



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公開本

(11) 公開編號：TW 201116267 A1

(43) 公開日：中華民國 100 (2011) 年 05 月 16 日

(21) 申請案號：099138046

(22) 申請日：中華民國 99 (2010) 年 11 月 05 日

(51) Int. Cl. : *A61F2/68 (2006.01)*

A61F2/64 (2006.01)

(30) 優先權：2009/11/13 德國

10 2009 052 890.3

(71) 申請人：奧圖波克保健產品有限公司 (奧地利) OTTO BOCK HEALTHCARE PRODUCTS
GMBH (AT)

奧地利

(72) 發明人：席兒 馬汀 SEYR, MARTIN (AT)；康帕斯 飛利浦 KAMPAS, PHILIPP (AT)；扎
林 施帆 ZARLING, SVEN (DE)

(74) 代理人：閻啟泰；林景郁

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：10 項 圖式數：1 共 18 頁

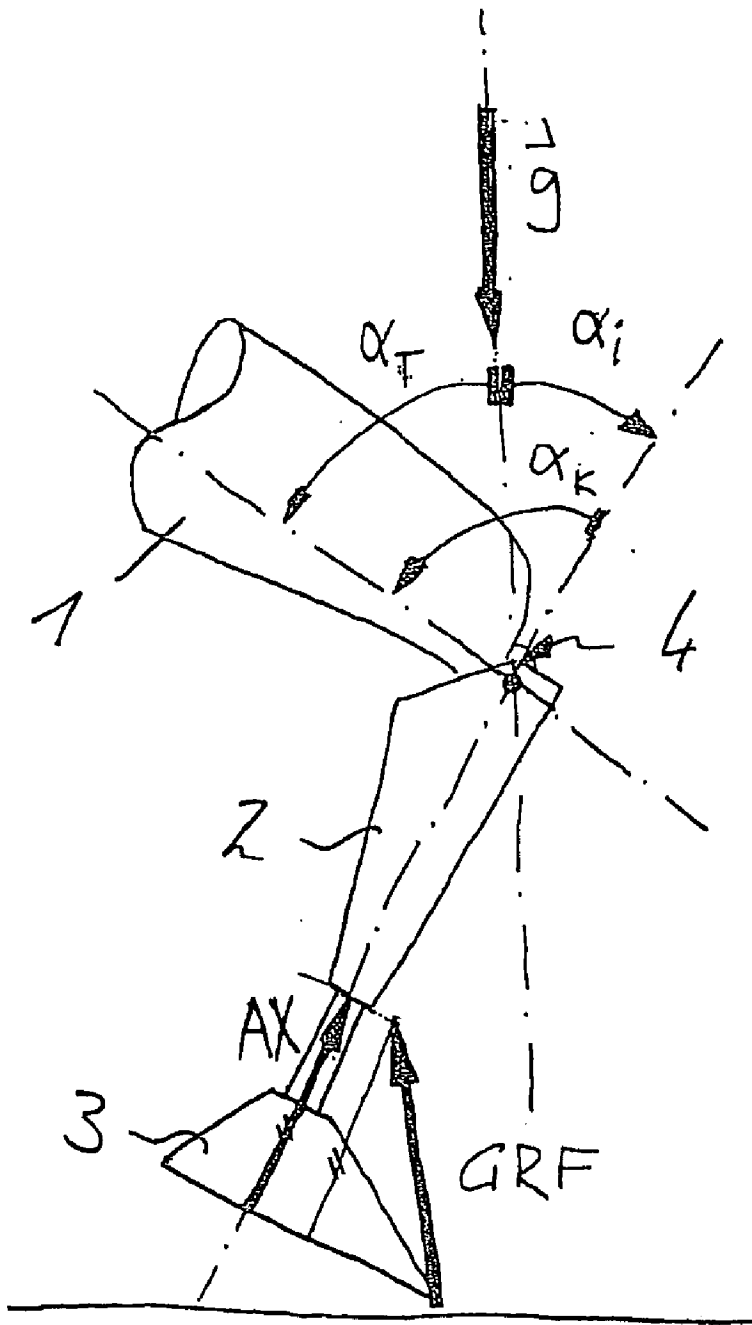
(54) 名稱

用於控制人工矯正體式或修復體式關節的裝置與方法 (四)

