



(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 I589283 B

(45) 公告日：中華民國 106 (2017) 年 07 月 01 日

(21) 申請案號：099138045

(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)

A61B17/56 (2006.01)

(30) 優先權：2009/11/13 德國

10 2009 052 894.6

(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)；普麗莎 克莉斯丁 PLESA, CHRISTIAN (AT)

(74) 代理人：閻啟泰；林景郁

(56) 參考文獻：

CN 101155558A

CN 101317793A

審查人員：林麗芬

申請專利範圍項數：10 項 圖式數：3 共 19 頁

(54) 名稱

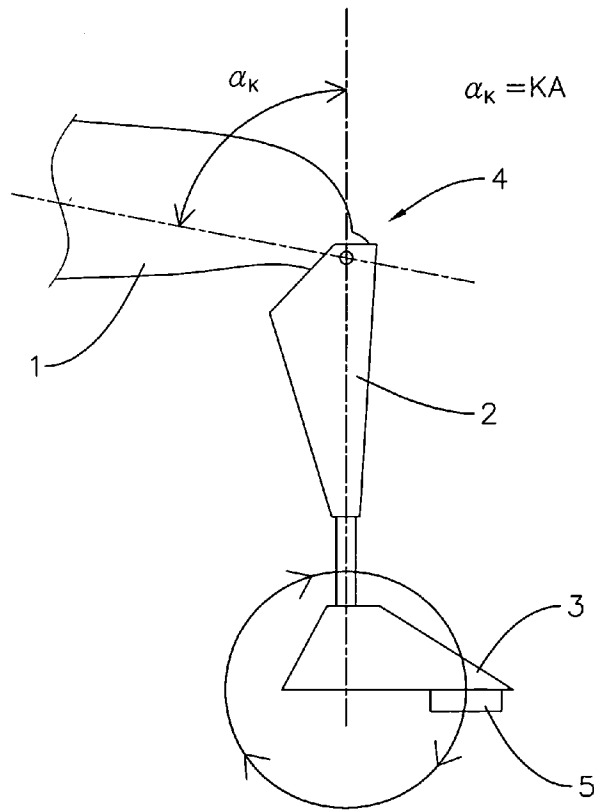
用於控制人工矯正體式或修復體式關節的方法與裝置 (三)

PRECESS AND DEVICE TO CONTROL 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下肢關節的方法，該關節具一阻力裝置，有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器將彎曲及/或伸直的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，將一種與步行不同的循環式運動求出，並在該循環運動的期間將阻力減少。(圖 1)

指定代表圖：



符號簡單說明：

(1) . . . 大腿幹軸

(2) . . . 小腿部

(3) . . . 義足

(4) . . . 義膝關節

(5) . . . 踏板

α_k . . . 膝角度

α_T . . . 慣性角度

K_A . . . 膝角度的值

圖 1

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：99138045

※申請日：99.11.5

※IPC分類：

A61B 17/68

A61F 2/68

A61F 2/64

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方法與裝置(三)

Process and device to control 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下肢關節的方法，該關節具一阻力裝置，有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器將彎曲及/或伸直的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，將一種與步行不同的循環式運動求出，並在該循環運動的期間將阻力減少。(圖 1)

三、英文發明摘要：

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) 大腿幹軸

(2) 小腿部

(3) 義足

(4) 義膝關節

(5) 踏板

α_k 膝角度

α_T 慣性角度

K_A 膝角度的值

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

無

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:actu)與該阻力裝置相配合，利用該阻力裝置可將彎曲阻力及/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。

【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)，而在下接頭部上設有一小腿幹軸或小腿軌條。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目的(Verrichtung)的場合時的不同需求儘量自然地配合或支援，故設有阻力

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頭部可以多輕地相對於該上接頭部沿撓曲方向樞轉。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，如髌關節或踝關節(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，或變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(orthopädiotechnisch, 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，以配合一個義肢腳的連接元件。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(Anheben)檢出，且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一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塊 (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) (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，並選出一個適合的基準 (它適合利用該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。

