

智慧型被動式行動輔助機器人

Intelligent Passive Robot Walking Helper

柯春旭、楊谷洋、謝一弘

Chun-Hsu Ko, Kuu-Young Young, Yi-Hung Hsieh

隨著高齡化社會的來臨，由於行動輔助機器人能提供老年人日常生活之安全行走輔助，已然成為重要的研究主題，為了增加實用性，它需要能即時偵測使用者行走狀態與意圖，以利於提供適時的行動輔助。雖然目前已有不少的導引方面的機制提出，但在操控上的研究相對較少，因此本文提出以使用者意圖為依歸之被動式行動輔助機器人操控系統，經由偵測使用者施力與身體髖部角度，識別使用者行動意圖，然後運用被動控制方法來產生適當的剎車扭力，以實現機器人之行動輔助，最後，我們應用所開發之行動輔助機器人進行實驗，以驗證所提系統的實用性。

In responding to aging society, robot walking helper has come up as a research focus. To be practical for use in daily lives for the elders, it should be able to follow user intention during maneuver and provide motion assistance when demanded. As quite a number of guidance schemes have been proposed, the study on maneuver is comparatively few. This article introduces a maneuvering system for the passive type of robot walking helper based on user intention. The system first recognizes motion intention from user-applied force and hip rotation, and then utilizes an assistive control strategy to generate proper braking torque for effective maneuver. Experiments in a real environment are conducted for demonstration.

一、前言

由於醫療科技的進步，人類的平均壽命逐年增加，老年人口在社會上所佔的比例也越來越高。根據內政部近期人口統計資料顯示，台灣 65 歲以上的銀髮族占總人口比例以及老化指數，均持續攀高，在亞洲僅次於日本；而不僅僅台灣，全世界都面臨類似的問題。在這個高齡化的社會中，如何妥善照顧銀髮族是重要的社會課題和使命。一般而言，高齡人口在行動上常出現的問題為，因為骨質疏鬆，造成雙腳比較無力、平衡能力較差，以至於

行走時容易跌倒、受傷等。在目前的生活環境中，比較普遍使用到的輔助工具為輪椅和拐杖，然而這兩者都有它們明顯的問題，輪椅容易造成老年人過度依賴，導致肌肉萎縮，單腳拐杖則是有容易失去平衡的情形，四腳支架拐杖則需要使用者不斷提起、前進移動，均有其限制。

隨著機器人的技術發展逐漸成熟，實際應用智慧型機器人協助老年人居家生活的可行性也大幅提昇，包括銀髮族身體狀況的監測、緊急狀況的偵測與警示、協助拿取物品、用藥提醒等，同時也已有各式各樣的行動輔助機器人問世，期待能讓長輩達

到日常生活的獨立運作，以及自主安全行動之目的。如前所述，輪椅的使用容易造成依賴，所以當銀髮族仍能移動時，會希望他們能多運動雙腳，行動輔助機器人就是設計來達到這個目的。而相較於一樣具運動效果的單腳拐杖與四腳支架所提供之全然的被動輔助，它善用了機器人的兩大特色：自主性 (Autonomy) 與可移動性 (Mobility)，在自主性方面，乃透過所裝置的各種感測器來接收使用者的運動指令與外在環境的變化，根據這些資訊，再以智慧型策略來提供合宜的輔助，例如利用力感測器來量測使用者雙手的施力，藉以推測運動方向與速度，以視覺感測器來偵測障礙物並進行閃避，以傾斜儀估測斜坡的傾斜程度來防止下滑等；在可移動性方面，動力的來源大致可分為馬達與煞車器，以馬達提供動力時，易於導引使用者移動、也較省力，但也由於較大的力道，在控制不當時易導致危險，而使用剎車器作為致動器時，使用者需花較大的力氣來移動行動輔助機器人，相對地，對機器人的掌握度比較高，因此也較具安全性，兩者可說是各有其優缺點。

如前所述，行動輔助機器人基本上可分為主動和被動型^(1, 2, 3, 4, 5)，主動型使用伺服馬達，提供額外的移動力，而被動型是由使用者施加力量產生移動，與機器人的剎車力共同進行轉向與速度控制，由於剎車力持續地從系統中消耗能量，因此安全性相對較高。在以往學界的研究中，已經陸續開發了導引^(1, 2)，避障^(3, 4)，健康監測⁽⁶⁾與防止跌落⁽⁷⁾等技術。台灣當然不落人後，圖 1 所示為交大與義大合作開發之被動式行動輔助機器人，已具備有導引、避障、爬坡、與防止跌落等功能。

在日常生活中，行動輔助機器人的有效操控與導引是非常關鍵，由於老年人在他們的操縱和行走的能力可能較差，特別是對於轉向能力，之前的研究⁽⁸⁾也指出姿勢穩定性和肌肉力量的降低會明顯影響老年人的轉向能力。而相對於導引方面，操控的研究確實較少，因此我們在圖 1 所示之被動式行動輔助機器人上，著手發展基於使用者意圖的操控系統。有別於之前的導引機制會限制行動輔助機器人必須遵循事先規劃的路徑⁽⁹⁾，這裡所提出的操控系統不需預先規劃路徑，允許使用者完全掌控行動輔