DEVICE AND PROCESS FOR CONTROLLING AN ARTIFICIAL ORSTHETIC OR PROSTHETIC
JOINT

(57) 摘要

一種用於控制人工矯正體式或修復體式的關節的方法，特別是控制一下肢者，至少有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器可將彎曲阻力及/或伸直阻力依感測器資料而定作改變，其中在使用該關節時利用感測器提供狀態資訊，其中，測量一大腿部的慣性角度，如果大腿部相對於垂直線至少呈 45°C 時及/或膝角度大於 45°C，則將阻力減少。



1：大腿部

2：小腿部

3：義足

4：義膝關節

Ax：軸向力量

GRF：地面作用力

α_1 ：(小腿部的)慣性角度

α_k ：膝角度

α_T ：(大腿部的)慣性角度



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公開本

(11) 公開編號：TW 201116267 A1

(43) 公開日：中華民國 100 (2011) 年 05 月 16 日

(21) 申請案號：099138046

(22) 申請日：中華民國 99 (2010) 年 11 月 05 日

(51) Int. Cl. : *A61F2/68 (2006.01)*

A61F2/64 (2006.01)

(30) 優先權：2009/11/13 德國

10 2009 052 890.3

(71) 申請人：奧圖波克保健產品有限公司 (奧地利) OTTO BOCK HEALTHCARE PRODUCTS
GMBH (AT)

奧地利

(72) 發明人：席兒 馬汀 SEYR, MARTIN (AT) ; 康帕斯 飛利浦 KAMPAS, PHILIPP (AT) ; 扎
林 施帆 ZARLING, SVEN (DE)

(74) 代理人：閻啟泰；林景郁

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：10 項 圖式數：1 共 18 頁

(54) 名稱

用於控制人工矯正體式或修復體式關節的裝置與方法 (四)

DEVICE AND PROCESS FOR CONTROLLING AN ARTIFICIAL ORSTHETIC OR PROSTHETIC
JOINT

(57) 摘要

一種用於控制人工矯正體式或修復體式的關節的方法，特別是控制一下肢者，至少有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器可將彎曲阻力及/或伸直阻力依感測器資料而定作改變，其中在使用該關節時利用感測器提供狀態資訊，其中，測量一大腿部的慣性角度，如果大腿部相對於垂直線至少呈 45°C 時及/或膝角度大於 45°C，則將阻力減少。

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明關於一種用於控制人工矯正體式(orthetisch, 英: orsthetic)或修復體式(義肢式)(prothetisch, 英: prosthetic)的關節的方法與裝置, 特別是控制一下肢(Untere Extremität, 英: lower extremity)者, 它具有一阻力裝置, 至少有一動作器(Aktuator, 英: actuator)與該阻力裝置相配合, 利用該動作器可將彎曲阻力及/或伸直阻力依感測器資料而定作改變, 其中在使用此關節時, 經由感測器提供狀態資訊。此裝置與方法特別適合用於控制一矯正體式或修復式的膝關節, 但也可用到本發明的髖關節或踝關節。

【先前技術】

矯正體(Orthese, 英: orsthesis)或修復體(義肢)(Prothese, 英: prosthesis)用的人工關節, 特別是膝關節有一個上接頭部和一個下接頭部, 該二接頭部利用一關節裝置互相連接, 在一種膝關節的情形, 在上接頭部上設有容納部以容納一大腿殘肢(Oberschenkelstumpf, 英: thigh stump)或一大腿軌條(Oberschenkelschiene 英: thigh rail), 而在下接頭部上設有一小腿幹軸或一小腿軌, 在最簡單的情形中, 上接頭部與下接頭部利用一單軸關節互相連接成可樞轉的方式。這種設置只有在少數例外情形才足夠確保所要的結果, 例如在使用一矯正體時的支持作用, 或當使用在一義肢(修復體)中時有自然的步態(Gangbild)。