此外，在先前技術有所謂的「剎止膝關節」 (Bremskniegelenk, 英: braking knee joint)，其中當軸向負荷增加時，以機械方式提高撓曲與伸展的阻力。這點在最簡單的情形係用以下方式達成：設二個剎止面，它們受地面作用力而互相壓迫。在剎止裝置上，這種設計對於具有受控制的阻力裝置的現代義膝關節而言並不能使用。

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。當膝關節

完全伸直時，關節的彎曲用以下方式防止：力量的向量位在關節軸前方，因此關節被壓入伸直止擋部中。當力量向量一旦移到關節軸後方，則有一種危險：關節會彎折進去。因此即使在略彎曲的位置也同樣要提供較高的阻力。這種做法——關節在略彎的位置不完全被阻擋住——有一優點，即：關節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，則他就會失控地由於一關節被阻擋住而跌倒，而當關節具有高撓曲阻力時，他仍可利用殘肢力量將此關節彎曲，因此可減少跌倒的結果或完全防止跌倒。同樣地，在站立時，高的緩衝作用可使關節在狹小空間中的操縱或坐下動作較容易。

如果給予關節大阻力，則即使它不完全鎖固住，想騎腳踏車係不可能者或要費很大力氣，因為不但要克服踏板的阻力，還要克服關節的阻力。

在歐洲專利 EP 547 855 A1 提到一種方法，其中可調整一特別的模式，以將彎曲及/或伸直的阻力減少，如此就可騎腳踏車。然而如此一來，在站立時，關節就不能提供安全性，舉例而言，如果義肢使用者下車或停住並用該裝有義肢的腿站立時，則缺少安全性。為了得到所要及所需的安全性，須先再主動地更換到正常模式。舉例而言，這點係利用一系列的在正常狀態並不會發生的運動順序達成，利用這些運動順序可檢知到須作切換 (Umschalten, 英:switch-over)。為此，一般使用者須從腳踏車下來，如此當切換到正常模式時存在著有潛在危險的狀況。

【發明內容】

本發明的目的在提供一種方法與裝置，利用它可使關節(特別是膝關節)的阻力裝置自動配合腳踏車的行駛，而不須刻意將此模式活化或去活化。

依本發明，這種目的係利用申請專利範圍主項的方法及依相關項的裝置達成。本發明的有利的設計及進一步特點見於申請專利範圍附屬項。

本發明的一種用於控制人工矯正體式或修復體式的下肢關節的方法中，該關節具一阻力裝置，有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器將彎曲及/或伸直的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，將一種與步行不同的循環式運動求出，並在該循環運動的期間將阻力減少。如此，可自動地將一種與步行不同的運動狀態的存在檢出(例如騎腳車)，俾能使阻力自動地配合實際的運動行為。藉著將一種循環式運動(例如在騎腳踏車時所呈現者)求出及檢出，可在任何時候使該矯正體或修復體的使用者能騎腳車，而不須刻意地(以及一般上冗煩地)將一種特別模式活化。阻力的減少作用係自動達成，且在該異於步行的循環式運動的期間一直保持著。如果該循環式運動結束，則不將阻力減少的作業用就取消。因此，當騎腳車時，當停住或下車時，可確保充分安全性。

此循環式運動宜藉著分析運動量將該循環式運動求

出，特別是分析關節角度資料，各依關節角度的變化，可檢知它是那種運動，其中該循環運動係藉著分析一關節角度與一關節部慣性角度之間的相位移動或二個關節部的慣性角度間的相位移動或這些角度的變化而求出此循環式運動。一種慣性角速度係為一種關節部相對於一種朝向(Orientierung, 英:orientation)所施的角速度，該朝向並非該關節的部分的朝向，特別是相對於重力的朝向，因此騎腳車的動作可利用關節角度、關節角速度的循環式走勢、利用一關節部的關節角度及一慣性角度之間的相位移動、或一關節部的關節角速度及慣性角度之間的相位移動而檢出。舉例而言，這種評估可利用向量的長度決定，該向量係由二分量(膝角度速和小腿的慣性角速度)所形成。

