



(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 201725021 A

(43) 公開日：中華民國 106 (2017) 年 07 月 16 日

(21) 申請案號：105100238

(22) 申請日：中華民國 105 (2016) 年 01 月 06 日

(51) Int. Cl. :

A61H3/00 (2006.01)

G05B13/02 (2006.01)

(71) 申請人：國立交通大學 (中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)

新竹市東區大學路 1001 號

(72) 發明人：宋開泰 SONG, KAI-TAI (TW)；吳尚陽 WU, SHANG-YANG (TW)；江信毅 JIANG, SIN-YI (TW)

(74) 代理人：高玉駿；楊祺雄

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：9 項 圖式數：15 共 38 頁

(54) 名稱

用於控制行走輔具的方法

METHOD FOR CONTROLLING WALKING-ASSISTANCE APPARATUS

(57) 摘要

一種用於控制行走輔具的方法，利用雷射掃描儀來偵測使用者的步態資訊，並利用力矩感測器來偵測使用者的施力方向，作為行走輔具運動控制的輸入資訊，進而運用順應性控制來達成行動輔助的功效。其中以使用者的步態資訊調整行走輔具的移動速度，而以力矩感測資訊調整行走輔具的行進方向，能產生行走輔具所需的被動行為，有效達成助行之功能。此外，本發明還提供一種行走輔具的自主避障機制，藉由結合該自主避障機制與上述的順應性控制，能讓行走輔具在複雜的環境中避免碰撞障礙物，提供使用者更安全的操作。

This invention provides a walking-assistance apparatus that uses a laser scanner to detect user's gait information, and uses a force/torque sensor to detect user's motion direction; thus, the walking-assistance apparatus is able to provide compliance controls according the gait and force/torque information, wherein the walking velocity and the motion direction of the walking-assistance apparatus are regulated by the gait information and the force/torque information, respectively. In addition, this invention provides an autonomous obstacle avoidance mechanism; by combining the obstacle avoidance mechanism and the compliance controls, the walking-assistance apparatus is able to help user prevent from collisions with obstacles when walking in an environment with obstacles.

指定代表圖：

符號簡單說明：

51~513 . . . 步驟

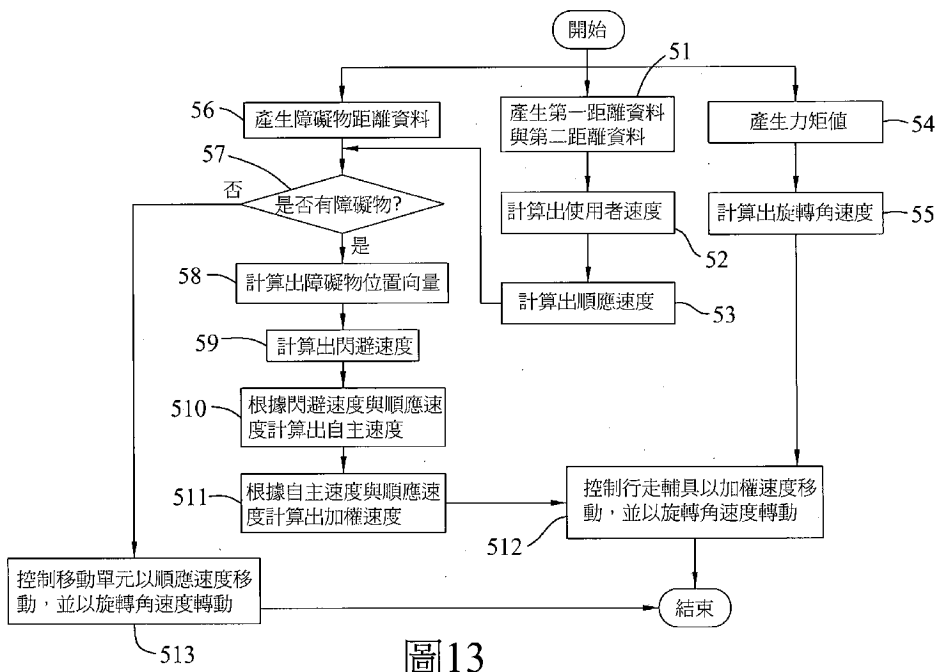


圖13

201725021

專利案號: 105100238



申請日: 105. 1. 06

201725021

【發明摘要】

IPC分類 A61H 3/00 (2006.01)

G05B 13/02 (2006.01)

【中文發明名稱】用於控制行走輔具的方法

【英文發明名稱】Method For Controlling Walking-Assistance Apparatus

【中文】

一種用於控制行走輔具的方法，利用雷射掃描儀來偵測使用者的步態資訊，並利用力矩感測器來偵測使用者的施力方向，作為行走輔具運動控制的輸入資訊，進而運用順應性控制來達成行動輔助的成效。其中以使用者的步態資訊調整行走輔具的移動速度，而以力矩感測資訊調整行走輔具的行進方向，能產生行走輔具所需的被動行為，有效達成助行之功能。此外，本發明還提供一種行走輔具的自主避障機制，藉由結合該自主避障機制與上述的順應性控制，能讓行走輔具在複雜的環境中避免碰撞障礙物，提供使用者更安全的操作。

【英文】

This invention provides a walking-assistance apparatus that uses a laser scanner to detect user's gait information, and uses a force/torque sensor to detect user's motion direction; thus, the walking-assistance apparatus is able to provide compliance controls according the gait and force/torque information, wherein the walking velocity and the motion direction of the walking-assistance apparatus are regulated by the gait information and the force/torque information, respectively. In addition, this invention provides an autonomous obstacle avoidance mechanism; by combining the obstacle avoidance mechanism and the compliance controls, the walking-assistance apparatus is able to help user prevent from collisions with obstacles when walking in an environment with obstacles.

【指定代表圖】：圖（13）。

【代表圖之符號簡單說明】

51~513 步驟

【發明說明書】

【中文發明名稱】用於控制行走輔具的方法

【英文發明名稱】Method For Controlling Walking-Assistance Apparatus

【技術領域】

【0001】 本發明是有關於一種用於控制行走輔具的方法，特別是指一種基於使用者的力與步態資訊來順應控制行走輔具的方法。

【先前技術】

【0002】 老人或是一些患有帕金森氏症的病患雖然可以行走，但是在行走時常有步態不穩的情況，故在行走時需要有輔具或他人的扶持才能避免跌倒。

【0003】 行走輔具分為被動式行走輔具與主動式行走輔具。被動式行走輔具的優點在於質量輕盈且操作容易，但是需由使用者負荷輔具的重量，並且只能達到一些簡單的輔助功能。例如常見的四腳助行器，在使用時使用者先施力移動四腳助行器，等有了穩定的支撐點後才移動雙腳。雖然四腳助行器對於雙腳不穩定的使用者來說可達到輔助行走的功效，但是使用者並無法藉由此種行走輔具的幫助而連續地動作，使用者需在穩定地放置好四腳助行器後才能移動。

【0004】 一般來說，主動式行走輔具裝設有輪子與用於驅動輪子的馬達，所以在重量上會高於被動式行走輔具，但因為主動式行走輔具本身具有動力，且藉由偵測使用者的行走意圖，包括使用者所欲的行走速度與方向，來順應使用者的行走而動作，所以能在被使用者推動時讓使用者不需負擔輔具的重量。

【0005】 目前來說，已有在行走輔具上單獨設置力感測器來感測使用者的施力，並據以偵測使用者的行走意圖的技術；也有在行走輔具上單獨設置雷射感測器來感測使用者的步態資訊，並據以偵測使用者的行走意圖的技術。然而，單獨利用力感測器在偵測使用者所欲的行走速度仍有不足，例如，當使用者重心不穩而將要向前傾倒時，使用者可能會對行走輔具施以向前推的力量，故如果僅根據所感測到的使用者的施力來估計使用者所欲的行走速度，可能會誤判使用者要加速向前動作而提高了跌倒的風險；而單獨利用雷射感測器在判斷使用者所欲的行走方向時，也容易判斷錯誤。

【發明內容】

【0006】 因此，本發明之目的，即在提供一種用於控制行走輔具的方法。

【0007】 於是，本發明用於控制行走輔具的方法藉由一控制模組來實施。該行走輔具包含一移動單元與一連接該移動單元的支撐單元。該支撐單元包括一供一使用者握持的握持部。該控制模組包

含一設置於該行走輔具的第一距離感測器、一設置於該握持部的力矩感測器，及一處理單元。該用於控制行走輔具的方法包含一步驟(a)、一步驟(b)、一步驟(c)、一步驟(d)，及一步驟(e)。

【0008】 該步驟(a)是該第一距離感測器分別在一第一時間與一第二時間產生相關於該使用者的一第一距離資料與一第二距離資料，其中該第二時間在該第一時間之後。

● 【0009】 該步驟(b)是該力矩感測器在該第二時間量測到一相關於該使用者之上下方向為軸向的力矩值。

● 【0010】 該步驟(c)是該處理單元根據該第一距離資料計算出在該第一時間該第一距離感測器與該使用者之間的一第一距離，並根據該第二距離資料計算出在該第二時間該第一距離感測器與該使用者之間的一第二距離，且根據該第一距離與該第二距離計算出一在該第二時間的使用者速度。

● 【0011】 該步驟(d)是該處理單元根據該使用者速度與該第二距離計算出一相關於該移動單元的在該第二時間的順應速度，並根據該力矩值計算出一相關於該移動單元的在該第二時間的旋轉角速度，其中該順應速度正相關於該使用者速度，並負相關於該第二距離。

【0012】 該步驟(e)是該處理單元控制該移動單元以該順應速度移動而帶動該行走輔具以該順應速度移動，並控制該移動單元以該旋轉角速度轉動而帶動該行走輔具轉動。

【0013】 本發明之功效在於：以使用者的步態資訊調整行走輔具的移動速度，而以力矩感測資訊調整行走輔具的行進方向，能產生行走輔具所需的被動行爲，有效達成助行之功能。

