

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구

국제사무국

(43) 국제공개일

2018년 5월 24일 (24.05.2018)



(10) 국제공개번호

WO 2018/093039 A2

(51) 국제특허분류:

A61H 1/02 (2006.01)

(21) 국제출원번호:

PCT/KR2017/010513

(22) 국제출원일:

2017년 9월 22일 (22.09.2017)

(25) 출원언어:

한국어

(26) 공개언어:

한국어

(30) 우선권정보:

10-2016-0152460 2016년 11월 16일 (16.11.2016) KR

10-2017-0122137 2017년 9월 21일 (21.09.2017) KR

(71) 출원인: 한국과학기술원 (KOREA ADVANCED INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY)

[KR/KR]; 34141 대전시 유성구 대학로 291, Daejeon (KR). 대한민국(국립재활원장) (NATIONAL REHABILITATION CENTER) [KR/KR]; 01022 서울시 강북구 삼각산로 58, Seoul (KR).

(72) 발명자: 박형순 (PARK, Hyung Soon); 34141 대전시 유성구 대학로 291, Daejeon (KR). 이경섭 (LEE, Kyoung Soub); 34141 대전시 유성구 대학로 291, Daejeon (KR). 김호진 (KIM, Hogene); 03075 서울시 종로구 창경궁로 265, 101동 804호, Seoul (KR).

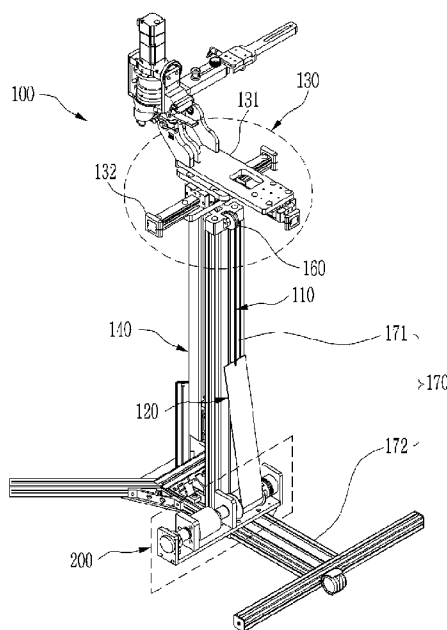
(74) 대리인: 유미특허법인 (YOU ME PATENT AND LAW FIRM); 06134 서울시 강남구 테헤란로 115, Seoul (KR).

(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(54) Title: DAMPING-ADJUSTABLE SHOULDER JOINT TRACKING DEVICE FOR VARIOUS UPPER LIMB REHABILITATION MODES

(54) 발명의 명칭: 다양한 상지 재활 훈련모드를 위한 댐핑 조절식 견관절 추종 장치



(57) Abstract: A shoulder joint tracking device comprises: a gravity compensation spring for compensating gravity for the vertical motion of a shoulder joint of a person to be rehabilitated, the weight of his/her upper limb, and the weight of a rehabilitation training device attached to the upper limb; and a shoulder joint tracking device installed at one side of a shoulder joint rehabilitation device, connected to the gravity compensation spring, and applying a damping resistance force, which corresponds to a force applied by the person to be rehabilitated, in a direction opposite to a direction in which the force is applied, thereby controlling omnidirectional motions of the shoulder rehabilitation device.

(57) 요약서: 견관절 추종 장치로서, 피훈련자의 견관절의 수직 방향 움직임과 팔의 무게, 팔에 부착되는 재활 운동 장치의 무게에 대한 중력을 보상하는 중력 보상 스프링, 그리고 견관절 재활 장치의 일 측에 설치되어 중력 보상 스프링과 연결되어 있으며, 피훈련자에 의해 가해지는 힘에 대응하는 댐핑 저항력을 힘이 가해지는 방향과 반대 방향으로 인가하여, 견관절 재활 장치의 모든 방향 움직임을 제어하는 견관절 추종 장치를 포함한다.



WO 2018/093039 A2

규칙 4.17에 의한 선언서:

- 신규성을 해치지 아니하는 개시 또는 신규성 상실의 예
외에 관한 선언 (규칙 4.17(v))

공개:

- 국제조사보고서 없이 공개하며 보고서 접수 후 이를 별
도 공개함 (규칙 48.2(g))

명세서

발명의 명칭: 다양한 상지재활 훈련모드를 위한 댐핑 조절식 견관절 추종 장치

기술분야

- [1] 본 발명은 다양한 상지재활 훈련모드를 위한 댐핑 조절식 견관절 추종 장치에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 최근 다양한 견관절 질환을 앓는 환자의 수가 증가함에 따라, 어깨 재활에 대한 수요와 관심이 높아지고 있다. 일반적으로 대다수의 병원에서 사용되는 CPM(Continuous Passive Motion)과 같은 상지 재활 장치를 사용하여 어깨를 들어주거나 고무줄 등을 이용하여 어깨의 힘을 보조하여 주는 방식을 이용하여 어깨를 재활하고 있다. 이러한 방법을 이용할 경우, 재활 장치 이외에 줄을 걸기 위한 별도의 높은 틀이 필요하므로, 번거로운 문제점이 있다.
- [3] 또 다른 어깨 재활 방법으로, 상지 재활 장치를 이용하여 견관절의 움직임을 구속하여 재활하는 방법이 있다. 이 방법을 통해 어깨 재활을 수행할 경우, 견관절의 움직임을 허용하지 않아 가동범위가 제한된다. 또한, 관절과 상지 재활 장치의 축이 일치하지 않은 경우 각 관절에 힘이 가해질 수 있기 때문에 어깨 통증을 유발하고 장기적인 손상을 일으키기도 하는 문제점이 있다. 따라서 견관절의 움직임을 구현하기 위해 구동기를 이용하지만, 구동기의 부피가 커지고 가격이 비싸져서 병원이나 임상 현장에서 사용 및 유지가 어려운 문제점이 있다.
- [4] 이를 해결하기 위하여 견관절 추종 기능이 없는 일반 상지 재활 보조 장치에 결합하고 스프링을 이용하여 상지 및 재활 보조 장치의 하중을 지탱하는 수동형 재활 보조 장치를 이용하여 견관절을 재활하는 방법이 연구되었다. 그러나 이 방법에서 사용되는 재활 보조 장치는 10kg 이내의 가벼운 상지 로봇 장치에만 적용이 가능하기 때문에, 사용 범위가 한정된다는 문제점이 있다.
- [5] 또한, 견갑골과 상체의 움직임에 따라 견관절의 3차원 공간상의 위치가 변하는 것을 추종하지 못하여, 상지의 운동 자세에 따라 견관절의 손상을 초래할 수 있다. 그리고, 기존 재활 보조 장치를 이용하여 재활을 받는 환자 즉, 피훈련자가, 능동 운동 모드에서 장치에 힘을 가하여 운동할 경우, 재활 보조 장치의 과도한 움직임으로 인해 견관절의 추종 성능이 떨어진다는 단점이 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [6] 따라서, 본 발명은 재활 보조 장치에 대한 중력 보상을 해 주면서, 상황에 따라 가변 댐핑 저항력을 가할 수 있는 가변 댐퍼가 구비된 견관절 관절 추종 장치를 제공한다.

과제 해결 수단

- [7] 상기 본 발명의 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 하나의 특징인 댐핑 조절식 견관절 추종 장치는,
- [8] 견관절 재활 장치의 제1 지점에 설치되어, 피훈련자의 견관절의 수직 방향으로의 움직임과 팔의 무게, 팔에 부착되는 재활 운동 장치의 무게에 대한 중력을 보상하는 중력 보상 스프링, 그리고 상기 견관절 재활 장치의 제2 지점에 설치되어 상기 중력 보상 스프링과 연결되어 있으며, 피훈련자에 의해 가해지는 힘에 대응하는 댐핑 저항력을 상기 힘이 가해지는 방향과 반대 방향으로 인가하여, 상기 견관절 재활 장치의 수직 방향 움직임을 따라가는 견관절 추종 장치를 포함한다.
- [9] 상기 본 발명의 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 또 다른 특징인 댐핑 조절식 견관절 추종 장치는,
- [10] 견관절 재활 장치의 제1 지점에 설치되어 있으며, 피훈련자의 견관절의 수직 방향으로의 움직임과 팔의 무게, 팔에 부착되는 재활 운동 장치의 무게에 대한 중력을 보상하는 중력 보상 스프링, 상기 견관절 재활 장치의 제2 지점에 설치되어 상기 중력 보상 스프링과 연결되어 있으며, 상기 견관절 재활 장치에 수직 방향으로 댐핑을 전달하는 수직 방향 견관절 추종 장치, 그리고 상기 견관절 재활 장치의 제3 지점에 설치되어, 상기 견관절 재활 장치에 제1 방향과 제2 방향으로 댐핑을 전달하는 수평 방향 견관절 추종 장치를 포함한다.