助機器人之移動，在此同時，由於此系統是被動式，能量消耗不致過大，也具有較高的安全性。

在此操控系統開發中，首先需要建立起使用者意圖的偵測與識別。我們考量可以由觀察使用者的生理信號或行為得到，如語音命令、眼球運動、手勢、步態、使用者的施加力、重心、髖部轉動、腳尖指向、足壓、腦波與肌電圖等。針對上述生理信號，我們決定經由使用者自然反應產生，不須使用者額外的動作以識別其意圖，也希望此種訊號不需要複雜的測量和分析。因此，我們不考慮聲音、眼睛、手勢或生物信號。在有關於行動輔助機器人使用者意圖識別研究中，Fukuda 等⁽¹⁰⁾ 在主動式 cane walker 上裝置 6 軸力感測器，偵測使用者施力並識別使用者行走方向，Hirata 等⁽¹¹⁾ 提出使用影像方式估計使用者狀態，並控制被動式行動輔助機器人以防止使用者跌倒，Lee 等⁽¹²⁾ 則在主動式輔具上，使用雷射測距儀識別使用者步態。這些研究顯示，手部力量的操控是相當直覺的方式，但手力不僅是用來推行助行器，同時也要支撐身體重量，因此，應用手力的資訊不完全能夠準確地識別行走意圖。



圖 1. 交大與義大合作開發之行動輔助機器人。

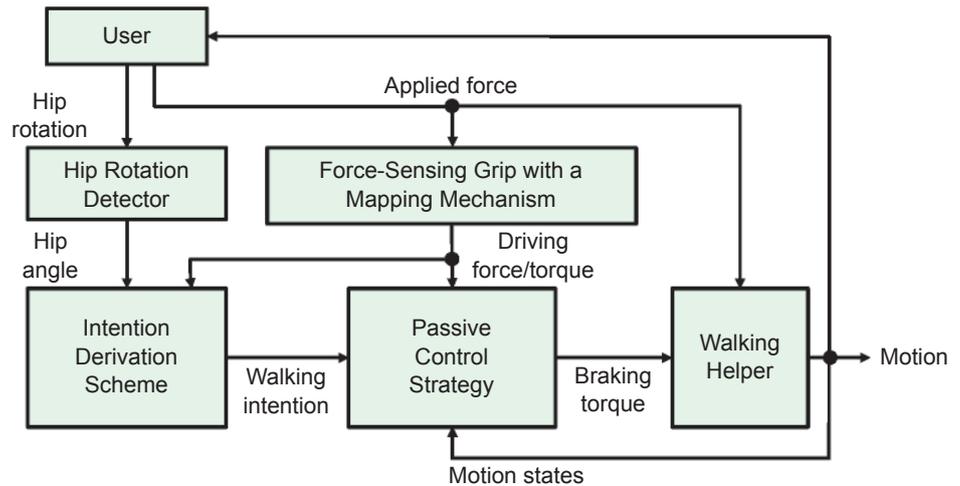


圖 2. 行動輔助機器人操控系統示意圖。

基於以上討論，由於手的施力在意圖識別上的直覺性，我們提出應用使用者施力為主的操控方式，而為了準確進行意圖識別，同時加入另一個輔助指標。基於對人體行走轉向運動的觀察，髖部轉動角度與身體的轉向具有一致性，因此，我們提出使用髖部轉動角度作為輔助指標。我們初步的實驗結果也顯示，髖部轉動與行走意圖有密切關係，且結合兩個指標比僅使用其中的任一指標可識別到更

準確的行走意圖。為了實現此意圖識別與操控，我們使用力感測握把量測手的施力，並設計非接觸式髖部角度量測裝置，接著發展意圖識別方法，最後應用新發展的被動控制策略，產生適當的剎車力矩，來移動行動輔助機器人達到協助使用者操控與行走輔助的目的。在考慮到長輩日常活動的基本需求下，我們提供了四種類型的系統操控：直行、右轉、左轉與停止。為了驗證此操控系統表現，我們在實際的環境中進行多次測試，實驗的成果展示出它的優異性。