此外，該循環式運動利用關節角度或關節部慣性角度的最大值與最小值之間的時間間隔求出。由於騎腳踏車係一種和諧而很均勻的運動(特別是就膝關節角度而言)，因此在關節角度走勢中相對極大值及極小值存在與否可用於檢出騎腳車運動。雖然在平面步行時，在一運動循環週期中產生特性之相對極小值與極大值，但在騎腳踏車時，有另類較高頻率的特性極小值與極大值。同樣地，一般著眼點為：在騎腳車時，修復體或矯正體的使用者並不將膝關節完全伸直，以防止關節由於修復體的結構而鎖固住。因此，在經過數個運動循環週期仍未有完全伸直存在，則可認定係在作騎腳踏車的運動，因此，當繼續運動時就將阻力減少。因此對於所發生的參數(關節角度、關節角度變化、或

慣性角度)所發生的極大值可確定一些值域(Wertebereich),所求的值須在此值域內,俾將所予的循環式運動求出。

要再補充一點,可將一種在下接頭部作用的負荷求出,且在達到或低於該負荷的臨限值時就將阻力減少。至少在向上運動時,沒有或只有很小的負荷(例如軸向力)作用到小腿。舉例而言,如果對於轉二圈的動作,各求得週期式減少的軸向力量走勢,則可由此得知:使用者在騎腳踏車,因此顯示出阻力減少。

由於修復體使用者或矯正體使用者在騎腳踏車時一直將膝蓋彎曲,以避免由於關節的機械結構造成鎖固住,故可設另一條件:即須有一最起碼的關節角度存在,才可將阻力減少。如此可確保,當膝關節伸直或近乎伸直時一直提供較大的阻力,因為由這種狀況可得知騎腳踏車動作實際上結束或中斷了。

基於安全理由,如果減少阻力的條件不再存在,則將阻力提高,且因此切換回到一正常模式。另一種安全措施係為在伸直運動時,將撓曲阻力提高。因此撓曲阻力在踏板踩下時提高,因為這種阻力提高的方式對騎腳踏車並無負面作用,但在自發性的下車,停車或支持運動時,可防止裝有義肢的腿的關節失控地折入。

本發明還關於一種用於實施上述的方法的裝置,它具有一可調整的阻力裝置,該阻力裝置設在一人工矯正體或修復體式關節的二個互相用關節方式樞接支承住的元件之

間，此外該裝置還具有一控制裝置及感測器，這些感測器將此裝置的狀態資訊檢出，其中，設有一調整裝置，且可利用該調整裝置將一種依運動模型決定的阻力的改變作業活化及/或去活化。因此除了自動活化外，還可刻意地將騎腳踏車模式活化。同樣地，如果這種模式不需要，則可將此自動檢出作用關掉。

這種功能可為一控制手段的單一控制功能。同樣，它也可為一種功能控制手段的一部分，俾呈一種附加模式的方式提供，這種模式在步行程式時，在任何滿足該條件的時候都將關節阻力減少。

以下利用附圖詳細說明本發明一實施例。

【實施方式】

圖 1 中顯示一修復體，它具有一大腿幹軸(1)、一小腿部(2)[它用關節固定在大腿幹軸(1)上]及一義足(3)。大腿幹軸(1)用一義膝關節(4)與小腿部(2)耦合。大腿幹軸(1)中容納一義腿使用者的大腿。小腿部(2)中設有阻力裝置，俾能將大腿幹軸(1)與小腿部(2)之間的樞轉運動的阻力作調整。在圖示的實施例，義足(3)放在一踏板上，相反側(未裝義肢那一側)不作圖示。在小腿部(2)內設有一控制裝置，它與感測器耦合。這些感測器檢出修復體的狀態資料，特別是力量、力矩、角速度、及角度。根據感測器資料，在控制裝置中檢知現在正在作何種運動，因此自動地調整阻力裝置中的正確阻力，以正確而安全地作該運動。

