 있는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서를 제공하는데 그 목적이 있다.

발명의 구성

상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명은 소정 면적의 상부 및 하부 실리콘패드와; 상기 상부 및 하부 실리콘패드 사이에 내재되는 스폰지와; 상기 실리콘패드 압축시 배출되는 공기압을 전달되는 통로서, 내끝단은 상부 및 하부 실리콘패드 내부공간에 위치되고 외끝단은 상기 상부 및 하부 실리콘패드의 외부로 연장되는 에어튜브로 구성하여; 사용자가 착용하는 입는 로봇의 허벅지용 브레이스 내표면에 부착되는 것을 특징으로 하는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서를 제공한다.

바람직한 구현예로서, 상기 에어튜브의 배출관에는 에어튜브의 압력 변화를 감지하는 동시에 이 압력변화를 전압단위로 입력받는 공압센서가 연결되고, 이 공압센서의 출력단은 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 제어부에 연결되는 것을 특징으로 한다.

더욱 바람직하게는, 상기 에어튜브를 포함하는 실리콘패드는 허벅지용 브레이스의 내표면 앞쪽에 한 쌍이 부착되고 뒤쪽에 한 쌍이 부착되되, 앞쪽 한 쌍은 사용자의 허벅지 앞쪽의 장내전근 및 대퇴직근 위치에 맞게 부착되고, 뒤쪽 한 쌍은 사용자의 허벅지 뒤쪽의 대둔근 및 대퇴이두근 위치에 맞게 부착되는 것을 특징으로 한다.

이하, 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부도면을 참조로 상세하게 설명하기로 한다.

먼저, 본 발명에 따른 센서가 사용되는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇에 대하여 살펴보기로 한다.

첨부한 도 5a 및 도 5b는 본 발명의 허벅지 압력센서가 적용되는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇을 보여주는 사시도이다.

본 발명의 허벅지 압력센서가 유용하게 적용될 수 있는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇은 크게 캐스터 워커(100)와, 착탈식의 입는 로봇(200)과, 동력전달장치(300) 등으로 구성된다.

상기 착탈식 입는 로봇(200)은 사용자의 신체(허리, 허벅지, 종아리 등)에 실제로 입거나 벗는 다수개의 브레이스와, 각 브레이스에 연동 가능하게 결합되는 근력 및 보행보조기구와, 이 근력 및 보행보조기구의 소정 위치에 장착되어 사람의 동작 상태를 감지하는 다수개의 센서등을 포함하여 구성된다.

상기 캐스터 워커(100)는 사용자의 신체 하중을 실을 수 있게 손 또는 팔을 올려 놓으며 균형을 잡을 수 있는 보행 보조기구로서, 상면에 정보 표시용 액정 디스플레이(106)가 부착된 본체(102)와, 주행용 모터 및 구름 가능한 바퀴(108)가 저면에 장착되고 그 내부에 컴퓨터(108)가 내장된 주행체(104) 등을 포함하여 구성된다.

또한, 상기 동력전달장치(300)는 캐스터 워커(100)의 본체(102) 양측면에 전단부가 회전 가능하게 장착되고, 후단부는 상기 입는 로봇(200)에 동력을 전달할 수 있게 연결되는 부분으로서, 그 내부에는 입는 로봇(200)의 움직임을 위한 구동수단으로 모터(304)가 내설되어 있다.

보다 상세하게는, 상기 입는 로봇(200)의 근력 및 보행보조기구는 사용자의 허리용 브레이스(210)와 결합되는 동시에 상기 동력전달장치(300)의 탈착블럭(302)과 동력 전달 가능하게 연결되는 허리작동기구(202)와; 상기 허리작동기구(202)와 연결되어 힙과 허벅지간의 굽힘을 가능하게 하는 힙조인트부(204)와; 상기 힙조인트부(204)와 연결되어 허벅지를 그 길이방향을 따라 지지해주면서 허벅지용 브레이스(212)와 결합되는 허벅지작동기구(206)와; 상기 허벅지작동기구(206)의 하단과 연결되어 무릎의 굽힘을 가능하게 하는 무릎조인트부(208)와; 상기 무릎조인트부(208)와 연결되어 종아리를 그 길이방향을 따라 지지해주면서 종아리용 브레이스(214)와 결합되는 종아리작동기구(216)와; 상기 종아리작동기구(216)와 연결되어 발목관절의 움직임 및 발디딤을 가능하게 해주는 발목 및 발바닥 작동기구(218)로 구성될 수 있다.

따라서, 사용자(근력이 약한 노약자 또는 환자, 개복 환자 등)는 허리에 허리용 브레이스(210)를 착용하고, 허벅지에 허벅지용 브레이스(212)를 착용하며, 종아리에 종아리용 브레이스(214)를 착용함으로써, 입는 로봇(200)을 착용한 상태가 된다.

