



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公告本

(11) 證書號數：TW I519291 B

(45) 公告日：中華民國 105 (2016) 年 02 月 01 日

(21) 申請案號：100110510

(22) 申請日：中華民國 100 (2011) 年 03 月 28 日

(51) Int. Cl. : A61F2/64 (2006.01) A61F2/66 (2006.01)

(71) 申請人：鋁玄科技有限公司 (中華民國) IMOBILITY INC. (TW)

雲林縣虎尾鎮中溪里中溪 18 之 5 號

(72) 發明人：毛彥傑 MAO, YEN CHIEH (TW)；王士銘 WANG, SHIMING (TW)；謝宗倫 HSIEH, ZONG LUN (TW)

(56) 參考文獻：

CN 201564637U

US 4433679

US 2008/0249438A1

審查人員：劉力夫

申請專利範圍項數：4 項 圖式數：11 共 29 頁

(54) 名稱

下肢輔助裝置

THE LOWER EXTREMITY ASSISTANT APPARATUS

(57) 摘要

本創作提出一種下肢輔助裝置，可穿戴於使用者之下肢部位，輔助使用者之髖、膝、或踝之其中至少一關節進行屈曲或伸展運動時，可依據使用者該關節之不同角度提供不同之輔助扭力。

This invention proposes The lower extremity assistant apparatus to be worn by a user, providing the flexion/extension torque for the hip, knee, and/or ankle joints. The assistive torque varies as the joint flexion angle changes.

指定代表圖：

符號簡單說明：

- 21 . . . 機械骨盆部
- 22 . . . 機械髖關節部
- 23 . . . 機械大腿部
- 24 . . . 機械膝關節部
- 25 . . . 機械小腿部
- 26 . . . 機械踝關節部
- 27 . . . 機械足板部

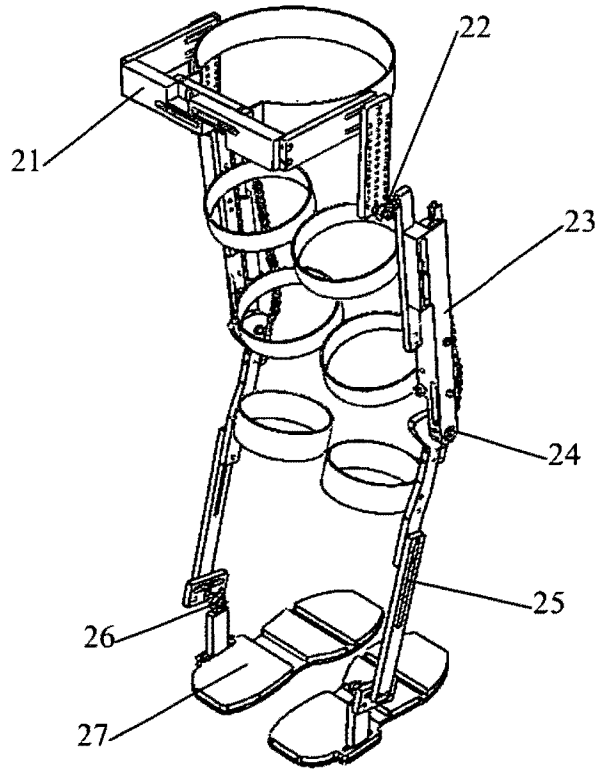


圖 2

發明專利說明書

公告本

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號：100110510

※ 申請日：100.3.28

※IPC 分類：

A61F 2/64

A61F 2/66

一、發明名稱：(中文/英文)

下肢輔助裝置/The lower extremity assistant apparatus

二、中文發明摘要：

本創作提出一種下肢輔助裝置，可穿戴於使用者之下肢部位，輔助使用者之髖、膝、或踝之其中至少一關節進行屈曲或伸展運動時，可依據使用者該關節之不同角度提供不同之輔助扭力。

三、英文發明摘要：

This invention proposes The lower extremity assistant apparatus to be worn by a user, providing the flexion/extension torque for the hip, knee, and/or ankle joints. The assistive torque varies as the joint flexion angle changes.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(2)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

- 21 機械骨盆部
- 22 機械髖關節部
- 23 機械大腿部
- 24 機械膝關節部

- 25 機械小腿部
- 26 機械踝關節部
- 27 機械足板部

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本創作乃關於一種下肢輔助裝置，更精確的說，是一種穿戴於使用者下半身部位，可協助使用者下肢運動之外骨骼機械裝置。

【先前技術】

在多種下肢運動功能障礙疾病中，以退化性膝關節炎為例，其臨床症狀包括關節疼痛、僵硬、有限關節活動度、運動功能障礙，例如登梯、爬坡、步行、坐站等困難，影響生活品質；患者會發生步速慢、步距短、兩腳步態不對稱、站立期對側擺盪期短、雙腳支撐期變長等問題。治療方式主要有復健、輔矯具、藥物及手術等四大類，其中輔具治療是一種保守而有效之療法，施療點可為膝部和腳部，一種輔具治療方式為利用外翻膝支架(valgus knee brace)外加力矩矯正膝關節面之受力狀態，可改善不正常受力及軟骨退化所造成關節腫痛。

功能性護膝之穿戴可有效改善關節對位狀態，改善步態站立初期異常關節受力，並使股四頭肌肌力提升、靜態平衡時重心左右偏移減少，但上述部分功能性動作之成效，在具挑戰性的環境中才會有較明顯的效果，例如由坐至站、蹲姿取物等情形，然而一般護膝並未針對大角度屈曲後之伸展動作，進行伸展力矩輔助功能。

Barr 等人(A. E. Barr, K. L. Siegel, J. V. Danoff, C.L. McGawey Ill, A. Tomasko, I. Sable, S.J. Stanhope, “Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of SACH and Carbon Copy 11 prosthetic feet during the stance phase of gait in a person with below-knee amputation,” *Physical Therapy*, vol. 72, no. 5, 1992, pp. 344-354)提及一類可儲存能量之義足設計，可於使用者步行之足跟觸地期至站立晚期將能量儲存於一變形元件中，並於足尖離地前釋放能量輔助腿部擺盪，可增進患者之平路行走、跑步或跳躍之能力，然而此類設計主要由足板中之被動撓性元件儲存能量，並未牽涉膝關節之能量吸收與釋放之設計。

Farber 等人(B. S. Farber, J. S. Jacobson, “An above-knee prosthesis with a system of energy recovery: a technical note,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 32, no. 4, 1995, pp. 337-348)提出一種膝上截義肢設計，內有能量恢復系統，可將站立初期之能量吸收，並防止衝擊進入承筒部位，然而其並未牽涉膝關節之能量吸收與釋放之設計。

美國專利 20020013544 號提出一種四連桿膝關節支架，其實際運動軌跡接近人體膝關節，然亦並未提供任何輔助膝關節伸展與屈曲之動力。

美國公開專利第 20040064195 號提出一種可變機械阻抗人工腿，其勁度可改變，彈簧係數可在無負載時改變藉以降低步行時之功率需求，再者，本創作可供應動力，動力可自人工肌肉提供，亦可自電力系統提供，然而其設計中動力單元輸出力時之有效力臂具肘節效應，無法依據膝關節屈角自動調整適當力臂。

美國公開專利第 20060136072 號提出一種磁流變致動義肢膝關節，包含一伸展輔助元件、兩段式角度限制機構，但並未提供膝關節之助展力矩，亦未涉及不同膝關節屈角時之有效力臂調變功能。

美國公開專利第 20060249315 號提出一種結合致動器、彈簧與可變阻尼元件之義肢關節，含有一電磁馬達可提供能量輸出，一彈簧與可控制之可變阻尼元件可儲存能量及調變勁度，然其需要複雜之電子電力控制手段方能運作。