【圖式簡單說明】

【0014】 本發明之其他的特徵及功效，將於參照圖式的實施方式中清楚地呈現，其中：

圖 1 是一方塊圖，說明執行本發明用於控制行走輔具的方法的第一實施例的控制模組；

圖 2 是一示意圖，配合圖 1 說明該行走輔具爲一機器人的實施態樣，及該控制模組的第一距離感測器在該行走輔具的裝設位置；

圖 3 是一示意圖，說明該控制模組的一力矩感測器裝設於該行走輔具的位置；

圖 4 是一示意圖，說明該力矩感測器爲一個三軸力矩感測器；

圖 5 是一流程圖，說明該第一實施例的步驟流程；

圖 6 是一示意圖，說明該第一距離感測器所產生的一第一距離資料，及根據該第一距離資料計算出的第一距離；

圖 7 是一示意圖，說明該第一距離感測器所產生的一第二距離資料，及根據該第二距離資料計算出的第二距離；

圖 8 是一示意圖，說明該行走輔具與該使用者之間的一虛擬彈簧與一虛擬阻尼；

圖 9 是一示意圖，說明該使用者想要操作該行走輔具向右轉向時，需左手向前施力且右手向後施力；

圖 10 是一示意圖，說明該使用者想要操作該行走輔具向左轉向時，需右手向前施力且左手向後施力；

圖 11 是一示意圖，說明執行本發明用於控制行走輔具的方法的一第二實施例的另一控制模組；

圖 12 是一示意圖，說明該另一控制模組的一第二距離感測器在該行走輔具的裝設位置；

圖 13 是一流程圖，說明該第二實施例的步驟流程；

圖 14 是一示意圖，說明該第二距離感測器所產生的一障礙物距離資料，及根據該障礙物距離資料所計算出的多個障礙物位置向量及其相反向量；及

圖 15 是一示意圖，說明一自主速度為一順應速度與一閃避速度的總和。

【實施方式】

【0015】 參閱圖1~4，本發明用於控制行走輔具的方法的一第一實施例是藉由一設置於該行走輔具2的控制模組1來實施。該行走輔具2包含一移動單元21與一連接該移動單元21的支撐單元22，該支撐單元22包括一供一使用者握持的握持部221。該行走輔具2以一雙臂環抱的機器人的態樣來實施但可不限於此，其中該支撐單元22包括該機器人的軀幹、雙臂、頭部，且該握持部221為該機器人的右臂。該移動單元21包括多個輪子及多個用於驅動該等輪子的馬達，並能以分別控制速度與方向的方式帶動該行走輔具2進行全向式的移動。

【0016】 該控制模組1包含一處理單元11，與分別電連接該處理單元11的一第一距離感測器12及一力矩感測器13。該處理單元11可為一微電腦或一工業電腦。如圖2所示，該第一距離感測器12為一雷射掃描儀(laser scanner)，並面向該使用者地設置於該行走輔具2，用於感測自身與該使用者腿部的距離。

【0017】 該力矩感測器13為一三軸力矩感測器，並設置於該握持部221而使得當該使用者的雙手握持該握持部221時分別位於該力矩感測器13的左右兩側。該力矩感測器13的X軸為空間中上下方向，Z軸為該握持部221的軸向，Y軸則為該使用者前視該力矩感測器13時的前後方向。

【0018】 參閱圖5，圖5說明當該使用者操作該行走輔具2時，該第一實施例的步驟流程；其中該處理單元11藉由步驟31~33計算出一對應前後移動的順應速度，並藉由步驟34~35計算出一對應左右轉動的旋轉角速度之後，在步驟36控制該移動單元21以該順應速度移動而帶動該行走輔具2以該順應速度移動，並控制該移動單元21以該旋轉角速度轉動而帶動該行走輔具2轉動。以下詳述各個步驟。

【0019】 在步驟31，該第一距離感測器12分別在一第一時間與一第二時間產生相關於該使用者的一第一距離資料與一第二距離資料，其中該第二時間在該第一時間之後。參閱圖6，該第一距離資料由該第一距離感測器12以自身為原點並以順時鐘或逆時鐘方向掃描前方180度的範圍所產生的，並包含多個雷射距離 L_h 與分別對應該等雷射距離 L_h 的掃描角度 θ ，如此該第一距離資料定義出一第一座標平面，其中該第一距離感測器12對應該第一座標平面的原點，且每一雷射距離 L_h 在該第一座標平面上對應一座標位置 C_r ，且較佳地，該第一距離感測器12被預先設定成其所能產生的最大雷射距離為一公尺；類似地，參閱圖7，該第二距離資料也包含該第一距離感測器12以自身為原點並利用雷射掃描前方180度的範圍所產生的多個雷射距離 L_h 與分別對應該等雷射距離 L_h 的掃描角度 θ ，且定義出同一的該第一座標平面。

【0020】 在步驟32，該處理單元11根據該第一距離資料計算出在該第一時間該第一距離感測器12與該使用者之間的一第一距離 $d_u(t-1)$ ，並根據該第二距離資料計算出在該第二時間該第一距離感測器12與該使用者之間的一第二距離 $d_u(t)$ ，且計算出一在該第二時間的使用者速度 $\bar{v}_u(t)$ ，也就是： $\bar{v}_u(t) = \frac{d_u(t) - d_u(t-1)}{\Delta t}$ ，其中 Δt 為該第二時間與該第一時間的差值，在本實施例中 Δt 為0.1秒，但可不限於此。

【0021】 再參閱圖6，以下說明計算該第一距離 $d_u(t-1)$ 與該第二距離 $d_u(t)$ 的方式：在該等雷射距離 L_n 中，令 L_1 與 L_2 為在進行雷射掃描時依序產生的二相鄰的雷射距離，若 $|L_2 - L_1|$ 大於一預設的門檻值，則判斷 L_2 對應該使用者腿部的邊緣位置；如此，可根據上述方式來判斷出左腿的兩個邊緣座標位置及右腿的兩個邊緣座標位置，再計算出左腿的兩個邊緣座標位置的中點 M_l 與右腿的兩個邊緣座標位置的中點 M_r ，並以 M_l 與 M_r 的中點作為該使用者的座標位置 M_u ，該第一距離 $d_u(t-1)$ 即為該使用者的座標位置 M_u 與原點的距離。參閱圖7，該第二距離 $d_u(t)$ 的計算方式相同於該第一距離 $d_u(t-1)$ 的計算方式。

【0022】 在步驟33，該處理單元11根據該使用者速度 $\bar{v}_u(t)$ 與該第二距離 $d_u(t)$ 計算出一在該第二時間的虛擬力 $\bar{F}_v(t)$ ，並藉由一用於

將力轉換成速度的導納模型(admittance model)，根據該虛擬力 $\bar{F}_{vir}(t)$ 計算出一在該第二時間的對應前後移動的順應速度 $\bar{V}_r(t)$ 。

【0023】 參閱圖8，在該使用者操作該行走輔具2時，爲了要由該使用者的行走快慢來決定該行走輔具2的行走速度，且讓該使用者在不施力推動該行走輔具2時的行走快慢如同有對該行走輔具2施力一般，所以在此假想該使用者與該行走輔具2之間聯繫著一虛擬彈簧41與一虛擬阻尼42，如此，該虛擬力 $\bar{F}_{vir}(t)$ 則由該虛擬阻尼42和該虛擬彈簧41所產生，提供給該行走輔具2順應該使用者行走時所需要的該虛擬力 $\bar{F}_{vir}(t)$ ，也就是

$$\bar{F}_{vir}(t) = B_{vir} \bar{V}_u(t) + k_{vir} (k_o - d_u(t)) , \quad (式1)$$

【0024】 其中該虛擬力 $\bar{F}_{vir}(t)$ 正相關於該使用者速度 $\bar{V}_u(t)$ 並負相關於該第二距離 $d_u(t)$ ， B_{vir} 爲該虛擬阻尼42的阻尼係數且爲一大於零的預設值， k_{vir} 爲該虛擬彈簧41的彈簧係數且爲一大於零的預設值， k_o 爲該虛擬彈簧41的平衡點距離且實質上爲該使用者的手臂長度。

【0025】 在計算出該虛擬力 $\bar{F}_{vir}(t)$ 之後，再根據下列(式2)所列的導納模型計算出該順應速度 $\bar{V}_r(t)$ 。

$$M_c \ddot{\bar{V}}_r(t) + B_c \dot{\bar{V}}_r(t) = \bar{F}_{vir}(t) , \quad (式2)$$

【0026】 其中 M_c 與 B_c 分別為預設的期望質量與期望阻尼係數。根據(式2)中的該導納模型算出該順應速度 $\bar{v}_r(t)$ 為本發明所屬技術領域之具有通常知識者所熟悉的技術，故其細節不在此贅述。

【0027】 在步驟34，該力矩感測器13在該第二時間產生一相關於該使用者的X軸的力矩值 $\bar{M}_x(t)$ 。參閱圖9與圖10，如圖9所示，當該使用者想要操作該行走輔具2向右轉向時，需左手向前施力且右手向後施力，此時該力矩感測器13在X軸產生一順時鐘方向的力矩值 $\bar{M}_x(t)$ ；反之，如圖10所示，當該使用者想要操作該助行輔具2向左轉向時，需左手向後施力且右手向前施力，此時該力矩感測器13在X軸產生一逆時鐘方向的力矩值 $\bar{M}_x(t)$ 。

【0028】 在步驟35，該處理單元11藉由下列(式3)的導納模型計算出一相關於該移動單元21的在該第二時間的對應左右轉動的旋轉角速度 $\bar{\omega}_r(t)$ ，

$$I_a \dot{\bar{\omega}}_r(t) + B_a \bar{\omega}_r(t) = \bar{M}_x(t), \quad (\text{式3})$$

【0029】 其中 I_a 和 B_a 為預設的期望轉動慣量與期望阻尼係數。根據(式3)中的該導納模型計算出該旋轉角速度 $\bar{\omega}_r(t)$ 也為本發明所屬技術領域之具有通常知識者所熟悉的技術，故其細節不在此贅述。