발명의 효과

- [11] 본 발명에 따르면 능동 운동 모드에서는 마그네틱 클러치를 활성화하여 중력 보상 스프링과 댐핑 저항력이 가해지는 견관절 추종 장치가 동시에 동작되도록 하여, 중력 보상 스프링을 통한 중력 보상과 견관절 추종 장치를 이용한 견관절의 운동 추종을 용이하게 할 수 있다.
- [12] 또한, 수동 운동 모드시 댐핑이 비활성화되므로, 중력과 중력 보상력만이 존재하는 견관절 추종 장치를 통해, 중력 보상 스프링으로 일정한 중력 보상력을 제공할 수 있다.
- [13] 또한, 어깨 근육이 약화된 피훈련자들의 견관절 아탈구로 인한 통증을 줄이고, 팔의 움직임을 보조하여 재활 운동의 효과를 높일 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [14] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 견관절 추종 장치가 포함된 견관절 재활 장치의 예시도이다.
- [15] 도 2는 본 발명의 제1 실시예에 따른 견관절 재활 장치를 다른 각도에서 살펴본 예시도이다.
- [16] 도 3은 본 발명의 제1 실시예에 따른 견관절 추종 장치의 구조도이다.
- [17] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 견관절 재활 장치의 움직임 억제를 설명하는 예시도이다.

- [18] 도 5는 본 발명의 제2 실시예에 따른 건관절 추종 장치가 포함된 건관절 재활 장치의 예시도이다.
- [19] 도 6은 본 발명의 제2 실시예에 따른 수평 방향 건관절 추종 장치의 예시도이다.
- [20] 도 7은 본 발명의 제2 실시예에 따른 수평 방향 건관절 추종 장치를 다른 각도에서 살펴본 예시도이다.
- [21] 도 8은 본 발명의 제2 실시예에 따른 건관절 재활 장치의 구현 예시도이다.
- 발명의 실시를 위한 최선의 형태**
- [22] 상기 본 발명의 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 하나의 특징인 댐핑 조절식 건관절 추종 장치는,
- [23] 건관절 재활 장치의 제1 지점에 설치되어, 피훈련자의 건관절의 수직 방향으로의 움직임과 팔의 무게, 팔에 부착되는 재활 운동 장치의 무게에 대한 중력을 보상하는 중력 보상 스프링, 그리고 상기 건관절 재활 장치의 제2 지점에 설치되어 상기 중력 보상 스프링과 연결되어 있으며, 피훈련자에 의해 가해지는 힘에 대응하는 댐핑 저항력을 상기 힘이 가해지는 방향과 반대 방향으로 인가하여, 상기 건관절 재활 장치의 수직 방향 움직임을 따라가는 건관절 추종 장치를 포함한다.
- [24] 상기 건관절 추종 장치는, 회전 속도에 따라 저항 크기를 변경하는 로터리 댐퍼, 그리고 전원 인가 여부에 따라 상기 건관절 재활 장치에 가해지는 댐핑 저항력을 상기 피훈련자에 의해 가해지는 힘의 방향과 반대 방향으로 전달할지 여부를 제어하는 마그네틱 클러치를 포함할 수 있다.
- [25] 상기 건관절 추종 장치는, 상기 중력 보상 스프링과, 상기 중력 보상 스프링에 구비된 스프링 축 내에 포함되어 있는 제1 축을 연결하는 제1 커플러, 상기 마그네틱 클러치의 제1 측면에 위치하며, 상기 제1 축과 제2 축을 연결하며 제2 커플러, 그리고 상기 마그네틱 클러치의 제2 측면에 연결된 제3 축과 상기 로터리 댐퍼를 연결하는 제3 커플러를 포함할 수 있다.
- [26] 상기 마그네틱 클러치는, 상기 마그네틱 클러치에 전원이 인가되면 상기 제2 축과 제3 축을 연결하는 전자석인 클러치 코일, 그리고 상기 클러치 코일에 의해 제2 축과 제3 축이 연결되면 마찰력을 발생시키는 마찰판을 포함하며, 상기 마그네틱 클러치는 상기 제2 축이 연결되어 있는 상기 제1 부분과, 상기 제3 축이 연결되어 있는 제2 부분으로 구분될 수 있다.
- [27] 상기 건관절 추종 장치가 설치된 건관절 재활 장치는, 지면에서 수직으로 형성되어 있는 수직 프레임, 상기 수직 프레임에 90도 각도로 연결되어 지면과 수평이 되도록 형성되어 있는 수평 프레임, 상기 중력 보상 스프링이 구비된 상기 수직 프레임의 반대편 위치에 구비되어, 상기 피훈련자의 건관절 움직임에 따라 수직 방향 움직임을 보상하는 제1 LM(Linear Motion) 가이드, 상기 중력 보상 스프링과 상기 제1 LM 가이드를 연결하는 보상 하중 전달 케이블, 그리고 상기 피훈련자의 팔 움직임에 따라 제1 건관절의 수평 방향 움직임을 보상하는

제2 LM 가이드를 포함하며, 상기 건관절 추종 장치는 상기 수직 프레임과 수평 프레임이 맞닿는 위치에 설치될 수 있다.

[28] 상기 본 발명의 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 또 다른 특징인 댐핑 조절식 건관절 추종 장치는,

[29] 건관절 재활 장치의 제1 지점에 설치되어 있으며, 피훈련자의 건관절의 수직 방향으로의 움직임과 팔의 무게, 팔에 부착되는 재활 운동 장치의 무게에 대한 중력을 보상하는 중력 보상 스프링, 상기 건관절 재활 장치의 제2 지점에 설치되어 상기 중력 보상 스프링과 연결되어 있으며, 상기 건관절 재활 장치에 수직 방향으로 댐핑을 전달하는 수직 방향 건관절 추종 장치, 그리고 상기 건관절 재활 장치의 제3 지점에 설치되어, 상기 건관절 재활 장치에 제1 방향과 제2 방향으로 댐핑을 전달하는 수평 방향 건관절 추종 장치를 포함한다.

[30] 상기 수평 방향 건관절 추종 장치는, 상기 건관절 재활 장치의 제1 방향 LM 가이드에 구비되어 제1 방향으로 댐핑을 전달하는 제1 건관절 추종 장치, 그리고 상기 건관절 재활 장치의 제2 방향 LM 가이드에 구비되어 제2 방향으로 댐핑을 전달하는 제2 건관절 추종 장치를 포함하고, 상기 건관절 재활 장치는 지면에서 수직으로 형성되어 있는 수직 프레임, 그리고 상기 수직 프레임에 90도 각도로 연결되어 지면과 수평이 되도록 형성되어 있는 수평 프레임을 포함하고, 상기 수직 프레임에 상기 수직 방향 건관절 추종 장치가 구비되지 않은 일측에 구비되어 있으며 상기 피훈련자의 건관절의 제1 방향 움직임을 보상하는 상기 제1 방향 LM 가이드, 그리고 상기 제1 방향 LM 가이드에 90도 방향으로 구비되어, 상기 피훈련자의 건관절의 제2 방향 움직임을 보상하는 상기 제2 방향 LM 가이드를 포함할 수 있다.

[31] 상기 제1 건관절 추종 장치와 제2 건관절 추종 장치는 각각, 회전 속도에 따라 저항 크기를 변경하는 로터리 댐퍼, 전원 인가 여부에 따라 상기 건관절 재활 장치에 가해지는 댐핑 저항력을 상기 피훈련자에 의해 가해지는 힘의 방향과 반대 방향으로 전달할지 여부를 제어하는 마그네틱 클러치, 제1 축을 통해 상기 마그네틱 클러치와 연결되어, 상기 로터리 댐퍼의 힘을 직선 방향으로 연결하는 타이밍 벨트를 포함할 수 있다.