美國公開專利第 20070027555 號提出一種電腦控制義肢膝關節，具有單一自由度，透過液壓阻尼缸、微處理器及感測器，可基於感測器之訊號，選擇液壓缸內一流路提供適當之膝關節阻抗，而液壓缸內各流路之阻抗為預先設計固定者，使用者在步行時可提供較自然之步態，並且可節省能量耗用率，然其主要為提供運作時之阻抗而非輸出動力。

美國公開專利第 20070043449 號提出一種具有彈簧、可變阻尼及串列彈性致動器之人工踝足系統，含有一葉片彈簧足部元件，構成足跟及腳趾末端，一撓性踝關節，連接並使足部可沿踝關節旋轉，一電磁馬達可將當足部並未與地面保持貼合時之能量儲入一彈弓狀彈簧系統中，以期在人體行進時提供推力，一帶狀件防止足部旋轉角度過大，一可控制之阻尼器，可鎖定踝關節角度或吸收機械能，控制器可偵測使用者所處之路況，包括平路、斜坡或階梯，然其需要複雜之電力系統及控制手段方能運作，使其使用場合受限。

美國公開專利第 20070123997 號提出一種步行及跑步用之外骨骼系統，包含一剛性骨盆元件，可穿戴於使用者之腰部，一外骨骼腿部結構，與人體腿部同方向延伸，包含髌、膝、踝關節及可調長度桿件，髌部有一被動彈簧元件或主動致動器，可於步行時輔助推動外骨骼及人體，一可控制阻尼器位於膝關節，一彈簧元件位於踝關節及足部，可儲存及釋放能量，然其需要複雜之電力系統及控制手段方能運作，使其使用場合受限。

美國公開專利第 20070162152 號提出一種利用促抗致動器之人工關節設計，類似生物肢體關節利用對稱肌群交互作用，在固定運

作長度下，可達成耗用極低能源及幾近零出力之效果，可獨立產生屈曲及伸展類肌腱、串列彈性、可變關節位置、可變勁度之效果，然其需要複雜之電力系統及控制手段方能運作，使其使用場合受限。

美國公開專利第 20080114272 號提出一種義肢膝關節之控制系統，可依據使用者及其速度自動調節其控制策略，改變膝關節在站立期及擺盪期之阻抗，而訓練過程中並不需輸入患者之資料，控制器可抵抗某種程度之干擾，然其需要複雜之電力系統及控制手段方能運作，使其使用場合受限。

美國公開專利第 20080255670 號提出一種義肢矯具之關節設計，具有至少兩關節區段相互樞接，一樞狀活塞連接於可傳遞力矩之處，活塞位於一流體腔內，活塞前後兩腔相互導通，在關節角度不同時可有不同導通程度，因此本創作基本上為一種與角位移相關之可變阻尼設計，然而本創作並未涉及提供助展力矩之設計。

美國公開專利第 20080300692 號提出一種義肢踝足組合，具有一踝關節可容許足板於其上進行阻尼旋轉，利用一連續液壓阻尼器，可於使用者步行中改變阻尼係數，且在蹠屈與背屈過程中之阻尼設定互不相關，一控制電路利用感測器之結果改變阻尼特性，具單活塞或雙活塞阻尼器實施例，且可設定不同足跟高度，然其其阻尼部位並未涉及助展力矩輸出之功能，且需要複雜之電力系統及控制手段方能運作，使其使用場合受限。

美國公開專利 20090014042 號提出一種步行輔助裝置，可透過負載轉移部將腿部連桿組之力傳遞至使用者之軀幹，其中，負載轉移部連接第一上連桿，第二下連桿連接腳部，第三中間關節連接第一關節與第二關節並將兩者隔開一段可改變之距離，一驅動單元驅動此第三關節，藉此，腿部第一關節之轉動慣量降低，減少使用者行走時之負擔，驅動單元位於第三關節之上端，故整腿之重心位於第三關節上方；驅動單元具有一電磁馬達及減速機，然

其運作時需要用到複雜之電力與控制系統，使用場合受限。

美國公開專利 20090306554 號提出一種步行輔助裝置，包含一髖部帶可供使用者纏繞於髖部或腰部、一動力產生單元、扭力傳遞單元可將動力傳遞至使用者大腿部、扭力傳遞單元之快速拆裝部，可令使用者之穿脫迅速簡便，然其運作時需要用到複雜之電力與控制系統，使用場合受限。

美國公開專利 20100010639 號提出一種步行輔助控制系統，包含一座位部、左右足墊、左右腳部連接座位部及足墊部、致動器可驅動腳部連桿、作用力偵測手段可偵測座位施予使用者之力，控制器可控制各致動器使得測得之力始終維持於一預先決定之下界，然其需要用到複雜之電力與控制系統，使用場合受限。

美國公開專利第 20100138000 號提出一種義肢膝關節仿生步態改良控制方法，提供一具有阻尼器之單旋轉軸膝關節，一維處理器及感測器，控制器可根據測得之訊號選擇液壓缸內之流體通道，藉以提供針對當時膝關節屈角之適當阻尼係數，再者，此膝關節在站立期至擺盪期轉換過程中不需減少其負載，藉此，本膝關節可安全的提供自然而省能的步態，以因應各種障礙路況、步速，且結構簡單價格低廉重量更輕，然其需要複雜之電力系統及控制手段方能運作，使其使用場合受限。

美國公開專利 20100113986 號提出一種步行輔助系統，具有一使用者支撐單元、一對鞋具容納使用者之腳、一對腳連桿第一桿連接支撐單元而第二桿部連接鞋具、一對致動器連接第一桿與第二桿、一控制器控制致動器及電池系統，對第一二桿產生相對運動，然其需要用到複雜之電力與控制系統，使用場合受限。

美國公開專利第 20100241242 號提出一種利用促抗致動器之人工關節設計，類似生物肢體關節利用對稱肌群交互作用，在固定運作長度下，可達成耗用極低能源及幾近零出力之效果，可獨立產生屈曲及伸展類肌腱、串列彈性、可變關節位置、可變勁度之效

果，然其需要複雜之電力系統及控制手段方能運作，使其使用場合受限。

美國公開專利 20100298746 號提出一種步行輔助系統，包含一骨盆框、一腹腰帶、兩動力產生器位於骨盆框側邊、動力傳輸桿可將動力相對於骨盆框傳遞至使用者腿部，然其需要用到複雜之電力與控制系統，使用場合受限。

美國專利 5230697 號提出一種膝關節支架，適用於矯正膝關節內翻病患，只能被動的供膝關節做屈曲與伸展之動作，無法提供運動主動輔助力。

美國專利第 5458656 號提出一種塔形垂直吸震儲能義腿，分為上下兩部由彈性件相連接，垂直方向負載可轉換為彈性元件儲能，在外力移除後可釋放部分所儲存之能量，可調部可調整彈簧形變量及腿長，然而其並未針對膝關節之屈展進行輔助功能。

美國專利 5766140 號提出一種關節支架之角度補償裝置，在兩銷接部裝上齒輪，改變兩齒輪之半徑，可達成在不同屈角下之上下件相對位移；改變不同之齒形起始點，可控制患者進行屈展之起始角度及最終角度；其上可裝設指示器，供穿戴者觀察方便用，但亦並未提供任何輔助伸展與屈曲之動力。

美國專利第 5961556 號提出一種具彈性能量儲存單元之懸吊組件，具有緩衝避震器，軸向運動時可提供能量儲存功能，並且具有防止軸向旋轉之設計，然而其並未針對膝關節之屈展進行輔助功能。

美國專利第 6007582 號提出一種具能量儲存釋放手段之義足，具有一可移動之足跟部、一能量儲存裝置由可動足跟驅動，一控制單元連接儲能與釋能單元，可令所儲存之能量在腳尖離地期釋放能量，然而其主要牽涉足部運動過程中之連桿卡摯與儲釋能設計，而並未教導於膝關節部位之儲釋能設計。