【0030】 在步驟36，在計算出該順應速度 $\bar{v}_r(t)$ 與該旋轉角速度 $\bar{\omega}_r(t)$ 之後，該處理單元11控制該移動單元21以該順應速度 $\bar{v}_r(t)$ 移動

而帶動該行走輔具2以該順應速度 $\bar{v}_i(t)$ 移動，並控制該移動單元21以該旋轉角速度 $\bar{\omega}_i(t)$ 轉動而帶動該行走輔具2轉動。

【0031】 特別地，該第一實施例能克服單獨使用力感測器或單獨使用雷射感測器時的缺點而有效達成助行之功能。該第一實施例以力矩感測資訊來調整該行走輔具2的行進方向；並根據該使用者的行走速度及該使用者與該行走輔具2的距離來調整該行走輔具2的直線速度，所以能順應不同的異常步態。例如，當該使用者產生帕金森氏症的碎步行走時，該行走輔具2會動態地改變速度來順應該使用者的碎步速度。

【0032】 參閱圖11與圖12，本發明用於控制行走輔具的方法的第一第二實施例是由圖11所示的另一控制模組1實施，該另一控制模組1與實施該第一實施例的該控制模組的差異僅在於：該另一控制模組1還包含一也為一雷射掃描儀的第二距離感測器14。如圖12所示，該第二距離感測器14背向該使用者地設置於該行走輔具2，用於在行走時感測自身與前方障礙物的距離。

【0033】 參閱圖13，圖13說明該第二實施例的步驟流程，其中步驟51~55相同與該第一實施例的步驟31~35，而與該第一實施例不同的是，該第二實施例還利用該第二距離感測器14的掃描資料判斷是否前方有障礙物，若判斷結果為肯定的，則控制該移動單元21執行一自主避障機制(步驟58~512)，而若判斷結果為否定的，則

與該第一實施例相同地控制該移動單元21以該順應速度 $\bar{V}_r(t)$ 移動，並以該旋轉角速度 $\bar{\omega}_r(t)$ 轉動(步驟513/步驟36)。以下詳述該第二實施例的步驟56~512。

【0034】 在步驟56，參閱圖14，該第二距離感測器14在該第二時間產生一障礙物距離資料，其中該障礙物距離資料包含該第二距離感測器14以自身為原點並掃描前方180度的範圍所產生的多個雷射距離 L_h 與分別對應該等雷射距離 L_h 的掃描角度 θ ，如此該障礙物距離資料定義出一對應該第二距離感測器14的第二座標平面，其中該第二距離感測器14對應該第二座標平面的原點，且每一雷射距離 L_h 在該第二座標平面上對應一座標位置 C_r 。

【0035】 在步驟57，該處理單元11根據該障礙物距離資料判斷是否存在至少一障礙物61，在判斷結果為否定時執行步驟513，也就是控制該移動單元21以該順應速度 $\bar{V}_r(t)$ 移動，並以該旋轉角速度 $\bar{\omega}_r(t)$ 轉動；而在判斷結果為肯定時執行步驟58~512。在本實施例中，該處理單元11判斷是否該障礙物距離資料中存在至少一雷射距離 L_h 小於一預定的門檻值，若判斷結果為肯定的，則判定存在該至少一障礙物61，否則判定不存在該至少一障礙物61。

【0036】 在步驟58，該處理單元11對於該障礙物距離資料中的每一小於該預定門檻值的雷射距離 L_h ，計算出一對應該雷射距離 L_h 的在該第二座標平面上的障礙物位置向量62與其相反向量63，其

中該障礙物位置向量62起始於該第二座標平面的原點並終止於該雷射距離 L_h 在該第二座標平面上的座標位置 C_r 。舉例來說，如圖14所示，其中該處理單元11計算出三個障礙物位置向量62，與每一障礙物位置向量的相反向量63。

【0037】 在步驟59，該處理單元11計算出一正相關於所有障礙物位置向量的相反向量63的加權總和的閃避速度 $\bar{V}_o(t)$ 。在本實施例中，

$$\bar{V}_o(t) = a \sum_i w_i (-\bar{x}_i(t)) , \quad (\text{式4})$$

【0038】 其中 $\bar{x}_i(t)$ 為第 i 個障礙物位置向量62， $-\bar{x}_i(t)$ 為其相反向量， $w_i = \frac{D_{\max} - |\bar{x}_i(t)|}{D_{\max} \times |\bar{x}_i(t)|}$ 為 $-\bar{x}_i(t)$ 的權重並負相關於 $|\bar{x}_i(t)|$ ， a 為一大於零的預設值， D_{\max} 為一相關於該行走輔具2閃避障礙物時最大安全距離的預設值，且不大於該第二距離感測器14所能產生的最大雷射距離。承圖14所示之例來說明並參閱圖15，其中圖15所示的該閃避速度 $\bar{V}_o(t)$ 為圖14所示的三個障礙物位置向量的相反向量63根據(式4)所計算出的結果。

【0039】 在步驟510，承圖14與圖15所示之例來說明，該處理單元11藉由加總該閃避速度 $\bar{V}_o(t)$ 與該順應速度 $\bar{V}_r(t)$ 而計算出一自主速度 $\bar{V}_s(t)$ ，也就是 $\bar{V}_s(t) = \bar{V}_o(t) + \bar{V}_r(t)$ 。

【0040】 在步驟511，該處理單元11計算出在該第二時間的一順應權重 $G_h(t)$ 、一自主權重 $G_r(t)$ ，及一加權速度 $\bar{V}_w(t)$ ，其中 $\bar{V}_w(t) = G_h(t) \times \bar{V}_r(t) + G_r(t) \times \bar{V}_s(t)$ ，其中 $G_r(t) = 1 - G_h(t)$ 。

【0041】 其中該順應權重 $G_h(t)$ 為一閃躲信心因子 $E_a(t)$ 與一安全信心因子 $E_s(t)$ 中的較大者，也就是 $G_h(t) = \max(E_a(t), E_s(t))$ 。其中，該閃躲信心因子 $E_a(t)$ 的計算如下列(式5)：

$$E_a(t) = \frac{|\bar{x}_a(t)|}{D_{\max}}, \quad (\text{式5})$$

【0042】 其中 $\bar{x}_a(t)$ 為該等障礙物位置向量62中的一向量長度最小者。該閃躲信心因子 $E_a(t)$ 代表的是該使用者對於操控該行走輔具2時不碰撞到障礙物的掌握能力，隨著該行走輔具2與障礙物之間的距離 ($|\bar{x}_a(t)|$) 縮短，該閃躲信心因子 $E_a(t)$ 會隨著降低；相反地，隨著該行走輔具2與障礙物之間的距離 ($|\bar{x}_a(t)|$) 拉長，該閃躲信心因子 $E_a(t)$ 會隨著提高。

【0043】 該安全信心因子 $E_s(t)$ 的計算如下列(式6)：

$$E_s(t) = \left(1 - \frac{|\bar{V}_r(t)|}{\bar{V}_{\max}}\right)^p, \quad (\text{式6})$$

【0044】 其中指數 p 小於1， \bar{V}_{\max} 為一預設的 $\bar{V}_r(t)$ 的上限值。該安全信心因子 $E_s(t)$ 代表的是該使用者在操控該行走輔具2時維持在安全狀態的能力，隨著該順應速度 $\bar{V}_r(t)$ 的大小 ($|\bar{V}_r(t)|$) 減小，該安全信心因子 $E_s(t)$ 會隨著增大；相反地，隨著該順應速度 $\bar{V}_r(t)$ 的大小

($|\dot{V}_r(t)|$)增大，該安全信心因子 $E_s(t)$ 會隨著減小。此外，特別地，為確保該使用者可以在低速操作下得到較高的安全信心因子 $E_s(t)$ ，因此在(式6)設定了該指數 p 小於1。

【0045】 由上述可理解，若該閃躲信心因子 $E_a(t)$ 與該安全信心因子 $E_s(t)$ 中至少有一者的數值夠高時，即代表該使用者有足夠的能力掌控該行走輔具2的行動，此時， $G_h(t)$ 也相對夠大而降低該行走輔具2在行動上的自主干涉。

【0046】 在步驟512，該處理單元11控制該移動單元21以該加權速度 $\dot{V}_w(t)$ 移動而帶動該行走輔具2以該加權速度 $\dot{V}_w(t)$ 移動，並控制該移動單元21以該旋轉角速度 $\dot{\omega}_r(t)$ 轉動而帶動該行走輔具2轉動。

【0047】 特別地，該第二實施例除了具有該第一實施例的助行功效之外，還藉由上述的自主避障機制，能讓該使用者在存在障礙物的環境中操作該行走輔具2時避免與障礙物碰撞，即使該使用者未注意到該障礙物，藉由該自主避障機制，也能使該行走輔具2協助該使用者安全地在環境中走動。

【0048】 綜上所述，本發明用於控制行走輔具的方法利用雷射掃描儀來偵測使用者的步態資訊，並利用力矩感測器來偵測使用者的施力方向，作為行走輔具運動控制的輸入資訊，進而運用順應性控制來達成行動輔助的功效。其中以使用者的步態資訊調整行走輔

具的移動速度，而以力矩感測資訊調整行走輔具的行進方向，能產生行走輔具所需的被動行爲，有效達成助行之功能。此外，結合行走輔具的自主避障機制與使用者的行走意圖，能讓行走輔具在複雜的環境中避免碰撞障礙物，提供使用者更安全的操作，故確實能達成本發明之目的。

【0049】 惟以上所述者，僅爲本發明之實施例而已，當不能以此限定本發明實施之範圍，凡是依本發明申請專利範圍及專利說明書內容所作之簡單的等效變化與修飾，皆仍屬本發明專利涵蓋之範圍內。