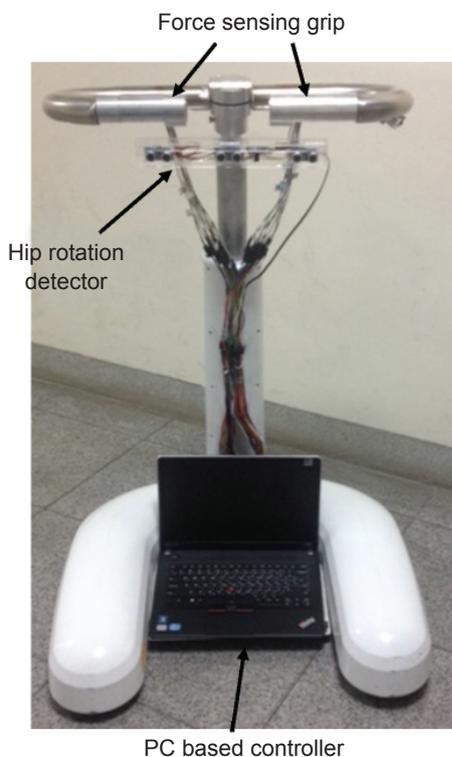


圖 3. 行動輔助機器人元件配置。

二、行動輔助機器人操控系統

此行動輔助機器人操控系統如圖 2 所示，使用者之施力經由力感測握把與力映射機制量測與計算後得到，同時使用者髖部角度可由所設計之硬體裝置偵測取得，施力與髖部角度資訊一起送至意圖識別系統來推得使用者意圖。基於使用者意圖與施力大小，被動控制方法計算因應之剎車力，並將其送至機器人以進行行動輔助，來協助使用者以設定之速度行走至預定目標。圖 3 顯示行動輔助機器人之元件配置，包括力感測器、髖部角度感測器、車體支架、前輪、編碼器、剎車馬達與中控電腦等，力感測器^(13, 14)是用來偵測使用者的施力，分別配置於雙手上，總共 20 個位置，力映射機制將這些感測器偵測到的力轉換成使用者推力與旋轉力矩，基於此過程的複雜度，我們採用學習方法來建立此映射機制，詳細內容可參考⁽¹⁴⁾。

經由實驗觀察，髖部與身體之行走移動呈現一致性，之前的研究⁽¹⁵⁾也發現髖部運動與行走方向具有關聯性。因此在所提的操控系統中，我們使用髖部轉動作為行走意圖的輔助指標，髖部轉向偵測器被設計來測量使用者髖部和行動輔助機器人間之相對轉向角度，此角度也代表了使用者的行走轉向意圖。雖然使用雷射測距儀來掃描髖部平面可得到較多資訊，但成本相對較高，因此，我們使用三個低成本的超音波距離偵測器，其偵測距離為 2 mm 到 3 m。我們進行了一系列的測量，以評估其準確性，轉向角度範圍為 -60° 至 60° ，距離為 10 至 50 cm，所得之轉向角度誤差均小於 5° ，顯示此偵測器模組適合用來量測使用者行走方向。

為了評估使用者施力與髖關節轉動，和使用者意圖之關係，我們分別進行半徑為 80 cm 之圓形與直線路徑之使用者行走實驗，並記錄施力與髖部角度，我們觀察到靜止啟動時需較大的扭力推動輔助器，隨後髖部角度與朝向角逐漸增加，若將使用者施力與髖部角度分別進行多項式曲線擬合，我們可以觀察到髖部資料比施力資料較穩定，顯示其適合當作控制之參考指標。我們將髖部角度以 0.1 秒時間進行取樣，並進行統計與分析其常態分佈，結果如圖四所示，其中，左轉、右轉與直線之角度分佈中心皆吻合於行走方向，顯示髖部角度與使用者行走方向具一致性。由於使用者行走時會擺動身體，在圖 4 中可觀察到少量的資料偏移中心位置，因此，髖部角度需進一步處理，以得到準確的轉向意圖，這部分將於下節中介紹。

三、意圖識別方法

我們進一步提出基於使用者施力與髖部角度之意圖識別方法，如圖 5 所示，使用者施力經由映射推得推力與轉彎力矩，再經由運動狀態識別得到使用者的運動意圖，分別為直行、右轉、左轉與停止等操控類型，同時，輔以髖部角度作為意圖指標，可準確地識別出移動方向。在此方法中，使用者施力提供了使用者想要進行何種型態操控的大致傾向，而髖部角度則提供精確的行走方向，機器人即可沿此方向進行輔助控制。圖 5 中之映射機制是

