



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0065271
(43) 공개일자 2019년06월11일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 5/01 (2006.01) *A61B 5/107* (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01) *A61F 4/00* (2006.01)
B25J 9/00 (2006.01) *B25J 9/10* (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61F 5/0118 (2013.01)
A61B 5/1071 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2019-7009647
- (22) 출원일자(국제) 2017년10월04일
 심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2019년04월03일
- (86) 국제출원번호 PCT/EP2017/075205
- (87) 국제공개번호 WO 2018/065459
 국제공개일자 2018년04월12일
- (30) 우선권주장
 1651308-7 2016년10월05일 스웨덴(SE)

- (71) 출원인
 바이오서보 테크놀로지스 악티에보락
 스웨덴 164 40 시스타, 이사프조르즈가탄 39비
- (72) 발명자
 잉베스트 요한
 스웨덴 184 42 아케츠베르가 루담스바겐 19
 왈스테트 마틴
 스웨덴 170 73 솔나 칼 말름스텐 배그 12
- (74) 대리인
 최지연, 이명택, 정중원

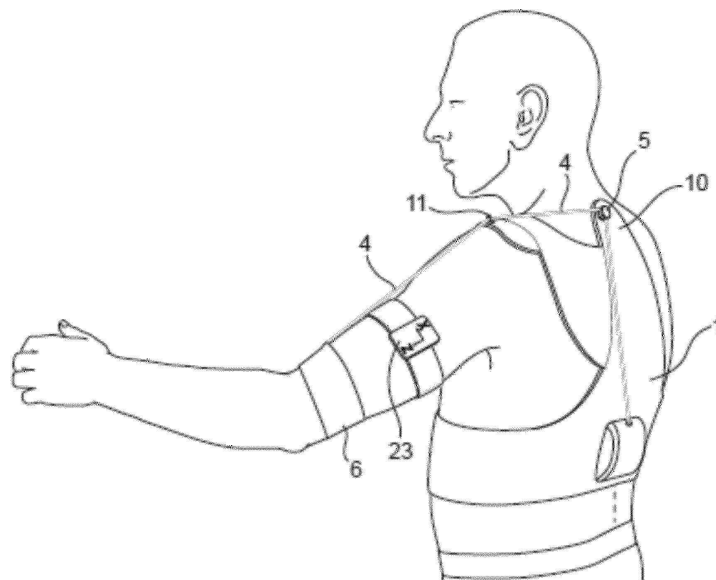
전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 팔 거상 지지 장치

(57) 요약

동체 지지부와, 수직 거상을 위한 적어도 하나의 인공 힘줄로 적어도 동체 지지부에 구비된 견인점으로부터 사용자의 어깨를 넘어 사용 중인 사용자의 팔에 부착시키는 팔 부착수단에 연결되는 적어도 하나의 인공 힘줄을 구비하는 팔 거상지지 장치로, 견인점이 사용 중인 사용자의 쇄골 위의 수준에 구비된다.

대표도 - 도9a



(52) CPC특허분류

A61B 5/1116 (2013.01)

A61F 4/00 (2013.01)

B25J 9/0006 (2013.01)

B25J 9/1075 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

동체 지지부와, 적어도 상기 동체 지지부에 구비된 견인점으로부터 사용자의 어깨를 넘어 연장되는 수직 거상을 위한 적어도 하나의 인공 힘줄로 팔 거상지지 장치가 사용 중일 때 상기 적어도 하나의 인공 힘줄을 사용자의 팔에 부착시키는 팔 부착 수단으로 연장되는 적어도 하나의 인공 힘줄을 구비하고, 상기 견인점이 사용자의 사용 중인 팔의 쇄골 이상의 수준에 제공되고 방향 전환 수단이 사용자의 사용 중인 주 구와 관절(관절와상완 관절) 수직 위에 구비되는 팔 거상 지지 장치.

청구항 2

청구항 1에서,

상기 인공 힘줄을 따라 배치되거나 상기 인공 힘줄 내에 구비된 견인 수단에 의해 상기 인공 힘줄에 견인력이 인가되는 팔 거상 지지 장치.

청구항 3

청구항 2에서,

상기 견인 수단이 상기 동체 지지부의 목 부분에 인접하여 배치된 견인점에 상기 견인력을 인가하도록 구성된 팔 거상 지지 장치.

청구항 4

청구항 3에서,

상기 견인점이 뒷목 부분에 구비되는 팔 거상 지지 장치.

청구항 5

선행하는 청구항들 중의 어느 한 항에서,

상기 동체 지지부가 부드러운 상측을 가져 사용자가 횡방향 운동을 할 때 상기 인공 힘줄이 그 축을 횡방향으로 미끄러질 수 있는 적어도 하나의 어깨부를 구비하는 팔 거상 지지 장치.

청구항 6

선행하는 청구항들 중의 어느 한 항에서,

원하는 상기 견인력을 피드백 루프 내의 상기 적어도 하나의 인공 힘줄에 인가하도록 구성된 제어 수단을 구비하는 제어 시스템이 제공되고, 상기 견인력이 상기 제어 시스템 내에 구비된 적어도 하나의 자세 센서로 측정되는 사용자 자세에 좌우되는 팔 거상 지지 장치.

청구항 7

청구항 6에서,

상기 자세 센서가 사용자의 동체 및/또는 상박의 자세를 측정하도록 구성되는 팔 거상 지지 장치.

청구항 8

청구항 6 또는 7항에서,

상기 제어 시스템이 상기 적어도 하나의 인공 힘줄 내의 현재 실제 견인력을 검출하도록 구성되고, 피드백 제어 루프가 상기 검출된 현재 실제 힘에 기반하여 상기 원하는 견인력을 달성하도록 구성되는 팔 거상 지지 장치.

청구항 9

청구항 8에서,

상기 제어 시스템이 상기 감지된 현재 실제 힘에 기반하여 힘 조절기 내의 내부 피드백 루프 내에서 상기 원하는 견인력을 달성하도록 구성된 힘 조절기를 구비하는 팔 거상 지지 장치.

청구항 10

청구항 6-9 중의 어느 한 항에서,

상기 제어 시스템이 또한 소정의 검출된 현재의 실제 0이 아닌 힘에 대해 상기 자세 센서에서 독출된 값이 상기 사용자의 상박의 수평 종축에 가까울수록 원하는 견인력이 더 강해지도록 구성되는 팔 거상 지지 장치.

청구항 11

청구항 6-10 중의 어느 한 항에서,

상기 적어도 하나의 인공 힘줄이 상기 점들 사이의 상기 제어 시스템의 유일한 힘 전달 부품인 팔 거상 지지 장치.

청구항 12

청구항 6-11 중의 어느 한 항에서,

상기 제어 시스템이 팔꿈치 각도 센서를 더 구비하고, 상기 팔꿈치 각도 센서가 급지 않은 팔꿈치를 현재 검출하면 상기 제어 시스템이 상기 인공 힘줄에 어떠한 힘도 인가하지 않는 팔 거상 지지 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 팔 거상 지지 장치(arm lifting support device)에 관한 것이다. 팔 거상 지지 장치는 예를 들어 장애가 있는(impaired) 팔 기능을 가진 사람을 도울 수 있다.

배경 기술

[0002] 외골격(exoskeleton) 지지 장치가 종래 알려져 있는데, 이는 인체 내의 뼈와 그 기능을 흉내 내어 사용자의 신체 외부에 연결되는 경질 부품에 의존한다. 이는 매우 다루기 어려운(bulky) 지지를 생성한다.

[0003] 예를 들어, 전통적인 외골격으로 몸통(trunk)에 대해 팔을 거상(lift)시킬 힘을 인가할 수 있도록 하기 위해서는 어깨 관절의 운동의 복잡성 때문에 팔로부터 몸통(torso)으로 부하를 전달하기 어려워진다. 어깨는 견갑골(scapula)과 상완골(humerus)에 구체 관절(ball joint)을 가질 뿐 아니라, 견갑골 자체가 늑골(rib)들에 느슨하게(loosely) 연결되어 골격계(skeletal system)의 나머지에 대한 유일한 견고한(rigid) 연결은 쇄골(collar bone)뿐이다. 그러므로 이 운동들을 취급하기 위해, 어깨 운동을 허용하는 외골격은 일반적으로 구체 관절 주변에 짐발(gimbal)을 가질 뿐 아니라, 흔히 짐발 관절을 운동 가능하게 하는 링크(linkage)들을 가진다. 외골격의 관절들을 인체에 대해 잘못 정렬시키면 고통을 야기하고 심지어 부상을 유발할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 목적은 팔 장애를 가진 사람들을 도울 수 있는 지지 장치를 제공하는 것이다. 이 팔 거상 지지 장치는 사용자의 삶을 향상시키도록 착용 및 사용이 쉬워 사용자가 보조자의 도움을 필요로 하지 않고 운동과 기능을 수행할 수 있게 해야 한다. 추가적인 목적은 슬림(slim)한 설계의 지지 장치를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0005] 본 발명에 따르면, 동체 지지부(torso support)와 적어도 동체 지지부에 구비된 견인점(pulling point)로부터

연장되어 사용자의 어깨를 넘어 적어도 하나의 인공 힘줄(artificial tendon)을 사용 중인 사용자의 팔에 부착하는 팔 부착 수단에 연결되는 수직 거상(vertical lifting)을 위한 적어도 하나의 인공 힘줄을 구비하는 팔 거상 지지 장치가 제공된다. 견인점은 사용자의 사용 중인 쇄골 위의 수준(level)에 구비된다. 방향전환 수단(redirecting mean)이 사용 중인 사용자의 팔/어깨 관절의 대략 수직 위에 위치된다. 이러한 방식으로, 어깨의 주요 구상/구체 관절(socket/ball joint) 위의 수준으로 팔을 거상시킬 수 있다. 견갑골을 자연스러운 방식으로 운동시키는 것 역시 가능하다. 바람직하기로, 견인점은 동체 지지부의 목 부분 부근에 구비된다. 가장 바람직한 견인점은 뒷목(stiff neck) 부분에 구비된다. 이에 따라 견인점은 거상될 팔을 향해 끌리지(drag toward) 않고 정확한 위치에 유지된다.