為了在一步伐的不同階段時或在其他作用(Verrichtung)

的場合時的不同需求儘量自然地配合或支援，故設在阻力裝置，它們提供一股撓曲阻力或伸展(伸直)阻力。利用該撓曲阻力可決定該下接部可以多輕地相對於上接頭部沿撓四方向樞轉，因此在膝關節的場合，利用撓曲阻力可決定，當施一股力量時，小腿幹軸或小腿軌條要多輕地相對於大腿幹軸或大腿軌條向後擺動。此伸直阻力將小腿幹軸或小腿軌條的向前運動剎止，且可形成一伸直時的阻擋部。在其他關節類型，如髖關節或踝關節(Knöchelgelenk)情形亦然，這種實施例對應於運動的性質。

利用可調整的阻力裝置，可將各撓曲阻力及/或伸直阻力配合該修復體式或矯正體式裝置的使用者，或進入到各種不同的步行或運動的情況，俾在條件改變時能提供相配合的阻力。

在德專利 DE 10 2008 008 284 A1 發表了一種整形技術(orthopadietechnik, 英: orthopedic technical)膝關節，它具有一個上部分及一個以可樞轉方式設在該上部分上的下部分，有數個感測器(例如：一彎曲角度感測器、一加速度感測器、一斜度感測器、及/或一力量感測器)與該下部分配合，「伸直止擋部」依所求得的感測器資料而定作調整。

德專利 DE 10 2006 021 802 A1 提到一種被動式(passiv)義膝關節的控制手段，其沿撓曲方向的緩衝作用(Dämpfung, 英: damping)可調整，以配合一個義肢裝置。該義肢裝置具有一上側接頭手段以及一個接到一義肢腳的连接元件。這種配合作用係配合上樓梯(Treppaufgehen)的動

作，其中將義足之無力矩的上升動作(Anhebbn)檢出，且將在上升階段的撓曲緩衝作用降低到一位準以下(此位準適合在平面步行)，此撓曲緩衝作用可依膝角度的變化而定及依作用到小腿的軸向力量而定而提高。

德專利 DE 10 2007 053 389 A1 提到一種用於控制一下肢的整形關節的方法與裝置，它具有至少一種自由度，且具有一可調整的動作器以使整形裝置配合一些與在平面步行時不同的步行狀況，該整形裝置具有接到一肢體(Gliedmaße，英：limb)的上側接頭手段及一整形關節(它以樞接方式設在接頭手段的遠體端)。在此，該整形裝置的數個參數利用一些感測器檢出，這些檢出的參數與一些基準(Kriterium，英：criterion)(這些基準係利用數個參數及/或參數走勢得到且儲存在一電腦單元中)比較，並選出一適合的基準(它適合利用求得的參數或參數走勢)。根據此選出的基準可調整彎曲阻力、運動範圍(Bewegungsumfang)、驅動力量、及/或其走勢，以控制特別的與在平面步行時不同的功能，此整形裝置的一部分在空間中的傾斜角度以及/或此整形裝置的一部分的傾斜角度的變化的走勢可取出來當作參數。

EP 1237 513 B1 提到一種修復體或矯正體，它具有一控制單元及一與該控制單元耦合的感測器，該感測器將一個傾斜角度檢出，此傾斜角度係相對於一個與一關節連接的部分的一條固定線傾斜者，根據此傾斜角度作基礎，將關節的運動性質改變，亦即將關節剎止或釋放。

事實顯示，在步行或在站立時的站立階段中，膝關節提供大的阻力，其中該關節並非完全被阻擋住。在此情形，在站立時，關節的彎曲用以下方式防止：該力量向量位在關節軸前方，因此將關節向「伸直止擋部」(Streckanschlag，英：stretching stop)壓迫。