본 발명에 따른 허벅지 압력 센서(10)는 상기 허벅지용 브레이스(212)의 내표면에 장착되어, 사용자가 앉기, 서기, 걷기 등의 동작을 취하고자 할 때, 근육의 변화를 압력치로 감지하는 기능을 하게 된다.

즉, 사용자가 원하는 동작 즉, 걷기, 앉기, 서기 등의 동작을 취하고자 할 때에 사용자의 동작을 센싱하여 분석하고, 이 센싱된 신호가 상기 캐스터 워커(100)의 컴퓨터(108)로 전달되며, 컴퓨터(108)에서는 사용자가 원하는 동작대로 입는 로봇(200)이 움직이도록 동력전달장치(300)의 모터 출력값을 연산 제어하게 된다.

이에, 본 발명의 허벅지 압력 센서(10)는 사용자가 앉은 자세에서 일어서려 할 때, 또는 선 자세에서 앉으려고 할 때 사용자의 허벅지 근육이 변화됨을 감지하게 된다.

즉, 사용자가 원하는 동작을 취하기 전에 사용자의 두뇌로부터 뉴런으로 신호가 전달되어, 실제 무릎 관절이 움직이기 전에 허벅지 근육이 팽창 또는 수축하게 되는 바, 이를 상기 허벅지용 브레이스(212)에 부착된 허벅지 압력센서(10)에서 감지하게 된다.

여기서, 본 발명에 따른 허벅지 압력 센서의 구성을 살펴보면 다음과 같다.

첨부한 도 1은 본 발명에 따른 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서를 나타내는 분리사시도이고, 도 2는 조립사시도이며, 도 3은 허벅지 압력 센서의 감지 동작 과정을 설명하는 개략도이다.

상기 허벅지 압력 센서(10)는 에어튜브(12)와 실리콘패드(14) 그리고 스폰지(18)로 구성된다.

상기 실리콘패드(14)는 상기 에어튜브(12) 및 스폰지(18)를 감싸는 상부 실리콘패드(14a)와 하부 실리콘패드(14b)로 구성된다.

상기 상부 및 하부 실리콘패드(14a,14b)는 에어튜브(12) 및 스폰지(18)를 감싸면서 그 테두리단이 접착제과 같은 접착수단 등으로 부착된다.

또한, 상기 에어튜브(12)의 내끝단은 실리콘패드(14)의 내부에서 스폰지(18)와 인접되게 배치되고, 외끝단은 실리콘패드(14)의 외부로 연장된다.

특히, 상기 실리콘패드(14)가 압축된 상태에서 본래의 위치로 복원될 수 있도록 상기 에어튜브(12)와 실리콘패드(14)의 내면 사이에 스폰지(18)가 내재되는 것이다.

따라서, 상기 실리콘패드(14)에 압력이 가해지면 스폰지(18)가 압축되면서 공기압이 에어튜브(12)로 전달되고, 상기 실리콘패드(14)에 압력을 해제하면 압축되어 있던 에어튜브(12)는 스폰지(18)의 복원력에 의하여 상부 및 하부 실리콘패드(14a,14b)는 본래의 형상으로 복원된다.

즉, 상기 실리콘패드(14)의 압력이 해제되는 동시에 상기 스폰지(18)의 신속한 복원력에 의하여 실리콘패드(14)가 압축 전의 본래 위치로 더 빠르게 복원된다.

한편, 상기 에어튜브(12)의 외끝단은 상기 허벅지 작동기구(206)의 구성중 허벅지바(220)에 장착된 공압센서(222)에 연결되는 바, 이 공압센서(222)는 상기 에어튜브(12)의 압력 변화를 감지하는 동시에 이 압력변화를 전압단위로 입력받게 된다.

여기서, 본 발명에 따른 허벅지 압력센서(10)는 허벅지용 브레이스(212)의 내표면에 장착되는 바, 바람직하게는 상기 에어튜브(12)를 포함하는 실리콘패드(14)가 허벅지용 브레이스(212)의 내표면 앞쪽에 한 쌍이 부착되고 뒤쪽에 한 쌍이 부착되되, 첨부한 도 4에서 보는 바와 같이 앞쪽 한 쌍은 사용자의 허벅지 앞쪽의 장내전근(AL: Adductor Longus Muscle) 및 대퇴직근(RF: Rectus Femoris Muscle) 위치에 맞게 부착되고, 뒤쪽 한 쌍은 사용자의 허벅지 뒤쪽의 대둔근(GM: Gluteus Maximus Muscle) 및 대퇴이두근(BF: Biceps Femoris Muscle) 위치에 맞게 부착된다.

사용자가 앉기 또는 서기 등의 동작을 취하고자 할 때, 사용자의 허벅지 앞쪽의 장내전근 및 대퇴직근, 허벅지 뒤쪽의 대둔근 및 대퇴이두근이 팽창 또는 수축을 하게 된다.