【符號說明】

【0050】

1 …… 控制模組	62 …… 障礙物位置向量
11 …… 處理單元	63 …… 障礙物位置向量的相反向量
12 …… 第一距離感測器	$d_u(t-1)$ …… 第一距離
13 …… 力矩感測器	$d_u(t)$ …… 第二距離
14 …… 第二距離感測器	L_h …… 雷射距離
2 …… 行走輔具	C_r …… 雷射距離對應的座標位置
21 …… 移動單元	θ …… 掃描角度
22 …… 支撐單元	M_l …… 左腿的兩個邊緣座標位置的中點
221 …… 握持部	M_r …… 右腿的兩個邊緣座標位置的中點
31~36 …… 步驟	M_u …… 使用者的座標位置
41 …… 虛擬彈簧	$\bar{v}_r(t)$ …… 順應速度
42 …… 虛擬阻尼	$\bar{v}_o(t)$ …… 閃避速度
51~513 步驟	$\bar{v}_s(t)$ …… 自主速度
61 …… 障礙物	

【發明申請專利範圍】

【第1項】一種用於控制行走輔具的方法，藉由一控制模組來實施，該行走輔具包含一移動單元與一連接該移動單元的支撐單元，該支撐單元包括一供一使用者握持的握持部，該控制模組包含一設置於該行走輔具的第一距離感測器、一設置於該握持部的力矩感測器，及一處理單元，該用於控制行走輔具的方法包含以下步驟：

(a)該第一距離感測器分別在一第一時間與一第二時間產生相關於該使用者的一第一距離資料與一第二距離資料，其中該第二時間在該第一時間之後；

(b)該力矩感測器在該第二時間量測到一相關於該使用者之上下方向為軸向的力矩值；

(c)該處理單元根據該第一距離資料計算出在該第一時間該第一距離感測器與該使用者之間的一第一距離，並根據該第二距離資料計算出在該第二時間該第一距離感測器與該使用者之間的一第二距離，且根據該第一距離與該第二距離計算出一在該第二時間的使用者速度；

(d)該處理單元根據該使用者速度與該第二距離計算出一相關於該移動單元的在該第二時間的順應速度，並根據該力矩值計算出一相關於該移動單元的在該第二時間的旋轉角速度，其中該順應速度正相關於該使用者速度，並負相關於該第二距離；及

(e)該處理單元控制該移動單元以該順應速度移動而帶動該行走輔具以該順應速度移動，並控制該移動單元以該旋轉角速度轉動而帶動該行走輔具轉動。

【第2項】如請求項1所述的用於控制行走輔具的方法，其中在該步驟(a)，該第一距離感測器為一雷射掃描儀，且該第一距離資料與該第二距離資料均定義出同一的第一座標平面，其中該第一座標平面的原點對應該第一距離感測器，且在該步驟(c)，該處理單元是先分別根據該第一距離資料與該第二距離資料，判斷出該使用者的左腿在該第一座標平面上對應的座標與該使用者的右腿在該第一座標平面上對應的座標，並計算出該左腿對應的座標與該右腿對應的座標的中點與該原點的距離，而分別作為該第一距離與該第二距離。

【第3項】如請求項2所述的用於控制行走輔具的方法，其中在該步驟(d)，該處理單元根據該使用者速度與該第二距離計算出一正相關於該使用者速度且負相關於該第二距離的虛擬力，並藉由一相關於該虛擬力且用於將力轉換成速度的導納模型計算出該順應速度，及藉由一相關於該力矩值且用於將力轉換成速度的另一導納模型計算出該旋轉角速度。

【第4項】如請求項3所述的用於控制行走輔具的方法，其中在該步驟(d)，該虛擬力 = 虛擬阻尼係數 \times 該使用者速度 + 虛擬彈簧係數 \times ($k_0 -$ 該第二距離)，其中該虛擬阻尼係數與該虛

擬彈簧係數均為大於零的預設值，且 k_0 實質上為該使用者的手臂長度。

【第5項】 如請求項1或4所述的用於控制行走輔具的方法，該控制模組還包含一第二距離感測器，且該用於控制行走輔具的方法還包含以下步驟：

(f)該第二距離感測器在該第二時間產生一定義出一第二座標平面的障礙物距離資料，其中該第二距離感測器對應該第二座標平面的原點；

(g)當該處理單元根據該障礙物距離資料判斷出存在至少一障礙物時，該處理單元根據該障礙物距離資料計算出至少一在該第二座標平面上且起始於原點的障礙物位置向量，並根據該至少一障礙物位置向量的相反向量計算出一閃避速度，且根據該順應速度與該閃避速度計算出一自主速度；及

(h)該處理單元計算出在該第二時間的一順應權重、一自主權重，及一加權速度，其中該加權速度 = 該順應權重 \times 該順應速度 + 該自主權重 \times 該自主速度；

其中，在該步驟(e)，當該處理單元根據該障礙物距離資料判斷出存在該至少一障礙物時，該處理單元控制該移動單元以該加權速度移動，而當該處理單元判斷不存在任何障礙物時，該處理單元才控制該移動單元以該順應速度移動。

【第6項】 如請求項5所述的用於控制行走輔具的方法，其中在該步驟(g)，該閃避速度正相關於該至少一障礙物位置向量的

相反向量的加權總和，且每一障礙物位置向量的相反向量的權重負相關於該障礙物位置向量的長度。

- 【第7項】如請求項6所述的用於控制行走輔具的方法，在步驟(g)，該自主速度為該順應速度與該閃避速度的向量加總。
- 【第8項】如請求項5所述的用於控制行走輔具的方法，其中在該步驟(h)，該順應權重正相關於該至少一障礙物位置向量中的一向量長度最小者，且該順應權重與該自主權重的總和等於1。
- 【第9項】如請求項5所述的用於控制行走輔具的方法，其中在該步驟(h)，該順應權重負相關於該順應速度，且該順應權重與該自主權重的總和等於1。