美國專利第 6610101 號提出一種速度及病患適應義肢膝關節，可依據使用者及其速度自動調節其控制策略，改變膝關節在站立期及擺盪期之阻抗，而訓練過程中並不需輸入患者之資料，控制器可抵抗某種程度之干擾，然其僅提供阻尼力但不提供助展力矩，且需要複雜之電力系統及控制手段方能運作。

美國專利第 6764520 號提出一種電子控制義肢膝關節，為一種磁流變液型式之變力矩義肢膝關節，利用多個具有內孔之薄片狀轉盤內含磁流變液體產生剪力，在剪力模式下，流體內幾無壓力改變，且在低轉速下可實現極低至極高扭力，可省略減速系統之配置，其中一實施例更可將其中部分轉盤相互貼合產生摩擦阻力，構成一種黏滯與摩擦阻力共存之控制系統，然其僅提供阻尼力但不提供助展力矩，且需要複雜之電力系統及控制手段方能運作。

美國專利第 7198071 號提出一種義肢膝關節中裝載流體之系統與方法，利用真空充填技術將磁流變液充填至細小孔洞內，可有效且快速裝填，並可均勻填充於膝關節內，使得操作過程平順，然而本文並未牽涉膝關節儲釋能元件之設計。

美國專利第 7279009 號提出一種速度及病患適應義肢膝關節，可依據使用者及其速度自動調節其控制策略，改變膝關節在站立期及擺盪期之阻抗，而訓練過程中並不需輸入患者之資料，控制器可抵抗某種程度之干擾，然其需要複雜之電力系統及控制手段方能運作，使其使用場合受限。

美國專利第 7691154 號提出一種控制義肢膝關節內壓力之系統與方法，利用可控制壓力之氣體填充或薄膜變形之方式，控制膝關節內之壓力並減輕其出力，然而其並未牽涉膝關節助展力矩供應元件之設計。

美國專利第 7799091 號提出一種義肢膝關節之控制系統，可依據使用者及其速度自動調節其控制策略，改變膝關節在站立期及擺盪期之阻抗，而訓練過程中並不需輸入患者之資料，控制器可抵

抗某種程度之干擾，然其需要複雜之電力系統及控制手段方能運作，使其使用場合受限。

加拿大 Generation II 公司提出一種 G2 Extreme 功能性膝關節支架，利用特定軌跡曲線所構成之溝槽，針對導銷進行軌跡控制，然並未提供任何輔助伸展與屈曲之動力。

【發明內容】

本創作提出一種下肢輔助裝置，可供使用者穿戴於下半身部位，輔助其膝關節、髖關節或踝關節進行屈展運動，具有以下特點：

1. 以氣液壓單元作為能量儲存與釋放單元，不需供應電力即可輔助患者各關節屈展過程所需之全部或部分力矩；
2. 利用變半徑曲面及撓性傳動元件，在穿戴者各關節屈展過程中提供連續變化、且符合不同屈角所需之力矩，可免除剛性連桿機構運作過程中，在特定角度所生之力矩不足現象；
3. 氣液壓單元之彈力係數或其氣壓可調，穿戴者可依據不同之病期或功能性作動需求或療程上之需要，改變不同之力矩輔助比率；
4. 氣液壓單元之出力起始位置可調，穿戴者可依據不同之病期或功能性動作需求或療程上之需要，調整該氣液壓單元之位移與出力對應關係，藉此設定或改變開始出力時之關節屈曲角度；
5. 透過撓性傳動單元傳遞作動時所需之力或力矩，將氣液壓單元置放於較不干擾人體正常運動範圍之位置，例如大腿外側或背部，藉此減少於機械踝關節、膝關節、或髖關節處之各部件所佔空間、體積、重量以及運動部位之額外慣性，患者穿戴本創作時，該些機械元件突出身體周邊之長度、空間、體積將可大幅降低，減少衣褲突出隆起之異物感，降低不意觸碰周邊障礙物之困擾，亦可減少各部件在運作時之額外慣性力；
6. 氣液壓單元中可設置可變阻尼功能，可依據地面反力傳遞至關

節之衝擊力矩，手動或自動調整關節旋轉阻抗，降低地面反力施予輔具系統之衝擊，藉以減少對於患者軀體之衝擊。

【實施方式】

請參見圖 1，為本創作穿戴於人體之一配置實施例，其中人體(1)可將本創作(2)穿戴於下半身，以輔助人體進行行走、上下階梯、上下坡道、蹲踞起立等動作，本創作(2)至少包含一組機械大腿部(23)、一組機械膝關節部(24)、及一組機械小腿部(25)；可選擇性包含一組機械骨盆部(21)及一組機械髌關節部(22)；可選擇性包含一組機械踝關節部(26)及一組機械足板部(27)。

本創作之一結構配置實施例如圖 2 所示，其中至少包含一組機械大腿部(23)、一組機械膝關節部(24)、及一組機械小腿部(25)；可選擇性包含一組機械骨盆部(21)及一組機械髌關節部(22)；可選擇性包含一組機械踝關節部(26)及一組機械足板部(27)。

圖 3 為本創作機械骨盆部細部結構之一實施例，其中骨盆部束縛件(211)可圍繞並將機械骨盆部(21)大體上固定於人體(1)(顯示於圖 1)之腹腰臀部位，其圍繞方式可為橫斷人體(1)之腰腹部、或繞過人體之臀部及鼠蹊部；該骨盆部束縛件(211)固定於一骨盆寬度固定件(212c)上，該骨盆寬度固定件(212c)與骨盆寬度第一調整件(212a)及骨盆寬度第二調整件(212b)相互滑接且可以螺絲或綁附裝置予以固定，藉此可調整及設定機械骨盆部(21)之有效寬度，藉以符合不同穿戴者之骨盆寬度；該骨盆寬度第一調整件(212a)與一骨盆深度調整件(213)相互連接，該骨盆深度調整件(213)與一髌關節高度調整件(214)相互滑接且可以螺絲或綁附裝置予以固定，藉此可調整及設定該髌關節高度調整件(214)之所在深度位置(在人體矢狀面與水平面交線上之座標位置)，藉以符合不同穿戴者之骨盆深度；該髌關節高度調整件(214)上有滑槽或複數螺孔設計，可供機械髌關節部(22)(顯示於圖 4)調整及設定其高度位置。

圖 4 為本創作機械大腿部細部結構之一實施例，其中髁關節高度調整件(214)貼附於人體(1)踝關節之「近端肢段(在此為骨盆部位)」，大腿第一調整件(231)貼附於人體(1)踝關節之「遠端肢段(在此為大腿部位)」，機械髁關節部(22)為一至少具有一第一自由度之關節，該第一自由度可供該大腿第一調整件(231)依機械髁關節部(22)進行伸展與屈曲運動，該屈展運動之一軸線第一樞接軸(221)大致與人體(1)該關節該屈展運動之軸線重合；該機械髁關節部(22)若具有一第二自由度，則該第二自由度可供該大腿第一調整件(231)依機械髁關節部(22)進行內收與外展運動；該機械髁關節部(22)若具有一第三自由度，則該第三自由度可供該大腿第一調整件(231)依機械髁關節部(22)進行內旋與外旋運動；該大腿第一調整件(231)與大腿第二調整件(232)相互滑接且可以螺絲或綁附裝置予以固定其相對位置，達成調整及設定該機械大腿部(23)有效長度之功能，藉以符合不同穿戴者之大腿長度；該大腿第一調整件(231)設有一儲釋能元件第一端(233)，該儲釋能元件第一端(233)與儲釋能元件第二端(234)相互滑接，且該儲釋能元件第二端(234)相對於儲釋能元件第一端(233)運動時具彈簧或阻尼或兼具之效果，例如一氣壓缸、液壓缸、或氣液壓缸；該儲釋能元件第二端(234)具有一儲能-撓性件連接點(235)，可供一撓性傳動件(237)(見於圖 5)固接於其上；藉此，當儲釋能元件第二端(234)運動時，可帶動儲能-撓性件連接點(235)及撓性傳動件(237)運動；再者，大腿第二調整件(232)上可選擇性的設置一儲釋能元件導軌(236)，供儲釋能元件第二端(234)或儲能-撓性件連接點(235)附著固接，藉以拘束該儲釋能元件第二端(234)之運動軌跡為一大體上平行於機械大腿部(23)軸線方向之直線，可提供避免儲釋能元件第二端(234)偏擺搖晃、或增加儲釋能元件使用壽命、或增進儲釋能元件第二端(234)靜態或運動負載能力之機能。