- [0006] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 인공 힘줄을 따라 배치되거나 인공 힘줄 내에 포함된 견인 수단(pulling means)에 의해 인공 힘줄에 견인력(pulling force)이 인가된다. 바람직하기로, 팔 거상 지지 장치는 사용자의 상박(upper arm)의 수평 평면 내의 운동을 제한하지 않도록 구성된다.
- [0007] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 동체 지지부는 적어도 두 분리되었지만 연결된(separate but connected) 어깨 부분(shoulder part)들을 가지는 어깨부(shoulder portion)를 더 구비한다. 바람직하기로, 적어도 두 어깨 부분들은 부분적으로 중첩된다(overlap). 바람직하기로, 인공 힘줄 방향전환 수단은 어깨 부분들 중의 하나에 배치된다.
- [0008] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 원하는 견인력을 상기 적어도 하나의 인공 힘줄에 피드백 루프(feedback loop)로 인가하도록 구성된 제어 수단을 구비하는 제어 시스템이 제공되는데, 이 견인력은 제어 시스템에 구비된 적어도 하나의 자세 센서(posture sensor)를 사용하여 측정된 사용자 자세에 좌우된다(dependent upon). 바람직하기로, 상기 자세 센서는 사용자의 동체 및/또는 상박 자세를 측정하도록 구성된다.
- [0009] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 제어 시스템은 상기 적어도 하나의 인공 힘줄에서의 현재의 실제 견인력을 검출하도록 구성되는데, 피드백 제어 루프는 상기 검출된 현재의 실제 힘을 기반으로 상기 원하는 견인력을 달성하도록 구성된다.
- [0010] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 제어 시스템은 힘 조절기(force regulator)를 구비하는데, 상기 감지된 현재의 실제 견인력에 기반하여 상기 힘 조절기 내의 내부 피드백 루프에서 상기 원하는 견인력을 달성하도록 구성된다.
- [0011] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 복수의 다른 사용자 자세들에 대해 원하는 견인력이 사용자의 팔을 정지(still)로 유지(hold)하는 데 필요한 힘의 특정한 상대적 비율로 결정되어 있다. 바람직하기로, 제어 시스템은 또한 소정의 검출된 현재의 실제 0이 아닌(non-zero) 견인력에 대해, 원하는 견인력이 강할수록 상기 자세 센서에서 독출(read)된 바와 같이 사용자의 상박의 수평 및 종축에 더 가까워지도록 구성된다. 상기 자세 센서에서 독출된 사용자의 상박의 현재 방향이 수직 또는 거의 수직이면 원하는 견인력은 거의 0이다.
- [0012] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 지지 장치는 상기 적어도 하나의 자세 센서를 사용하는 이외에는 다른 자세나 가속도를 독출하지 않도록 구성된다.
- [0013] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 상기 적어도 하나의 인공 힘줄이 상기 점(point)들 사이의 제어 시스템의 유일한 힘 전달 부품(force-mediating part)이다.
- [0014] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 제어 시스템은 팔꿈치 각도 센서(elbow angle sensor)를 더 구비하고, 팔꿈치 각도 센서가 현재 굽지 않은(unbent) 팔꿈치를 검출한 경우 어떤 힘도 인공 힘줄에 인가되지 않도록 제어 시스템이 구성된다. 바람직하기로, 상기 센서들 중의 어느 것도 사용자의 피부에 직접 접촉하도록 구성되지 않는다. 상기 센서들의 각각은 팔 거상 지지 장치 자체의 주 구조(main structure)에 고정 부착된다.
- [0015] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 수직 거상을 위한 단지 하나의 인공 힘줄만이 존재한다. 바람직하기로, 인공 힘줄의 미끄럼 가능한 부착이 제공되는데, 팔 부착 수단이 팔 부착 수단에서의 인공 힘줄의 미끄럼 가능한 부착점 수단(means for a slidable attachment point of the artificial tendon)을 구비하여, 부착점이 사용자의 팔의 제1 점 및 제2 점 사이의 연속적인 경로에 걸쳐 미끄러질 수 있다. 바람직하기로, 미끄럼 가능성은 팔꿈치 관절 내측, 즉 주관절와(cubital fossa)를 가지는 쪽을 따라 제공되는데, 이를 따라 부착점이 미끄러질 수 있다. 팔꿈치 관절 내측을 따라 와이어(wire)가 구비될 수 있고 인공 힘줄의 미끄럼 가능한 부착은 이 와이어 둘레의 고리 부착(loop attachment)이다.
- [0016] 본 발명의 한 실시예에 따르면, 팔 부착 수단은 두 부분을 구비하는데, 상부(upper portion)는 팔 거상지지 장

치의 사용시 사용자의 상박(upper arm) 둘레에 부착되도록 제공되고, 하부(lower portion)는 사용자의 하박(lower arm)에 부착되도록 구비된다. 상부와 하부는 일종의 관절로 연결될 수 있다. 바람직하기로 팔 부착 수단은 사용자의 사용 중인 팔꿈치를 둘러싼다.

도면의 간단한 설명

이제 본 발명이 첨부된 도면을 참조한 실시예들에 의해 더 상세히 설명된다. 도면에서:

- 도 1은 동체 지지부를 가지는 팔 거상 지지 장치의 실시예를 보이는 도면.
- 도 2는 동체 지지부와 팔 부착 수단 사이에 연장되는 인공 힘줄의 실시예를 보이는 도면.
- 도 3은 팔 거상 지지 장치의 사용시 사용자의 팔에 걸쳐 제공된 미끄럼 가능성의 한 실시예를 보이는 전면도.
- 도 4는 사용자의 사용 중인 팔에 걸쳐 제공된 미끄럼 가능성의 다른 실시예를 보이는 도면.
- 도 5는 동체 지지부에 인공 힘줄 방향전환 수단을 가지는 동체 지지부의 어깨부의 한 실시예를 보이는 도면.
- 도 6은 동체 지지부의 목 부분의 한 실시예를 보이는 도면.
- 도 7은 팔 부착 수단의 한 실시예를 보이는 도면.
- 도 8은 사용자가 착용하여 팔을 앞으로 거상시켰을 때 팔 거상 장치의 한 실시예를 옆에서 본 도면.
- 도 9a, 9b, 및 9c는 사용자의 팔의 위치를 감지하도록 배치된 센서의 한 실시예로, 팔이 다른 위치들에 있을 것을 보이는 도면들.
- 도 10은 피드백 루프의 한 실시예를 보이는 도면.
- 도 11은 견인점의 대체적인 위치설정을 보이는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 본 발명이 실시예들을 통해 상세히 설명될 것이다. 이 설명은 본 발명의 범위를 한정하지 않는다. 그 범위는 이어지는 청구항들로 기술된다.

[0019] 도 1에는, 예를 들어 후부(back section; 2)(도 5 참조)와 제1 부분(3a) 및 제2 부분(3b)을 구비하는 전부(front section; 3)로 구성된 동체 지지부(torso support; 1)를 가지는 팔 거상 지지 장치(arm lifting support device)가 도시되어 있다. 양 부분들은 후부(2)와 연결되고 전방에서 서로 분리 가능하게 연결될 수 있다. 동체 지지부(1)가 다른 구성을 가지는 것도 물론 가능하다.

[0020] 적어도 하나의 인공 힘줄(artificial tendon; 4)이 적어도 동체 지지부(1)에 구비된 견인점(pulling point; 5)(도 6 참조)으로부터 연장되어 팔 부착 수단(arm attachment means; 6)(도 1 및 2 참조)에 연결된다. 인공 힘줄(4)은 견인점(5)과 팔 부착 수단(6) 사이에서 동체 지지부(1)의 어깨 부분(shoulder part; 12) 너머로 연장된다. 어깨 부분(12)은 도 1 및 2에 도시된 바와 같이 어깨 부분의 상방으로의 절곡(bending)을 촉진하는 절곡 선(bending line)을 가지거나 동체 지지부(1)의 부위 또는 도 5에 도시된 바와 같이 분리되었지만 연결된(separate but connected) 부분들이 될 수 있다. 팔 부착 수단(6)은 팔 거상 지지 장치의 사용시 사용자의 팔에 위치하여 인공 힘줄(4)이 사용자의 팔에 부착될 것이다. 예를 들어 팔 부착 수단(6)의 양측에 부착되거나 사용자의 팔의 면내(in a plane)의 좌우 이동(side to side movement)를 위해 하나 이상의 인공 힘줄을 가질 수도 있다.

[0021] 그러나 적어도 사용자의 팔의 거상을 위해서는 단지 하나의 인공 힘줄(4)이 사용되는 것이 유용할 것이다. 사용자의 팔에 그 길이 축 둘레의 회전인 원치 않는 모멘텀(momentum)을 야기하는 것을 방지하기 위해, 단지 하나의 인공 힘줄(4)이 사용된다고 하더라도 본 발명은 팔 부착 수단(6)에서 인공 힘줄(4)의 미끄럼 가능한 부착을 제공한다.

[0022] 인공 힘줄(4)은 부착점(attachment point)에서 부착 수단에 부착되어 부착점이 사용자의 팔의 제1 및 제2 점 사이의 연속적인 경로에 걸쳐 미끄러질 수 있다. 이 미끄럼 가능성(slidability)은 좌우로 또는 이를 따라 부착점이 미끄러질 수 있는 사용자의 팔의 모든 둘레를 따라 사용자의 팔에 걸쳐 구비된다. 미끄럼 가능성은 바람직하기로 사용 중인 사용자의 팔의 팔꿈치 관절 근처에 구비된다. 미끄럼 가능성은 적어도 팔꿈치 관절의 내측에 구비된다. 예를 들어, 이는 도 3에서 볼 수 있듯 팔꿈치 관절의 좌우로, 바람직하기로 그 내측으로 연장되는 와이

어(wire; 7)가 될 수 있다. 예를 들어, 인공 힘줄(4)은 고리(loop; 8)에 의해 와이어(7)와 연결될 수 있다. 이러한 방식의 해법은 도 1 및 2에서도 역시 볼 수 있다.