【發明圖式】

圖式

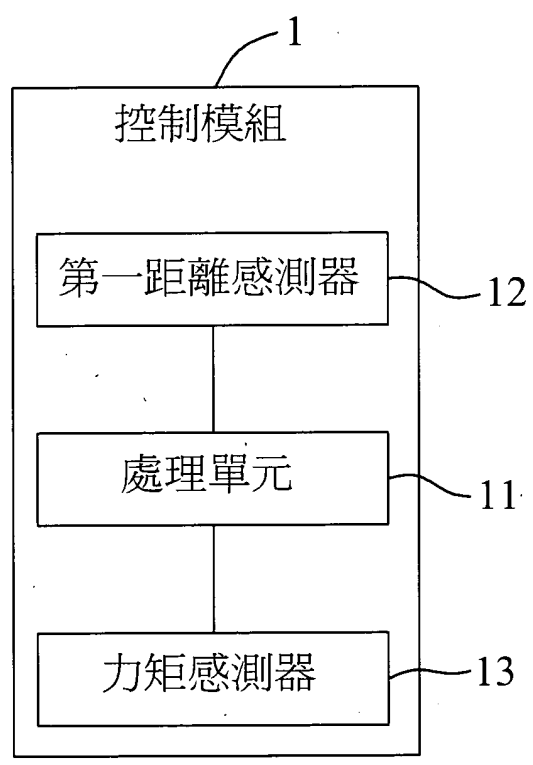


圖1

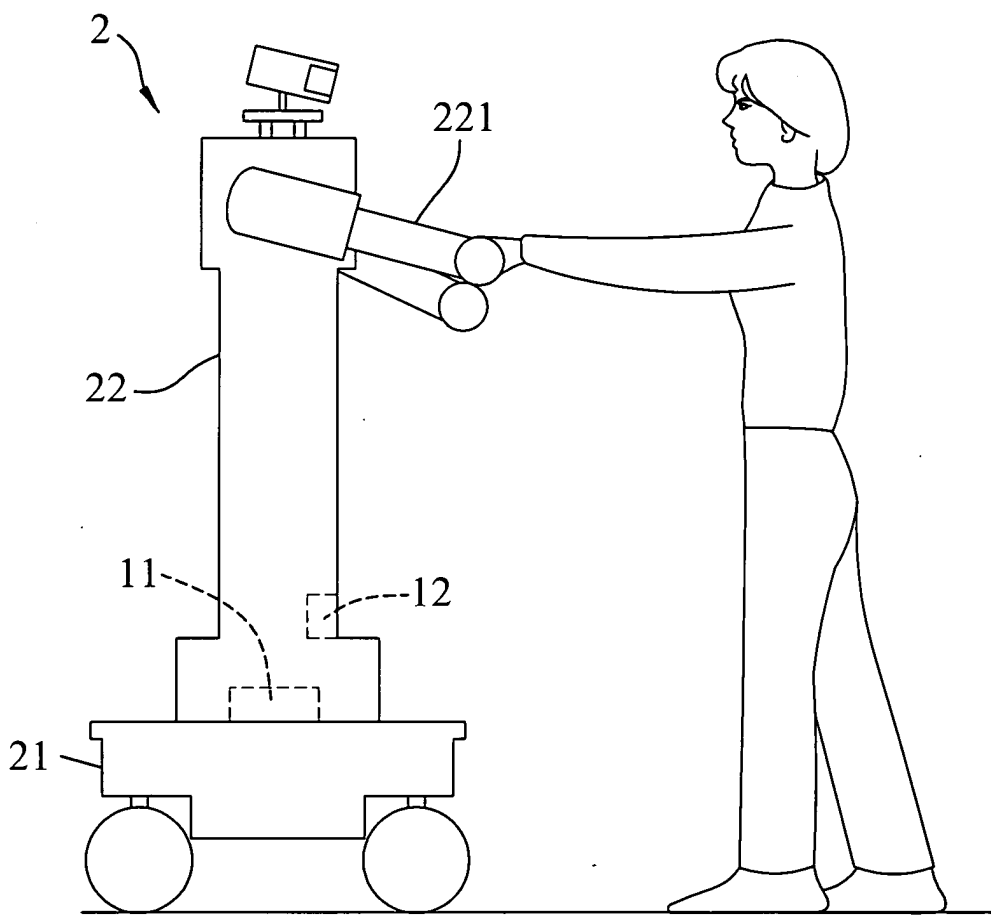


圖2

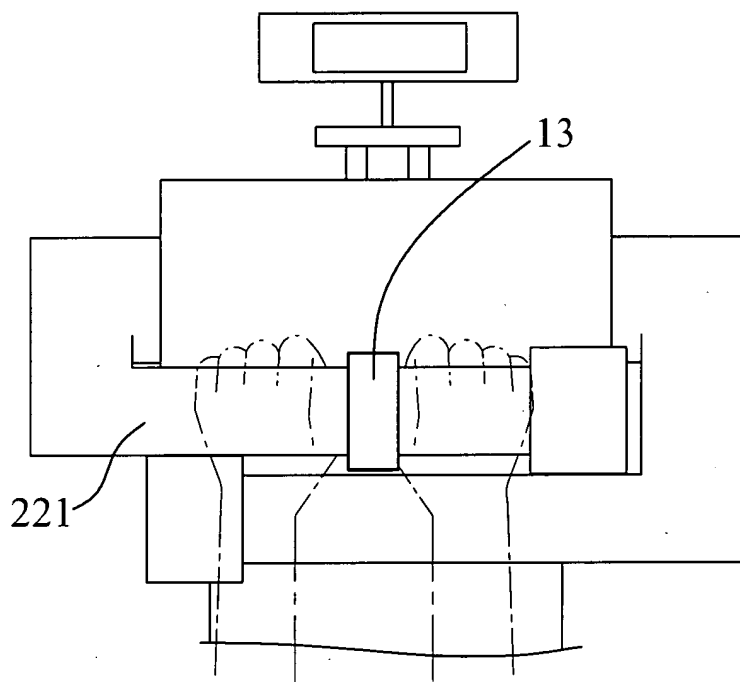


圖3

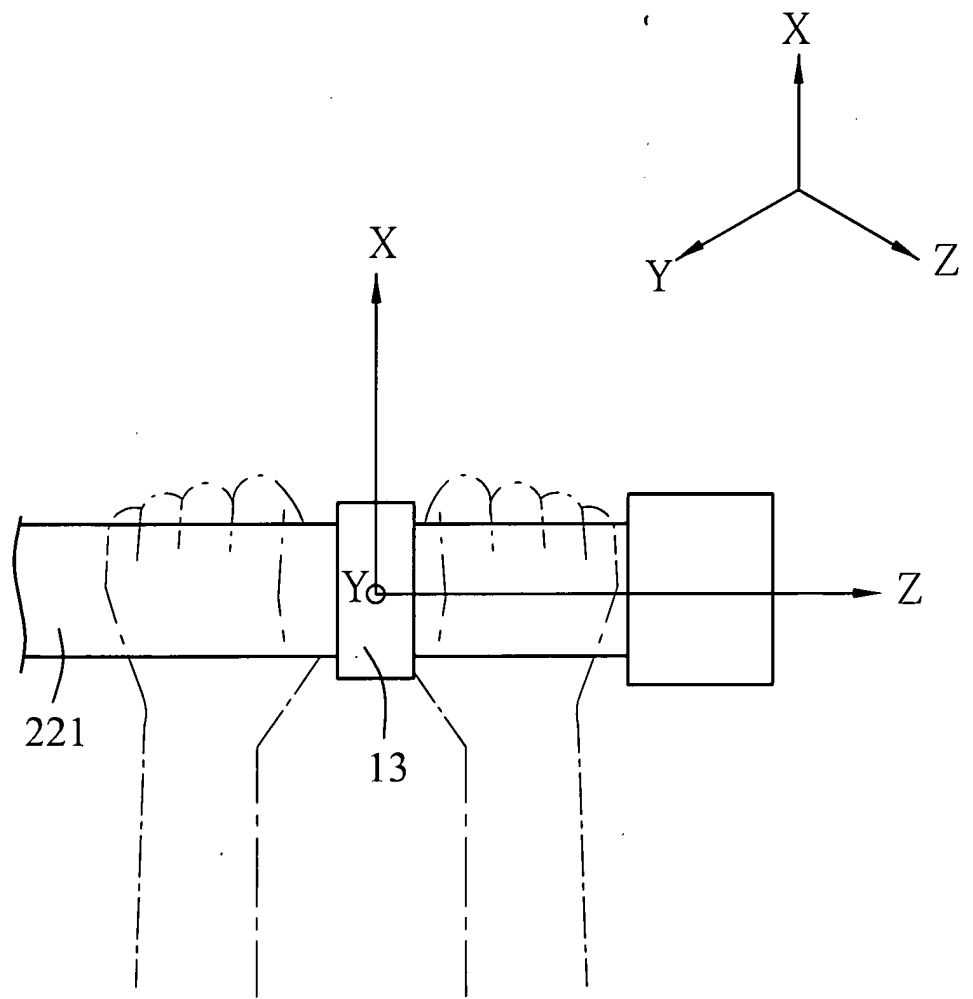