즉, 사용자가 앉기 또는 서기 등의 원하는 동작을 취하기 전에 사용자의 두뇌로부터 뉴런으로 신호가 전달되어, 실제 무릎 관절이 움직이기 전에 허벅지 앞쪽의 장내전근 및 대퇴직근, 허벅지 뒤쪽의 대둔근 및 대퇴이두근이 팽창 또는 수축하게 되며, 이를 상기 허벅지용 브레이스(212)내에 부착된 허벅지 압력센서(10)에서 감지하게 되는 것이다.

이렇게 상기 허벅지 압력센서(10)에서 감지된 압력 변화는 상기 에어튜브(12)를 통하여 공압센서(222)로 전달되고, 이 공압센서(222)는 상기 에어튜브(12)의 압력 변화를 전압단위로 입력받게 된다.

연이어, 상기 공압센서(222)의 출력단에서 감지 신호를 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 제어용 컴퓨터(108)의 DAQ 보드에 입력되고, 컴퓨터(108)에서는 공압센서(222)의 감지신호를 바탕으로 동력전달장치(200)에 구동 신호를 보내게 된다.

이러한 허벅지 압력센서(10)의 감지신호 뿐만아니라 사용자의 신발에 내설되어 발바닥의 앞부분 및 뒷부분이 지면에 닿거나 또는 떨어질 때의 압력 변화를 감지하는 발바닥 감지센서(미도시됨), 상기 힙조인트부(204: 고관절)의 굽힘각을 측정하는 포텐셔미터, 상기 무릎조인트부(208: 슬관절)의 굽힘각을 측정하는 포텐셔미터, 발목관절의 각도를 측정하는 포텐셔미터 등의 감지신호를 종합적으로 판단하여 되어, 컴퓨터(108)에서 동력전달장치(300)에 구동신호를 보내게 된다.

이에, 상기 동력전달장치의 구동 토크에 따라 사용자가 입고 있는 입는 로봇이 사용자의 원하는 동작대로 움직이면서 사용자의 근력을 보조하게 된다.

예를들어, 사용자가 힙을 중심으로 허벅지를 들어올리거나 내릴 때의 근력을 보조받게 되어, 사용자는 힙을 중심으로 허벅지를 굽히는 동작(예를들어, 앉은 상태에서 일어서기 또는 일어선 자세에서 앉기, 걷기 등의 동작)을 쉽게 취할 수 있게 된다.

또한, 사용자는 앉은 상태에서 일어서기 또는 일어선 자세에서 앉기, 걷기 등의 동작시, 무릎을 굽히는 동작을 쉽게 취할 수 있게 된다.

이와 같이, 상기 동력전달장치로부터 전달된 토크가 사용자가 입고 있는 입는 로봇으로 전달되어 사용자의 외골격 근력을 보조하게 되어 근력이 약한 노인이나 환자 등이 걷기, 앉기, 서기 등의 동작을 용이하게 취할 수 있게 된다.

여기서, 본 발명의 허벅지 압력센서는 근육의 팽창신호의 차이값을 이용하는 바, 고관절 및 슬관절의 토크를 예측하는 예를 설명하면 다음과 같다.

근육의 팽창신호의 차이값을 이용하여 고관절 및 슬관절의 토크를 예측하는 예는 다음 수학식1과 같다.

수학식 1

$$\tau_{Hip} = k_1(MFE_{AL} - s_1 \times MFE_{GM} - Bias_1)$$
$$\tau_{Knee} = k_2(MFE_{RF} - s_2 \times MFE_{BF} - Bias_2)$$

위 수학식에서,

MFE = Muscle Fiber Expansion Signal(허벅지 압력센서),

Bias = Bias Signal of the Sensor,

AL = Adductor Longus Muscle(장내전근),

RF = Rectus Femoris Muscle(대퇴직근),

GM = Gluteus Maximus Muscle(대둔근),

BF = Biceps Femoris Muscle(대퇴이두근).

또한, k1과 k2는 계산되는 관절토크의 크기를 결정하는 파라미터이고, s1과 s2는 서로 연동하는 근육의 센서신호를 같은 비율로 조절하는 파라미터이다.

기존의 EMG 센서 신호와 같이 본 발명의 허벅지 압력센서도 사람마다 다른 값을 갖는다.

즉, 본 발명의 허벅지 압력센서는 착용자마다 그 신체조건이 달라 그 감지되는 압력 변화의 차이가 생기게 되고, 동일한 착용자도 허벅지용 브레이스를 착용할 때, 그 조이는 장력에 따라 압력신호값이 달라지므로, 이를 처리하기 위한 알고리즘이 필요하다.

이에, 첨부한 도 6에 도시한 바와 같이, 착용자의 앉은 상태에서 허벅지 압력센서의 압력 변화값과, 선 상태에서의 허벅지 압력센서의 압력 변화값을 이용하여 알고리즘에 필요한 계수를 결정하게 된다.