- [0023] 미끄럼 가능성이 사용자의 팔 전체 둘레에 구비된다면 이는 사용 중인 팔에 구비되었을 때 사용자의 팔을 둘러싸는 레일(rail; 9)이 될 수 있다(도 4 참조). 인공 힘줄(4)과 레일(9) 사이의 연결은 예를 들어 연결이 레일(9)을 따라 이동(travel)할 수 있지만 이로부터 분리되지 않는 형상 맞춤(form fit) 방식의 연결이 될 수 있다.
- [0024] 도 7에는, 팔 부착 수단(6)의 한 실시예가 도시되어 있다. 팔 부착 수단(6)은 사용시 사용자의 상박(upper arm) 둘레에 부착되도록 구성된 상부(upper portion; 6a)와 사용자의 하박(lower arm)에 부착되도록 구성된 하부(lower portion; 6b)의 두 부분들을 구비한다.
- [0025] 조정 장치(adjustment device; 15)(도 3)가 팔 부착 수단(6)의 상부(6a)에 부착된다. 와이어(7)가 사용자에게 더 잘 맞도록 조정 장치(15)로 와이어(7)의 길이를 수동 또는 자동으로 조정할 수 있다.
- [0026] 두 부분(6a, 6b)들은 바람직하기로 서로 연결된다. 연결부(interconnection; 14)는 사용자를 위해 팔이 휘(flex) 가능성을 한정(delimit)하지 않도록 관절 또는 유연한 부분(soft portion)이 될 수 있다. 바람직하기로, 양쪽에 하나씩 두 연결부(14)들이 있다. 사용자의 팔을 따라 팔 부착 수단(6)이 상방으로 미끄러질 위험을 최소화하기 위해 연결부가 바람직하기로 사용자의 사용 중인 팔의 팔꿈치를 둘러싼다. 미끄럼 가능성 기능(7, 9)이 연결부(14)에 가까이 부착될 수 있다.
- [0027] 한 실시예에서, 연결부는 각 부분의 두 점들을 연결하여 그 상대적 거리를 일정하게 유지하는 두 끈(string), 와이어 등으로 구성될 수 있다.
- [0028] 도 6에서, 인공 힘줄(4)을 위한 견인점(5)이 사용자의 사용 중인 쇄골 위의 수준에 위치하고 있다. 이는 바람직하기로 동체 지지부(1)의 목 부분(10) 부근에 배치된다. 목 부분(10)은 바람직하기로 적어도 횡방향으로 뻣뻣한 데(stiff), 이는 동체 지지부(1)의 힘 배분에 유용하고 견인점(5)의 변위(displacement)의 위험 역시 한정한다(delimit). 동체 지지부(1)가 사용자 스스로 착용할 수 있게 된 종류의 것이라면, 뒷목(stiff neck) 부분은 착용 운동에 도움이 될 것이다.
- [0029] 견인점(5)의 대체적인 위치가 도 11에 도시되어 있는데, 여기서 이는 어깨 뒤, 어깨와 목 사이 중간의 어딘가에 위치 설정된다. 이 대체안은 인공 힘줄(4)의 방향전환 수단(11)과 조합되거나 조합되지 않을 수 있다.
- [0030] 도 5에서 볼 수 있듯, 인공 힘줄(4)의 방향전환 수단(11)은 동체 지지부(1)에 구비된다. 바람직하기로, 방향전환 수단(11)은 사용시 사용자의 어깨/팔의 주 구와 관절(major ball and socket joint)(관절와상완 관절; glenohumeral joint) 수직 위에 위치 설정된다. 방향전환 수단(11)은 동체 지지부(1)의 어깨부(12)에 배치될 수 있다.
- [0031] 도시된 실시예에 의하면, 어깨부는 두 분리되었지만 연결된(separate but connected) 어깨 부분(13a, 13b)들을 구비한다. 어깨부(12)에 셋 이상의 어깨 부분(13)들을 배치하는 것도 고려할 수 있다. 어깨 부분(13a, 13b)들은 부분적으로 중첩되거나 좌우로 유연하게(flexibly) 배치될 수 있다. 이 부분들을 분리되었지만 연결되도록 함으로써 동체 지지부는 특히 사용자의 팔을 높이 거상하는 동안 사용자의 팔의 운동을 방해하거나 반작용함이 없이 인체의 운동을 더 잘 따르도록 해준다. 방향 전환 수단(11)은 어깨 부분(13)들 중의 하나에 구비되는데, 도시된 경우에는 목 부분(10)으로부터 볼 수 있듯 내측 부분(13b)에 구비된다.
- [0032] 어깨 부분은 팔이 횡방향 운동을 할 때 인공 힘줄(4)이 그 축을 가로질러 미끄러지도록 부드러운 상층을 가질 수 있다. 도 1은 이를 인공 힘줄(4)의 다른 방향으로 도시한다. 사용자의 팔이 전방 위치에 있을 때 인공 힘줄은 전방 위치(4a)에 있다. 사용자의 팔이 중립 위치에 있을 때 인공 힘줄(4)은 중립 위치(4b)에 있고, 팔이 횡방향 위치(lateral position: sideway position)에 있을 때 인공 힘줄(4)은 횡방향 위치(4c)에 있다.
- [0033] 어깨 부분은 바람직하기로 도 8에 도시된 바와 같이 패드(pad; 30)가 덧대어져 어깨 주 구와 관절 상방의 거리가 증가된다. 이에 따라 인공 힘줄(4) 상에 필요함 힘이 저감될 것이다.
- [0034] 본 발명의 한 바람직한 실시예에 따르면, 원하는 소정의 또는 연산된 견인력을 인공 힘줄(4)에 전달(impart)하도록 구성된 제어 수단(21)을 포함하는 제어 시스템(20)이 구비된다.
- [0035] 제어 시스템(20)이 수평 평면에 대한 사용자의 동체와 사용자의 상박 중의 적어도 하나의 현재 방향을 검출하도록 구성된 하나 또는 몇 개의 자세 센서(posture sensor; 23)를 더 구비하는 것이 바람직하다. 이러한 센서(23)는 예를 들어 상기 동체 또는 팔꿈치 또는 그 근방 또는 도 9a-c에 묘사된 위치 등의 사용자의 상박을 따른

어떤 곳에 배치될 수 있다. 자세 센서(23)는 가속도계 및/또는 자이로(gyro)를 구비할 수 있고, 예를 들어 통상적인 IMU 유닛이 될 수 있다. 이는 다른 인체 부위들 사이의 상대 각도(relative angle)를 측정하는 각도 센서(angle sensor: goniometer) 역시 구비할 수 있다. 자세 센서(23)는 또한 상기 방식의 동체 및/또는 상박 방향 측정값을 유선 또는 무선 통신을 사용하는 등의 방법으로 제어 수단(21)에 제공하도록 구성된다.

[0036] 그러면, 제어 수단(21)은 바람직하기로 상기 원하는 견인력을 전달하도록 구성되어 이는 상기 하나 또는 몇 개의 자세 센서(23)에 의해 독출(read)된 동체 및/또는 팔 방향에 좌우된다(depend upon).

[0037] 전적으로 기계적인 스프링 수단을 사용하는 등 전적으로 수동적인 시스템(passive system)을 사용하여 원하는 힘을 인가하는 것이 가능하다. 그러나 더욱 바람직한 한 실시예에 따르면, 제어 시스템(20)이 제어 시스템(20)의 힘 제어 피드백 루프에 사용되는 실제 힘 센서(22) 역시 구비한다. 이러한 실제 힘 센서(22)는 제어 수단(21)의 일체적 부품으로 구성되거나 다른 적절한 방법으로 구성되도록 구현될 수 있다.

[0038] 이 피드백 루프의 경우, 실제 힘 센서(22)는 인공 힘줄(4) 내의 현재의 실제 견인력을 검출하도록 구성된다. 몇 개의 인공 힘줄(4)들이 존재하는 경우, 실제 힘 센서(22)가 몇 개의 이러한 인공 힘줄들에서 측정된 힘 값을 기반으로 팔에 작용하는 전체 실제 힘을 추정하도록 구성되는 것이 바람직하다. 이러한 추정이 어떻게 이뤄질 수 있는지의 한 간단한 예는 논의 중인 인공 힘줄들이 최대 실제 힘을 검출하는 것이다. 실제 힘 센서(22)는 또한 상기 검출된 실제 힘 값을 제어 수단(21)에 공급하도록 구성되는데, 이어서 제어 수단은 상기 적어도 하나의 인공 힘줄(4)을 따른 견인력을 상기 원하는 힘 값으로 제어하도록 구성된다.

[0039] 견인력은 전압, 전류, 전력, 공압 또는 유압 등의 특정한 조절 단위(regulation metric)를 사용하여 제어될 수 있는데, 이는 이어서 제어 장치로 설정(set)되고 전기 모터 또는 공압 시스템 등 적절한 작동 기구를 사용하여 (인공) 힘줄 또는 힘줄들(4)에 작용함으로써 인가되는 견인력에 영향을 미친다.

[0040] 전술한 바와 같이, 몇 개의 인공 힘줄(4)들이 병렬로 사용되어, 개별적 또는 한꺼번에(in unison) 제어될 수 있다. 그러나 이하의 설명은 단지 하나의 인공 힘줄(4)이 존재하는 것으로 가정한다. 이러한 단일한 인공 힘줄(4)에 대해 제어 시스템(20)에 관한 모든 설명은 이에 따라 몇 개의 힘줄의 경우에도 적용할 수 있음을 이해해야 할 것이다.

[0041] 원하는 힘은 인공 힘줄(4)을 롤(roll)에 감음(roll)으로써 힘줄(4)을 단축/연장시키는 롤러 수단(roller means) 등의 적절한 통상적 견인 수단(pulling means)를 사용하여 이뤄질 수 있다. 전기적, 공압적, 또는 유압적으로 동력을 받는 전동나사(screw drive)를 사용하여 구동될 수도 있는데; 공압적 인공 근육("McKibben muscle"); 전기 활성 폴리머 섬유(electroactive polymer fibre); 등이다. 바람직하기로, (뒤의 두 예처럼) 하는 것이 가능할 때 힘 전달 수단(force-imparting means)은 힘줄 자체의 일부를 형성한다.

[0042] 조절 단위의 크기는 일반적으로 측정된 실제 힘줄(4) 힘에 좌우되는(dependent upon) 것이 바람직하다. 더 구체적으로, 제어 수단(21)은 바람직하기로 검출된 현재 실제 힘에 기반한 피드백 제어 루프에 따라 상기 원하는 힘을 달성하도록 구성된다. 피드백 제어 루프는 하드웨어, 소프트웨어, 또는 이 둘의 조합 내의 제어 시스템에 의해 구현되는 알고리즘이 될 수 있다.