圖4

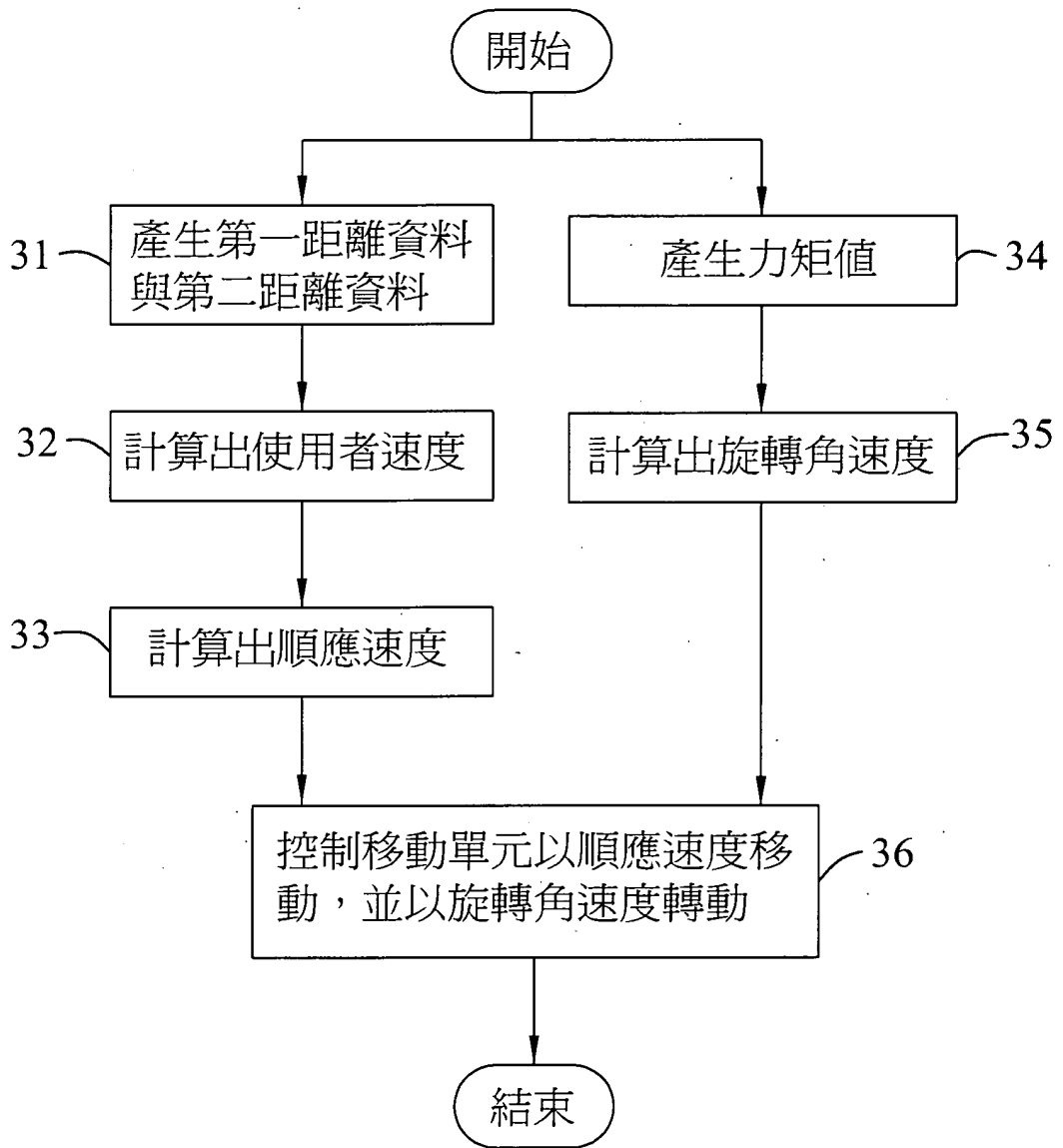


圖5

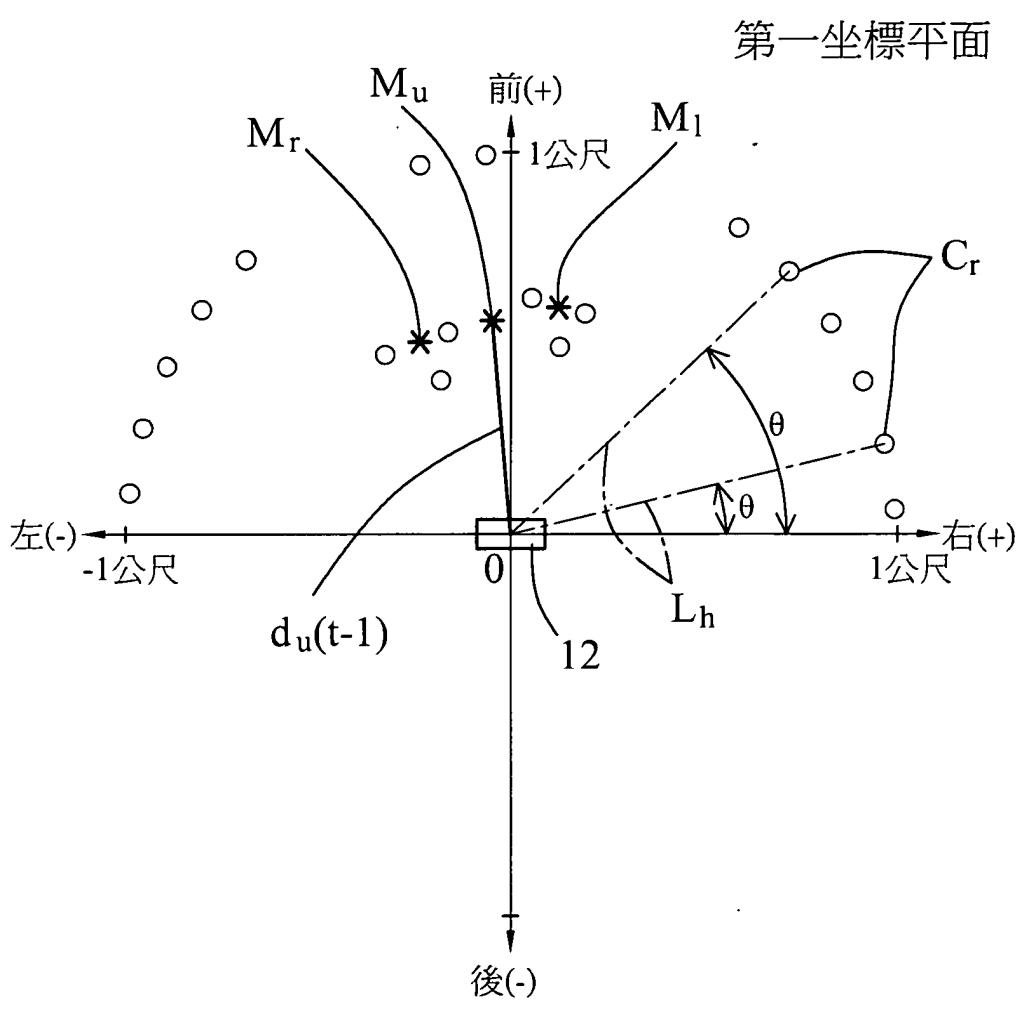


圖6

第一坐標平面

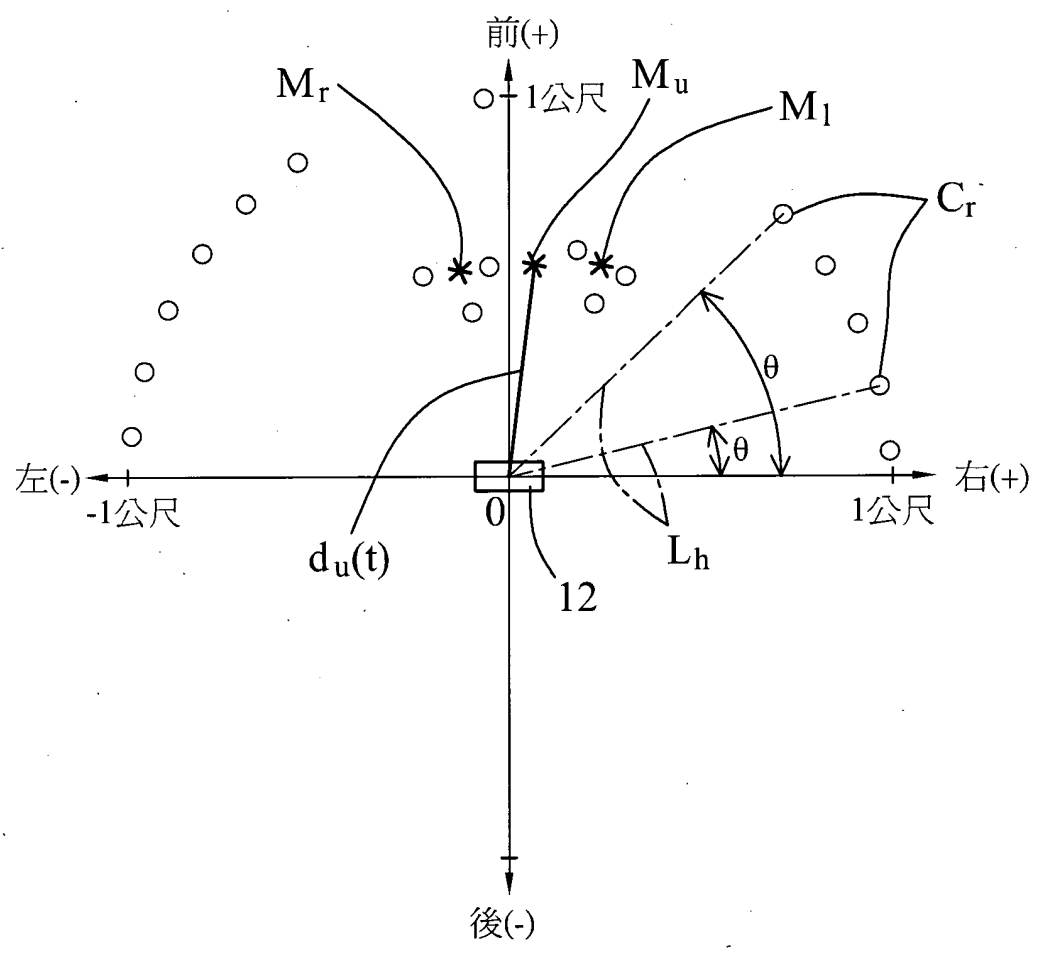


圖 7