보다 상세하게는, 파라미터를 결정하기 위하여 편하게 선 상태와 편하게 앉은 상태의 두 가지 초기화 동작을 설정하는 바, 이 두 가지 동작에서 근섬유 팽창 신호는 다르게 나타나며, 각 상태에서 관절토크는 모두 0이라 가정할 수 있으므로 측정된 정보를 이용하여 k1과 k2, 그리고 s1과 s2 파라미터를 초기화할 수 있다.

또한, 편하게 선 상태에서 얻어지는 값을 바이어스로 가정하고 바이어스(Bias) 파라미터를 설정하게 되며, 이러한 파라미터 초기화 알고리즘은 첨부한 도 6에 도시한 바와 같다.

따라서, 서로 다른 사용자가 입는 로봇을 착용하더라도, 그 동일한 사용자가 허벅지용 브레이스의 장력을 달리하여 착용하더라도, 앉기 및 서기 동작에서 허벅지 압력센서의 압력 변화값을 이용하여 알고리즘에 필요한 계수 초기화가 이루어지게 되므로, 허벅지 압력센서는 항상 사용자가 원하는 동작 이전에 선행성을 가지는 감지 작동을 하게 된다.

여기서, 본 발명에 따른 허벅지 압력센서가 실제 사용자의 동작 전에 그 동작을 미리 예측하는 선행성을 나타냄에 대한 실험예를 설명하면 다음과 같다.

첨부한 도 7a 및 도 7b는 본 발명의 허벅지 압력센서가 고관절 및 슬관절의 실제 동작보다 선행성을 갖는 것을 측정한 그래프로서, 별도의 필터(filter)를 사용하지 않고 입력받은 신호를 나타내며, 노이즈가 심하여 디지털 혹은 아날로그 필터링을 거쳐야 하는 EMG 신호와 비교하여 신호가 보다 깨끗하게 나타나게 된다.

도 7a에서 실선 부분은 힙조인트부(고관절)에 부착된 포텐셔미터를 통해 측정한 실제 동작시 굽힘각도(힙과 허벅지간의 굽힘각도)를 나타내고, 점선은 본 발명의 허벅지 압력센서에서 감지된 압력변화를 바탕으로 하는 공압센서의 출력신호를 나타내고 있다.

도 7b에서 실선부분은 무릎조인트부(슬관절)에 부착된 포텐셔미터를 통해 측정한 실제 동작시 굽힘각도(무릎의 굽힘각도)를 나타내고, 점선은 본 발명의 허벅지 압력센서에서 감지된 압력변화를 바탕으로 하는 공압센서의 출력신호를 나타내고 있다.

도 7a 및 도 7b의 그래프에서 보듯이, 사용자가 원하는 동작을 취하고자 할 때, 실제 동작보다 미리 그 동작이 예측됨을 알 수 있고, 그 예측된 신호는 전술한 바와 같이 캐스터 워커내에 내장된 컴퓨터의 DAQ보드로 전송되고, 이어서 컴퓨터는 동력전달장치에 사용자의 원하는 동작에 맞는 구동신호를 보내게 된다.

이에, 상기 동력전달장치의 구동 토크에 따라 사용자가 입고 있는 입는 로봇이 사용자의 원하는 동작대로 움직이면서 사용자의 근력을 보조하게 되는 것이다.

한편, 첨부한 도 8의 그래프는 본 발명의 허벅지 압력센서와 관절 각도간의 선형성을 보여주는 그래프로서, 관절의 굽힘각도가 증가할수록 허벅지 압력센서의 감지신호는 선형적으로 증가함을 알 수 있었다.

또한, 첨부한 도 9a 및 도 9b의 그래프를 참조하면, 각각 슬관절과 고관절의 실제토크(실선)와 입는 로봇에 의하여 보조된 토크(점선)을 비교한 그래프로서, 최대 토크 부분에서 피크점을 비교해보면 약 300ms 선행한다는 것을 알 수 있었다.

다시 말하면, 허벅지 압력 센서와 발바닥 압력 센서, 포텐쇼미터 등을 이용하여 사용자의 동작 의도를 파악하고 제어 알고리즘에 의해서 구동기에 전압을 인가하여 보조해주게 되며, 즉 동작 0.3초 전에 동작을 예측하여 이 신호가 컴퓨터로 입력되고 제어 알고리즘을 돌아서 구동기에 적절한 토크를 발생시켜 동작을 보조해주게 된다.

또한, 첨부한 도 10의 그래프를 참조하면, 실선이 본 발명의 허벅지 압력센서의 신호를 나타내고 점선이 포텐쇼미터로 측정한 실제 힙조인트부의 관절 각도인데 관절 각도가 갑자기 증가하기 0.3초 전에 "Advanced" 부분과 같이 센서 신호가 갑자기 감소하는 것을 볼 수 있었으며, 이에 본 발명의 허벅지 압력센서는 예측성을 잘 나타내는 성능을 지님을 알 수 있었다.