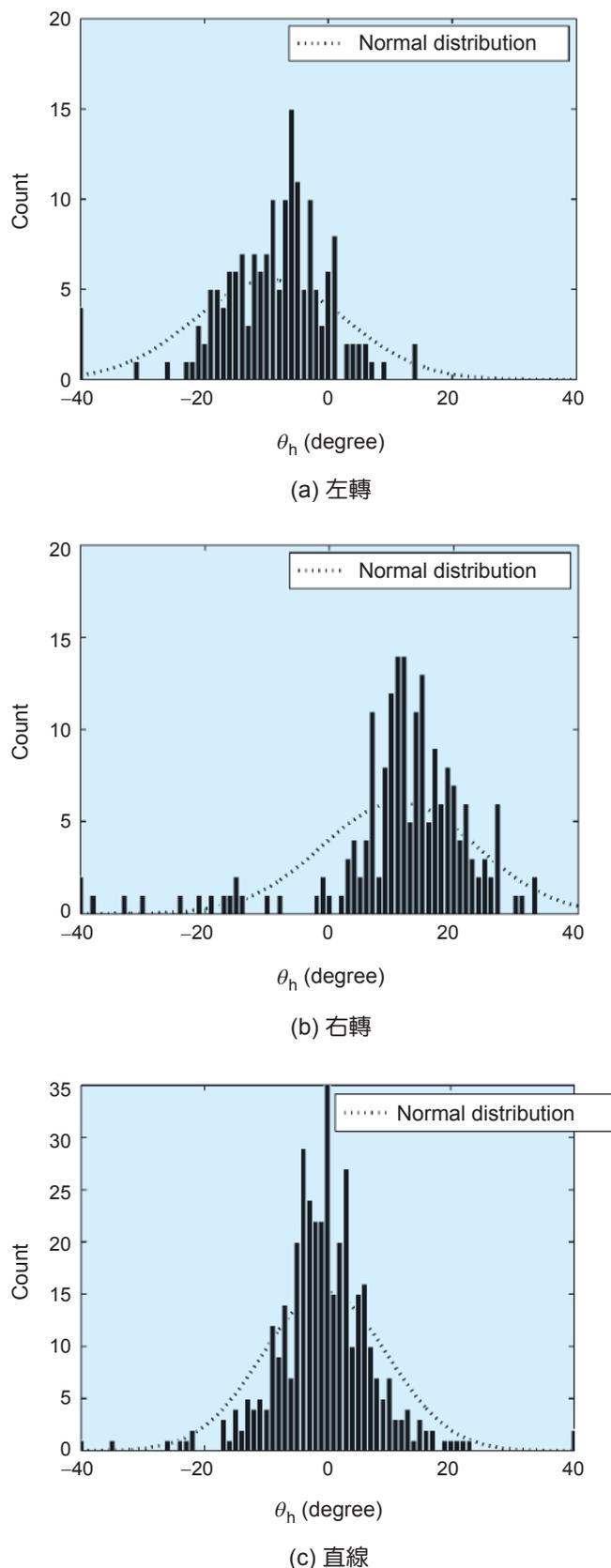


圖 4. 髖部角度統計圖。

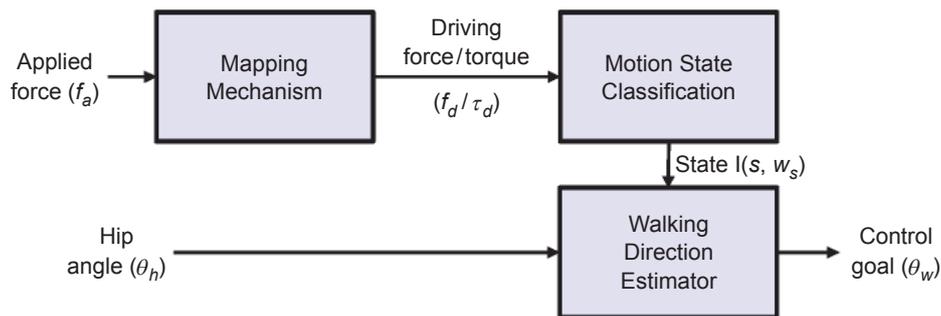


圖 5. 意圖識別方法。

用來推得推力 f_d 與轉彎力矩 τ_d ，而運動意圖 $I(s, w_s)$ 則可由 f_d 與 τ_d 得到，分別可運用以下二個方程式來決定：

$$s = \begin{cases} \text{stop, } f_d < f_{\min} \text{ and } |\tau_d| < \tau_{\min} \\ \text{go straight, } f_d > f_{\min} \text{ and } |\tau_d| < \tau_{\min} \\ \text{turn left, } f_d > f_{\min} \text{ and } \tau_d > \tau_{\min} \\ \text{turn right, } f_d > f_{\min} \text{ and } \tau_d < -\tau_{\min} \end{cases} \quad (1)$$

和

$$w_s = \begin{cases} 0, s = \text{stop} \\ f_d / f_{\max}, s = \text{go straight} \\ \tau_d / \tau_{\max}, s = \text{turn left or turn right} \end{cases} \quad (2)$$

其中， s 為操控型態， w_s 為意圖權重， f_{\min} 與 f_{\max} 以及 τ_{\min} 與 τ_{\max} 分別為最小與最大之推力與力矩。

由於髖部角度會隨著身體轉動產生震盪，我們使用卡曼濾波器估計準確的行走方向 θ_w ，計算為

$$\theta_w^-(k) = (1 + \rho w_s) \theta_w^-(k-1) + v(k-1) \quad (3)$$

其中 $\theta_w^-(k)$ 和 $\theta_w^-(k-1)$ 分別為第 k 個預先的估計與第 $k-1$ 個估計， $v(k-1)$ 為過程雜訊， ρ ($0 < \rho < 1$) 為常數，當 ρ 愈大，施力意圖對行走方向愈重要，因此， θ_w 可估算為

$$\theta_w(k) = \theta_w^-(k-1) + G(k) \times (\theta_h(k-1) - \theta_w^-(k-1)) \quad (4)$$

$\theta_h(k-1)$ 為在 $k-1$ 步時量測得之髖部角度， $G(k)$ 為在 k 步時卡曼增益。

四、被動控制方法

經由上節意圖推導演算法，我們可以得到使用者之行走方向 θ_w ，我們在本節中說明被動控制方法，目的在推得合適之剎車力來控制機器人能夠穩定朝向 θ_w 方向前進。我們首先建立被動機器人的動態模型，機器人空間座標示意圖如圖 6 所示，其位置與朝向角表示為 $q = [x \ y \ \theta]^T$ ，其中， x 與 y 為後輪軸之中心座標， θ 為朝向角。