[0043] 이러한 피드백 제어 루프는 원하는 견인력이 사용자의 팔에 작용하는 중력의 힘을 중력에 의해 사용자의 팔로 느껴지는 정상적 저항이 여전히 존재하지만 감소되어 사용자가 의도하여 시작한 운동이 자연스러운 방식이지만 사용자의 힘을 덜 요구하며 수행되는 점에서 "자연스럽게(natural)" 인식되는 방식으로 보상하도록 설계되는 것이 바람직하다. 이를 달성하기 위해, 견인력의 제어는 이동하는 인공 힘줄(4)에 작용하는 점에서 동적으로 수행되는 것이 바람직하다. 달리 말해, 사용자의 팔이 들고 내려진 결과 힘줄(4)이 단축 또는 연장되는데, 예를 들어 힘줄(4)을 논의 중인 롤에 감거나 풀면서 전술한 롤을 회전시킴으로써 원하는 견인력이 단축 또는 연장된 인공 힘줄(4)에 인가된다.

[0044] 바람직하기로, 원하는 견인력은 팔을 거상시키기에 충분할 만큼 강하지 않고, 심지어 수직 위치 위로 올렸을 때 팔을 안정된 위치에 유지하기에 충분할 만큼 강하지 않다. 특히 제어 수단(21)은 팔의 어떤 운동을 개시하도록 구성되지 않는데, 달리 말해 피드백 루프는 바람직하기로 그 설계에 있어 사후 대응적(reactive)이다.

[0045] 바람직하기로, 원하는 견인력은 팔이 현재 들렸는지 낮춰졌는지에 좌우되지 않는다. 그러나 한 대체적으로 바람직한 실시예에 따르면, 달리 설계된 피드백 제어 루프가 하방 팔 운동에 비교하여 상방 팔 운동을 하도록 실제 구현될 수 있다. 이는 예를 들어 반복적인 조립 작업 등을 위한 부하 감소 장치(load-decreasing device)로 사용되거나 특정한 환자 그룹에 특정한 재활 계획(rehabilitation scheme)이 구현되어야 할 때 유용하다. 전술한 방

식의 팔 자세 센서 등으로, 현재의 운동 방향이 바람직하기로 동적으로 검출될 수 있다.

- [0046] 제어 시스템(20)이 상기 감지된 현재 실제 힘에 기반하여 힘 조절기 내의 내부 피드백 루프 내에서 상기 원하는 힘을 달성하도록 구성된 힘 조절기(force regulator)를 구비하는 것이 바람직하다. 이 경우, 상기 조절 단위의 값을 원하는 힘을 달성하도록 제어하는 것은 힘 조절기이다. 이러한 힘 조절기는 현재 실제 힘을 검출하는 내장(built-in) 힘 센서를 가지거나 견인점 또는 사용자의 팔의 힘줄(4) 상에 배치되는 등의 외부 힘 센서에 연결될 수 있다.
- [0047] 제어 시스템(20)의 이러한 설계는 사용자의 모든 팔과 어깨의 운동들을 보조를 제어 수단(21) 형태의 하나의 단일한 액츄에이터(actuator)로 가능하게 한다. 이는 수직 팔 거상 보조를 제공하지만 수평 팔 운동 자체에는 영향을 미치지 않는 현재 방식의 지지 장치에서 특히 그렇다(true). 실제 힘 센서(22)가 제어 수단에 또는 그 일부로 배치될 수 있으므로, 전체 제어 시스템(20)은 예를 들어 전술한 견인점(5) 위 또는 견인점(5)이나 다른 어떤 곳의 힘줄(4) 방향 전환 수단을 통해 사용자 등의 제어 패키지(control package) 내 등에 하나의 단일한 장치로 구성될 수 있다.
- [0048] 한 바람직한 실시예에 따르면, 제어 시스템(20)은 조정 수단(adjustment means; 24)을 구비하는데, 이에 의해 원하는 힘줄(4) 견인력의 상대적 강도(relative strength)가 사용자에게 의해 조정될 수 있다. 이러한 조정은 각 감지된 팔 및/또는 동체 자세에 대해, 바람직하기로 전체 관측된 이러한 자세 간격에 걸쳐 선형 방식의 원하는 힘의 변화로 결과될 수 있다. 이러한 조정 수단(24)을 사용하여, 사용자는 제어 시스템(20)에 의해 제공되는 보조의 전체적 수준을 제어 시스템(20)의 일반적 거동에 영향을 미치지 않고 간단한 방식으로 조정할 수 있다.
- [0049] 뿐만 아니라, 피드백 루프가 상기 자세 센서(들)(23)로 독출된 원하는 견인력이 사용자의 상박의 수평 종축에 가까울수록 강해지도록 구성되는 것이 바람직하다. 이는 수직 하방의 팔 위치로부터 수평 팔 위치로 운동하면 견인력이 더 커진다는 것을 의미한다. 수평 위에서 견인력은 다시 수평에서보다 작아질 수 있다. 예를 들어, 원하는 힘은 상박이 상기 수평 위치에 있을 때 최대가 되도록 변화될 수 있다.
- [0050] 상기 자세 센서에서 독출된 사용자의 상박의 방향이 수직 또는 거의 수직이므로 원하는 견인력은 바람직하기로 0 또는 거의 0이다.
- [0051] 대응하는 방식으로, 원하는 견인력은 대응 자세 센서(23)에서 독출된 사용자의 동체의 방향의 함수로 변화될 것이다. 후자의 경우, 원하는 힘이 이러한 독출된 자세의 함수로 변화되어 더 직립된 동체 자세들이 더 큰 보조적인 원하는 힘을 산출하는 것이 바람직하다. 이는 전술한 자세에 의존하는 변화와 조합되거나 조합되지 않을 수 있다.
- [0052] 도 10은 본 발명에 따른 피드백 기구의 예를 보이는데, 독출된 팔 자세 각도에 따라 원하는 힘줄 견인력을 유지할 목적으로 상박 자세 각도(upper arm posture angle; ϕ)를 독출하여 원하는 견인력(F_{des})을 인가하도록 구성된다. 힘 조절기는 실제 힘을 내부적으로 측정하여, 이에 따라 견인력을 조절한다. 보조의 일반적 수준은 예를 들어 전술한 방식의 조정 노브(adjustment knob)를 사용하여 상수(k)의 적절한 값을 선택함으로써 사용자에게 의해 제어될 수 있다. 이 예에서, 원하는 견인력은 측정된 현재 팔 자세 각도의 소정 비례의(scaled) 사인 함수이다. 특정한 요구들에 따라 다른 및/또는 더 복잡한 원하는 힘 함수가 적용될 수 있음을 알아야 할 것이다:
- [0053]
$$F_{des} = kF \sin\left(\frac{\pi}{2\phi_{max}}\phi\right)$$
- [0054] 여기서
- [0055] k는 보조의 일반적 수준을 제어하는 상기 상수;
- [0056] F_{def} 는 소정의 또는 조정 가능한 디폴트(default)로 원하는 견인력;
- [0057] ϕ_{max} 는 원하는 견인력이 거기서 피크(peak)가 되는 소정의 또는 조정 가능한(아래 참조) (수평으로 향한 팔 등의) 팔 자세 각도; 그리고
- [0058] ϕ 는 측정된 팔 자세 각도.
- [0059] 일반적으로, 내부 피드백 루프는 검출된 상박 방향의 완전한 간격에 걸쳐 거의 동일한 주된 대응 방식으로 작동되도록 설계되는 것이 바람직하다. 특히 검출된 상박 방향이 원하는 힘줄 견인력에 대해 보상하는 하나 또는 몇 개의 일정한 또는 (상박 자세 값에 걸쳐) 가변적인 인자 또는 변수에 의한 피드백 루프에만 영향을 미치는 것이

바람직한데, 예를 들어 전술한 내부 피드백 루프에서 원하는 견인력을 사용하기 전에 보상 인자가 디폴트 견인력(F_{def})에 적용되거나 F_{des} 를 연산하는 데 사용되는 각도에 의존하는 함수에 대한 인수(argument)가 된다. 이는 자세 센서(23) 기반 기능을 제어 시스템(20)의 나머지와 분리하여 내부 피드백 기능을 유지하면서 자세 센서(23)를 켜고 끌 수 있게 해준다. 또한 자세 센서(23)는 기존의 제어 시스템(20)에 사후 설치될(post-installed) 수 있다. 이는 전술한 동체 자세 기반 피드백 루프에서도 역시 대응 내용이 성립한다(true).

도 10에는 $-k$ 및 $\frac{\pi}{2\phi_{max}}$ 의 이러한 두 보상 인자들이 있다.

[0061] 일반적으로, 원하는 보상 힘은 검출된 팔 및/또는 동체 자세의 사인 함수 등의 적어도 구간별(section-wise) 연속 함수로 또는 이를 기반으로 연산될 수 있다. 노브 등 별도의 조정 수단(25)이 구비되어 별도의 조정 수단(25)에 의하는 등으로 최대 원하는 견인력이 적용될 상박 방향 값(ϕ_{max})을 조정하는 것이 바람직하다.

[0062] 한 바람직한 실시예에 따르면, 자세에 의존하는 원하는 힘 함수는 예를 들어 제어 시스템(20 내의 하드웨어 프로세서 상에서 실행되는 적절한 소프트웨어 함수로 수행되는 초기 설정 단계에서 경험적으로 결정된다. 이러한 설정 동안, 사용자가 팔을 바람직하기로 소정의 방향들의 세트(set)로 팔을 운동시키도록 액츄에이터 구동 또는 사용자를 보조하고, 전술한 바와 같이 하나 또는 몇 개의 대응 자세 센서들에 감지되는 등으로, 사용자의 팔 및/또는 동체의 자세가 변화된다. 이러한 감지시, 바람직하기로 사용자의 근육의 힘에 의해 보조되지 않는 팔의 중량이 센서에 전달된다. 이와 동시에, 현재 실제 힘줄(4) 힘이 독출될 수 있는데, 복수의 다른 알려진 사용자 자세들에 대한 측정된 실제 힘줄(4) 힘들을 구비하는 결과적인 데이터세트(dataset)가 제어 시스템(20)의 작동 중에 사용될 상기 자세에 의존하는 원하는 힘줄 힘 함수를 연산하는 데 사용된다.