關節在站立時不作阻擋(鎖固)住有一好處，即：使用者仍可作關節運動。舉例而言，如果他站在一梯階上且失去平衡，則如關節受阻擋，則他會失控地跌倒，而他如用具高阻力但不作阻擋的關節則仍可用殘肢力量彎曲，如此可減少跌倒的結果或防止跌倒。且該阻力可使關節在狹小空間中操縱及坐下(Niedersetzxen)較容易坐下的動作係由於以下原因變得較容易：該阻力可提供一種支持，防止太快的下沈。否則防止太快下沈所施的阻力就須利用未裝義肢的那一邊(亦即健康的腿)來施加。

如果一修復或矯正體的使用者係在坐姿，則會發生一種情況：該撓曲阻力及/或伸直阻力調整得很高，使他不能舒適地坐著。在坐著時，往往需要關節要能自由運動(如此才會舒適)，俾使在坐著時在小小的運動範圍能毫無問題地作運動。

【發明內容】

因此本發明的目的在提供一種裝置及一種方法，藉之可檢知坐著的狀態，並使關節的阻力配合此坐著的情況。

依本發明，這種目的係利用具有申請專利範圍主項的裝置達成。有利的進一步特點見於申請專利範圍附屬項。

依本發明也提供一種用於控制人工矯正體式或修復體式的關節的方法，特別是控制一下肢者，至少有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器可將彎曲阻力及/或伸直阻力依感測器資料而定作改變，其中在使用該關節時利用感測器提供狀態資訊，測量大腿部的慣性角度，且如果大腿部對垂直線或至少 45° (特別是至少 70° 且/或膝角度大於 45° ，特別是大於 80° 時，就將阻力減少，在此，係將重力方向視為垂直線，而「膝角度」係為膝關節的上接頭部與下接頭部之間的角度，它係從一伸直位置(在其中膝角度為 0°)開始算。下接頭部相對於上接頭部的彎曲越大，則膝角度越大。如果檢出到坐著的狀態，則如果阻力減少(且宜可沿伸直方向及撓曲方向)，則該修復體或矯正體可較容易操縱，如有必要，阻力方向可改變，使附加的阻力趨向零。坐姿係用以下方式檢知：將大腿部相對於垂直線的慣性角度(亦即大腿部的絕對角度)測量。如果大腿部的慣性角度大致水平，亦即對垂直線至少成 70° ，則可認定為坐著或係在要站立之前不久之時。此外，如果不採此方式(或者除了此方式外，同時另外)也可將膝角度檢出以判斷坐著的狀態。只要膝角度大於 80° ，則可認定為坐著的姿勢。膝角度也可單獨檢出當作控制的決定性的值，同樣地，單單由大腿部的慣性角度就足夠求出坐者的狀態。

本發明一變更例中，當達到或低於地面作用力的一臨限值時，就將阻力減少。為此，將作用到修復體或矯正體的地面作用力作測量，如果地面作用力達到固定的臨限值

或降到此臨限值以下，則可將阻力降低。因此在坐著的位
置，一般的重力只有一小部分作用到以下元件之一：例如
小腿部、關節、或義足。

在達到大腿部的慣性角度及/或膝角度的臨限值後，例
如至少 45° ，則將(或可將)阻力連續地隨角度增加而減少，
這點當作坐下的輔助手段，因此修復體或矯正體的使用者
由於撓曲阻力大故不須將整個重量經由未裝義肢的腿來承
受。舉例而言，如果大腿部對垂直線成 45° 的角度位置，
則可連續地將撓曲阻力減少，則可較容易坐下。

大腿部的慣性角度可直接測量，亦即利用大腿部上的
一相關感測器裝置測量，或由一小腿部的慣性角度及由小
腿部和腿部間的關節角度計算。

本發明的一進一步特點在於：如果大腿部在該傾斜位
置為時一定的時段(亦即從對垂直線所成約 45° 一角度
起，特別是 70°)才將阻力減少，如此可防止當大腿部只短
時達到近似水平的位置時，該撓曲阻力及/或伸直阻力驟然
或連續地減少。因此有一計時元件，它可使阻力在一定時
間過去後才減少。這種依該大腿部在近乎垂直的位置的時
段而定將阻力改變的做法提供了額外的安全性。一種依時
間控制而作對應的改變的方式，也可根據膝角度達成，因
此當膝角度在一定時段都有一定之最起碼值時，才將阻力
減少。