假設機器人左右對稱，其運動方程式可表示為

$$\dot{V} = AK + BF_d \quad (5)$$

$$A = \begin{bmatrix} \frac{v + b\dot{\theta}}{mr^2} & \frac{v - b\dot{\theta}}{mr^2} \\ \frac{b(v + b\dot{\theta})}{Ir^2} & \frac{b(v - b\dot{\theta})}{Ir^2} \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} \frac{1}{m} \\ \frac{1}{I} \end{bmatrix} \quad (6)$$

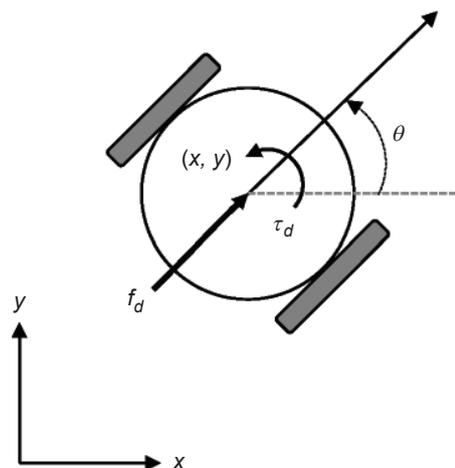


圖 6. 機器人空間座標示意圖。

其中， m 為質量， I 為轉動慣量， r 為車輪半徑， b 為兩輪距離之一半， v 為速率， $F_d = [f_d \ \tau_d]^T$ 為使用者施力與轉彎力矩， $K = [K_r \ K_l]^T$ 為非負之常數，為滿足被動控制之條件，右輪與左輪之扭力 τ_r 與 τ_l 計算為 $\tau_r = -K_r \dot{\theta}_r$ ， $\tau_l = -K_l \dot{\theta}_l$ ，其中， $\dot{\theta}_r$ 與 $\dot{\theta}_l$ 為右輪與左輪轉速。

為了能穩定控制機器人往控制目標 θ_w 轉向，我們提出如下控制法則：

$$K = A^{-1} \begin{bmatrix} -k_1 v + k_1 v_d - \frac{f_d}{m} \\ -k_2 \dot{\theta} - k_3 \theta + k_3 \theta_d - \frac{\tau_d}{I} \end{bmatrix} \quad (7)$$

其中， θ_d 等於 $\theta - \theta_w$ ， v_d 為行走控制速率， k_1 ， k_2 ，與 k_3 為常數，將方程式 (6) 代入 (5)，可得

$$\begin{aligned} \dot{v}_e + k_1 v_e &= 0 & k_1 &> 0 \\ \ddot{\theta}_e + k_2 \dot{\theta}_e + k_3 \theta_e &= 0 & k_2, k_3 &> 0 \end{aligned} \quad (8)$$

其中， $\theta_e(t) = \theta(t) - \theta_d$ ， $v_e(t) = v(t) - v_d$ ，為了滿足穩定性，我們設定 $k_1 = 1/\gamma$ 、 $k_2 = 2/\gamma$ 與 $k_3 = 1/\gamma^2$ ，而 γ 為時間常數，則方程式 (7) 的根為 $-1/\gamma$ 時，系統具穩定性。由於 γ 的選取和 K 的值有關，我們選取適當 γ 值，維持系統穩定性，並確保 K 的值為非負，滿足被動控制的需求。

五、行動輔助實驗

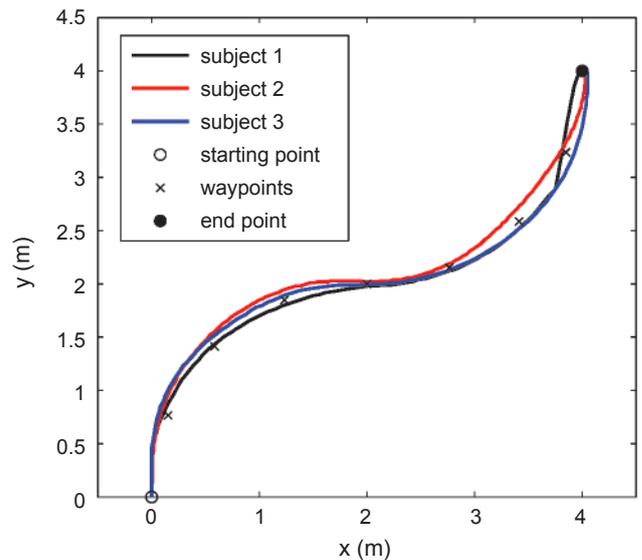
為了驗證所提系統於實際環境之實用性我們進行了 S 型路徑跟隨、圖書館導覽與走廊行走輔助等實驗，分別敘述如下。