在此情形中要檢出騎腳踏車的狀態。騎腳踏車的運動可利用一種循環運動表示，因為踏板(5)以及放在踏板(5)上的義足係沿大致保持相同的旋轉運動方向作圓運動。這點利用圖 1 中的箭頭表示。大腿幹軸(1)繞髖關節作樞轉運動，而小腿部(2)繞義膝關節(4)的關節軸作旋轉運動以及作上下移動運動。

膝角度係 α_k 係在小腿部(2)的縱軸與大腿幹軸(1)的縱軸之間測量，其中該二縱軸在義膝關節(4)中相交。基本上也可有其他參考軸。

圖 2 中顯示膝角度的值 KA 對時間的走勢圖，從時間點 $t=0$ 的最大彎曲位置開始，在開始騎腳踏車時，裝義肢的腿往下壓過來，因此產生第一之膝角度極小值 MIN1，然後，在時間 t_1 過程，膝角度大致呈正弦走勢一直到第一膝角度極大值 MAX1 為止，並從該處起再呈正弦形走勢一直到第二膝角度極小值 MIN2。然後此運動模型與膝角度走勢對應地繼續，因此大致產生正弦形的膝角度曲線。

在騎腳踏車時，膝角度走勢的特性為一事實：義肢並不完全伸直，因此膝角度極小值係位置不完全伸直的腿(膝角度 KA1)與略進一部彎曲的腿(膝角度 KA2)之間，而膝角度最大值則在值 KA3 與 KA4 之間，其中這些值和鞍座高度及踏板長度有關。

如果在控制裝置中，根據感測器資料檢知一種循環式運動走勢，則極小值和極大值在膝角度的一下範圍和上範圍內在時間上大致相同地分佈，且經過一長的時段，則將

阻力裝置調整成提供較小的阻力，在此彎曲阻力和伸直阻力都減少，俾使騎腳踏車的裝配義肢者不必克服阻力裝置的伸直阻力和撓曲阻力。

最先的一些運動循環週期仍要用較高的阻力作，俾提供義肢裝配者較大的安全。在踏板(5)轉了若干圈後，才將阻力減少。所需之圈數可調整，例如在二圈～五圈之間。

如果不採取根據膝角度的值 KA 分析循環運動(或除了這種方式外同時另外)也可使用其他運動的值，例如加速度或速度，它們係在騎腳踏車時以一種重複的模型發生，例如義足(3)的特別圓運動或循環式樞轉運動配合小腿(2)的上、下運動，這些運動值可以當作膝角度 KA 外的另類方式或補充方式算出以求出該循環運動。

同樣地，可測力量或力矩以求出此循環運動，例如測出一種軸向力[它係沿小腿(2)的縱軸作用或作用到義足(3)上]，以得知正在作騎腳踏車的運動，該負荷(例如軸向力)也當作一種靜態的標準。如果存在一定的負荷，則認定非騎車的情況，如果該負荷低於一臨限值，則可配合其他資料認定為騎車情況，因此可配合調整阻合。

一種安全裝置係在伸直運動時——亦即當義肢伸直時——將撓曲阻力提高。這點用於提高安全性，因為在伸直運動時提高撓曲阻力對騎車沒有負面作用，但當不經意地下車或突然停住時可確保足夠安全性防止義肢不經意地彎入。