이와 같이, 본 발명의 허벅지 압력센서는 사용자가 원하는 실제 동작전에 그 동작을 예측하여 그 신호를 컴퓨터로 전송하여 입는 로봇에 동작을 위한 토크를 제공할 수 있도록 함으로써, 사용자의 외골격 근력을 용이하게 보조하여 근력이 약한 노인이나 환자 등이 걷기, 앉기, 서기 등의 동작을 용이하게 취할 수 있게 된다.

발명의 효과

이상에서 본 바와 같이, 본 발명에 따른 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력센서에 의하면, 사용자의 신체에 직접 부착시키지 않고 사용자가 입게 되는 착탈식의 입는 로봇의 허벅지용 브레이스 및 종아리 브레이스 등에 부착하므로, 사용자의 피부 이물감을 방지할 수 있고, 기존의 신체에 직접 부착하는 EMG센서에 비하여 간편하게 사용할 수 있다.

또한, 에어튜브를 실리콘패드로 감싼 간단한 구조이므로 로드셀을 이용하는 기존의 센서에 비하여 비용을 크게 절감할 수 있다.

또한, 허벅지의 물리적 변화를 이용하여 착용자의 동작을 용이하게 예측하는 성능을 갖는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명에 따른 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서를 나타내는 분리사시도,

도 2는 본 발명에 따른 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서를 나타내는 조립사시도,

도 3은 본 발명에 따른 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서의 감지 동작 과정을 설명하는 개략도,

도 4는 본 발명에 따른 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇의 허벅지 압력 센서가 감지하는 하체 근육 부분을 보여주는 개략도,

도 5a 및 도 5b는 본 발명의 허벅지 압력센서가 적용되는 지능형 근력 및 보행 보조용 로봇을 보여주는 사시도,

도 6은 착용자의 앉은 상태에서 허벅지 압력센서의 압력 변화값과, 선 상태에서의 허벅지 압력센서의 압력 변화값을 이용하여 결정하는 초기화 알고리즘을 설명하는 개략도,

도 7a 및 도 7b는 본 발명의 허벅지 압력센서가 고관절 및 슬관절의 실제 동작보다 선행성을 갖는 것을 측정한 그래프,

도 8은 본 발명의 허벅지 압력센서와 관절 각도간의 선형성을 보여주는 그래프,

도 9a 및 도 9b는 슬관절과 고관절의 실제토크와 보조된 토크을 비교한 그래프,

도 10은 본 발명의 허벅지 압력센서의 선행성을 측정한 결과의 그래프.