本發明的一進一步的特點為：在依關節角度變化及/或
慣性角度變化而減少阻力後，將阻力提高，以提供一種站

起來的輔助手段。如果修復體或矯正體的使用者要站起來，則有不能直接達到站立位置之虞。為了防止在沒有阻力手段時跌回坐姿的情形，故作一種檢出，看是否膝角度及/或慣性角度有改變，特別是向關節伸直的方向改變，以及大腿部是否有接近垂直線的情形，如果情形是如此，則將阻力—特別是撓曲阻力—提高。

如果檢出到坐著的情形，且將阻力減少，則控制作業進入節省能量模式，舉例而言，在此情形中將循環週期(Taktung)變慢，或不將感測器值詢問出來，直到由其他感測器值知悉已離開此坐著的位置為止。

為了提供高安全性，可有數個控制演算法，它們根據不同之檢出角度力量的裝置的測量值工作，因此當有一個用於檢出力量的裝置故障時，可使用其他的測量值以將伸直阻力及/或彎曲阻力的變化作控制。如此可建構成一種累贅(Redundanz, 英: redundante)，這些演算法可用測量值工作，這些測量值係根據用於檢出角度及力量的不同的組的裝置，其中這些組中可有交集(重疊)(Überschneidung, 英: intersection 或 overlapping)，因此當用於檢出角度及力量的裝置故障時，其餘用控制伸直及/或彎曲阻力時變化的測量值可利用其他演算法而使用。利用控制的可能方式的累贅性，對於修復體或矯正體的故障有較高的安全性。

一種用於實施前述方法的裝置，具有一可調整的阻力裝置、一控制裝置、以及感測器，該阻力裝置設在一人工矯正體式或修復體式的關節的二個互相樞接支承的元件之

間，這些感測器將該裝置的一元件的慣性角及/或一關節角檢出，其特徵在：設有一調整裝置，藉之可將阻力依位置而定的變化作用活化及/或去活化，俾使坐著的特別功能，以及在檢知坐姿以後將阻力減少的作業啟動或關掉。

以下利用附圖詳細說明本發明一實施例。

【實施方式】

此修復體有一大腿部(1)及一小腿部(2)，它們利用一義膝關節(4)以可樞轉的方式互相連接。在小腿部(2)上設有一義足(3)。同樣地，在小腿部(2)上設有一阻力裝置及一動作器，它根據感測器資料(這些資料利用一控制單元分析)將對抗大腿部(1)相對於小腿部(2)的伸直運動或撓曲運動的伸直阻力或撓曲阻力作調整，如果修復體用者係在坐者的位置，則如果阻力裝置的伸直阻力與撓曲阻力很小，則認定在坐著所作的運動(它們一般上運動範圍很小)可以無影響地實施。

為了要能自動將阻力減少，故將坐著的狀態檢出。為此，測量慣性角度 α_T 及/或膝角度 α_k 。測量大腿部(1)對垂直線的慣性角度 α_T ，垂直線係假設為沿重力方向作用者。在圖1中，這點利用重力向量 g 表示，大腿部(1)的縱軸被設為慣性角度 α_T 的參考值，該縱軸通過義肢關節(4)的樞轉軸。在此，縱軸大約相當於自然的大腿骨的朝向，且大致在大腿部(1)中央延伸，大腿部一般設計成一大腿部轉軸的形式。

膝角度 α_k 位在小腿部(2)的延長線及大腿部(1)的延長

線之間。此大腿部(1)的慣性角度 α_T 係可由小腿部(2)的慣性角度 α_i 及膝角度 α_k 計算，其中依圖 1，大腿部(1)的慣性角度 α_T 係由膝角度 α_k 小腿部(2)的慣性角度 α_i 得到。