本圖中之髁關節高度調整件(214)相對於機械髁關節部(22)而言，距離身體心臟部位較近，故在後文中亦稱為髁關節之「近端桿件」；

而大腿第一調整件(231)相對於機械髖關節部(22)而言，距離身體心臟部位較遠，故在後文中亦稱為髖關節之「遠端桿件」。

圖 5 為本創作機械小腿部細部結構之一實施例，其中大腿第二調整件(232)貼附於人體(1)膝關節之近端肢段(在此為大腿部位)，小腿第一調整件(251)貼附於人體(1)膝關節之遠端肢段(在此為小腿部位)；機械膝關節部(24)與小腿第一調整件(251)樞接，且可供該機械小腿部(25)沿機械膝關節部(24)進行屈曲與伸展運動，該屈展運動之一軸線第一樞接軸(221)大致與人體(1)該關節該屈展運動之軸線重合；該小腿第一調整件(251)上連接一撓性傳動件(237)之第一端，該撓性傳動件(237)可選自以下機械元件：鍊條、金屬片、金屬帶、金屬繩索、高分子材料繩索、附套管之繩索等可傳輸力之機械元件，其第二端連接至儲能-撓性件連接點(235)(見於圖 4)，在該機械小腿部(25)沿機械膝關節部(24)進行屈曲與伸展運動時，該撓性傳動件(237)將貼合於一第一變半徑曲面(2511)上、或自該第一變半徑曲面(2511)上分離；該第一變半徑曲面(2511)之半徑所指為該曲面上之任一點至小腿第一調整件(251)旋轉中心機械膝關節部(24)之距離；該第一變半徑曲面(2511)之一較佳實施例為，當機械小腿部(25)沿機械膝關節部(24)進行至完全伸展狀態時，該半徑較短、且進行至最屈曲狀態時，該半徑較長；該小腿第一調整件(251)與小腿第二調整件(252)相互滑接且可以螺絲或綁附裝置予以固定其相對位置，達成調整及設定該機械小腿部(25)之有效長度，藉以符合不同穿戴者之小腿長度。

若該撓性傳動件(237)為一含有套管之鋼索，則其套管之第一端可固接於大腿第二調整件(232)上，套管該同端之鋼索端可固接於小腿第一調整件(251)上，該套管之第二端可固接於儲釋能元件第一端(233)，套管該同端之鋼索端可固接於儲釋能元件第二端(234)或儲能-撓性件連接點(235)上。

本圖中之大腿第二調整件(232)相對於機械膝關節部(24)而言，距離身體心臟部位較近，故在後文中亦稱為膝關節之「近端桿件」；

而小腿第一調整件(251)相對於機械膝關節部(24)而言，距離身體心臟部位較遠，故在後文中亦稱為膝關節之「遠端桿件」。

圖 6 為本創作機械小腿部一實施例之一側視圖，其中撓性傳動件(237)以一鍊條為例，其一端連接於儲能-撓性件連接點(235)，另一端連接於撓性傳動件第二連接端(2512)，而儲能-撓性件連接點(235)與儲釋能元件第二端(234)(見於圖 4)之相對位置可透過螺絲、滑塊等設計調整設定，撓性傳動件第二連接端(2512)位於小腿第一調整件(251)上之相對位置，亦可透過螺絲、滑塊等設計進行調整設定；穿戴者或監護人員可調整設定上述兩連接端之位置，藉此，可設定該儲釋能元件第二端(234)(見於圖 4)伸長至一預先決定之位置時，始將撓性傳動件(237)繃緊並開始傳遞張力，因此，可供穿戴者決定當人體(1)膝關節屈角大於一預先決定之角度時，本創作(2)開始提供輔助屈展力矩之功能。

圖 7 顯示本創作機械小腿部屈曲時之一實施例，其中，小腿第一調整件(251)及小腿第二調整件(252)繞機械膝關節部(24)進行屈曲運動時，該撓性傳動件(237)將沿第一變半徑曲面(2511)進行貼合運動，在膝關節屈角較小時，撓性傳動件(237)貼合至一第一半徑(2511a)，故此時膝關節張力繞機械膝關節部(24)旋轉中心點之有效半徑較小，提供較小之力臂及較小之扭力；當膝關節屈角稍大時，撓性傳動件(237)貼合至一第二半徑(2511b)，故此時膝關節張力繞機械膝關節部(24)旋轉中心點之有效半徑稍大，提供稍大之力臂及稍大之扭力；當膝關節屈角極大時，撓性傳動件(237)貼合至一第三半徑(2511c)，故此時膝關節張力繞機械膝關節部(24)旋轉中心點之有效半徑極大，提供極大之力臂及極大之扭力；該第一變半徑曲面(2511)輪廓線起始點至終止點間之任一點至該機械膝關節部(24)中心軸之距離，可設計為：在該關節進行屈展過程中，若該撓性傳動件(237)固定於該小腿第一調整件(251)上特定位置，造成該撓性傳動件(237)之一部分所連成之一切線與中心軸間之力臂減小時，該距離則為增大之設計；亦可設計為：當該力臂增大時，該

距離則為減小之設計；該第一變半徑曲面(2511)之繞線段(大致為本圖中由第一半徑(2511a)至第三半徑(2511c)間之圓滑曲線段)在矢狀面上之投影輪廓線，大致為一圓滑曲線。

圖 8 顯示本創作機械足板部細部結構之一實施例，其中小腿第二調整件(252)貼附於人體(1)踝關節之近端肢段(在此為小腿部位)，踝關節第二調整件(262)、或踝關節第三調整件(263)、或機械足板部(27)貼附於人體(1)踝關節之遠端肢段(在此為足板部位)；小腿第二調整件(252)與一踝關節第一調整件(261)在深度及高度方向分別相互滑接且可以螺絲或綁附裝置予以固定其相對位置，達成可調整及設定該機械踝關節部(26)相對於小腿第二調整件(252)之深度位置及高度位置的功能；踝關節第一調整件(261)與踝關節第二調整件(262)在人體寬度(在人體水平面與冠狀面交線上之座標位置)方向相互滑接且可以螺絲或綁附裝置予以固定其相對位置，達成可調整及設定該機械踝關節部(26)寬度位置之功能；踝關節第二調整件(262)與踝關節第三調整件(263)在高度方向相互滑接且可以螺絲或綁附裝置予以固定其相對位置，達成可調整及設定該機械踝關節部(26)高度位置之功能；踝關節第三調整件(263)與足板第一調整件(271)在深度方向相互滑接且可以螺絲或綁附裝置予以固定其相對位置，達成可調整及設定該機械踝關節部(26)對機械足板部(27)相對位置之功能；上述踝關節第一調整件(261)或踝關節第三調整件(263)可選擇性的省略之。

其中，小腿第二調整件(252)或踝關節第一調整件(261)與踝關節第二調整件(262)或踝關節第三調整件(263)為沿一第一樞接軸(221)樞接，且可供該機械足板部(27)沿機械踝關節部(26)進行蹠屈與背屈運動，該屈展運動之軸線大致與人體(1)該關節該屈展運動之軸線重合。