1. S 型路徑跟隨

在 S 型路徑跟隨實驗中，受試者為三位年輕的男性，他們年齡與身高分別為 24、26、27 歲，以及 168、170、174 cm，皆慣用右手，具有正常行走的能力。系統參數設定為 $m = 50 \text{ kg}$ ， $I = 11.56 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ ， $r = 0.0616 \text{ m}$ ， $b = 0.34 \text{ m}$ ， $v_{\min} = 0.03 \text{ m/s}$ 與 $v_d = 0.5 \text{ m/s}$ ，取樣時間 $\Delta t = 0.1 \text{ s}$ 。圖 7(a) 顯示實驗場景，受試者推動機器人依循地上標示 S 型



(a) 實驗場景



(b) 行走軌跡

圖 7. S 型路徑跟隨實驗。

路徑行走，此 S 型半徑約 2 m，使用者由初始點 (0 m, 0 m, $\pi/2$ rad) 開始右轉，至 (2 m, 2 m, 0 rad) 開始左轉，最後在終點處 (4 m, 4 m, $\pi/2$ rad) 停止，圖 7(b) 為三位受試者之行走軌跡，皆能依循路徑點到

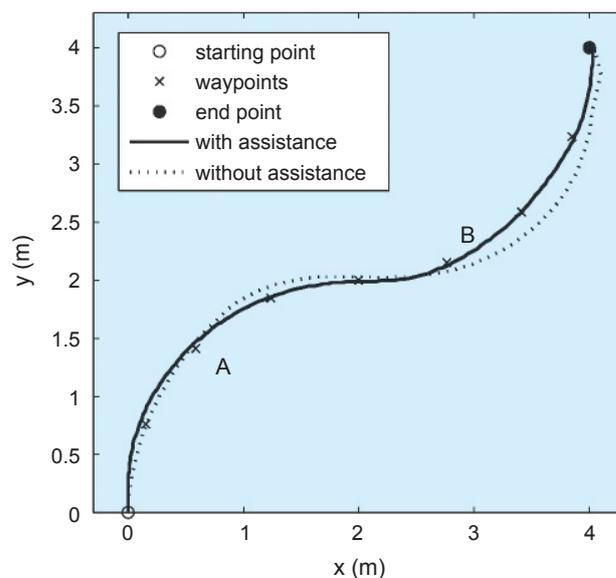
達目標，最大距離誤差為 0.18 m。我們觀察其中一位使用者的意圖識別情形，他的施力約為 13.5 N，扭力方向與旋轉方向大致相同，使用者意圖雖然未能完全精確辨識，但左右轉意圖大致可被正確識別，而之後系統得到的剎車力均為負，滿足被動控制之條件。由以上結果來看，此系統確實能執行意圖識別與隨後的行走輔助。我們進一步比較有輔助與無輔助之結果，圖 8(a) 顯示有輔助比無輔助能更準確平順地進行路徑跟隨，在圖 8(b) 中，輔助能提供較穩定的行走速度，在圖 8(c) 中，髖部角度在有輔助情況下，震盪較小，且在無輔助情況下，使用者轉矩較小。

2. 圖書館導覽

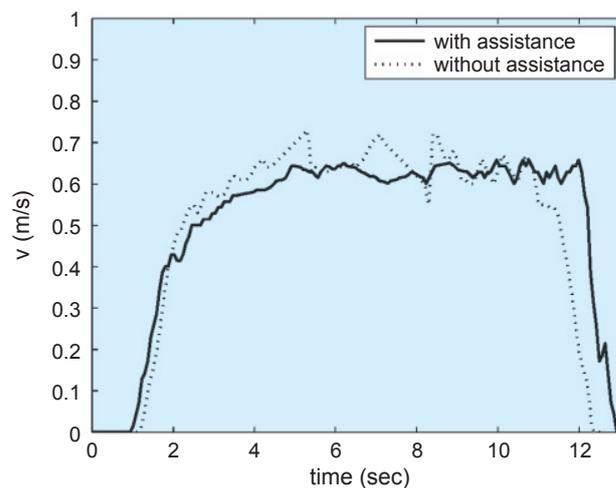
我們接著在交通大學圖書館中進行導覽輔助實驗，場景如圖 9(a) 所示，三位受試者與第一種實驗相同，先由第一位受試者依其意圖不限路徑進行導覽，他所選擇之導覽路徑示意圖如圖 9(b) 所示，隨後兩位受試者再跟隨此路徑進行導覽，圖 9(c) 顯示三位受試者之實際行走軌跡，三者大致上接近，後二者些許偏移路徑，在最大速度定在 0.3 m/s 情況下，三位受試者平均行走速率為 0.29 m/s、0.19 m/s、0.21 m/s，後二位受試者花費較久時間完成實驗。由實驗結果看來，此系統能幫助使用者在複雜環境中導覽，並安全地達到所設定的目標。當詢問他們對操控系統的使用感受時，所有人皆反應操控系統在轉彎過程明顯提供協助，展現出更好的操控性，而在前進中力會感受到輕微剎車阻力，顯示系統對轉彎有輔助效果，同時，能配合使用者推力施以適當剎車力，達到穩定行走之效果。