<도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

10 : 허벅지 압력센서 12 : 에어튜브

14 : 실리콘패드 14a : 상부 실리콘패드

14b : 하부 실리콘패드 18 : 스폰지

100 : 캐스터워커 102 : 본체

104 : 주행체 106 : 액정 디스플레이

108 : 컴퓨터 200 : 입는 로봇

202 : 허리작동기구 204 : 힙조인트부

206 : 허벅지 작동기수 208 : 무릎조인트부

210 : 허리용 브레이스 212 : 허벅지용 브레이스

214 : 종아리용 브레이스 216 : 종아리작동기구

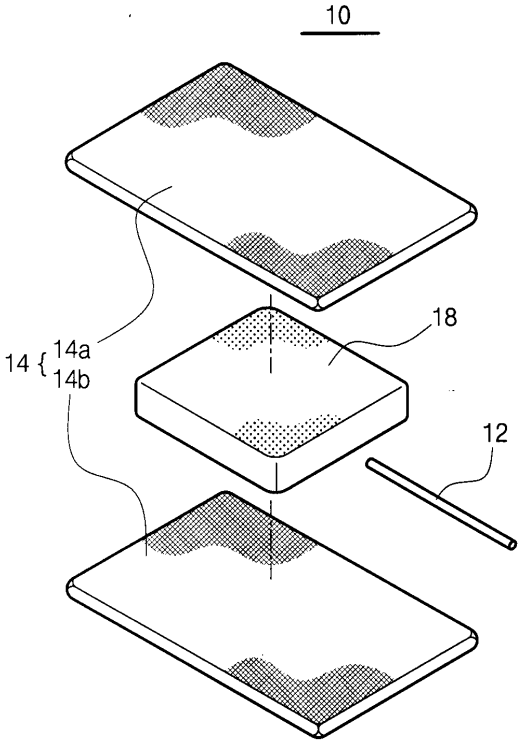
218 : 발목 및 발바닥 작동기구 220 : 허벅지바

222 : 공압센서 300 : 동력전달장치

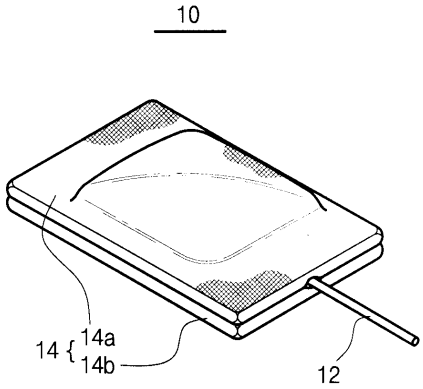
302 : 탈착블럭 304 : 모터

도면

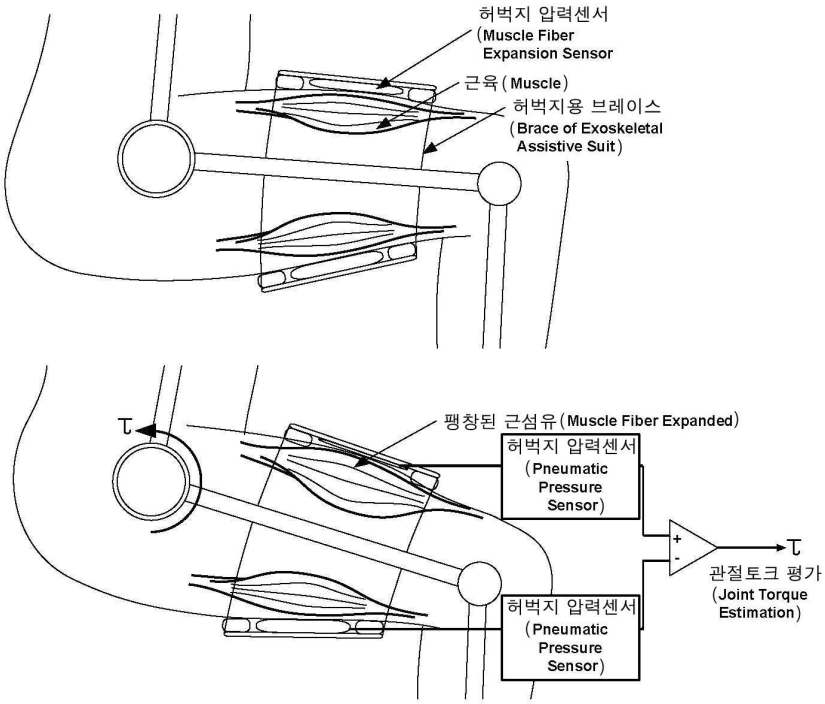
도면1



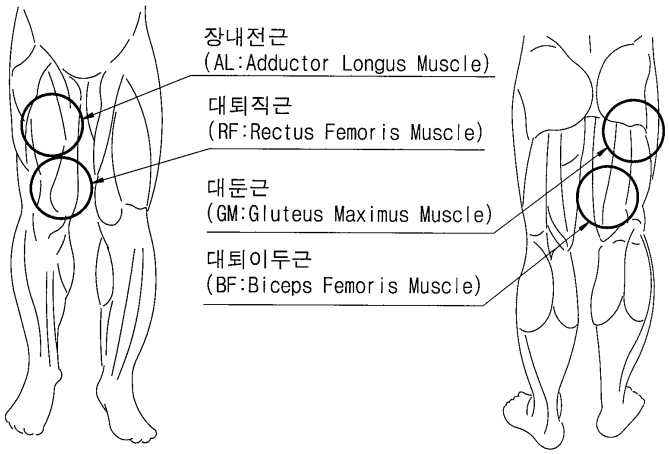
도면2



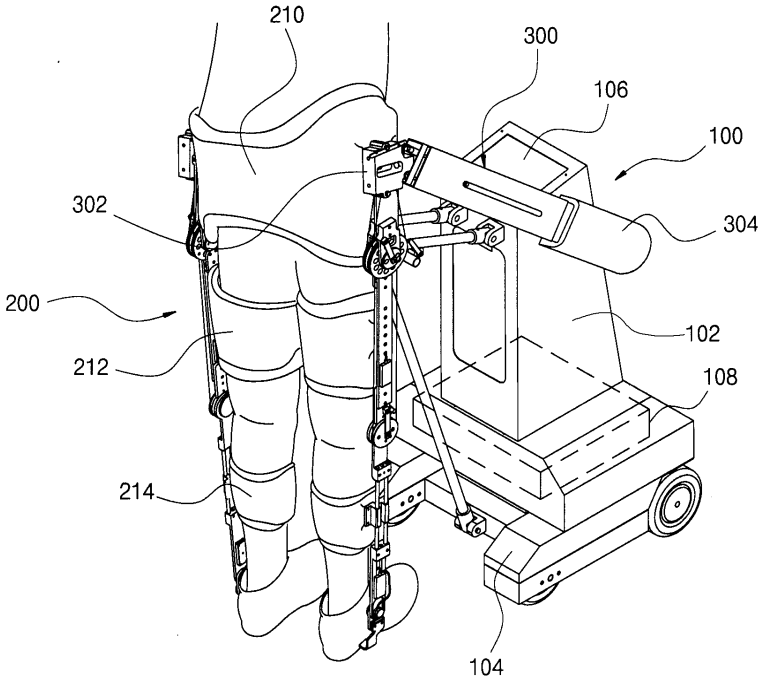
도면3


허벅지 압력센서
(Muscle Fiber
Expansion Sensor
근육(Muscle)
허벅지용 브레이스
(Brace of Exoskeletal
Assistive Suit)
τ
팽창된 근섬유(Muscle Fiber Expanded)
허벅지 압력센서
(Pneumatic
Pressure
Sensor)
+
-
τ
관절토크 평가
(Joint Torque
Estimation)
허벅지 압력센서
(Pneumatic
Pressure
Sensor)