[32] 상기 제1 건관절 추종 장치와 제2 건관절 추종 장치는 각각, 상기 마그네틱 클러치에 연결되어 있는 제2 축과 상기 로터리 댐퍼를 연결하는 커플러, 그리고 상기 타이밍 벨트의 일측을 상기 제1 방향 LM 가이드 또는 제2 방향 LM 가이드에 고정하는 폴리를 포함할 수 있다.

[33] 상기 수직 방향 건관절 추종 장치는, 회전 속도에 따라 저항 크기를 변경하는 로터리 댐퍼, 상기 중력 보상 스프링과, 상기 중력 보상 스프링에 구비된 스프링 축 내에 포함되어 있는 제1 축을 연결하는 제1 커플러, 상기 마그네틱 클러치의 제1 측면에 위치하며, 상기 제1 축과 제2 축을 연결하며 제2 커플러, 그리고 상기 마그네틱 클러치의 제2 측면에 연결된 제3 축과 상기 로터리 댐퍼를 연결하는 제3 커플러를 포함할 수 있다.

발명의 실시를 위한 형태

- [34] 아래에서는 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [35] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [36] 견관절 재활 장치는 재활 치료를 받는 피훈련자의 증상에 따라서, 수동 스트레칭 모드, 보조 활동 모드, 저항 운동 모드, 등속성 강화 모드, 그리고 고정 자세에서의 등척성 강화 모드의 5가지 재활 치료 모드를 제공한다. 여기서, 수동 스트레칭 모드를 제외하고는 모두 피훈련자의 힘이 견관절 재활 장치에 가해지고, 피훈련자의 힘에 의해 견관절 재활 장치에 과도한 이동(수직 이동 또는 수평 이동)이 발생한다.
- [37] 그러므로, 본 발명의 실시예에서는 견관절 재활 장치에 견관절 추종 장치를 구비하여, 피훈련자에 의해 힘이 가해져도 견관절 재활 장치에 과도한 움직임이 발생하지 않도록 댐핑을 가하여, 중력 보상과 견관절의 추종 성능을 향상시킬 수 있는 견관절 재활 장치를 제안한다.
- [38] 이하 도면을 참조로 하여 본 발명의 실시예에 따른 댐핑 조절식 견관절 추종 장치에 대해 설명한다. 본 발명의 실시예에서는 설명의 편의를 위하여 전체 장치인 견관절 재활 장치를 예로 하여 설명한다.
- [39] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 견관절 추종 장치가 포함된 견관절 재활 장치의 예시도이다. 그리고 도 2는 본 발명의 제1 실시예에 따른 견관절 재활 장치를 다른 각도에서 살펴본 예시도이다.
- [40] 도 1에 도시된 바와 같이, 견관절 재활 장치(100)의 상단에는 피훈련자의 견관절의 제1 방향 움직임과 제2 방향 움직임을 보상하는 제1 LM(Linear Motion) 가이드(130)가 구비되어 있다. 제1 LM 가이드(130)는 팔 움직임에 따른 견관절의 수평 방향 움직임을 보상하기 위한 XY 테이블에 제1 방향의 견관절의 움직임을 보상하는 제1 방향 LM 가이드(131)와, 제2 방향의 견관절의 움직임을 보상하는 제2 방향 LM 가이드(132)를 포함하는 형태로 구현되는 것을 예로 하여 설명한다.
- [41] 제1 LM 가이드(130)가 견관절의 움직임을 보상하는 방법은 여러 방법으로 수행될 수 있으므로, 어느 하나의 방법으로 한정하여 설명하지 않는다. 그리고, 제1 방향과 제2 방향은 수평 방향에 대한 X 방향과 Y 방향을 의미하며, 수직 방향에 해당하지 않는다.
- [42] 제1 방향 LM 가이드(131)는 기존에 두 개의 LM 가이드로 구현된 것을, 정격

하중의 하나의 LM 가이드로 변경하여 사용한다. 이를 토대로, 종래의 2개의 제1 방향 LM 가이드를 사용할 때 발생하는 정렬 불량(misalignment)과 마찰 문제를 해결할 수 있다.

- [43] 그리고, 제2 방향 LM 가이드(132)는 길이를 기존 640mm에서 일정 길이로 감소시켜 구현한다. 본 발명의 실시예에서는 360mm의 제2 방향 LM 가이드(132)가 설치되는 것을 예로 하여 설명하나, 반드시 이와 같이 한정되는 것은 아니다. 여기서, 제1 방향 LM 가이드(131)와 제2 방향 LM 가이드(132)의 기능은 이미 알려진 것으로, 본 발명의 실시예에서는 상세한 설명을 생략한다.
- [44] 견관절 재활 장치(100)의 보상 하중 전달 케이블(110)은 제2 LM 가이드(140)와 중력 보상 스프링(120)을 연결한다. 이를 위해, 보상 하중 전달 케이블(110)의 일측은 제2 LM 가이드(140)에 구비되어 있는 케이블 고정부(150)에 연결되어 있고, 다른 한측은 중력 보상 스프링(120)의 일측에 연결되어 있다.
- [45] 보상 하중 전달 케이블(110) 중 케이블 고정부(150)에 연결된 부분은 제1 폴리(도면 미도시)와 연결되어 있고, 중력 보상 스프링(120)에 연결된 부분은 제2 폴리(160)와 연결되어 있다. 제1 폴리는 제2 폴리(160)와 일정 간격 이격되어 설치된다. 보상 하중 전달 케이블(110)의 길이는 일정한 길이를 유지하며, 길이를 어느 하나의 수치로 한정하지 않는다.
- [46] 중력 보상 스프링(120)은 피훈련자 견관절의 수직 방향으로의 움직임과 피훈련자의 팔 무게, 팔에 부착되는 재활 운동 장치의 무게에 대한 중력을 보상한다. 본 발명의 실시예에서는 중력 보상 스프링(120)으로 정하중 스프링을 이용하는 것을 예로 하여 설명한다.
- [47] 일반적으로 사용되는 인장 스프링은, 스프링 특성상 인장 길이에 비례하여 복귀력이 증가한다. 이에 반해, 정하중 스프링은 스프링이 늘어날 때 복귀력이 인장 길이에 관계 없이 일정하기 때문에, 중력 보상 하중의 변화가 없다는 장점이 있다.
- [48] 중력 보상 스프링(120)이 중력을 보상하기 위해서는, 중력에 반대 방향으로 보상력이 작용해야 한다. 중력 보상 스프링(120)이 견관절 재활 장치(100)의 상단에 배치될 경우, 견관절 재활 장치(100)의 크기가 커지는 문제가 발생할 수 있다.
- [49] 따라서, 보상 하중 전달 케이블(110)과 복수개의 폴리를 이용하여 보상력의 작용 방향을 중력 반대 방향으로 변환시키고, 중력 보상 스프링(120)을 견관절 재활 장치(100)의 하부이며 수직 프레임(171)에 배치하는 것을 예로 하여 설명한다. 여기서, 폴리가 보상력의 작용 방향을 중력 반대 방향으로 변환하는 방법은 이미 알려진 사항으로, 본 발명의 실시예에서는 상세한 설명을 생략한다.
- [50] 중력 보상 스프링(120)에 의해 보상되는 중력 보상 하중은 피훈련자의 팔 무게와 피훈련자가 착용한 재활 장치(도면 미도시)의 무게의 합으로 결정된다. 여기서, 피훈련자가 팔을 지면으로 내릴 때 중력 보상 스프링(120)의 길이는 늘어나고, 이에 따라 제2 LM 가이드(140)는 위로 상승한다. 반대로, 피훈련자가

팔을 위로 올리면, 중력 보상 스프링(120)의 길이는 줄어들고, 제2 LM 가이드(140)는 아래로 하강한다.