3. 走廊行走輔助

最後，我們邀請數位銀髮族進行走廊行走輔助實驗，實驗場景與路徑如圖 10(a) 所示。我們讓他們先熟悉此操控系統，接著由出發點走向目標點，行進中須避開盆栽與行人，所完成的行走軌跡如圖 10(b) 所示，所有受試者皆能避開盆栽與行人到達目的地，抵達目標點位置平均誤差為 0.18 m，最大誤差為 0.48 m。我們在實驗後也進行問卷調查，請他們就意圖辨識 (intention recognition)、機器人扶持性 (support)、使用友善度 (user-friendliness)、



(a) 軌跡



(b) 速度

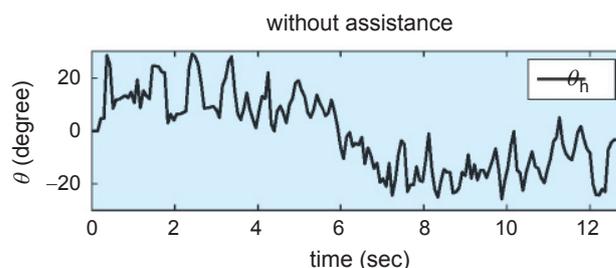
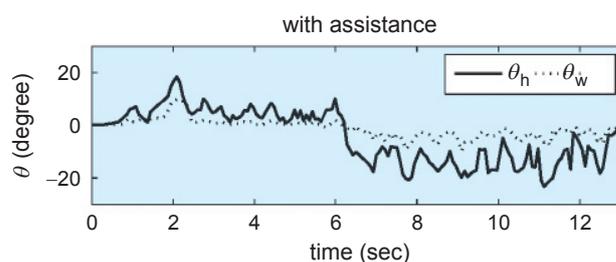


圖 8. 有輔助與無輔助之結果比較。

與安全性 (safety) 等項目進行評估，5 位銀髮族與之前的 5 位年輕人的問卷結果如圖 11 所示，在所有項目中，銀髮族滿意度皆比年輕人高 (0-5，最高 5 分)，顯示出長輩比較願意接受機器人的輔助，這也符合此系統之設計源由。

六、結論

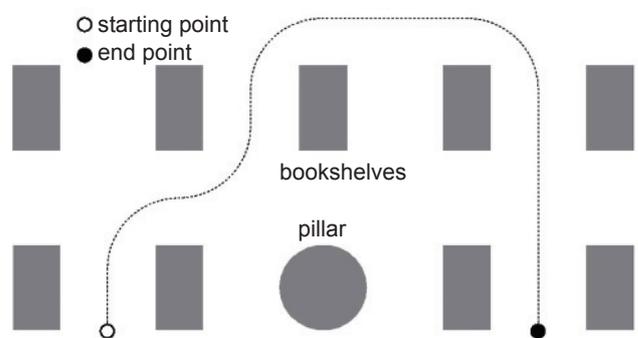
面對來勢洶洶的高齡化社會，行動輔助裝置有其急迫性，本文針對被動式行動輔助機器人提出基於使用者意圖之操控系統，並邀請長輩於真實環境進行測試，實驗結果驗證所提出的系統確實具可行性與成效，未來可望在居家與醫療環境中成為銀髮族的好幫手。

參考文獻

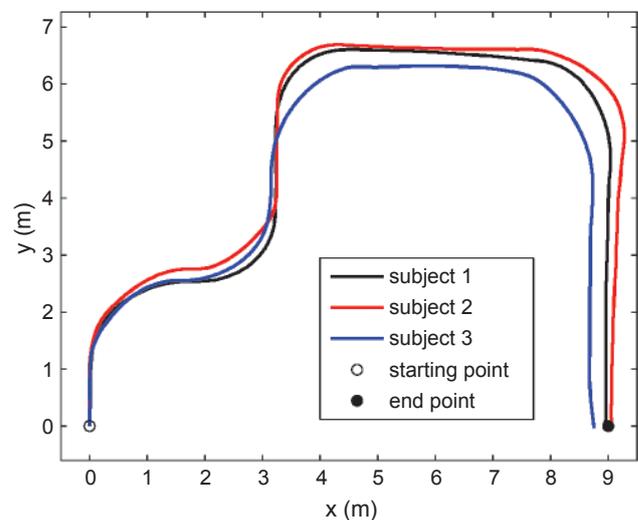
1. J. Manuel, H. Wandosell, and B. Graf, *Proc. IEEE Workshop Robot Human Interact. Commun.*, 518 (2002).
2. M. Spenko, H. Yu, and S. Dubowsky, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, **14**, 344 (2006).
3. Y. Hirata, A. Hara, and K. Kosuge, *IEEE Trans. Robot.*, **23**, 981 (2007).
4. O. Chuy, Y. Hirata, Z. Wang, and K. Kosuge, *IEEE Trans. Robot.*, **23**, 899 (2007).
5. J. C. Ryu, K. Pathak, and S. K. Agrawal, *J. Med. Devices*, **2**, 11002 (2008).
6. H. Yu, M. Spenko, and S. Dubowsky, *Auto. Robots*, **15**, 53 (2003).
7. Y. Hirata, S. Komatsuda, and K. Kosuge, *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst.*, 1222 (2008).
8. B. R. Greene, B. R. Greene, R. Romero-Ortuno, L. Cogan, C. N. Scanail, and R. A. Kenny, *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, **57**, 2918 (2010).
9. C. H. Ko, K. Y. Young, Y. C. Huang, and S. K. Agrawal, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, **18**, 1211 (2013).
10. K. Wakita, J. Huang, P. Di, K. Sekiyama, and T. Fukuda, *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, **18**, 285 (2013).
11. S. Taghvaei, Y. Hirata, and K. Kosuge, *Proc. IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, **146** (2010).
12. G. Lee, T. Ohnuma, N. Y. Chong, and S. G. Lee, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, **44**, 665 (2014).
13. Y. H. Hsieh, C. H. Wu, K. Y. Young, and C. H. Ko, *Proc. International Symposium on Robotics*, 1107 (2012).
14. Y. H. Hsieh, K. Y. Young, and C. H. Ko, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, **62**, 6404 (2015).