此外，可測定地面作用力 GRF 或軸向力量 AX(它代表地面作用力沿小腿部方向的成分)以根據此存在的力量決定是否修復體使用者是否在坐姿。

如果大腿部(1)至少有至少 45° 的慣性角度，特別是至少 70° ，及/或膝角度 α_k 大於 45° ，特別是大於 80° ，則將阻力減少。一般，當進入一個或數個這種角度值時，則可認定該修復體使用者在坐姿。這種基準還可用以下方式補充：即測量地面作用力 GRF。一般，如果義肢使用者坐著，則地面作用力 GRF 明顯下降，因此如果地面作用力減到一臨限值以下，這點就是在評估是否達到坐著的狀態的另一因素。

在達到一定臨限值時，如果阻力驟然減少，往往會覺得不舒服。因此在達到大腿部(1)的慣性角度 α_T 及/或膝角度 α_k 的臨限值後將阻力隨著慣性角度 α_T 及/或膝角度 α_k 增加而連續地減少。如此，坐下動作受支持，且從站立變到坐下的過渡作用較容易。大腿部(1)的慣性角度 α_T 可直接利用一相關感測器求出，如不用此方式，可將大腿部的慣性角度 α_T 由小腿部(2)的慣性角度 α_i 和膝角度 α_k 求出。

如果大腿部(1)有一定時段在傾斜位置，亦即大致水平的位置，則慣性角度 α_T 舉例而言在 $70^\circ \sim 110^\circ$ 之間，因此在過了一預定時間後，可同樣地將阻力裝置的阻力減少，

因為此時可認定，該修復體使用者坐著或者在可見的時間內不會重新站起。

如果關節角度 α_k 大腿部(1)的慣性角度 α_T 改變，則阻力可再提高，且宜連續地提高，俾防止又跌回去，俾使患者較容易站起來。此外，只要患者將腿移動，則可抑制阻力的減少作用(即使該角位置存在亦然)舉例而言，即使當檢出到膝角度 α_k 的關節角度變化時亦然。

【圖式簡單說明】

圖 1 係一修復體在坐姿的示意圖。

【主要元件符號說明】

(1)	大腿部
(2)	小腿部
(3)	義足
(4)	義膝關節
α_T	(大腿部的)_慣性角度
α_k	膝角度
A_x	軸向力量
GRF	地面作用力
α_I	(小腿部的)慣性角度

發明專利說明書

(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： 99138046

※申請日： 99.11.5 ※IPC 分類： A61F 2/68 (2006.01)
A61F 2/64 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

用於控制人工矯正體式或修復體式關節的裝置與
方法(四)

Vorrichtung und Verfahren zur Steuerung eines
kuenstlichen orthetischen oder prothetischen Gelenkes
(英：Device and process for controlling an artificial
orsthetic or prosthetic joint)

二、中文發明摘要：

一種用於控制人工矯正體式或修復體式的關節的方法，特別是控制一下肢者，至少有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器可將彎曲阻力及/或伸直阻力依感測器資料而定作改變，其中在使用該關節時利用感測器提供狀態資訊，其中，測量一大腿部的慣性角度，如果大腿部相對於垂直線至少呈 45° 時及/或膝角度大於 45°，則將阻力減少。

三、英文發明摘要：

七、申請專利範圍：

1.一種用於控制人工矯正體式或修復體式的關節的方法，特別是控制一下肢者，至少有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器可將彎曲阻力及/或伸直阻力依感測器資料而定作改變，其中在使用該關節時利用感測器提供狀態資訊，其特徵在：