- [51] 프레임(170)은 지면에서 수직으로 형성되어 있는 수직 프레임(171), 그리고 수직 프레임(171)에 90도 각도로 연결되어 지면과 수평이 되도록 구비되는 수평 프레임(172)으로 이루어져 있다. 본 발명의 실시예에서는 수직 프레임(171)의 폭을 미리 설정된 수치만큼 증가시켜 강성이 보완되도록 한다. 또한, 중력 보상 스프링(120)이 수직 프레임(171)에 배치되기 때문에, 하단 수평 프레임(172)에 작용하는 부하 모멘트가 감소된다.
- [52] 제2 LM 가이드(140)는 견관절 재활 장치(100)의 축방향인 수직 프레임(171)에 고정 장착되어 있으며, 상하 운동을 통해 관절을 추종한다. 제2 LM 가이드(140)의 기능은 이미 알려진 사항으로, 본 발명의 실시예에서는 상세한 설명을 생략한다. 그리고, 본 발명의 실시예에서는 제2 LM 가이드(140)를 예로 하여 설명하나, 리니어 부시를 사용할 수도 있다.
- [53] 케이블 고정부(150)는 제2 LM 가이드(140)의 일측에 구비되어 있다. 보상 하중 전달 케이블(110)의 일측이 케이블 고정부(150)에 고정되어 있다. 제2 LM 가이드(140)의 움직임에 따라 케이블 고정부(150) 또한 상하로 움직이며, 케이블 고정부(150)에서 제1 풀리까지의 보상 하중 전달 케이블(110)의 길이가 조절되도록 한다.
- [54] 풀리(160)는 수직 프레임(171)의 상단, 즉, 수직 프레임(171)과 수평 프레임(172)이 연결된 위치가 아닌 반대편 상단에 설치된다. 본 발명의 실시예에서는 제1 풀리와 제2 풀리(160) 두 개의 풀리가 구비되어 있는 것을 예로 하여 설명하나, 반드시 이와 같이 한정되는 것은 아니다.
- [55] 제1 풀리는 제2 LM 가이드(140) 방향과 동일한 방향으로 수직 프레임(171) 상에 구비되어 있으며, 제2 풀리(160)는 중력 보상 스프링(120)이 설치된 위치의 수직 상단에 구현되어 있다. 제1 풀리와 제2 풀리(160)의 위치는 중력 보상 스프링(120)의 설치에 의해 늘어나는 부피를 줄이고 견관절 재활 장치(100)의 안정성을 높이기 위하여, 중력 보상 스프링(120)이 설치되어 있는 수직 프레임(171)의 뒤편에 설치하는 것을 예로 하여 설명한다.
- [56] 제1 풀리와 제2 풀리(160)는 중력 보상 스프링(120)이 가하는 힘의 방향을 바꿔주는 기능을 수행한다. 중력 보상 스프링(120)의 힘의 방향은 견관절 재활 장치(100)의 아래 방향으로 작용하기 때문에, 중력 보상 스프링(120)의 힘의 방향을 중력에 반대되는 위쪽 방향으로 가해주기 위하여 풀리를 보상 하중 전달 케이블(110)과 함께 이용한 구조로 구현한다.
- [57] 제1 풀리와 제2 풀리(160)의 반경은 동일 반경으로 형성하는 것을 예로 하여 설명한다. 그리고, 제1 풀리와 제2 풀리(160)가 설치된 간격은 어느 하나의 간격으로 한정하지 않는다.
- [58] 견관절 재활 장치(100)의 하단, 즉, 수평 프레임(172)과 수직 프레임(171)이 맞닿는 위치에는 견관절 추종 장치(200)가 설치된다. 견관절 추종 장치(200)는

건관절 재활 장치(100)에 댐핑 저항력을 가한다. 즉, 건관절 추종 장치(200)는 피훈련자에 의해 가해지는 힘에 대응하는 댐핑 저항력을, 힘이 가해지는 방향과 반대 방향으로 가한다. 이는, 피훈련자의 힘에 의해 건관절 재활 장치(100)가 피훈련자의 건관절 움직임보다 급격하게 수직 방향으로 움직이는 것을 억제하기 위함이다. 건관절 추종 장치(200)의 구조에 대해 도 3을 참조로 설명한다.

[59] 도 3은 본 발명의 제1 실시예에 따른 건관절 추종 장치의 구조도이다.

[60] 도 3에 도시된 바와 같이, 건관절 추종 장치(200)는 회전 속도에 따라 저항 크기를 변경하는 로터리 댐퍼(210)와 전원 인가 여부에 따라 건관절 재활 장치(100)에 가해지는 댐핑 저항력의 전달 여부를 제어하는 마그네틱 클러치(280)를 포함한다. 중력 보상 스프링(120), 로터리 댐퍼(210)와 마그네틱 클러치(280)는 모두 회전 장치이므로, 구조의 단순성을 위해 로터리 댐퍼(210)의 축과 마그네틱 클러치(280)의 축이 일렬로 정렬되어 부착될 수 있도록, 복수의 커플러(220~240)가 구비되어 있다.

[61] 제1 커플러(220)는 중력 보상 스프링(120)이 제1 축(250)에 연결되도록, 중력 보상 스프링(120)과 제1 축(250)을 결합한다. 여기서, 제1 축(250)은 중력 보상 스프링(120)에 구비된 스프링 축(290) 내에 구비되어 있는 축이다.

[62] 이를 통해, 제1 축(250)은 피훈련자가 착용한 재활 장치가 수직으로 이동할 때 중력 보상 스프링(120)에 구비된 스프링 축(290)과 함께 회전한다. 스프링 축(290)이 회전하면서 중력 보상 스프링(120)이 감기고, 이에 따라 건관절 재활 장치(100)에 중력 보상 하중을 전달하는 동시에 건관절 재활 장치(100)의 수직 방향의 움직임을 허용한다.

[63] 제2 커플러(230)는 마그네틱 클러치(280)의 제1 측면에 위치하며, 제1 축(250)과 제2 축(260)이 연결 상태가 되도록 결합한다. 제2 축(260)은 마그네틱 클러치(280)의 제1 부분과 제2 커플러(230) 사이에 형성된다.

[64] 마그네틱 클러치(280)의 제2 측면에 위치한 제3 커플러(240)는 회전 속도에 따라 저항의 크기가 변하는 로터리 댐퍼(210)에 연결된 제3 축(270)을 결합한다. 따라서, 제3 커플러(240)는 로터리 댐퍼(210)의 영향을 받아 회전 속도에 비례하는 저항력을 받으며 회전한다. 여기서 제3 축(270)은 제3 커플러(240)와 마그네틱 클러치(280)의 제2 부분 사이에 형성된다.

[65] 마그네틱 클러치(280)는 클러치 코일, 로터 커플러, 그리고 전기자 축(amature shaft)으로 구성된다. 마그네틱 클러치(280)는 두 개의 부분으로 나뉘어 있는데, 제1 부분은 제2 축(260)이 구현된 부분이고, 제2 부분은 제3 축(270)이 구현된 부분이다. 제2 축(260)과 제3 축(270) 사이에는 마찰판(도면 미도시)이 포함되어 있다.

[66] 마그네틱 클러치(280)에 전원이 인가되지 않은 상태에서는 제2 축(260)과 제3 축(270)이 연결되어 있지 않아, 독립적으로 회전한다. 그러나, 마그네틱 클러치(280)에 전원이 공급되어 전류가 흐르면, 클러치 코일은 전자석이 되어

제2 축(260)과 제3 축(270)을 연결한다. 이에 따라 마찰관에 의해 마찰력이 발생하고, 제1 부분과 제2 부분이 같은 속도와 같은 방향으로 함께 회전한다. 마그네틱 클러치(280)의 구동 방법은 이미 알려진 사항으로, 본 발명의 실시예에서는 상세한 설명을 생략한다.