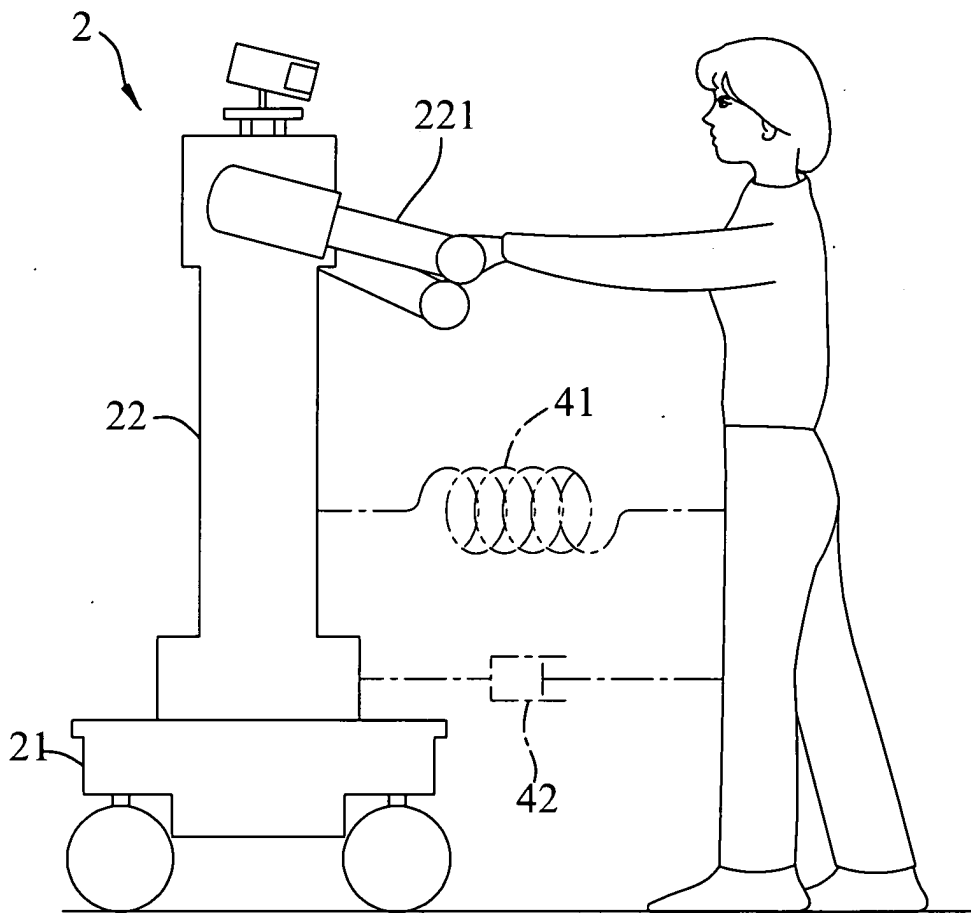


圖8

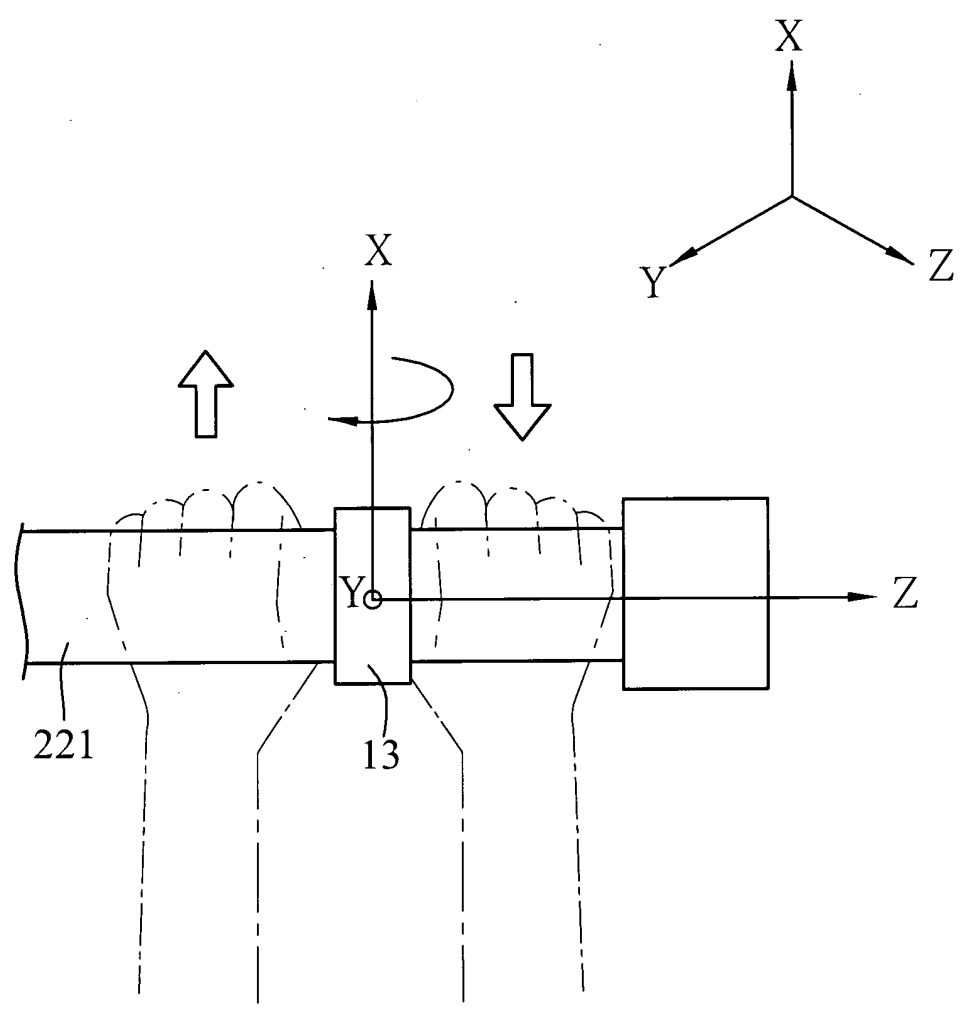


圖9

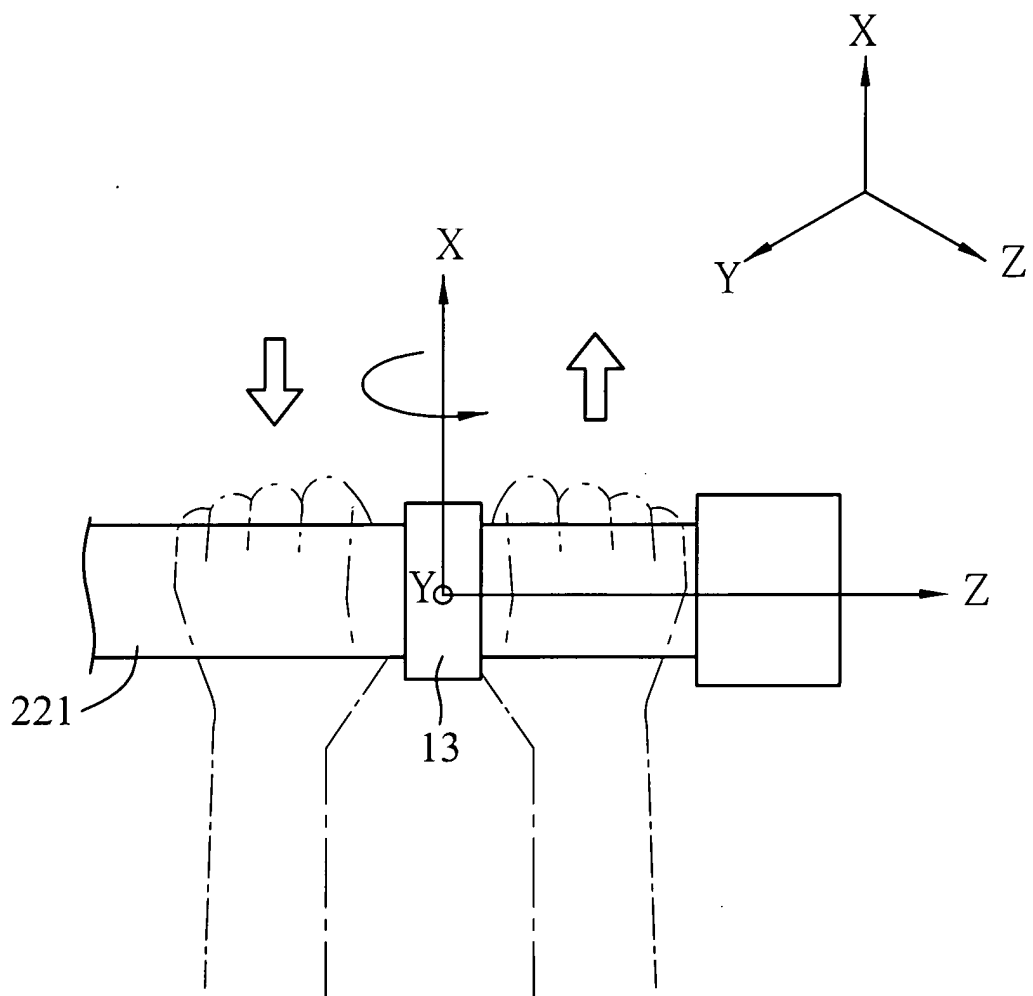


圖10

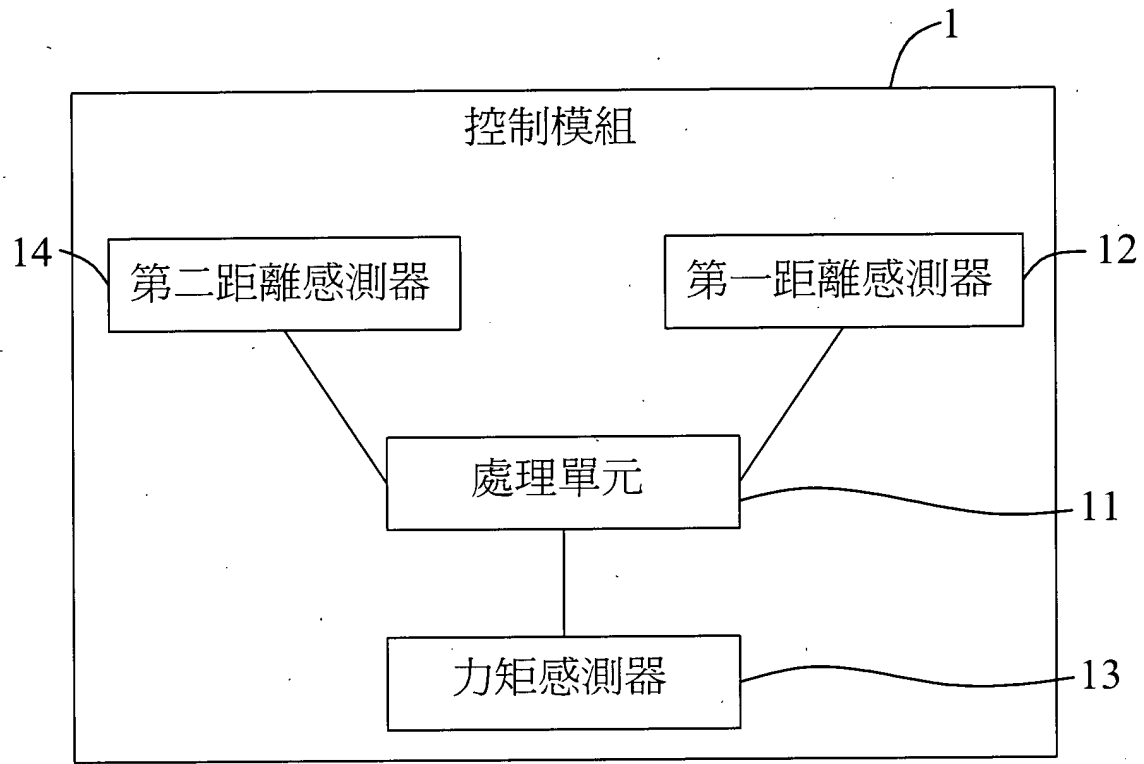


圖11