測量一大腿部的慣性角度，如果大腿部相對於垂直線至少 45° 膝角度大於 45° 及/或膝角度大於 45° 時，則將阻力減少。

2.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中：

當達成或低於地面作用力的一臨限值時，就將阻力減少。

3.如申請專利範圍第 1 或第 2 項之方法，其中：

當達到大腿部的慣性角度的臨限值及/或膝角度的臨限值後，隨著以慣性角度及/或膝角度遞增而連續地將阻力減少。

4.如前述申請專利範圍中任一項的方法，其特徵在：

將該大腿部的慣性角度直接求出或由小腿部的慣性角度及一關節角度求出。

5.如前述申請專利範圍中任一項的方法，其特徵在：

如果大腿部在傾斜位置為時一段預定的時段，則將阻力減少。

6.如前述申請專利範圍中任一項的方法，其特徵在：

在該阻力減少後，依所測之關節角度及/或大腿部的慣

性角度而定將阻力提高。

7.如前述申請專利範圍中任一項的方法，其特徵在：
如果得知關節角度改變，則將阻力的減少作用停頓。

8.如前述申請專利範圍中任一項的方法，其特徵在：
在將力減少後，就將一省能量模式啟動。

9.如前述申請專利範圍中任一項的方法，其特徵在：
有數個控制演算法，它們根據不同之檢出角度與力量的裝置故障時，其他的測量值可使用以將伸直阻力及/或彎曲阻力的變化作控制。

10.一種用於實施前述任一項申請專利範圍的方法的裝置，具有一可調整的阻力裝置、一控制裝置、以及感測器，該阻力裝置設在一人工矯正體式或修復式的關節的二互相樞接支承的元件之間，這些感測器將該裝置的一元件的慣性角度及/或一關節角檢出，其特徵在設有一調整裝置，藉之可將阻力依位置而定的變化作用活化及/或去活化。

八、圖式：

(如次頁)

性角度而定將阻力提高。

7.如前述申請專利範圍中任一項的方法，其特徵在：
如果得知關節角度改變，則將阻力的減少作用停頓。

8.如前述申請專利範圍中任一項的方法，其特徵在：
在將力減少後，就將一省能量模式啟動。

9.如前述申請專利範圍中任一項的方法，其特徵在：
有數個控制演算法，它們根據不同之檢出角度與力量的裝置故障時，其他的測量值可使用以將伸直阻力及/或彎曲阻力的變化作控制。

10.一種用於實施前述任一項申請專利範圍的方法的裝置，具有一可調整的阻力裝置、一控制裝置、以及感測器，該阻力裝置設在一人工矯正體式或修復式的關節的二互相樞接支承的元件之間，這些感測器將該裝置的一元件的慣性角度及/或一關節角檢出，其特徵在設有一調整裝置，藉之可將阻力依位置而定的變化作用活化及/或去活化。

八、圖式：

(如次頁)

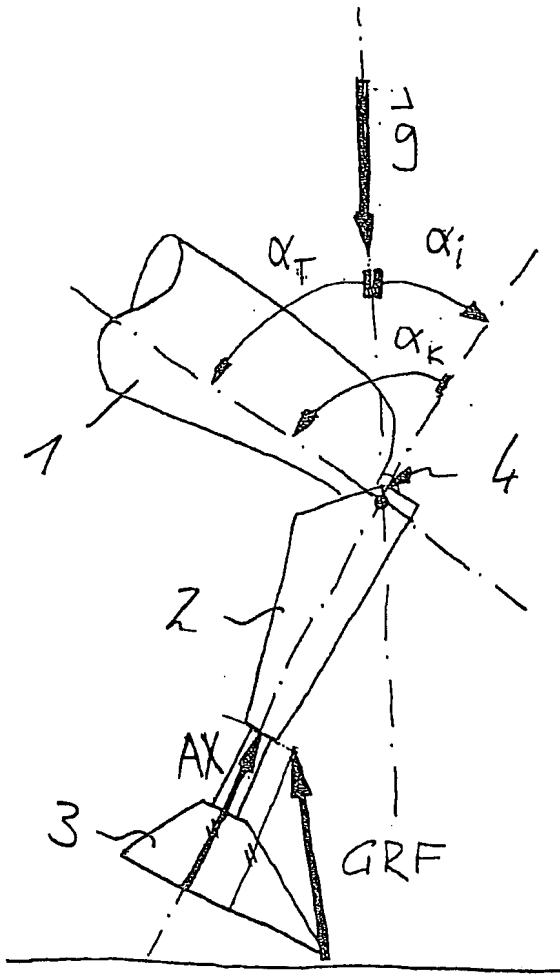


圖 1

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 (1) 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