- [67] 이와 같이, 마그네틱 클러치(280)에 전원이 인가될 때, 두 개의 축, 즉, 제2 축(260)과 제3 축(270)이 같은 속도로 회전하기 때문에, 제3 축(270)에 적용된 댐핑이 제2 축(260)으로 전달되고, 최종적으로 견관절 재활 장치(100) 전반적으로 피훈련자에 의해 가해진 힘으로 인하여 급격하게 발생하는 수직 방향의 움직임이 억제된다.
- [68] 견관절 추종 장치(200)의 동작 여부에 따라 견관절 재활 장치(100)에 움직임 억제가 발생하는 방법을 도 4를 참조로 설명한다.
- [69] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 견관절 재활 장치의 움직임 억제를 설명하는 예시도이다.
- [70] 피훈련자가 수동 모드로 관절 운동을 하는 경우에는 마그네틱 클러치(280)에 전원이 공급되지 않기 때문에, 제1 축(250)과 제2 축(260)만 회전한다. 이 경우, 로터리 댐퍼(210)가 축에 연결되어 있지 않으므로, 견관절 재활 장치(100)에 추가 힘을 가하지 않고 일반적인 방법으로 견관절을 추종한다. 이는 도 4의 $W_{arm} + W_{dev}$, F_w 로 표시한 화살표와 같으며, 여기서 W_{arm} 은 팔의 무게, W_{dev} 는 피훈련자가 착용한 재활 장치의 무게, F_w 는 무게 지지력에 해당한다.
- [71] 그러나, 수동적 관절 운동을 제외한 나머지 운동 모드 즉, 피훈련자의 힘이 추가되는 운동 모드의 경우, 마그네틱 클러치(280)가 활성화되어 견관절 재활 장치(100)에 댐핑 효과를 제공할 수 있다. 즉, 마그네틱 클러치(280)에 전원이 인가되어 전류가 흐르면, 제3 축(270)이 제2 축(260)에 연결된다.
- [72] 제3 축(270)은 로터리 댐퍼(210)의 영향을 받아 회전 속도에 비례하는 저항력을 받으며 회전하기 때문에, 제2 축(260) 역시 제3 축(270)과 동일한 저항력을 받으며 회전하게 된다. 이에 따라 견관절 재활 장치(100) 전체에 댐핑이 가해져, 견관절 추종 장치(200)는 피훈련자가 힘을 가하더라도 견관절 재활 장치(100)에 급격한 수직 방향 움직임을 억제한다.
- [73] 이는 도 4의 F_{ext} 와 $c\dot{x}$ 로 표시한 화살표에 해당한다. 여기서 F_{ext} 는 피훈련자의 외력을 의미하고, $c\dot{x}$ 는 추가된 댐핑 힘(damping force)을 의미한다. c 는 댐핑 계수, $\dot{x}$ 는 견관절 재활 장치의 수직 방향 속도를 의미한다. F_w , $c\dot{x}$, W_{arm} , W_{dev} , F_{ext} 의 관계는 다음 수학식 1과 같이 계산된다.
- [74]
$$F_w + c\dot{x} = W_{arm} + W_{dev} + F_{ext}$$
- [75] 여기서, F_w 는 중력 보상 스프링(120)의 보상력으로, $F_w = W_{arm} + W_{dev}$ 로 계산된다.
- [76] 수학식 1을 통해 좌측 파라미터($F_w +$

$C\dot{x}$

)와 우측 파라미터($W_{\text{arm}}+W_{\text{dev}}+F_{\text{ext}}$)가 평행 상태로 놓이게 되므로, 건관절 재활 장치(100)는 피훈련자의 힘이 추가되더라도 수직 방향의 급격한 움직임이 억제되어, 피훈련자의 건관절 추종을 용이하게 할 수 있다.

- [77] 이상에서 설명한 제1 실시예에서는 건관절 추종 장치(200)가 건관절 재활 장치(100)의 수직 방향으로 댐핑을 추가로 가해주는 예에 대해 설명하였다. 다음은 수직 방향과 수평 방향으로 댐핑을 가해주는 건관절 재활 장치에 대해 도 5 내지 도 7을 참조로 설명한다.
- [78] 도 5는 본 발명의 제2 실시예에 따른 건관절 추종 장치가 포함된 건관절 재활 장치의 예시도이다.
- [79] 도 5에 도시된 바와 같이, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 건관절 재활 장치(300)는 상기 도 1에서 설명한 건관절 재활 장치(100)의 구성 요소들 중 건관절 추종 장치(200)를 제외한 구성 요소와 함께, 제1 건관절 추종 장치(310), 제2 건관절 추종 장치(320), 그리고 제3 건관절 추종 장치(330)를 포함한다.
- [80] 여기서, 제1 건관절 추종 장치(310)는 수직 방향으로 댐핑을 전달해주는 기능을 수행하는 것으로, 수직 방향 건관절 추종 장치라고도 지칭하며 상기 도 1의 구조에서 수평 프레임(172)과 수직 프레임(171)이 맞닿는 위치에 설치되어 있다. 제2 건관절 추종 장치(320)는 제1 방향으로 댐핑을 전달해주는 기능을 수행하고, 제3 건관절 추종 장치(330)는 제2 방향으로 댐핑을 전달해준다. 제2 건관절 추종 장치(320)와 제3 건관절 추종 장치(330)를 포함하여 수평 방향 건관절 추종 장치라고도 지칭하며, 제2 건관절 추종 장치(320)는 제1 방향 LM 가이드(131)의 일측에, 제3 건관절 추종 장치(330)는 제2 방향 LM 가이드(132)의 일측에 구성되어 있다.
- [81] 수평 방향 건관절 추종 장치는 건관절 재활 장치(300)의 상단에 구비되어 있고, 수직 방향 건관절 추종 장치는 수평 방향 건관절 추종 장치와 일정 간격 이격되어 건관절 재활 장치(300)의 하단에 구비되어 있다. 본 발명의 제2 실시예에 따른 건관절 재활 장치(300)를 이용할 경우, 피훈련자의 필요에 따라 건관절의 움직임을 추종하며 3 방향의 댐핑을 변화시킬 수 있다. 수직 방향 건관절 추종 장치인 제1 건관절 추종 장치(310)의 구조는 상기 도 3에서 설명한 구조와 동일하다.
- [82] 수평 방향 건관절 추종 장치의 구조에 대해 도 6 및 도 7을 참조로 설명한다.
- [83] 도 6은 본 발명의 제2 실시예에 따른 수평 방향 건관절 추종 장치의 예시도이고, 도 7은 본 발명의 제2 실시예에 따른 수평 방향 건관절 추종 장치를 다른 각도에서 살펴본 예시도이다.
- [84] 도 7에서는 설명의 편의를 위하여 제2 건관절 추종 장치(320)를 예로 하여 설명하며, 제3 건관절 추종 장치(330)도 동일한 구조를 가진다. 제2 건관절 추종 장치(320)는 회전 속도에 따라 저항 크기를 변경하는 로터리 댐퍼(327)와 전원

인가 여부에 따라 건관절 재활 장치에 가해지는 댐핑 저항력의 전달을 제어하는 마그네틱 클러치(323)를 포함한다. 제1 축(324)의 한쪽은 마그네틱 클러치(323)에 연결되어 있고, 다른 한 쪽은 타이밍 벨트(321)에 연결되어 있다. 커풀러(326)는 로터리 댐퍼(327)와 제2 축(325)을 연결한다.

[85] 타이밍 벨트(321, 331)의 한쪽 끝, 즉 제1 방향 LM 가이드(131)과 제2 방향 LM 가이드(132)의 양 끝에는 풀리(322, 332)가 위치하며, 타이밍 벨트(321, 331)의 한 부분이 제1 방향 LM 가이드(131) 또는 제2 방향 LM 가이드(132)에 고정되도록 구현한다. 여기서 제1 방향 LM 가이드(131)는 피훈련자의 팔에 부착되는 상용 재활장치가 연결될 수 있는 연결 부재가 구비될 수 있다. 이때, 타이밍 벨트(321, 331)과 풀리(322, 332)의 재질 또는 재료를 어느 하나로 한정하지 않는다.

[86] 수평 방향 건관절 추종 장치의 경우에는 마그네틱 클러치(323)에 전원이 인가되어 전류가 흐르면, 두 축(324, 325)이 마찰판에 접촉하여 같은 속도로 회전하게 된다. 따라서, 마그네틱 클러치(323)에 전류가 흐르면, 로터리 댐퍼(327)의 힘은 두 개의 축(324, 325)과 타이밍 벨트(321)를 통해 전체 건관절 재활 장치(300)에 전해지게 된다.

[87] 여기서, 타이밍 벨트(321)는 로터리 댐퍼(327)의 힘을 직선 방향으로 바꾸어 전달하는 역할을 한다. 로터리 댐퍼(327)의 힘을 직선 방향으로 바꾸는 타이밍 벨트(321)의 기능은 여러 방법으로 알려져 있으므로 본 발명의 실시예에서는 상세한 설명을 생략한다.