[0063] 예를 들어, 사용자는 그의 팔 및/또는 동체를 소정의 운동 패턴으로 운동시키도록 지시 받을 수 있는데, 그러면 자세 시퀀스(posture sequence)가 각 검출된 자세에 대해 대응 실제 힘줄(4) 힘 측정치들과 함께 검출되어 제어 시스템(20)에 의해 디지털 메모리에 저장된다. 한 실시예에서, 제어 시스템(20)은 전술한 것에 대응하는 방식으로 인가된 견인력을 제어하도록 구성되어, 검출된 대응 자세(들)와 실제 힘줄 힘을 기록하면서 사용자가 일련의 소정 자세들을 유지할 수 있도록 사용자에게 필요한 도움을 거의 또는 정확히 제공한다.

[0064] 설정(configuration) 동안, 사용자는 최대 힘을 발휘하면서 일련의 자세들을 수행하도록 지시 받을 수 있다. 이는 다른 동체 및/또는 상박 자세의 범위에 걸쳐 사용자가 발휘할 수 있는 힘에 대한 기준(benchmark)을 자동으로 생성하는데, 이에 기반하여 상기 원하는 힘 함수가 제어 시스템(20) 소프트웨어로 자동으로 결정될 수 있다. 그 다음, 사용자는 상기 조정 노브 또는 전술한 노브들을 사용하여 현재의 피로(fatigue) 수준 또는 활동 방식에 따라 사용 동안의 실제 힘 보조를 제어 할 수 있다.

[0065] 이러한 설정의 결과, 또는 소정의 또는 수동 파라미터 설정에 기반하여 복수의 다른 사용자 자세들에 대해 어떤 근육 힘을 사용하거나 사용하지 않고 문제의 자세에서 사용자의 팔을 정지로 유지하는 데 필요한 힘의 측정된 상대적 비율로 전술한 피드백 제어 루프 내의 원하는 힘줄 힘이 결정되는 것이 바람직하다. 그러면 이 비율은 이 명세서에 기재된 조정 노브 또는 노브들을 사용하여 조정될 수 있다.

[0066] 전술한 방식의 설정 단계 동안, 예를 들어 사용자가 팔을 이러한 수평 자세로 위치 설정하도록 지시 받고 이어서 제어 시스템(20)이 이 자세에 있을 때의 실제 자세 센서 데이터를 검출하도록 하며 이 데이터를 전술한 피드백 알고리즘에서 수평 자세 기준(reference)로 사용함으로써 수평 상박 자세가 자동으로 결정되는 것이 바람직하다.

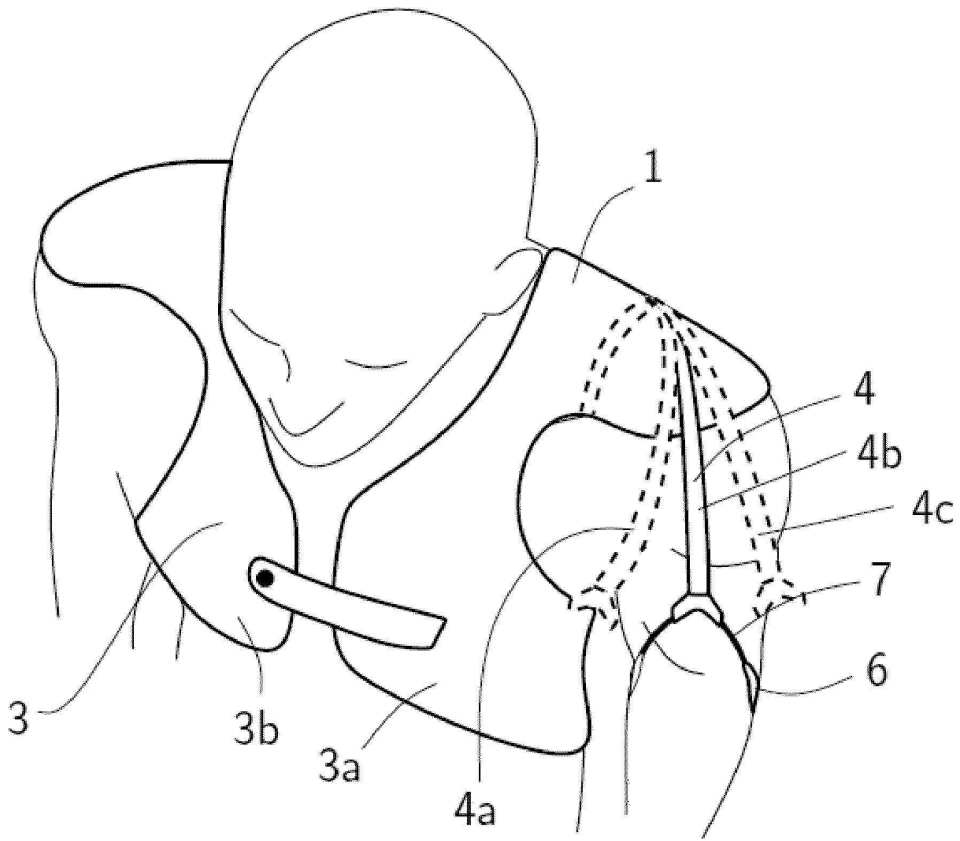
[0067] 추가적인 바람직한 실시예에 따르면, 제어 시스템(20)은 예를 들어 이러한 구성 단계 동안 사용자가 쇼핑이나 특정한 반복적 조립 과업의 수행 등으로 더 많은 힘을 발휘해야 할 때 등의 특정한 소정의 자세 간격들에서 더 강한 보조를 제공하도록 설정될 수 있다. 그러면 이러한 간격들과 이러한 여분의 힘 추가(extra boost)는 바람직하기로 상기 제어 장치 내의 소프트웨어 함수로서, 상기 자세에 의존하는 원하는 힘줄 힘 함수로 구현된다.

[0068] 더욱 바람직하기로, 제어 시스템(20)은 팔꿈치 각도 센서(26)를 더 구비하는데, 이는 사용자의 팔꿈치의 현재 휨 각도(current flexing angle)를 검출하도록 구성되고, 제어 수단(21)에 연결되어 자세 센서(23)의 연결에 유사한 방식으로 팔꿈치 각도 측정값을 전달한다. 바람직하기로, 자세 센서(23)와 팔꿈치 센서(26) 양자가 사용되는 경우, 제어 수단(21)과 통신하는 하나의 단일한 통신 인터페이스(communication interface)를 사용하여 이들이 하나의 단일한 통합(integrated) 유닛으로 구성될 수 있다. 이 경우, 이러한 통합 유닛은 팔 부착 수단(6) 상 등의 가능하기로 연결부(14)의 일부로서 팔꿈치에 배치되는 것이 바람직하다.