其中足板第一調整件(271)連接一後足板部(272)，該後足板部(272)與一底足板部(275)連接，該底足板部(275)為一彈性元件，例如板狀橡膠、片狀彈簧、或金屬線狀彈簧，該底足板部(275)與一中足

板部(273)相互連接，該中足板部(273)又與一底足板部(275)(可為該同一底足板部(275)或另一該底足板部(275))連接，該底足板部(275)再與前足板部(274)連接；上述之中足板部(273)可選擇性的省略之；另，具有至少一束縛件(圖中未顯示)，可用於綁附人體(1)之足板。

本圖中之小腿第二調整件(252)或踝關節第一調整件(261)，相對於機械踝關節部(26)而言，距離身體心臟部位較近，故在後文中亦稱為踝關節之「近端桿件」；而踝關節第三調整件(263)、足板第一調整件(271)、或後足板部(272)，相對於機械踝關節部(26)而言，距離身體心臟部位較遠，故在後文中亦稱為踝關節之「遠端桿件」。

圖 9 為本創作大小腿束縛件之一實施例，其中大腿第一束縛件(238a)及大腿第二束縛件(238b)分別固接於機械大腿部(23)，該大腿第一束縛件(238a)較接近機械骨盆部(21)，而大腿第二束縛件(238b)較接近機械膝關節部(24)，當骨盆部束縛件(211)(見於圖 3)未被省略時，該大腿第一束縛件(238a)可選擇性的省略之；有一小腿束縛件(253)固接於機械小腿部(25)；該小腿束縛件(253)及大腿第二束縛件(238b)可選擇性的使用其中至少一者束縛於人體(1)。

圖 10 所示為本創作髁踝關節之變半徑曲面設計一實施例，表該機械髁關節部(22)可選擇性的設有輔助機械大腿部(23)進行伸展或屈曲運動之扭力；該機械踝關節部(26)可選擇性的設有輔助機械足板部(27)進行蹠屈或背屈運動之扭力。在機械髁關節部(22)之輔助扭力方面，可於大腿第一調整件(231)上設置一第二變半徑曲面(2311)，而該第二撓性傳動件(215)在大腿第一調整件(231)進行屈曲運動時，該第二撓性傳動件(215)將沿第二變半徑曲面(2311)貼合，該第二撓性傳動件(215)之張力可提供該機械髁關節部(22)一伸展方向之輔助扭力，該第二撓性傳動件(215)之張力，可由設置於髁關節高度調整件(214)旁側之儲釋能元件(未顯示)提供，該第二變半徑曲面(2311)之設計方法與儲釋能元件牽引第二撓性傳動件(215)之運作原理，與圖 7 之說明所示者同理，在此並不贅述；若

將第二變半徑曲面(2311)及第二撓性傳動件(215)設置於大腿第一調整件(231)之對側，即可提供該機械髖關節部(22)一屈曲方向之輔助扭力；同理，在機械踝關節部(26)之輔助扭力方面，可於踝關節第三調整件(263)上設置一第三變半徑曲面(2631)，而該第三撓性傳動件(254)在機械足板部(27)進行背屈運動時，該第三撓性傳動件(254)將沿第三變半徑曲面(2631)貼合，該第三撓性傳動件(254)之張力可提供該機械踝關節部(26)一蹠屈方向之輔助扭力，該第三撓性傳動件(254)之張力，可由設置於小腿第二調整件(252)旁側之儲釋能元件(未顯示)提供，該第三變半徑曲面(2631)之設計方法與儲釋能元件牽引第三撓性傳動件(254)之運作原理，與圖 7 之說明所示者同理，在此並不贅述；若將第三變半徑曲面(2631)及第三撓性傳動件(254)設置於踝關節第三調整件(263)之對側，即可提供該機械踝關節部(26)一背屈方向之輔助扭力。

圖 11 顯示本創作之儲釋能元件設置於人體背側之一實施例，可將位於腿部附近之儲釋能單元移除，達成腿部空間更為精簡之設計要求；其中該骨盆寬度第二調整件(212b)或骨盆寬度固定件(212c)上設有一背架(216)，該背架(216)上設有一儲釋能元件組(217)，該儲釋能元件組(217)中之儲釋能元件數量可為一個或複數個；例如數量為一個時，可將提供左右機械小腿(25)屈展所需扭力之兩撓性傳動件(237)，共同連接至該唯一儲釋能元件上；例如數量為二個時，可將提供左右機械大腿(23)屈展所需扭力之兩第二撓性傳動件(215)，分別連接至該兩儲釋能元件上；例如數量為六個時，可分別將提供左右機械大腿(23)、左右機械小腿(25)、左右機械足板部(27)屈展所需扭力之第二撓性傳動件(215)、撓性傳動件(237)、第三撓性傳動件(254)，分別連接至該六個儲釋能元件上；實際設計時可混合上述多種連接策略運用之。再者，若該第二撓性傳動件(215)、撓性傳動件(237)、或第三撓性傳動件(254)為附套管之撓性傳動元件時，該套管之兩端可分別固接於近端桿件上及該儲釋能元件之輸出端，此時該儲釋能元件組(217)可自背架或各

連桿上拆下，置放於使用者自行準備之背包或提袋內，亦可達成力量傳輸之效果。

前述之儲釋能元件，可為一彈性元件、或一阻尼元件、或一彈簧阻尼組合元件、或一氣液壓元件；該彈性元件可為一氣壓彈簧、或為一機械彈簧；該彈性單元之彈性係數，可提供使用者手動調整或自動調整之機能；該阻尼元件之阻尼係數，可提供使用者手動調整或自動調整之機能。

【圖式簡單說明】

圖 1 本創作穿戴於人體之一配置實施例

圖 2 本創作之一結構配置實施例

圖 3 本創作機械骨盆部細部結構之一實施例

圖 4 本創作機械大腿部細部結構之一實施例

圖 5 本創作機械小腿部細部結構之一實施例

圖 6 本創作機械小腿部一實施例之一側視圖

圖 7 本創作機械小腿部屈曲時之一實施例

圖 8 本創作機械足板部細部結構之一實施例

圖 9 本創作大小腿束縛件之一實施例

圖 10 本創作髁踝關節之變半徑曲面設計一實施例

圖 11 本創作之儲釋能元件設置於人體背側之一實施例

錯誤! 找不到參照來源。

錯誤! 找不到參照來源。

【主要元件符號說明】

- 1 人體
- 2 本創作
- 21 機械骨盆部
 - 211 骨盆部束縛件
 - 212a 骨盆寬度第一調整件
 - 212b 骨盆寬度第二調整件
 - 212c 骨盆寬度固定件
 - 213 骨盆深度調整件
 - 214 髖關節高度調整件
 - 215 第二撓性傳動件
- 216 背架
- 217 儲釋能元件組
- 22 機械髖關節部
 - 221 第一樞接軸
- 23 機械大腿部
 - 231 大腿第一調整件
 - 2311 第二變半徑曲面
 - 232 大腿第二調整件
 - 233 儲釋能元件第一端
 - 234 儲釋能元件第二端
 - 235 儲能-撓性件連接點
 - 236 儲釋能元件導軌
 - 237 撓性傳動件

- 238 大腿束縛件
- 238a 大腿第一束縛件
- 238b 大腿第二束縛件
- 24 機械膝關節部
- 25 機械小腿部
- 251 小腿第一調整件
- 2511 第一變半徑曲面
- 2511a 第一半徑
- 2511b 第二半徑
- 2511c 第三半徑
- 2512 撓性傳動件第二連接端
- 252 小腿第二調整件
- 253 小腿束縛件
- 254 第三撓性傳動件
- 26 機械踝關節部
- 261 踝關節第一調整件
- 262 踝關節第二調整件
- 263 踝關節第三調整件
- 2631 第三變半徑曲面
- 27 機械足板部
- 271 足板第一調整件
- 272 後足板部
- 273 中足板部