[88] 피훈련자가 건관절 재활 장치(300)를 통해 수동 운동을 하는 경우, 건관절 재활 장치(300)로 피훈련자의 상지와 피훈련자가 착용한 재활 장치의 무게가 전달된다. 이 경우, 건관절 재활 장치(300)와 재활 장치 사이에 나타나는 힘은 건관절 재활 장치(300)가 자연스럽게 피훈련자의 건관절을 따라 움직이게 한다.

[89] 그러나, 피훈련자가 장치에 힘을 가하여 재활 운동을 할 경우, 로터리 댐퍼는 재활 운동을 위해 피훈련자가 움직이는 속도에 비례한 힘을 발생시킨다. 피훈련자의 힘으로 발생하는 가속도는 건관절의 움직임에 의해 나타나는 이동보다 급격하게 일어나므로, 다음 수학적 식 2를 토대로 외력(F_{ext})에 의한 위치 변화를 억제할 수 있다.

[90]
$$F_{ext} = m\ddot{x} + c\dot{x}$$

[91] 여기서, F_{ext} 는 피훈련자의 외력이고, m 은 재활 장치와 건관절 재활 장치의 질량, c 는 댐핑 계수,

$\dot{x}$

는 건관절 재활 장치의 속도를 의미하고,

$\ddot{x}$

는 건관절 재활 장치의 가속도를 의미한다.

[92] 도 8은 본 발명의 제2 실시예에 따른 건관절 재활 장치의 구현 예시도이다.

- [93] 도 8에 도시된 바와 같이, 건관절 재활 장치(300)에 세 개의 건관절 추종 장치(310, 320, 330)가 구비되어 있어, 3 방향의 댐핑을 변화시킬 수 있다. 이에 따라 피훈련자가 힘을 가하여 운동하는 경우, 피훈련자가 가하는 힘으로 인해 발생하는 건관절 재활 장치(300)의 급격한 움직임을 억제할 수 있다.
- [94] 이상에서 본 발명의 실시예에 대하여 상세하게 설명하였지만 본 발명의 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 본 발명의 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 본 발명의 권리범위에 속하는 것이다.
- [95]

청구범위

- [청구항 1] 견관절 재활 장치의 제1 지점에 설치되어, 피훈련자의 견관절의 수직 방향으로의 움직임과 팔의 무게, 팔에 부착되는 재활 운동 장치의 무게에 대한 중력을 보상하는 중력 보상 스프링, 그리고 상기 견관절 재활 장치의 제2 지점에 설치되어 상기 중력 보상 스프링과 연결되어 있으며, 피훈련자에 의해 가해지는 힘에 대응하는 댐핑 저항력을 상기 힘이 가해지는 방향과 반대 방향으로 인가하여, 상기 견관절 재활 장치의 수직 방향 움직임을 제어하는 견관절 추종 장치를 포함하는 댐핑 조절식 견관절 추종 장치.
- [청구항 2] 제1항에 있어서, 상기 견관절 추종 장치는, 회전 속도에 따라 저항 크기를 변경하는 로터리 댐퍼, 그리고 전원 인가 여부에 따라 상기 견관절 재활 장치에 가해지는 댐핑 저항력을 상기 피훈련자에 의해 가해지는 힘의 방향과 반대 방향으로 전달할지 여부를 제어하는 마그네틱 클러치를 포함하는 댐핑 조절식 견관절 추종 장치.
- [청구항 3] 제2항에 있어서, 상기 견관절 추종 장치는, 상기 중력 보상 스프링과, 상기 중력 보상 스프링에 구비된 스프링 축 내에 포함되어 있는 제1 축을 연결하는 제1 커플러, 상기 마그네틱 클러치의 제1 측면에 위치하며, 상기 제1 축과 제2 축을 연결하며 제2 커플러, 그리고 상기 마그네틱 클러치의 제2 측면에 연결된 제3 축과 상기 로터리 댐퍼를 연결하는 제3 커플러를 포함하는 댐핑 조절식 견관절 추종 장치.
- [청구항 4] 제3항에 있어서, 상기 마그네틱 클러치는, 상기 마그네틱 클러치에 전원이 인가되면 상기 제2 축과 제3 축을 연결하는 전자석인 클러치 코일, 그리고 상기 클러치 코일에 의해 제2 축과 제3 축이 연결되면 마찰력을 발생시키는 마찰판을 포함하며, 상기 마그네틱 클러치는 상기 제2 축이 연결되어 있는 상기 제1 부분과, 상기 제3 축이 연결되어 있는 제2 부분으로 구분되는 댐핑 조절식 견관절 추종 장치.
- [청구항 5] 제4항에 있어서,

상기 마그네틱 클러치에 전원이 인가되지 않으면, 상기 제2 축과 제3 축이 연결되지 않아 상기 제1 부분과 제2 부분이 독립적으로 회전하고,

상기 마그네틱 클러치에 전원이 인가되면, 상기 제2 축과 제3 축이 연결되어 상기 제1 부분과 제2 부분이 같은 속도와 같은 방향으로 회전하여, 상기 제3 축에 적용된 댐핑이 상기 제2 축에 전달되어 상기 건관절 재활 장치에 댐핑 저항력을 가하는 댐핑 조절식 건관절 추종 장치.

[청구항 6]

제1항에 있어서,

상기 중력 보상 스프링은 정하중 스프링으로 구현되는 댐핑 조절식 건관절 추종 장치.

[청구항 7]

제6항에 있어서,

상기 건관절 추종 장치가 설치된 건관절 재활 장치는,

지면에서 수직으로 형성되어 있는 수직 프레임,

상기 수직 프레임에 90도 각도로 연결되어 지면과 수평이 되도록 형성되어 있는 수평 프레임,

상기 중력 보상 스프링이 구비된 상기 수직 프레임의 반대편 위치에 구비되어, 상기 피훈련자의 건관절 움직임에 따라 수직 방향 움직임을 보상하는 제1 LM(Linear Motion) 가이드,

상기 중력 보상 스프링과 상기 제1 LM 가이드를 연결하는 보상 하중 전달 케이블, 그리고

상기 피훈련자의 팔 움직임에 따라 제1 건관절의 수평 방향 움직임을 보상하는 제2 LM 가이드

를 포함하며,

상기 건관절 추종 장치는 상기 수직 프레임과 수평 프레임이

맞닿는 위치인 상기 제2 지점에 설치되는 댐핑 조절식 건관절 추종 장치.

[청구항 8]

건관절 재활 장치의 제1 지점에 설치되어 있으며, 피훈련자의

건관절의 수직 방향 움직임과 팔의 무게, 팔에 부착되는 재활 운동 장치의 무게에 대한 중력을 보상하는 중력 보상 스프링,

상기 건관절 재활 장치의 제2 지점에 설치되어 상기 중력 보상 스프링과 연결되어 있으며, 상기 건관절 재활 장치에 수직

방향으로 댐핑을 전달하는 수직 방향 건관절 추종 장치, 그리고

상기 건관절 재활 장치의 제3 지점에 설치되어, 상기 건관절 재활 장치에 제1 방향과 제2 방향으로 댐핑을 전달하는 수평 방향

건관절 추종 장치

를 포함하는 댐핑 조절식 건관절 추종 장치.

[청구항 9]

제8항에 있어서,

상기 수평 방향 건관절 추종 장치는,
 상기 건관절 재할 장치의 제1 방향 LM(Linear Motion) 가이드에
 구비되어 제1 방향으로 댐핑을 전달하는 제1 건관절 추종 장치,
 그리고
 상기 건관절 재할 장치의 제2 방향 LM 가이드에 구비되어 제2
 방향으로 댐핑을 전달하는 제2 건관절 추종 장치
 를 포함하고,
 상기 건관절 재할 장치는 지면에서 수직으로 형성되어 있는 수직
 프레임, 그리고 상기 수직 프레임에 90도 각도로 연결되어 지면과
 수평이 되도록 형성되어 있는 수평 프레임을 포함하고,
 상기 수직 프레임에 상기 수직 방향 건관절 추종 장치가 구비되지
 않은 일측에 구비되어 있으며 상기 피훈련자의 건관절의 제1 방향
 움직임을 보상하는 상기 제1 방향 LM 가이드, 그리고
 상기 제1 방향 LM 가이드에 90도 방향으로 구비되어, 상기
 피훈련자의 건관절의 제2 방향 움직임을 보상하는 상기 제2 방향
 LM 가이드
 를 포함하는 댐핑 조절식 건관절 추종 장치.