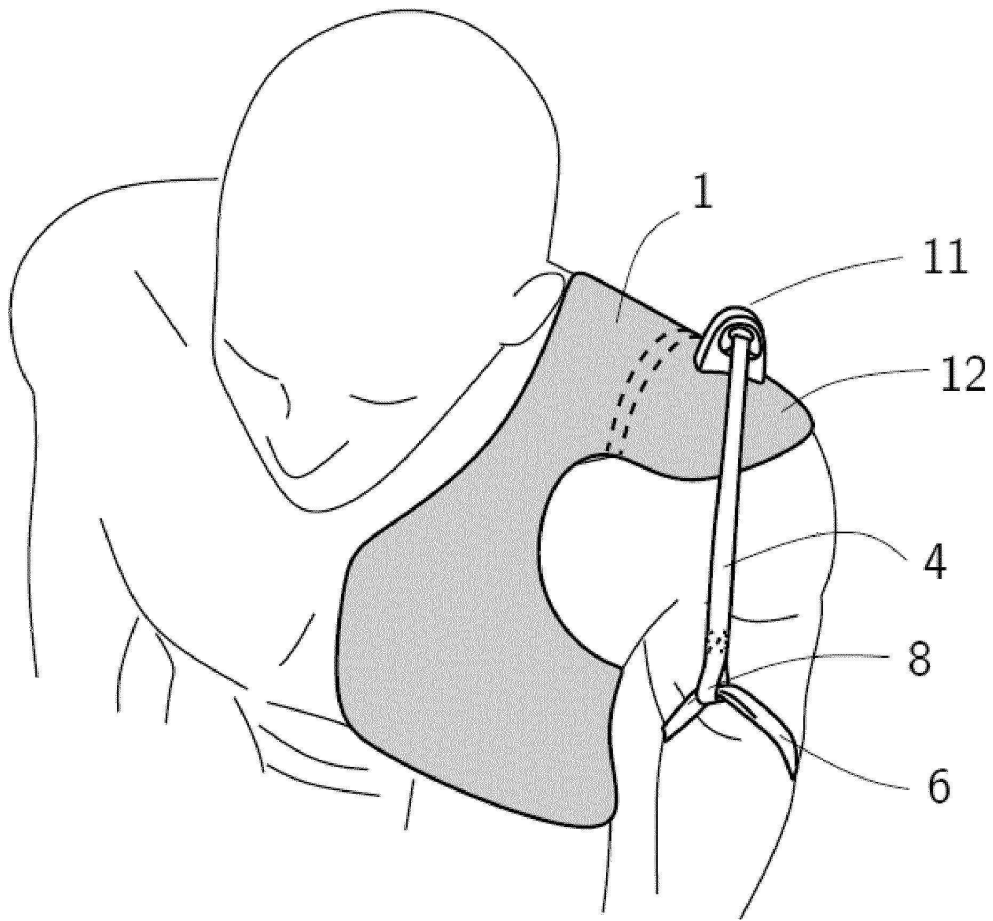
- [0069] 팔꿈치 각도 센서(26)가 사용되는 경우, 제어 시스템(20)의 피드백 제어 루프는 팔꿈치 각도 센서가 현재 굽히지 않은 팔꿈치를 검출하면 0 또는 거의 0의 견인력이 인공 힘줄(4)에 인가되도록 구성된다. 이 기능 외에도, 팔꿈치 각도 센서(26)가 검출한 값은 바람직하기로 인가되는 견인력에 영향이 없다. 이는 팔이 완전히 펴졌을 때 팔 부착 수단(6)이 사용자의 어깨를 향해 직접 내측으로 견인되는 것을 방지함으로써 팔 부착 수단(6)을 제자리에서 끌어낸다. 그러므로 이 실시예는 견인점(5)과 가능한 힘줄 방향전환 수단(11)이 견인력이 비교적 구와 관절(ball-and-socket) 어깨 관절에 가까운 선을 따라 위치하여, 바람직하기로 힘줄(4)이 사용자의 상박에 거의 평행하게 연장되는 경우에 가장 바람직하다. 바람직하기로 약 5°, 심지어 그 미만의 팔꿈치 휨 각도가 적용되는 정상적 피드백 제어 루프에서 결과될 것이다.
- [0070] 전술한 바와 같은 팔 및/또는 동체의 자세 측정에 추가하여, 유사한 자세 센서들이, 이러한 측정치들에 기반하여 전술한 원하는 힘을 변경시킬 목적으로 사용자 팔의 다른 기하학적 자세 특성들의 측정에도 사용될 수 있다. 그 예들은 수평 평면에서 사용자의 동체에 대한 상박의 위치와; 팔의 회전/비틀림 각도와; 및/또는 팔꿈치의 휨(flexing)을 포함한다. 예를 들어, 관상면(frontal plane)에 비교하여 팔이 정중면(median plane)에 위치하여 이동할 때 더 큰 원하는 힘(및 이에 따라 사용자에게 대한 더 강력한 지지)이 사용될 수 있고; 더 휨 팔은 더 작은 원하는 견인력을 요구할 것이다.
- [0071] 유사하게, 원하는 견인력은 검출된 팔 자세 각도의 1차 또는 고차 도함수, 및/또는 어떤 다른 독출된 자세에 반응하여 동적으로 결정될 수 있다. 특히, 더 빨리 진행되는 자세 변화, 특히 팔 운동들은 더 큰 원하는 견인력으로 결과되어 사람의 팔에서 정상적으로 발생하는 점성 마찰 효과 덕분에 더 자연스럽게 느껴지는 보조를 제공하게 된다.
- [0072] 뿐만 아니라 지지 장치, 특히 제어 시스템(20)은 바람직하기로 상기 자세 센서(들)(23)(특히 동체 자세 센서가 사용되지 않는 경우 바람직하기로 상박 자세 센서만)와 가능한 경우 상기 팔꿈치 센서(26)를 사용하는 이외는 어떤 다른 자세 또는 가속을 독출하지 않도록 구성된다. 이는 사용자 개시(user-initiated) 팔 운동 보조를 사용자에게 제공하는 매우 간단하지만 다목적이고 유용한 시스템을 제공한다.
- [0073] 유사한 이유로, 상기 적어도 하나의 인공 힘줄(4)이 견인점(5)과 팔 부착 수단(6) 사이의 제어 시스템(20)의 유일한 힘 전달 부품인 것이 바람직하다.
- [0074] 한 바람직한 실시예에 따르면, 상기 센서(23, 26)들의 어느 것도 사용자의 피부에 직접 접촉하도록 배치되지 않는다. 센서를 피부와 직접 접촉하도록 배치하면 사용자가 불편하게 느낄 수 있어서 본 발명 지지 장치의 사용에 이러한 구조는 필요 없다. 그 대신 센서들은 지지 장치의 주요 부분(6, 12) 등에 배치될 수 있다. 특히 센서(23, 26)들은 사용자로부터 신경계 신호 등을 독출하도록 구성되지 않고 공간에서의 그 방향에 기반한, 그리고 가능하기로 지지 장치의 다른 부분들에 대한 그 방향에 기반한 순전히 기계적인 자세와 각도 데이터를 독출하도록 구성된다.
- [0075] 특히, 상기 센서(23, 26)들의 각각은 착용시 사용자의 피부에 직접 접촉하게 되지 않는 방식으로 팔 거상지지 장치 자체의 주 구조에 고정 부착된다. 예를 들어, 센서들은 섬유 직물 층의 꼭대기에 체결될 수 있다.
- [0076] 전술한 센서들 외에, 일부 실시예들에는 추가적인 센서들이 피드백 루프를 제어하지만 특히 특정 측정된 상황들에 기반하여 특정한 일시적 기능을 달성하도록 사용될 수 있다. 예를 들어, 근전도(electromyographic; EMG) 센서가 사용자의 근육의 노력이 해당 근육 조직에서 검출된 경우 등에 여분의 힘 증가(extra boost)를 일시적으로 제공하는 데 사용될 수 있다. 이는 더욱 복잡한 제품으로 결과되므로, 간결함을 추구하는 일부 실시예들에는 선호되지 않는다.
- [0077] 전술한 제어 시스템(20)은 사용자의 팔 중의 단지 하나 또는 양팔의 팔 운동을 보조하도록 구현될 수 있음을 이해해야 할 것이다. 후자의 경우, 피드백 기능은 사용자의 요구에 따라 동일하거나 다를 수 있다. 한 바람직한 실시예에서, 전술한 설정(configuration)은 사용자의 두 팔의 각각에 대해 독립적으로 수행되는데, 그러면 각각의 결과적인 피드백 루프가 각 팔의 운동과 자세들에 대해 독립적으로 적용된다.