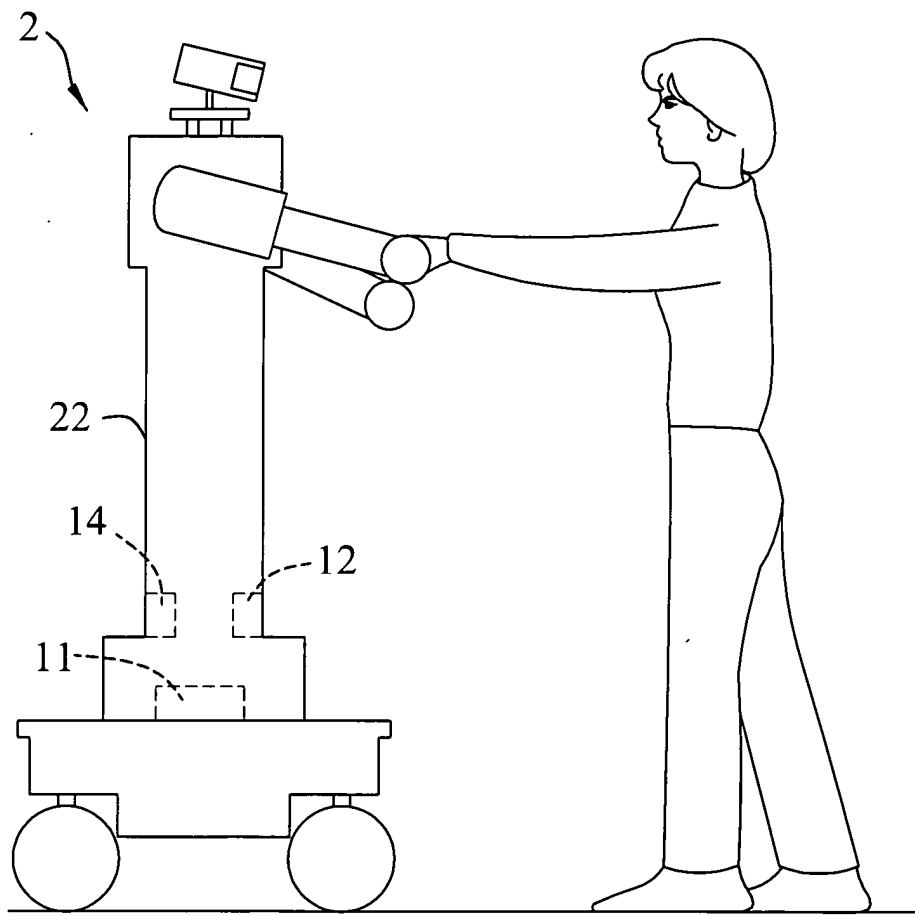


圖12

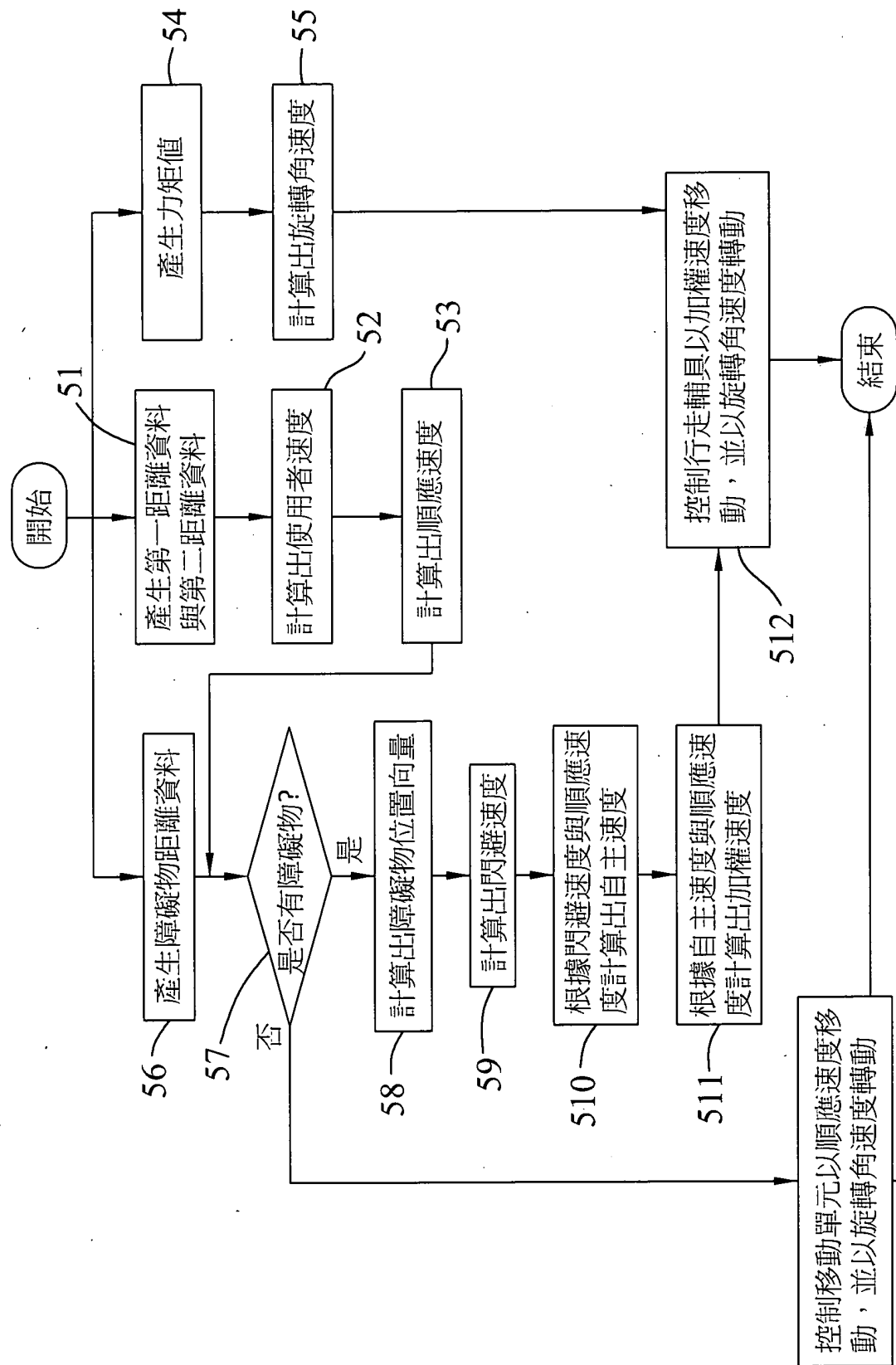


圖13

第二坐標平面

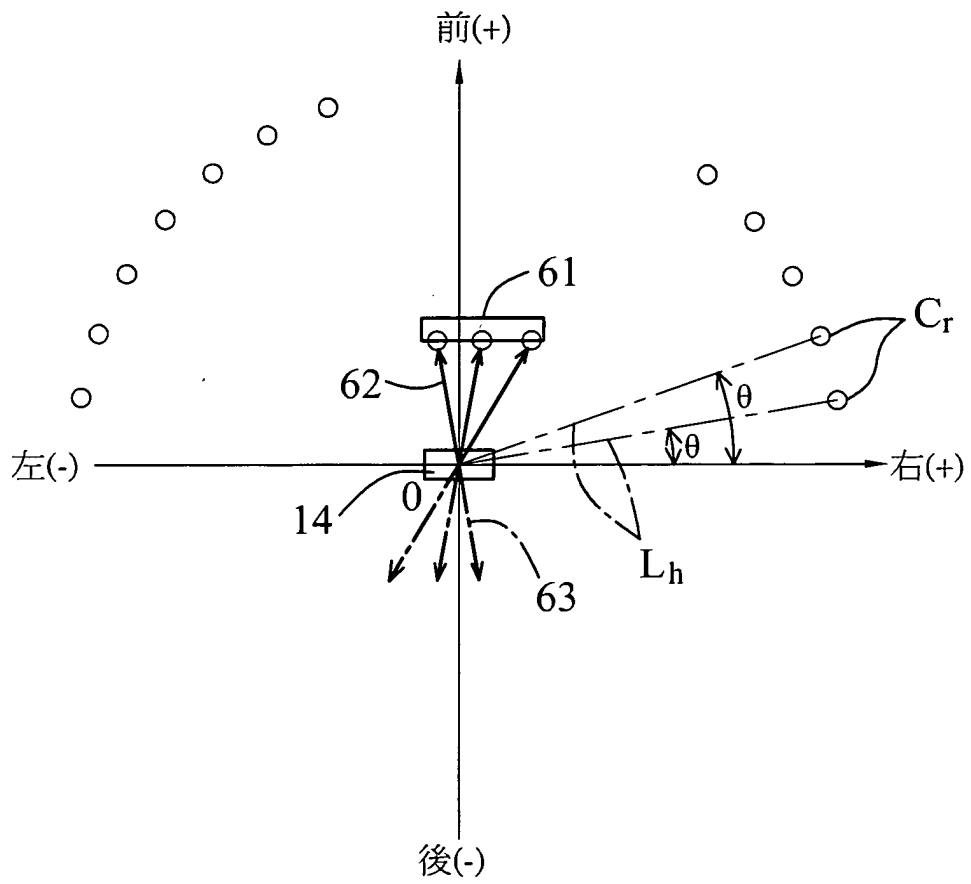


圖14

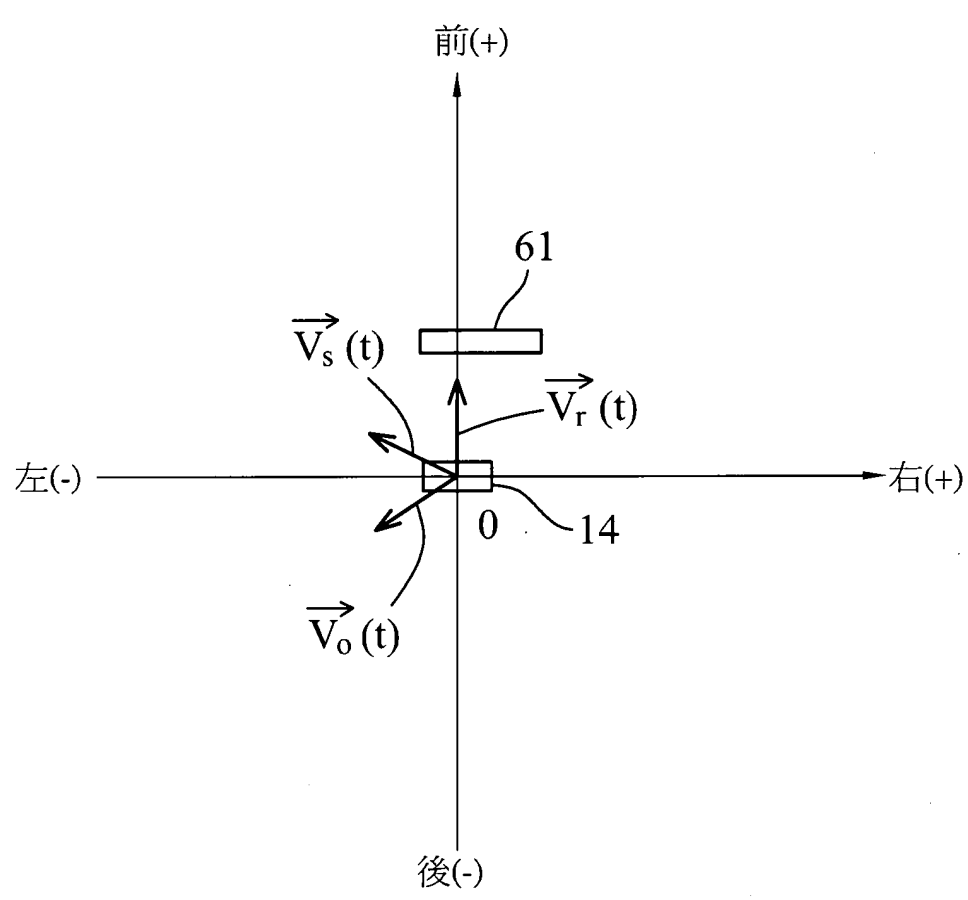


圖15