[청구항 10]

제9항에 있어서,
 상기 제1 건관절 추종 장치와 제2 건관절 추종 장치 각각은,
 회전 속도에 따라 저항 크기를 변경하는 로터리 댐퍼,
 전원 인가 여부에 따라 상기 건관절 재할 장치에 가해지는 댐핑
 저항력을 상기 피훈련자에 의해 가해지는 힘의 방향과 반대
 방향으로 전달할지 여부를 제어하는 마그네틱 클러치,
 제1 축을 통해 상기 마그네틱 클러치와 연결되어, 상기 로터리
 댐퍼의 힘을 직선 방향으로 연결하는 타이밍 벨트
 를 포함하는 댐핑 조절식 건관절 추종 장치.

[청구항 11]

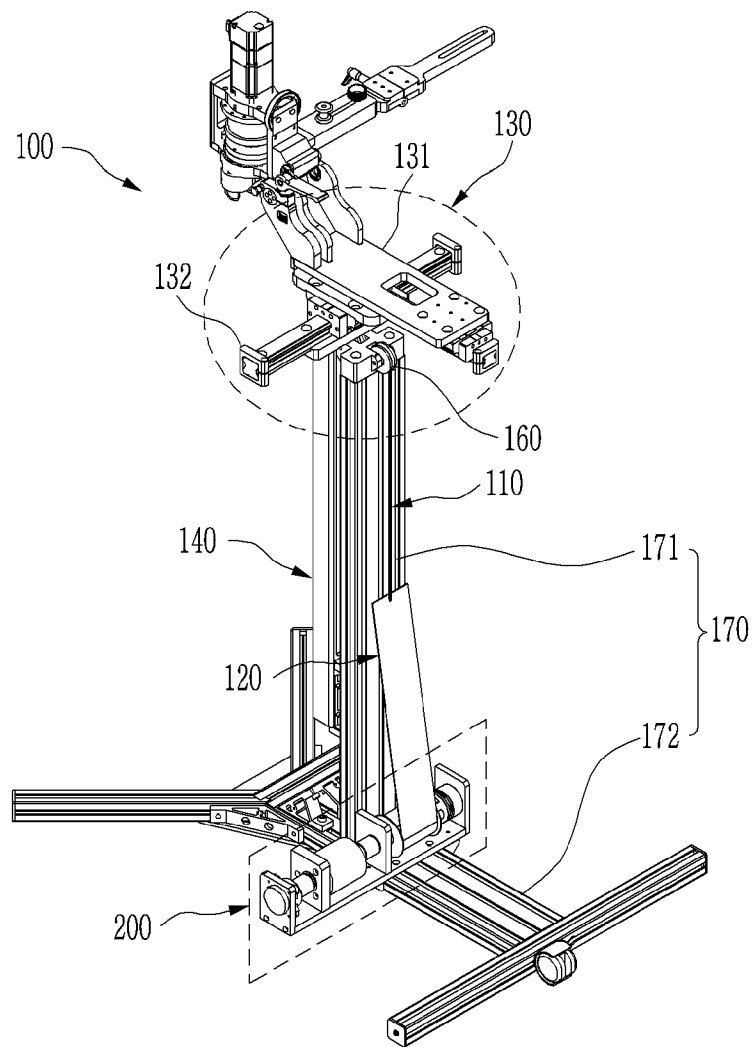
제10항에 있어서,
 상기 제1 건관절 추종 장치와 제2 건관절 추종 장치 각각은,
 상기 마그네틱 클러치에 연결되어 있는 제2 축과 상기 로터리
 댐퍼를 연결하는 커플러, 그리고
 상기 타이밍 벨트의 일측을 상기 제1 방향 LM 가이드 또는 제2
 방향 LM 가이드에 고정하는 풀리
 를 포함하는 댐핑 조절식 건관절 추종 장치.

[청구항 12]

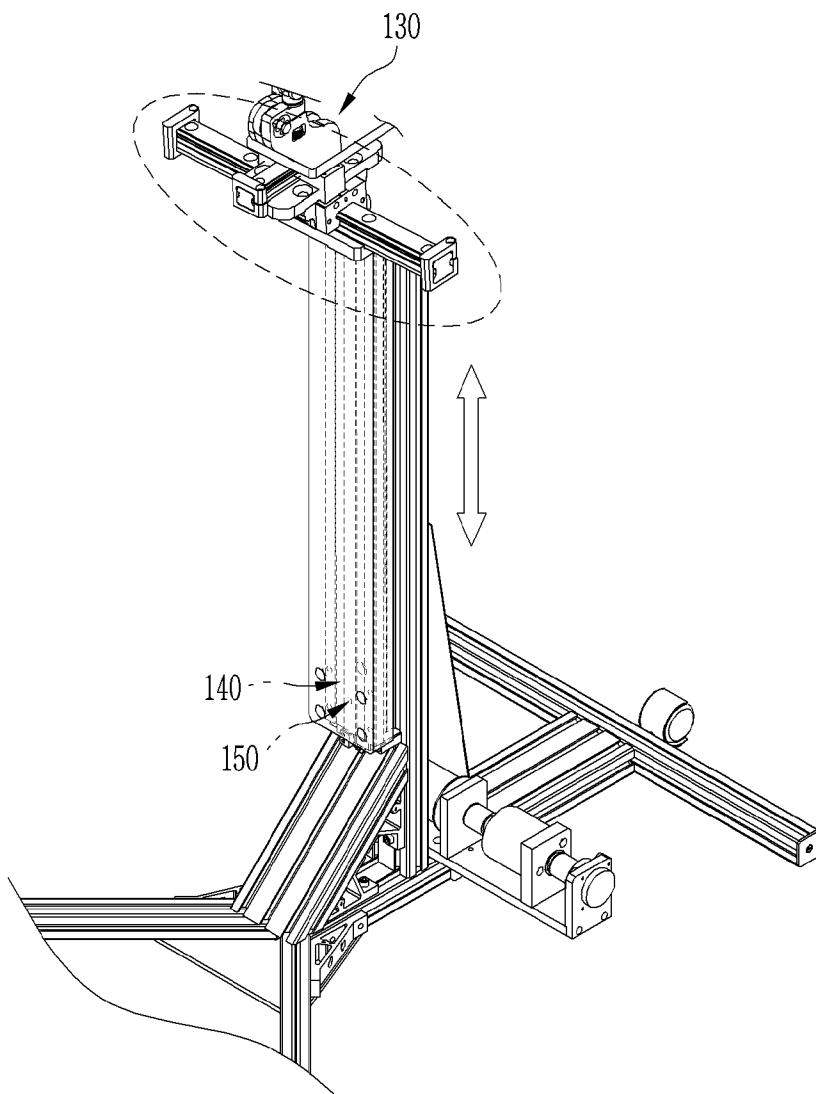
제8항에 있어서,
 상기 수직 방향 건관절 추종 장치는,
 회전 속도에 따라 저항 크기를 변경하는 로터리 댐퍼,
 상기 중력 보상 스프링과, 상기 중력 보상 스프링에 구비된 스프링
 축 내에 포함되어 있는 제1 축을 연결하는 제1 커플러,

상기 마그네틱 클러치의 제1 측면에 위치하며, 상기 제1 축과 제2 축을 연결하며 제2 커플러, 그리고
상기 마그네틱 클러치의 제2 측면에 연결된 제3 축과 상기 로터리 댐퍼를 연결하는 제3 커플러
를 포함하는 댐핑 조절식 건관절 추종 장치.