도면

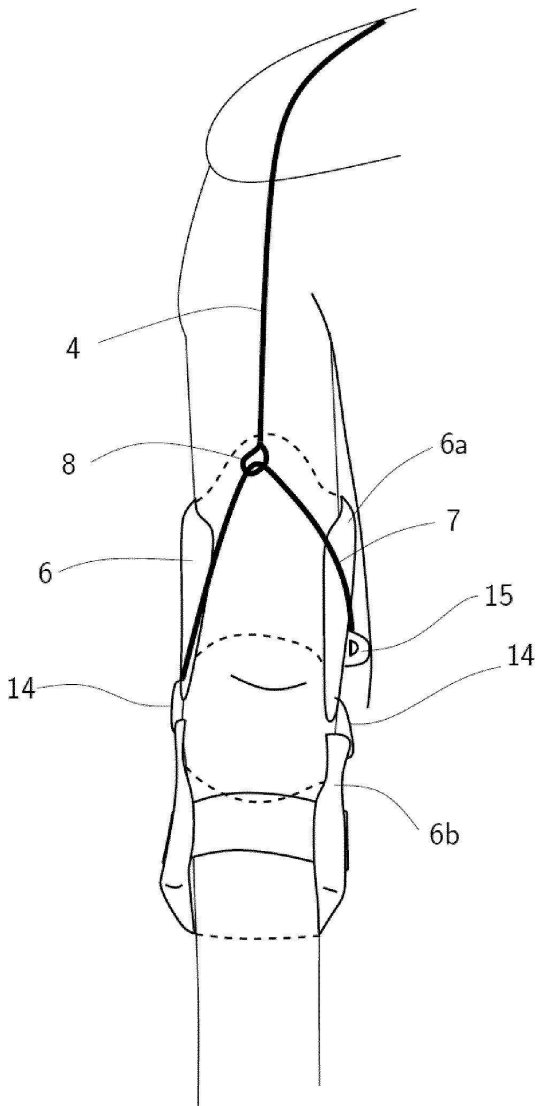
도면1



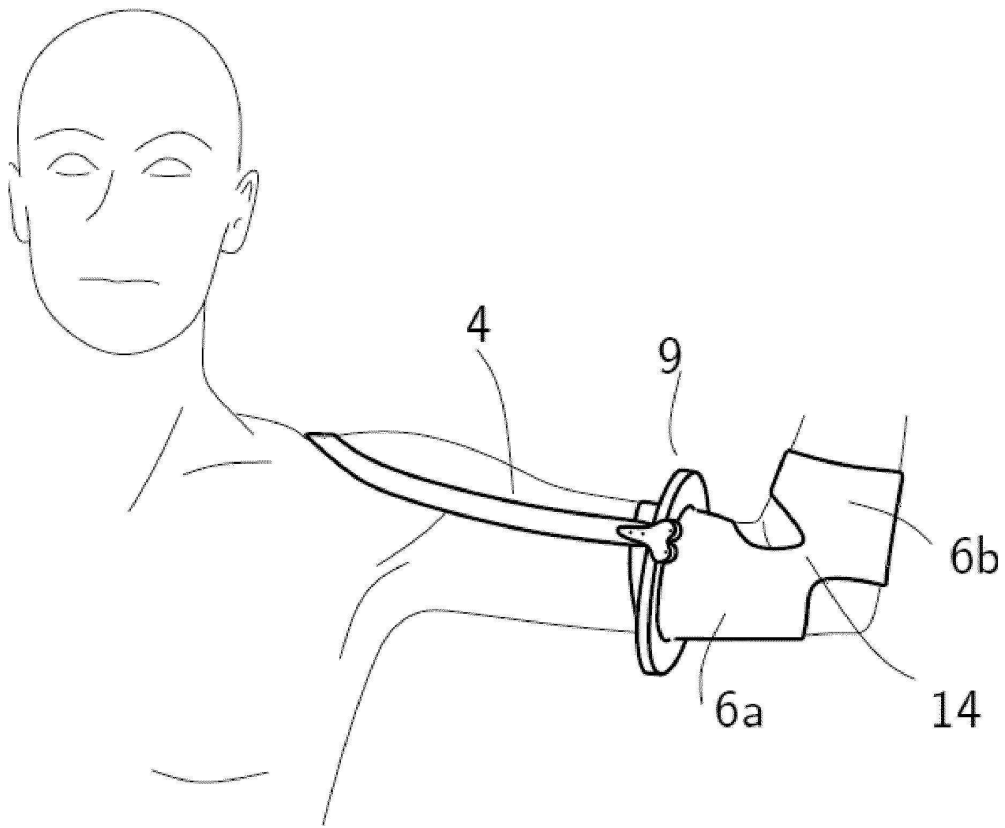
도면2



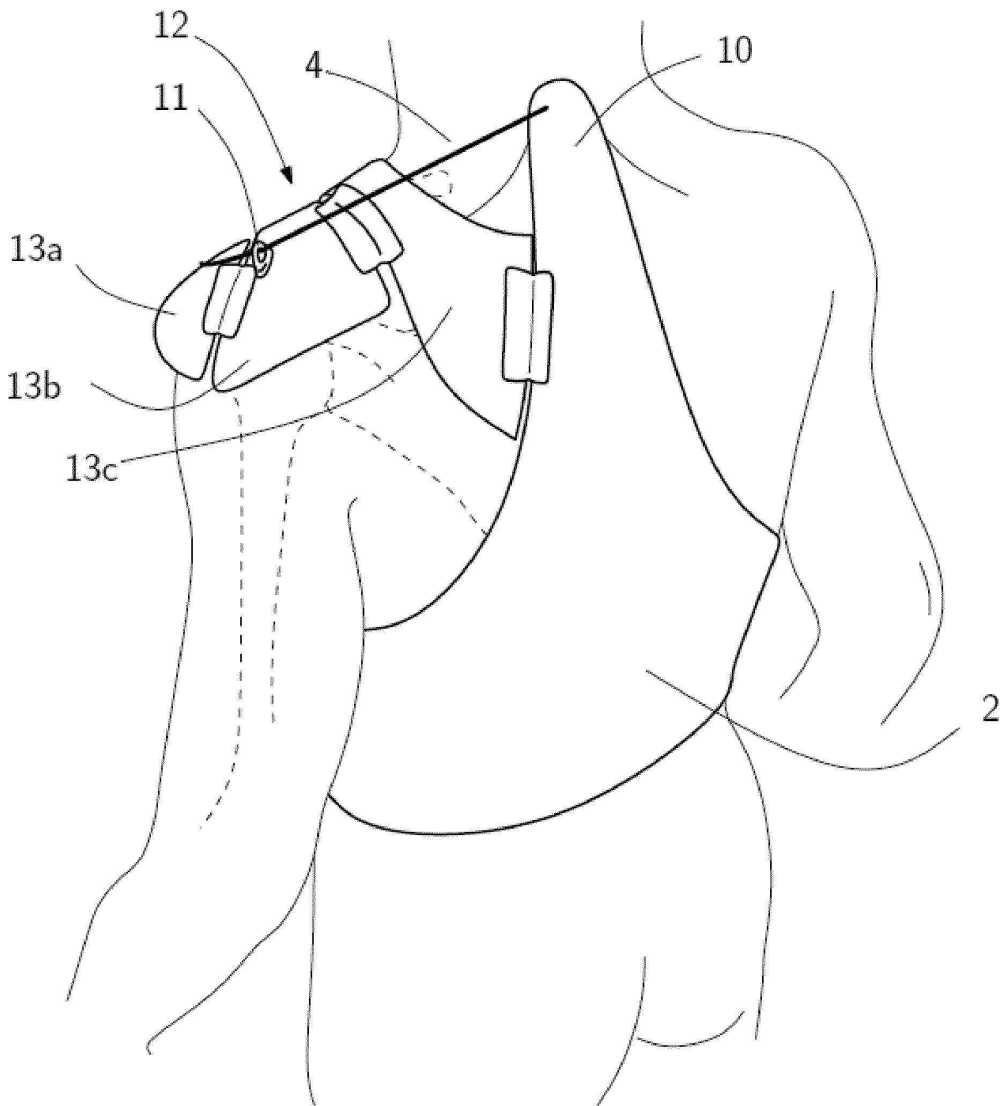
도면3



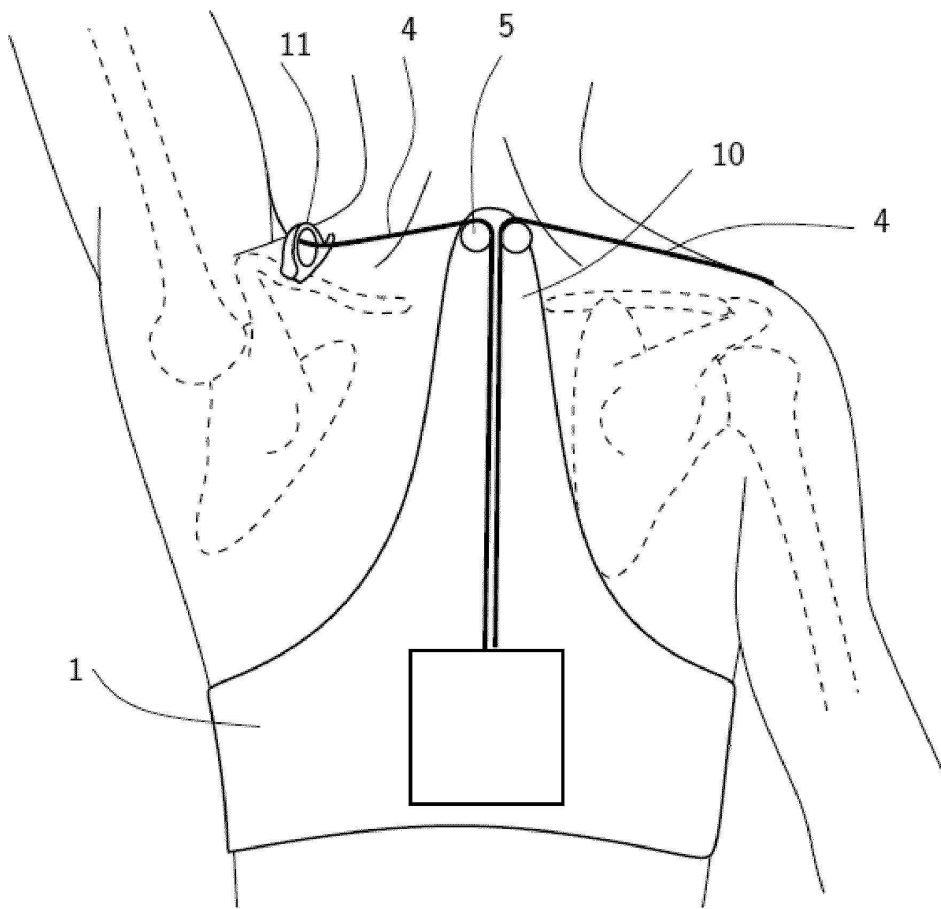
도면4



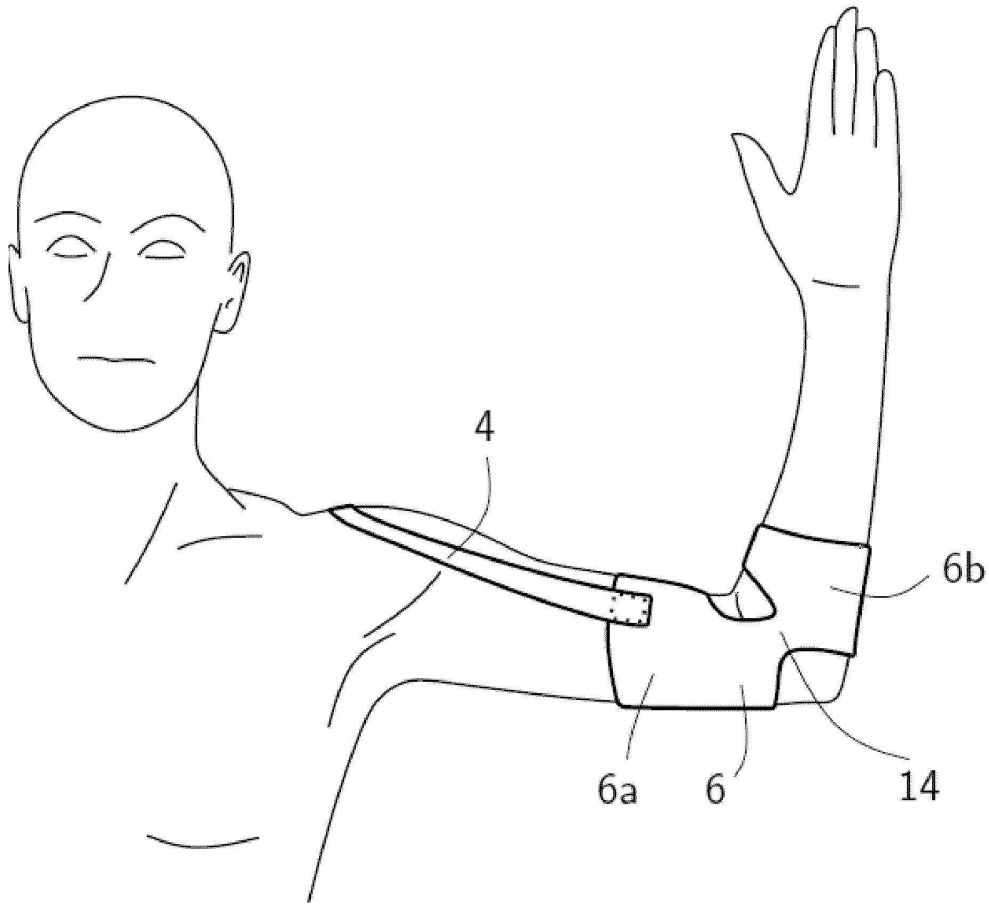
도면5