另一種安全裝置係將減少的阻力(它可減到零)在作循

環運動時提高到正常值，俾在停住及下車時自動切換到正常模式，換言之，在下車後準備作步行功能。

如果腿在伸直或近乎伸直的位置，則將阻力同樣地提高或不減少，以防止當在站立位置時腿伸直時當有循環式負荷時沒有安全性。

圖 3 中以示意方式顯示該義肢在彎折一角度的位置。為了要能自動地改變阻力及求出狀態，故測量慣性角度 α_T 及/或膝角度 α_k ，它們係被認為沿重力方向作用。大腿部(1)的縱軸被當作慣性角度 α_T 的參考值，該縱軸通過義膝關節(4)的樞轉軸。在此，該縱軸大約相當於自然大腿骨的朝向，且大致在大腿部(1)中央延伸，該大腿部(1)一般設計成一大腿幹軸形式。

膝角度 α_k 在小腿部(12)的縱延伸線及大腿部(1)的縱延伸線間，且此處小腿部(2)的縱軸通過義膝關節(4)的關節軸。膝角度 α_k 可由大腿部(1)的慣性角度 α_T 與小腿部(2)的慣性角度 α_i 計算，其中根據慣性角度 α_T 及 α_i 的計算值，由重力向量 g 著手作配合調節正負號(Vorzeichen, 英: sign)，因此大腿部(1)的慣性角度 α_T 由膝角度 α_k 與小腿部(2)的慣性角度 α_k 之間的差得到。

此外測定地面作用力 GRF 或軸向力 AX[它沿小腿部(2)的縱方向作用]以根據目前的力量決定義肢使用者在何種運動狀態。

【圖式簡單說明】

圖 1 係一修復體的示意圖；

圖 2 係在騎腳車時膝角度對時間的走勢；

圖 3 係角度值的圖例 (Konvention)。

【主要元件符號說明】

(1) 大腿幹軸

(2) 小腿部

(3) 義足

(4) 義膝關節

(5) 踏板

α_k 膝角度

α_T 慣性角度

MIN1 第一膝角度極小值

MAX1 第一膝角度極大值

MIN2 第二膝角度極小值

KA1、KA2、KA3、KA4 膝角度的值

GRF 地面作用力

AX 軸向力

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下肢關節的方法，該關節具一阻力裝置，有一動作器與該阻力裝置配合，利用該動作器將彎曲及/或伸直的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：

將一種與步行不同的循環式運動求出，並在該循環運動的期間將阻力減少，且該循環式運動利用關節角度或關節部慣性角度的最大值與最小值之間的時間間隔求出。

2.如申請專利範圍第1項之方法，其中：

藉著分析該循環式運動的運動量將該循環式運動求出。

3.如申請專利範圍第1或第2項之方法，其中：

藉著分析一關節角度與一關節部慣性角度之間的相位移動或二個關節部慣性角度間的相位移動或這些角度的變化而求出此循環式運動。

4.如申請專利範圍第1項之方法，其中：

對於該最大值與最小值定出一此值域，所求的值須在這些值域中，俾將所予之循環式運動求出。

5.如申請專利範圍第1或第2項的方法，其中：

將一種在下接頭部作用的負荷求出，且在達到或低於該負荷的臨限值時將阻力減少。

6.如申請專利範圍第1或第2項的方法，其中：

確定一最起碼的關節角度，此最小關節角度係為要將

阻力減少所必須存在者。

7.如申請專利範圍第1或第2項的方法，其中：

如果減少阻力的條件不再存在，則將阻力提高。

8.如申請專利範圍第1或第2項的方法，其中：

在伸直運動時，將撓曲阻力提高。

9.如申請專利範圍第1或第2項的方法，其中：

存著在數種控制演算法，它們根據用於檢出角度與力量的不同裝置的測量值工作，因此當一用於檢出角度與力量的裝置故障時，就使用其餘的測量值以控制改變伸直及/或彎曲的阻力。

10.一種用於實施上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，該阻力裝置設在一人工矯正體或修復體式關節的二個互相用關節方式樞接支承住的元件之間，該裝置還具有一控制裝置及感測器，該感測器將此裝置的狀態資訊檢出，其特徵在：