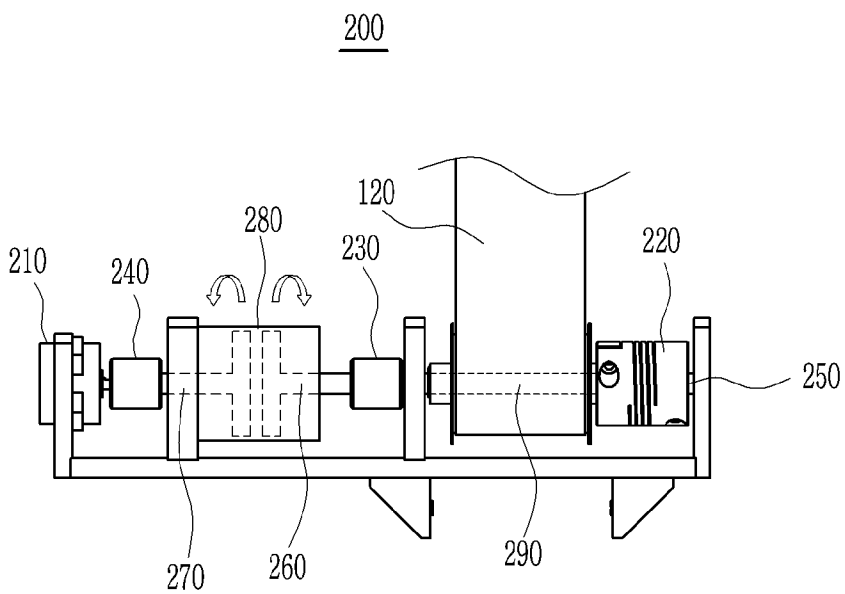
[Fig. 1]



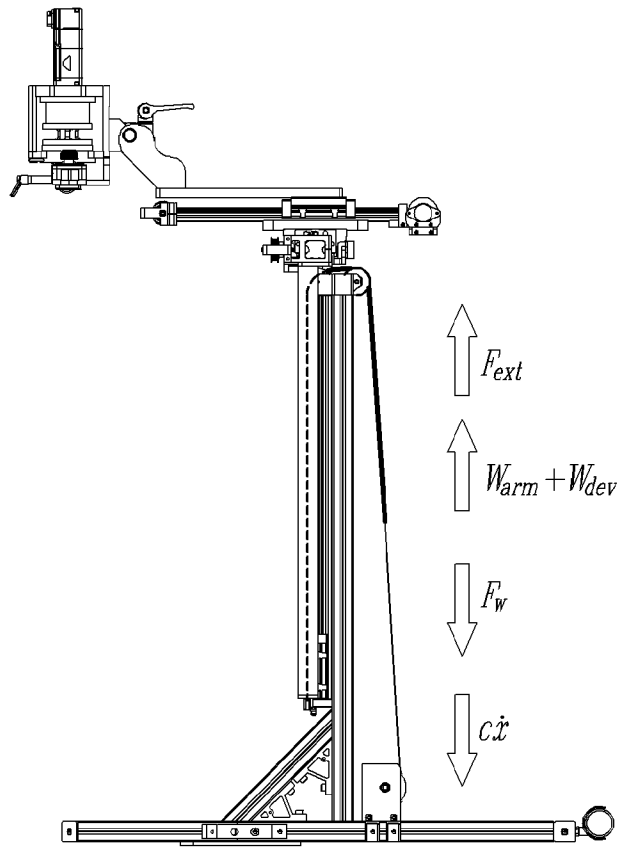
[Fig. 2]



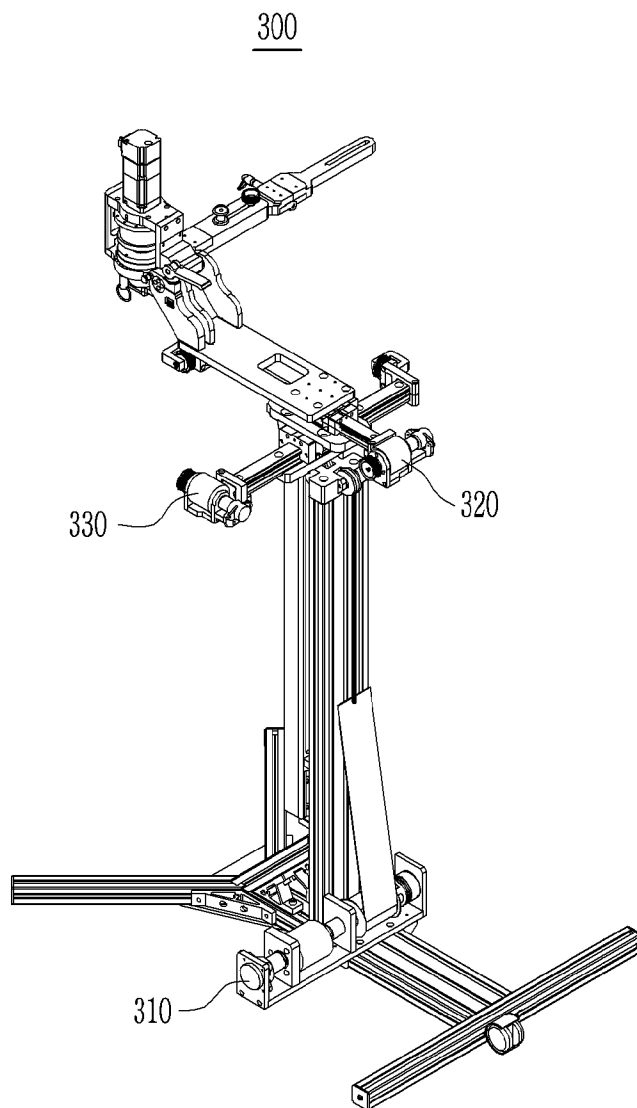
[Fig. 3]



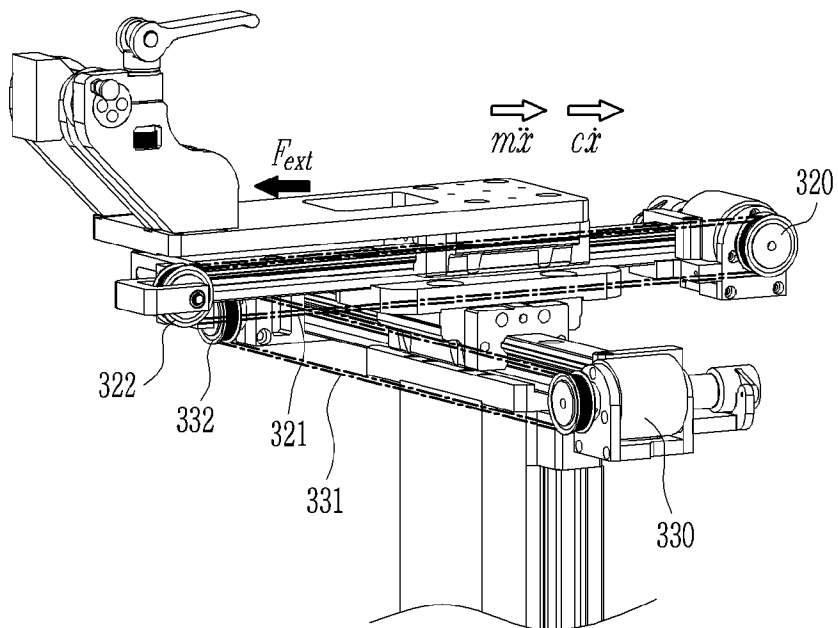
[Fig. 4]



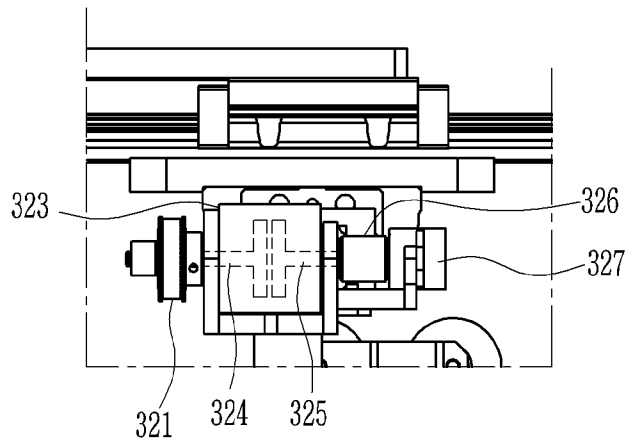
[Fig. 5]



[Fig. 6]



[Fig. 7]



[Fig. 8]