274 前足板部

275 底足板部

七、申請專利範圍：

1. 一種下肢輔助裝置，可穿戴於使用者之下肢部位，輔助使用者之髖關節、膝關節、或踝關節之其中至少一關節進行屈展運動，其包含：
 - 一近端桿件，貼附於人體該關節之近端肢段；
 - 一近端束縛件，固接於該近端桿件上，可綁附於人體該關節之近端肢段；
 - 一遠端桿件，沿一第一樞接軸(221)樞接於該近端桿件之遠端末端，貼附於人體該關節之遠端肢段，該第一樞接軸(221)大致與人體之該關節在矢狀面上進行屈展運動之軸線重合，且其上具有一曲面，固接於該遠端桿件之近端末端；
 - 一遠端束縛件，固接於該遠端桿件上，可綁附於人體該關節之遠端肢段；
 - 一撓性傳動件(237)，其一端具有一儲能-撓性件連接點(235)、且另一端具有一撓性傳動件第二連接端(2512)，該撓性傳動件第二連接端(2512)固接於該遠端桿件，且可於一預先決定之範圍內調整其固接位置，在人體該關節進行屈展運動過程中，該撓性傳動件第二連接端(2512)與儲能-撓性件連接點(235)間之至少一部份與該曲面貼合；
 - 一儲釋能元件，具有一儲釋能元件第一端(233)及一儲釋能元件第二端(234)，該儲釋能元件第一端(233)連接於該近端桿件，該儲釋能元件第二端(234)經由該儲能-撓性件連接點(235)連接於該撓性傳動件(237)，且可於一預先決定之範圍內調整其連接位置；其中，該曲面之輪廓特徵設計為，該遠端桿件繞該第一樞接軸(221)對該近端桿件進行屈曲運動時，該曲面與該撓性傳動件(237)之相切點至該樞接軸距離，隨該屈曲角度增大而增大；藉此，在使用者該關節進行屈曲或伸展運動時，可依據使用者該關節之不同角度，提供不同之輔助扭力。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之下肢輔助裝置，其中該撓性傳動件(237)可選自以下機械元件：鍊條、金屬片、金屬帶、金屬繩索、高分子材料繩索、附套管之繩索。
3. 如申請專利範圍第 1 項所述之下肢輔助裝置，其中該儲釋能元件可選自以下機械元件：係數固定或可變之彈簧元件、係數固定或可變之阻尼元件、係數固定或可變之彈簧阻尼組合元件、氣壓缸、液壓缸、氣液壓缸。
4. 一種下肢輔助裝置，可穿戴於使用者之下肢部位，輔助使用者之髌關節、膝關節、或踝關節之其中至少一關節進行屈展運動，其包含：
 - 一近端桿件，貼附於人體該關節之近端肢段；
 - 一近端束縛件，固接於該近端桿件上，可綁附於人體該關節之近端肢段；
 - 一遠端桿件，沿一第一樞接軸(221)樞接於該近端桿件之遠端末端，貼附於人體該關節之遠端肢段，該第一樞接軸(221)大致與人體之該關節在矢狀面上進行屈展運動之軸線重合，且其上具有一曲面，固接於該遠端桿件之近端末端；
 - 一遠端束縛件，固接於該遠端桿件上，可綁附於人體該關節之遠端肢段；
 - 一撓性傳動件(237)，其一端具有一儲能-撓性件連接點(235)、另一端具有一撓性傳動件第二連接端(2512)，該撓性傳動件第二連接端(2512)固接於該遠端桿件，且可於一預先決定之範圍內調整其固接位置，在人體該關節進行屈展運動過程中，該撓性傳動件第二連接端(2512)與儲能-撓性件連接點(235)間之至少一部份與該曲面貼合；
 - 一背架(216)，綁附於人體之背部；
 - 至少一儲釋能元件，具有一儲釋能元件第一端(233)及一儲釋能元件第二端(234)，該儲釋能元件第一端(233)連接於該背架(216)，該儲釋能元件第二端(234)與該撓性傳動件(237)相連

接，且可於一預先決定之範圍內調整其連接位置；
其中，該曲面之輪廓特徵設計為，該遠端桿件繞該第一樞接軸(221)對該近端桿件進行屈曲運動時，該曲面與該撓性傳動件(237)之相切點至該樞接軸距離，隨該屈曲角度增大而增大；
藉此，在使用者該關節進行屈曲或伸展運動時，可依據使用者該關節之不同角度，提供不同之輔助扭力。