設有一調整裝置，且可利用該調整裝置將一種依一種循環式運動的運動模型決定的阻力的改變作業活化及/或去活化。

八、圖式：

(如次頁)

105年4月11日修正替換頁

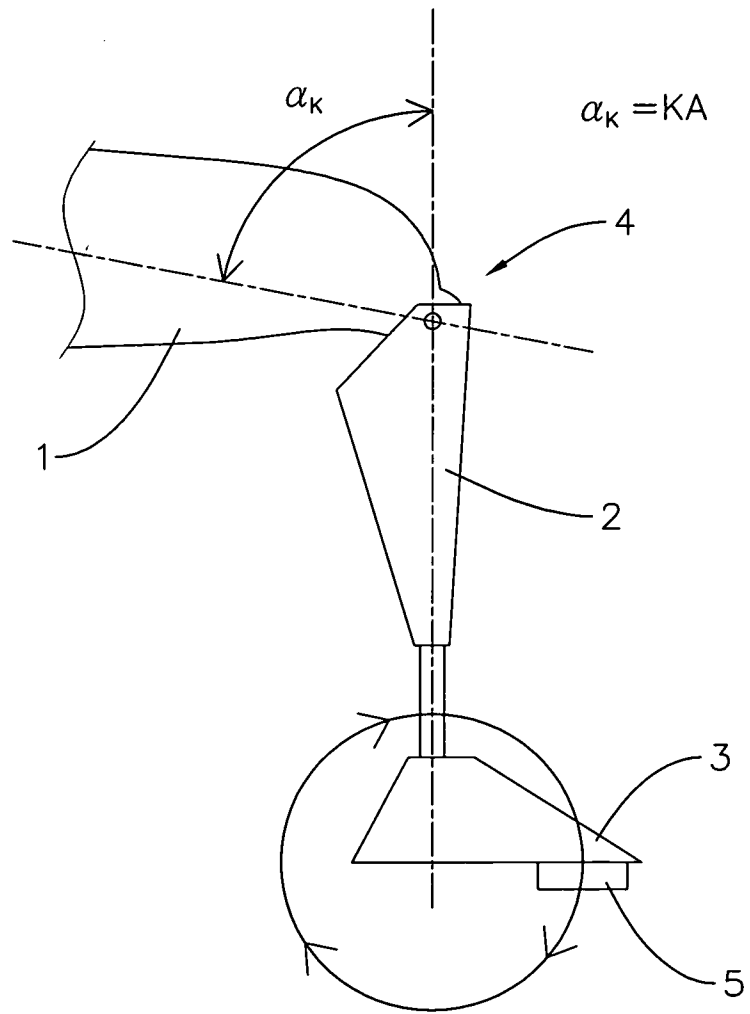


圖 1