(a) 圖書館導覽場景



(b) 路徑規劃



(c) 行走軌跡

圖 9. 圖書館導覽實驗。

15. Y. Stauffer, Y. Allemand, M. Bouri, J. Fournier, R. Clavel, P. Metrailler, R. Brodard, and F. Reynard, *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst.*, 2362 (2008).

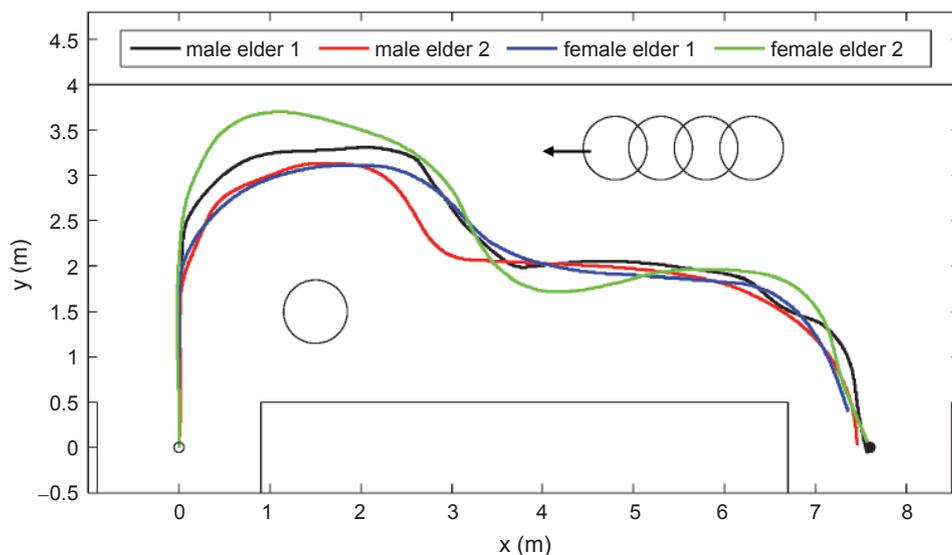


圖 10. 銀髮族走廊行走輔助實驗。

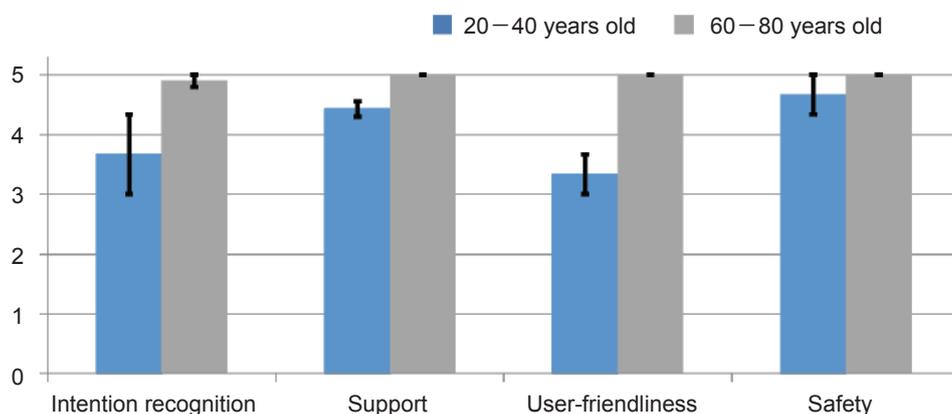


圖 11. 使用者成效評估圖。



柯春旭先生為國立交通大學電機與控制工程博士，現任義守大學電機系教授。

Chun-Hsu Ko received his Ph.D. in electrical and control engineering from National Chiao Tung University. He is currently a professor in the Department of Electrical Engineering at I-Shou University.



楊谷洋先生為美國西北大學電機工程博士，現任交通大學電機系教授。

Kuu-young Young received his Ph.D. in electrical engineering from Northwestern University, U.S.A. He

is currently a professor in the Department of Electrical Engineering at National Chiao Tung University.



謝一弘先生為國立交通大學電機與控制工程碩士，現於國立交通大學電控工程研究所攻讀博士學位。

Yi-Hung Hsieh received his M.S. in electrical control engineering from National Chiao Tung University. He is currently a Ph.D. student in electrical and control engineering at National Chiao Tung University.