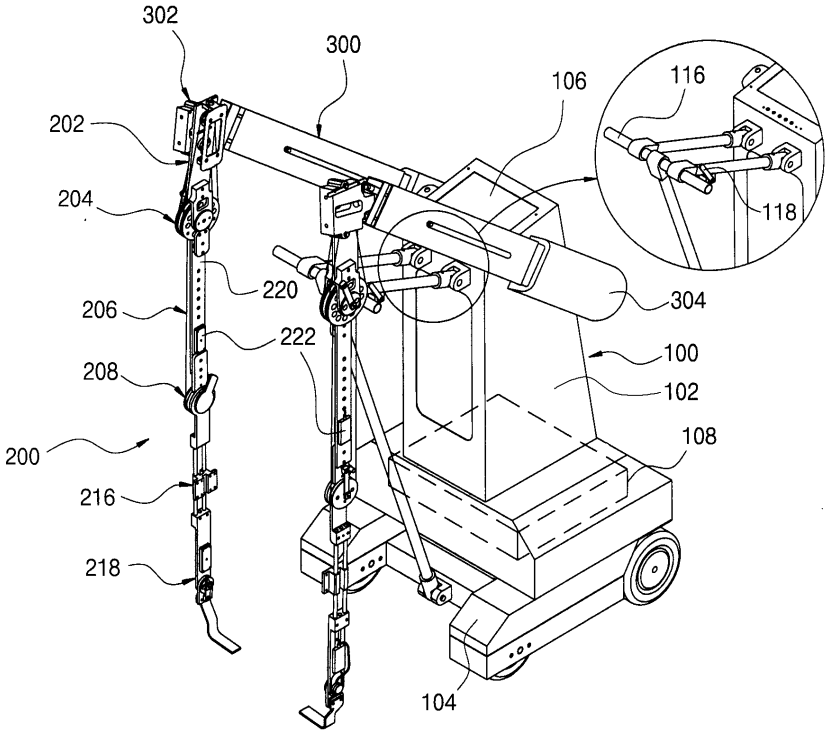
도면4


장내전근
(AL:Adductor Longus Muscle)
대퇴직근
(RF:Rectus Femoris Muscle)
대둔근
(GM:Gluteus Maximus Muscle)
대퇴이두근
(BF:Biceps Femoris Muscle)