(1)	大腿部
(2)	小腿部
(3)	義足
(4)	義膝關節
α_T	(大腿部的)_慣性角度
α_k	膝角度
Ax	軸向力量
GRF	地面作用力
α_1	(小腿部的)慣性角度

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

99

12年28日修正補充

七、申請專利範圍：

1.一種用於控制人工矯正體式或修復體式的關節的方法，特別是控制一下肢者，至少有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器可將彎曲阻力及/或伸直阻力依感測器資料而定作改變，其中在使用該關節時利用感測器提供狀態資訊，其特徵在：

測量一大腿部的慣性角度，如果大腿部相對於垂直線至少 45° 膝角度大於 45° 及/或膝角度大於 45° 時，則將阻力減少。

2.如申請專利範圍第 1 項之方法，其中：

當達成或低於地面作用力的一臨限值時，就將阻力減少。

3.如申請專利範圍第 1 或第 2 項之方法，其中：

當達到大腿部的慣性角度的臨限值及/或膝角度的臨限值後，隨著以慣性角度及/或膝角度遞增而連續地將阻力減少。

4.如申請專利範圍第 1 或第 2 項的方法，其中：

將該大腿部的慣性角度直接求出或由小腿部的慣性角度及一關節角度求出。

5.如申請專利範圍第 1 或第 2 項的方法，其中：

如果大腿部在傾斜位置為時一段預定的時段，則將阻力減少。

6.如申請專利範圍第 1 或第 2 項的方法，其中：

在該阻力減少後，依所測之關節角度及/或大腿部的慣

性角度而定將阻力提高。

7.如申請專利範圍第 1 或第 2 項的方法，其中：

如果得知關節角度改變，則將阻力的減少作用停頓。

8.如申請專利範圍第 1 或第 2 項的方法，其中：

在將力減少後，就將一省能量模式啟動。

9.如申請專利範圍第 1 或第 2 項的方法，其中：

有數個控制演算法，它們根據不同之檢出角度與力量的裝置故障時，其他的測量值可使用以將伸直阻力及/或彎曲阻力的變化作控制。

10.一種用於實施前述任一項申請專利範圍的方法的裝置，具有一可調整的阻力裝置、一控制裝置、以及感測器，該阻力裝置設在一人工矯正體式或修復式的關節的二互相樞接支承的元件之間，這些感測器將該裝置的一元件的慣性角度及/或一關節角檢出，其特徵在設有一調整裝置，藉之可將阻力依位置而定的變化作用活化及/或去活化。

八、圖式：

(如次頁)

性角度而定將阻力提高。

7.如申請專利範圍第 1 或第 2 項的方法，其中：

如果得知關節角度改變，則將阻力的減少作用停頓。

8.如申請專利範圍第 1 或第 2 項的方法，其中：

在將力減少後，就將一省能量模式啟動。

9.如申請專利範圍第 1 或第 2 項的方法，其中：

有數個控制演算法，它們根據不同之檢出角度與力量的裝置故障時，其他的測量值可使用以將伸直阻力及/或彎曲阻力的變化作控制。

10.一種用於實施前述任一項申請專利範圍的方法的裝置，具有一可調整的阻力裝置、一控制裝置、以及感測器，該阻力裝置設在一人工矯正體式或修復式的關節的二互相樞接支承的元件之間，這些感測器將該裝置的一元件的慣性角度及/或一關節角檢出，其特徵在設有一調整裝置，藉之可將阻力依位置而定的變化作用活化及/或去活化。

八、圖式：

(如次頁)