八、圖式：

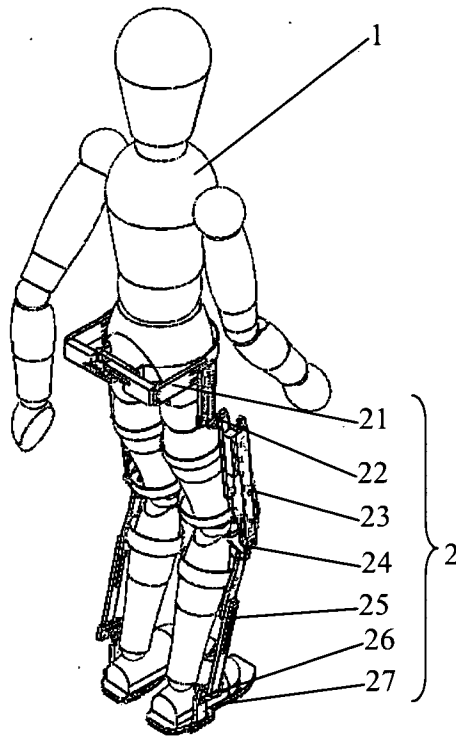


圖 1

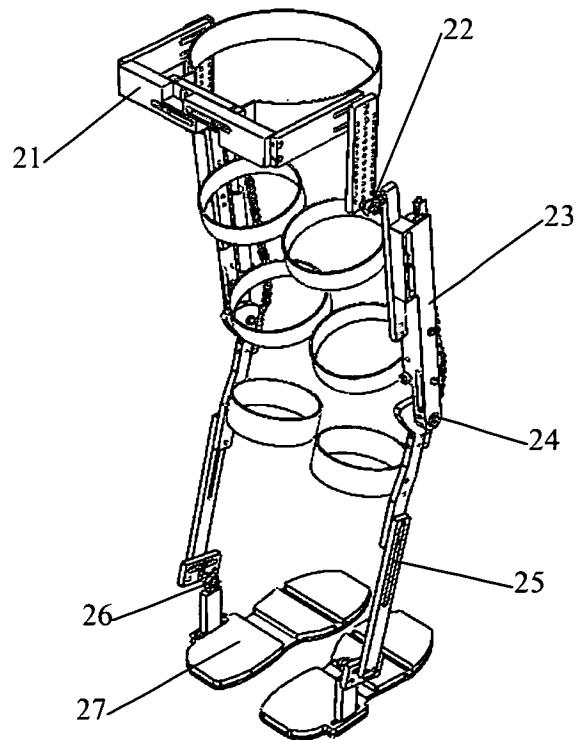


圖 2

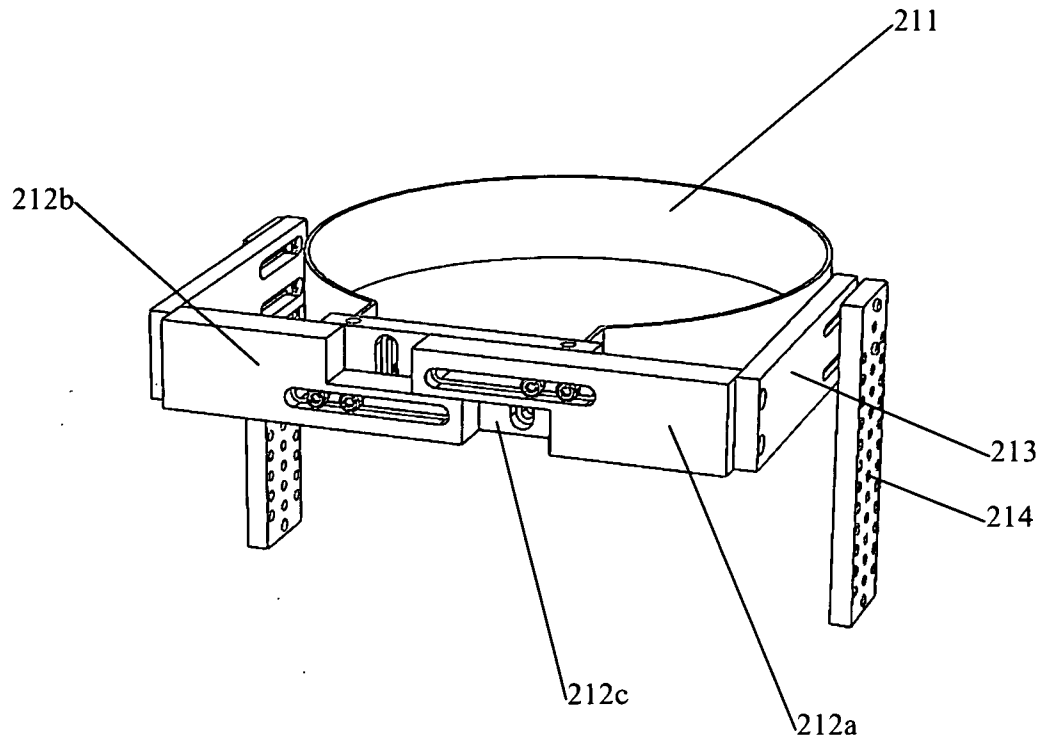


圖 3

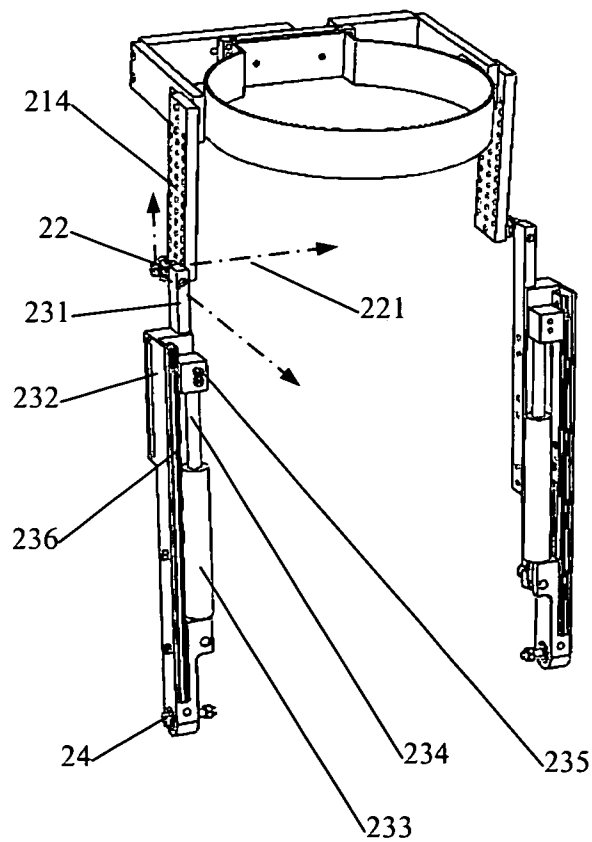


圖 4

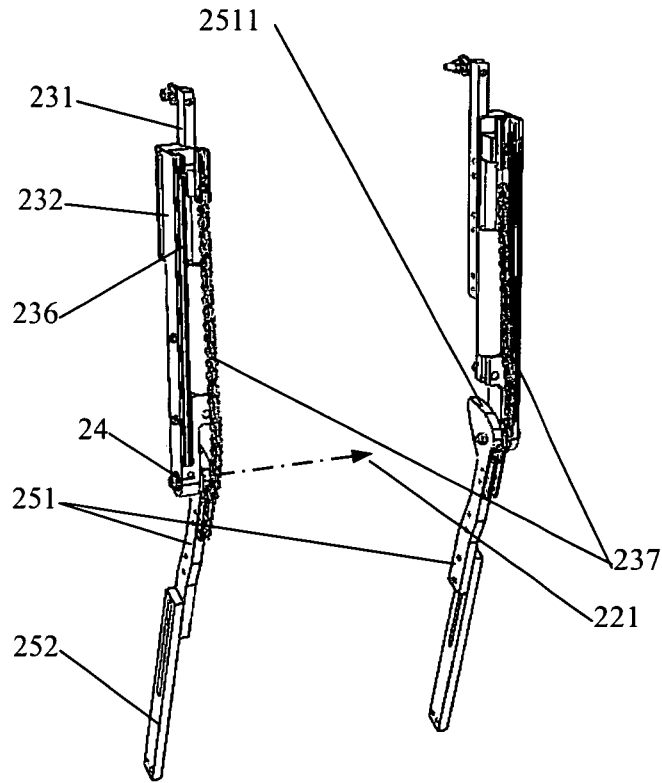


圖 5