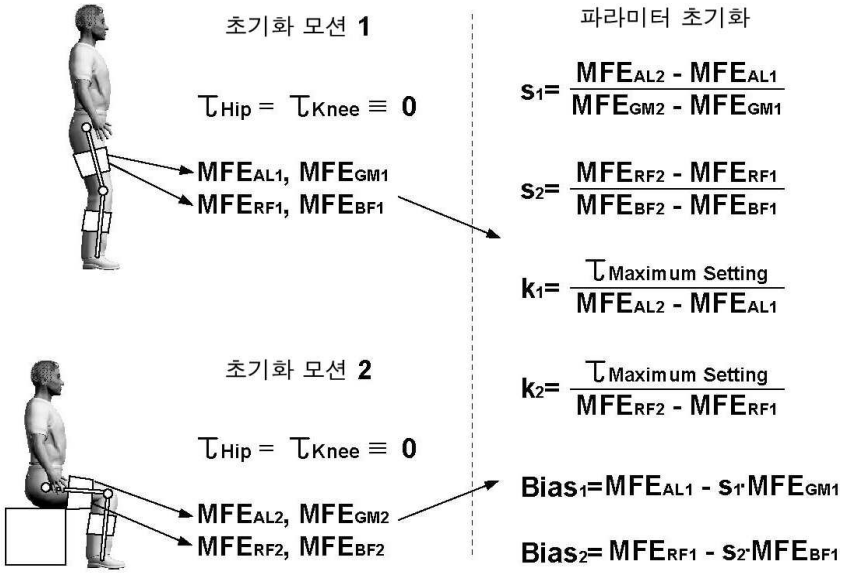
도면5a


210
300
106
100
302
304
200
102
212
108
214
104

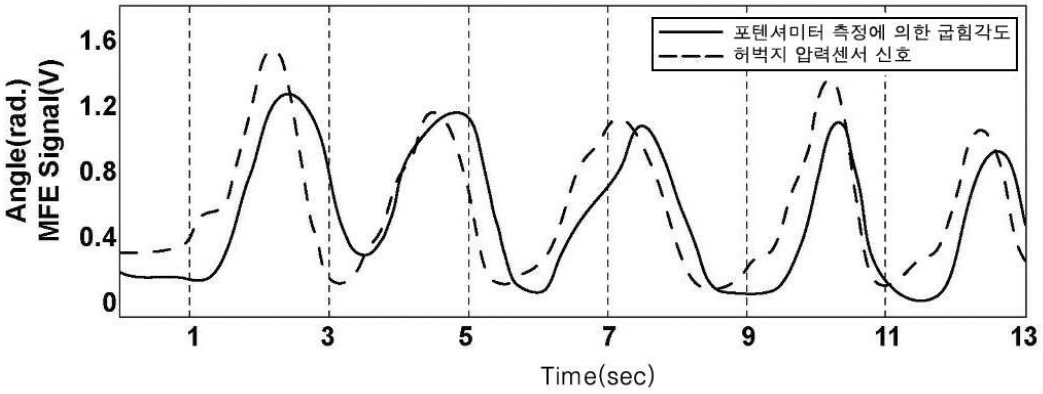
도면5b


302
300
106
116
202
204
118
220
304
206
222
100
208
102
108
200
216
218
104

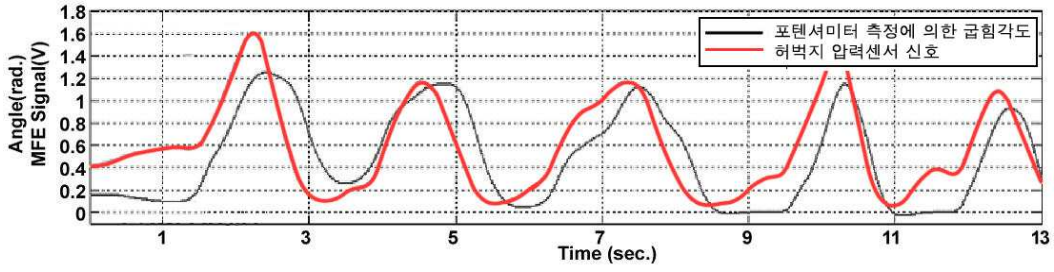
도면6



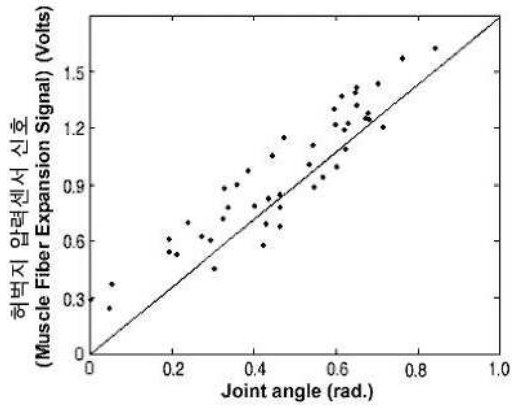
도면7a



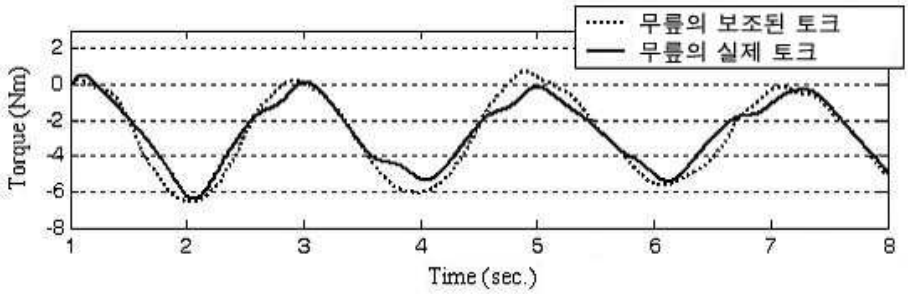
도면7b



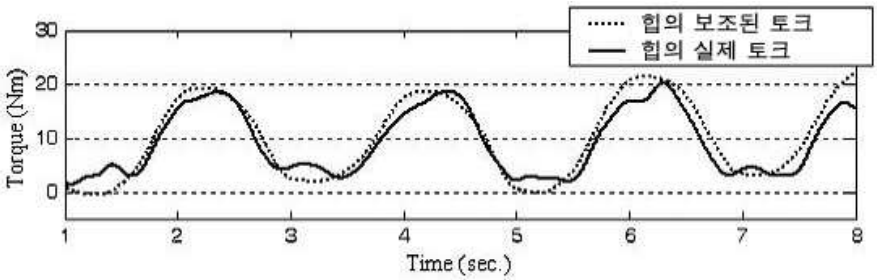
도면8



도면9a



도면9b



도면10