105年X月11日修正替換頁

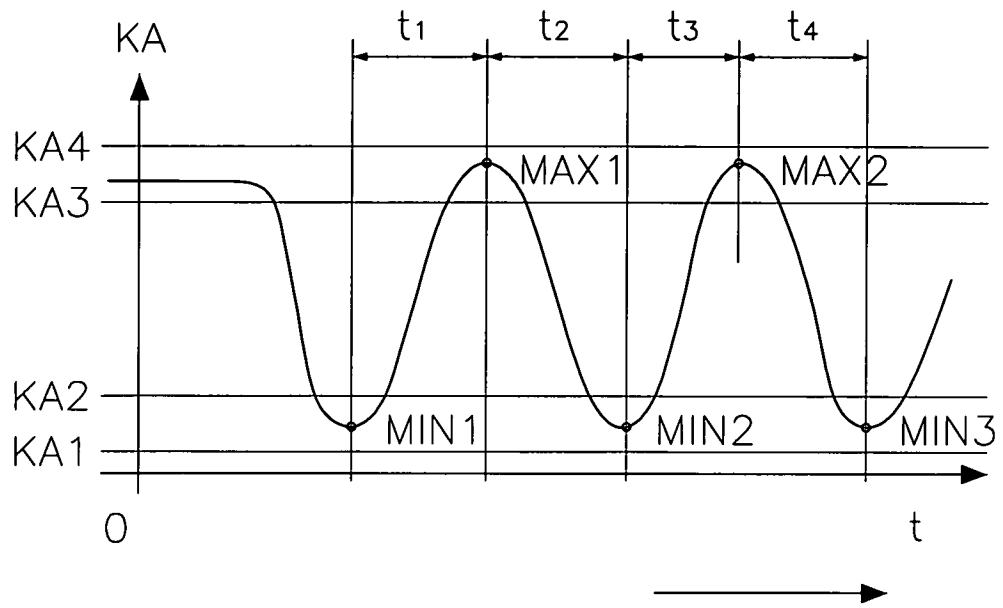


圖 2

105年 X月 11日修正替換頁

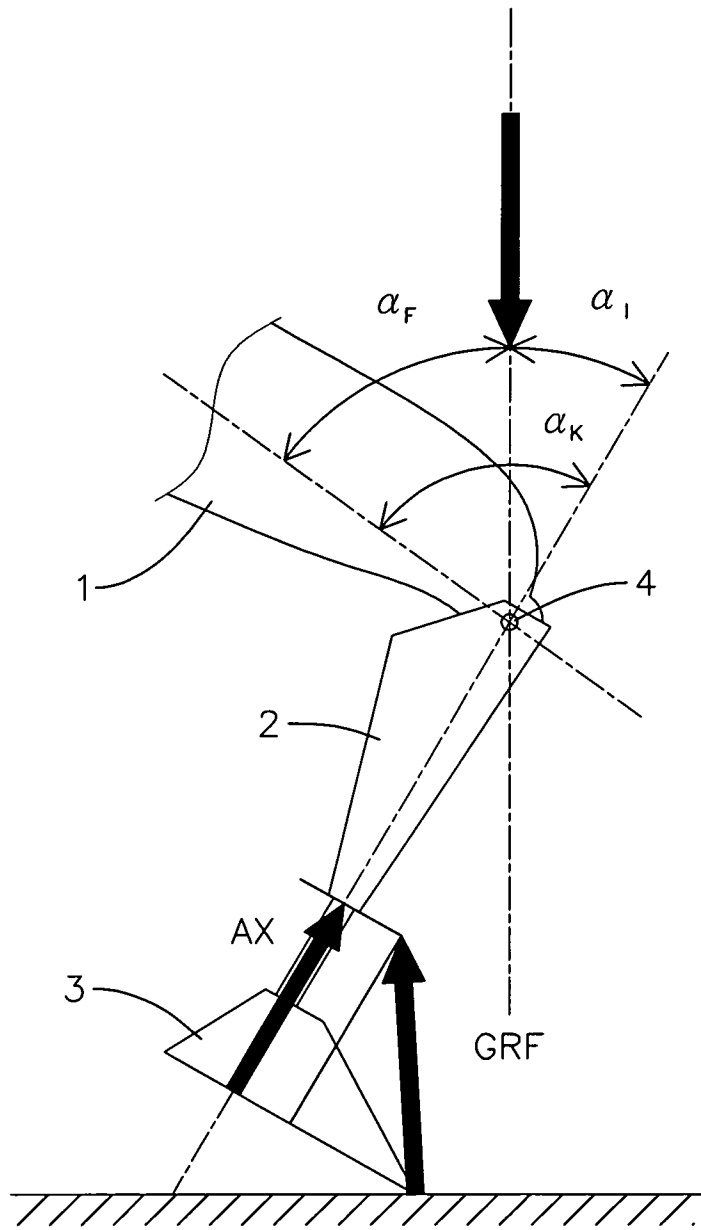


圖 3