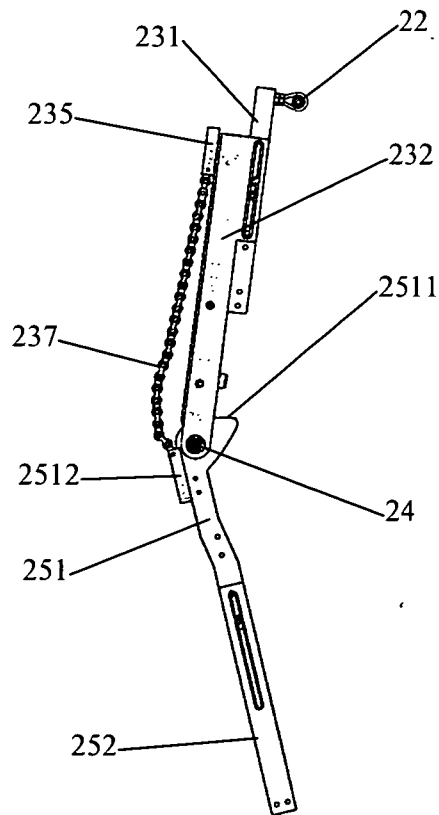


圖 6

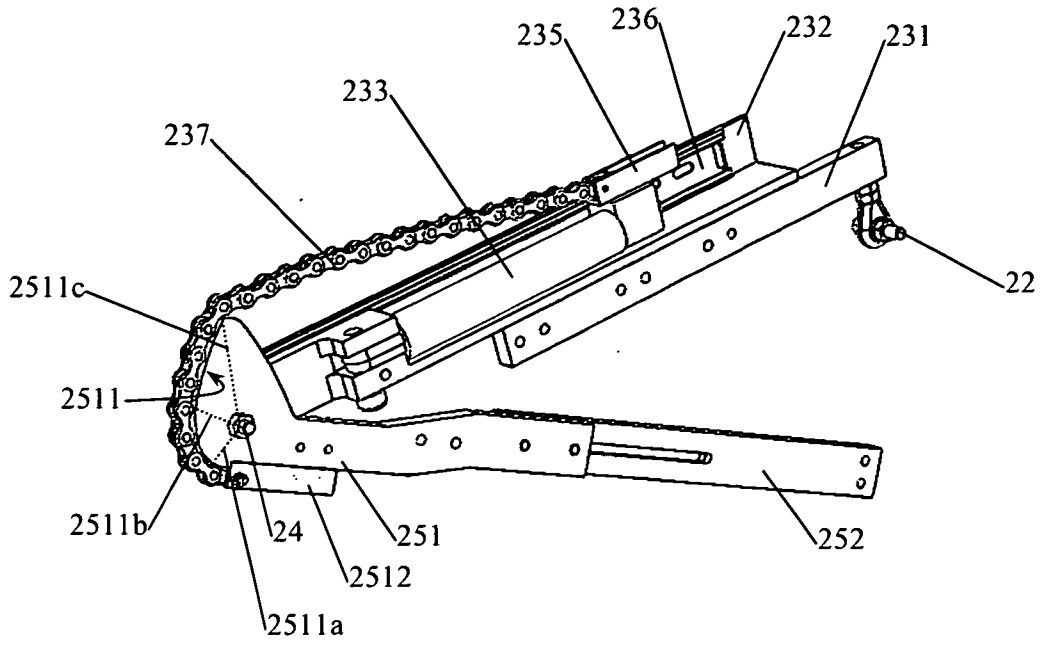


圖 7

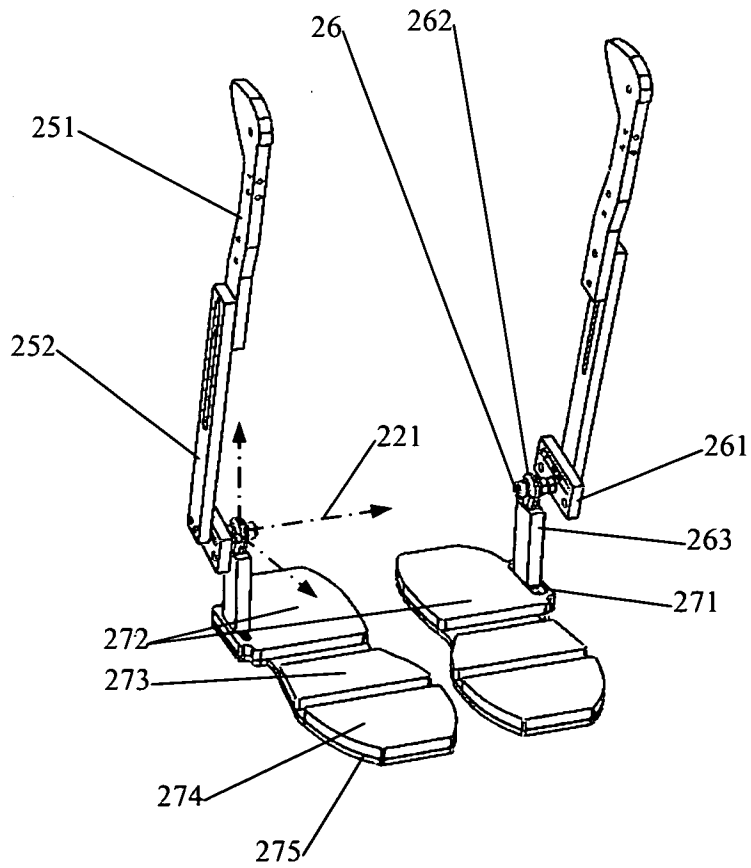


圖 8

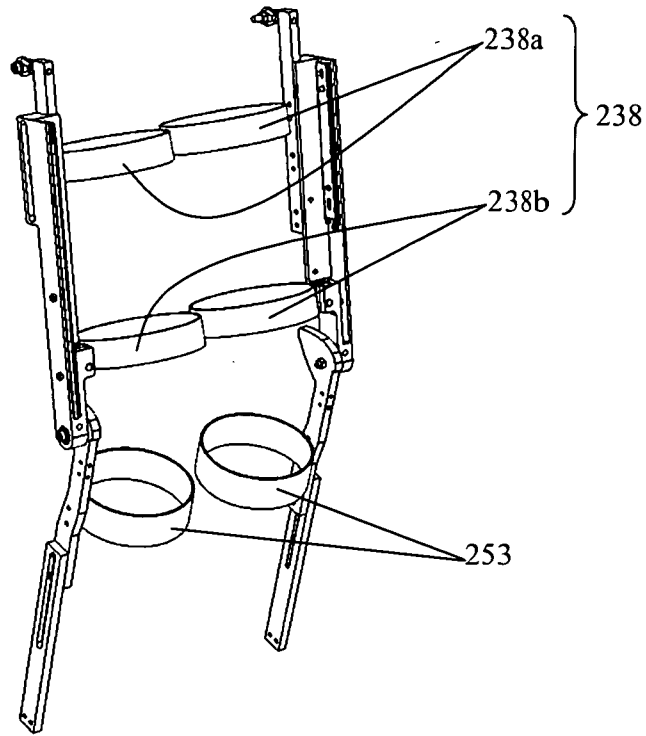


圖 9

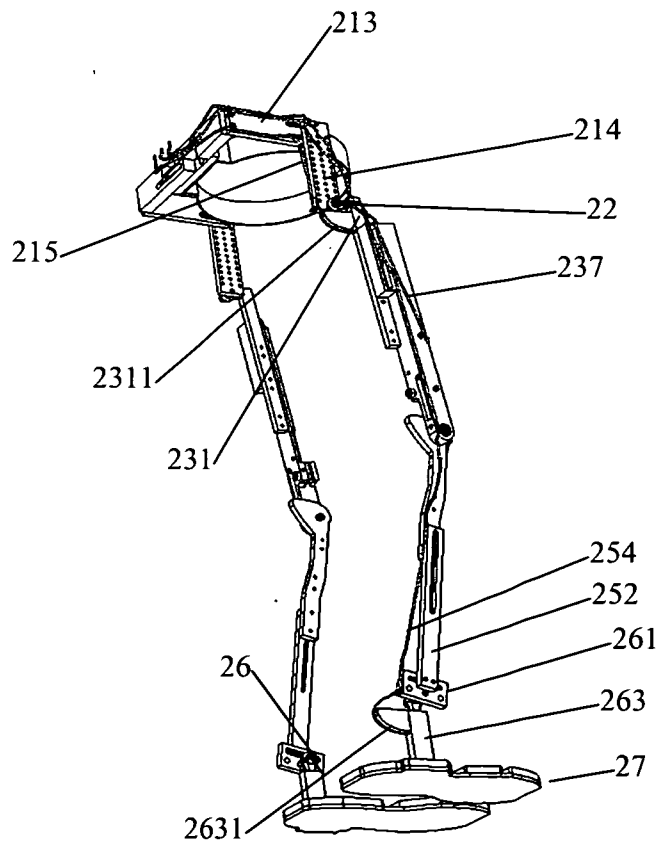


圖 10

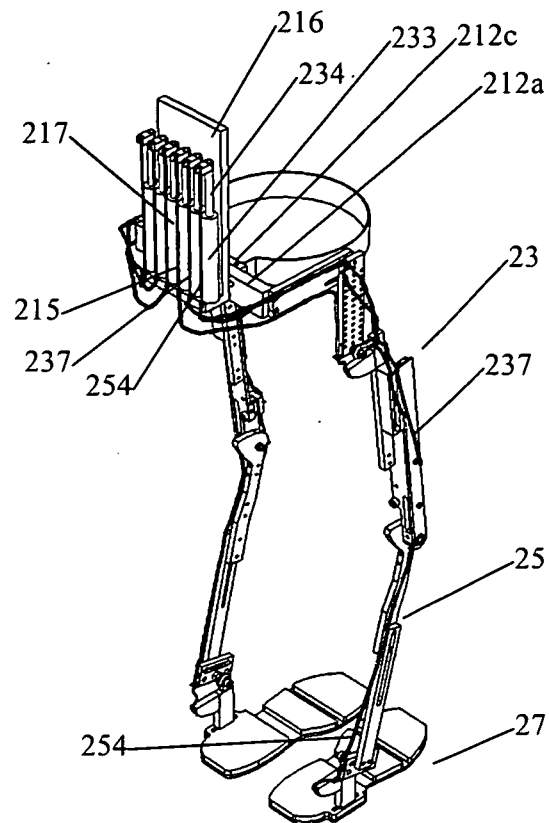


圖 11