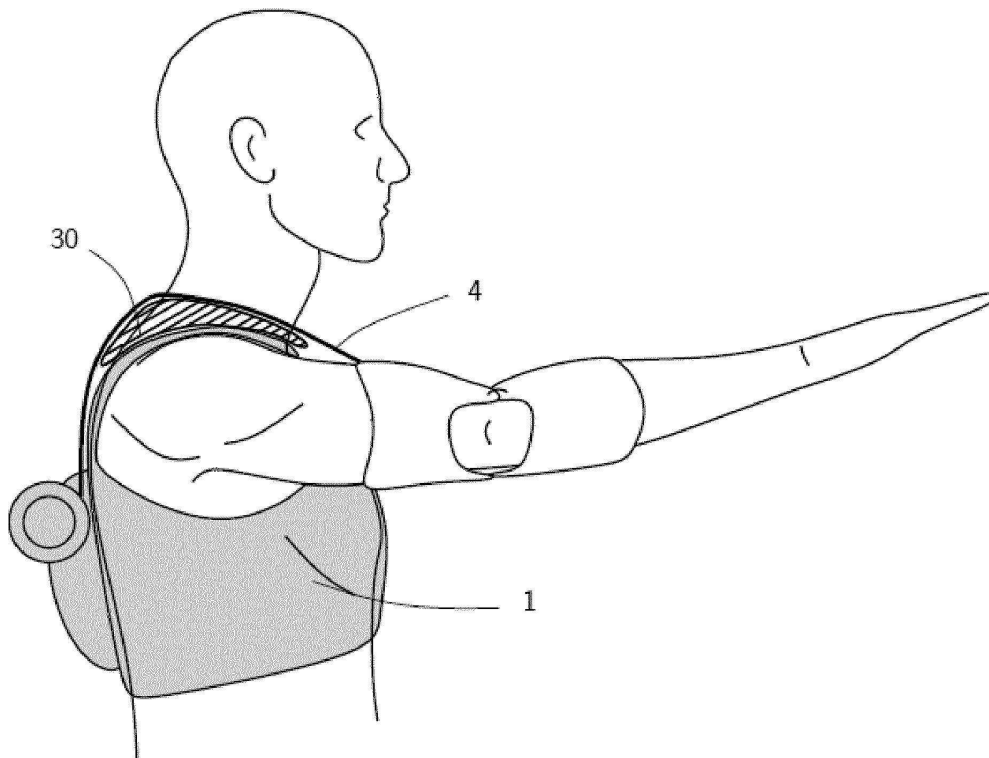
도면6



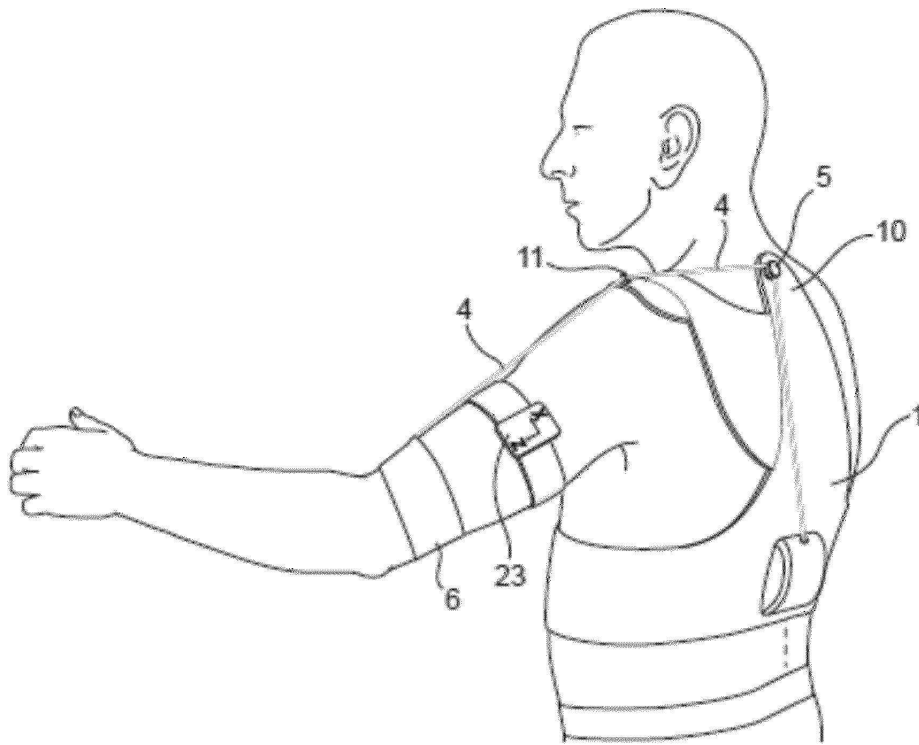
도면7



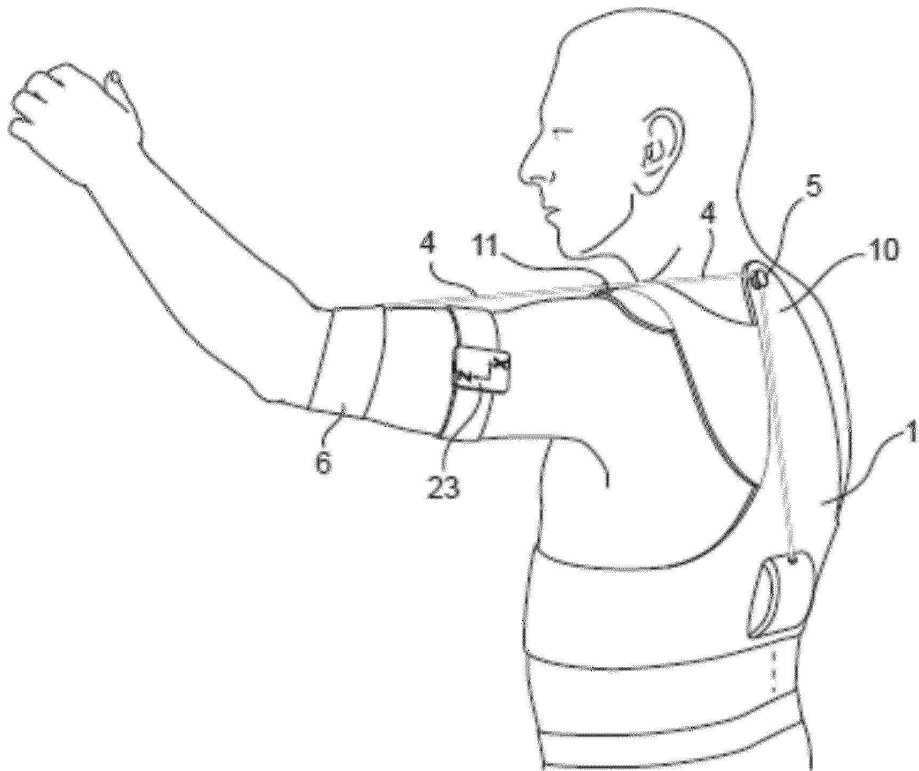
도면8



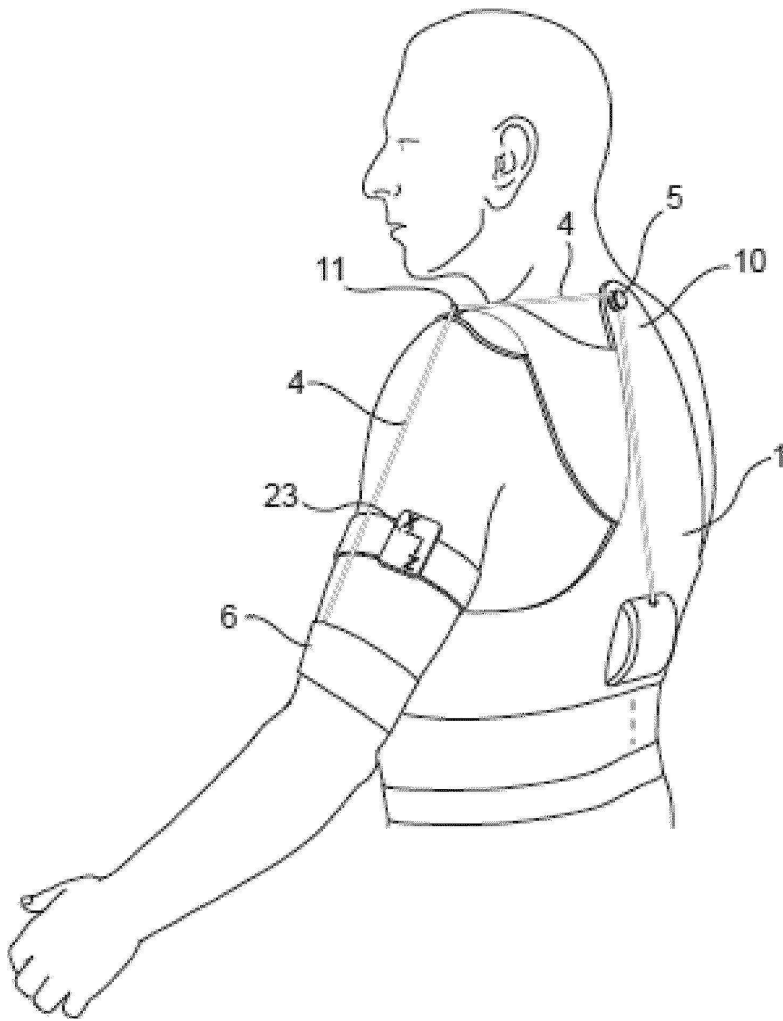
도면9a



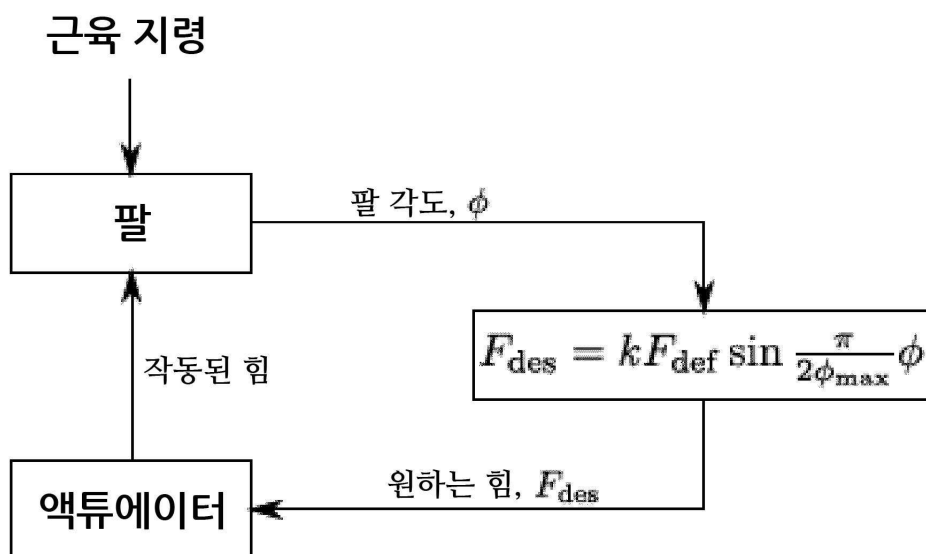
도면9b



도면9c



도면10



도면11

