遠距居家照護之跌倒昏迷偵測系統研究

黃俊喬, 蔡東穎, 劉德明*
國立陽明大學生物醫學資訊研究所

**通訊作者：劉德明，dmliou@ym.edu.tw*

摘要

意外跌倒對於老年人來說，是危害健康的主要來源之一，對於獨居老年人而言，更是如此。正確的跌倒偵測，可以使因跌倒而受傷的老年人及時接受醫療照護。本研究提出一個遠距居家照護系統，藉由偵測獨居老人因跌倒而陷入昏迷之情況，提升居家照護的品質。利用 Wi-Fi 802.11 b/g 為基礎的主動式無線射頻身份識別電子標籤(RFID Tag)，本系統可以追蹤個案位置以及動作，再輔以動作感應裝置(motion sensor)，以偵測昏迷事件，使得我們可以在跌倒發生，且個案失去意識時，發出警示，讓個案可以在最短的時間內獲得必要的照護。為了驗證系統的成效，我們請二位 24 歲以上的男性自願受試者，模擬日常活動以及跌倒昏迷，研究結果顯示，本系統對於跌倒辨識的正確率為 100%，捕捉率為 83.3%。另在本研究中發現，由於 RFID Tag 容易受到週遭環境影響基地台(Access Point，AP)接收訊號強度的，導致定位不精確，因此並不適合單獨用來偵測跌倒。

關鍵字：獨居老人、跌倒、遠距居家照護系統、無線射頻身份識別電子標籤、動作感應裝置

Abstract

Unintentional falls are a major health hazard for the elderly and a major obstacle for seniors living alone. Accurate detection of the fall leading to injury in the elderly is necessary for providing timely medical care. In this paper, we presented a fall-detection system to improve tele-homecare. By utilizing Wi-Fi 802.11 b/g based active Radio Frequency Identification (RFID) Tags and motion sensor, the proposed system could facilitate tele-homecare through tracking the location and movement of subject and raise an alert whenever a fall occurs and subject is unconscious. To evaluate our system, the fall caused unconsciousness and activities of daily living were performed by two voluntary subjects. The results showed that the proposed system with a precision of 100% and recall of 83.3%. In this study, RFID Tag alone was not suitable for fall detection due to location deviation

***Keywords**: Unintentional fall、seniors living alone、fall-detection system、Radio Frequency Identification (RFID) Tags、motion sensor*

1、前言

在台灣，75 歲以上的老年人，每年約有 13.6%以上曾跌倒過[1]；在美國，65 歲以上的老人，每年每三人至少有一人發生跌倒狀況[2]。跌倒的發生，除了可能造成骨折、降低身體功能、減少獨立性、造成心理傷害外，對於獨居的老人，若因跌倒陷入昏迷且未能及時發現且給予治療，甚至會導致死亡[3-4]。一旦跌倒而且昏迷事件發生，愈早發現，死亡率也就愈低[5-6]。將老年人安置在護理之家，可以降低跌倒所帶來的危險，但伴隨的是失去自我生活的空間，隨著科技進步，讓我們可以從另一個面向來降低跌倒帶來的危險，並讓獨居老年人的生活更有保障。

截至目前為止，已有許多研究希望以科學的方法自動偵測出跌倒狀態，相關的偵測方式大多使用加速感測器(Accelerometers)、迴轉儀(gyroscope)、水平感應器或影像處理技術。有些研究利用加速感測器，偵測目標在跌倒時，瞬間的加速以及移動方向的改變，做為判斷跌倒的依據[7-10]。Hwang[11]則是同時利用加速感測器偵測瞬間加速度和迴轉儀及水平感應器偵測受試者的身體姿勢，以判斷是否跌倒。Kangas [12-13]使用三軸加速感測器(triaxial accelerometer) 配置在頭部、腰部及腕部進行比較，將跌倒發生前後的特徵值設為參數，並且設立參數門檻值，完全排除日常生活的活動可能造成之誤差，藉此偵測跌倒事件。另有研究單獨利用傾斜的角度做為判斷依據，來偵測跌倒，這種方式雖然不需複雜的計算，但卻會把日常生活的活動誤判為跌倒事件[14]。而[15-16]則是利用影像處理的技術來判別斷研究對象是否處於跌倒狀態。

雖然已有許多研究提出不同的設備與方法用以偵測跌倒事件的發生，也有許多研究以無線射頻身份識別電子標籤(RFID Tag)進行照護對象的定位偵測，然而鮮少研究探討利用 RFID Tag 的定位特性進行跌倒偵測辨識。此外，雖然大部分的跌倒事件發生後，若有醫療照護的必要，當事人大多能主動求助，但是對於跌倒失去意識而無法主動求援的個案，需即時通知相關照護人以避免不必要傷害。故本研究試圖探討以 RFID Tag 作為輔助是否得以偵測個案處於跌倒狀態，並識別該個案是否可能昏迷而需即時的照護，期望藉此獨居老人可以免於跌倒重傷昏迷時，無人知曉的恐懼，並可以讓醫護人員即時得知個案位置，在最短的時間內，提供必要的照護，減輕傷害。

2、材料和方法

本研究所提出的遠距居家照護系統(如 Figure1)，主要藉由讓受試者在脖子及腳踝各配戴一個內嵌有動作感應裝置(motion sensor)的 RFID Tag，觀察個案的位置和動作，並透過無線網路將資料傳回定位伺服器，並由居家照護系統分析資料，以判斷是否有跌倒且失去意識的狀況發生。利用無線射頻身份識別技術，除了可以判斷是否跌倒外，還可以藉由追蹤個案的位置，讓救護人員可以在事件後，得知個案昏迷的地點，使得在遠端的救護人員可以在最短的時間內，提供必要的照護。

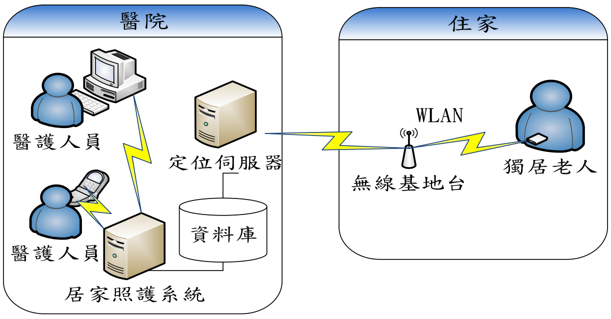

Figure 1 遠距居家照護系統架構

Figure 2 無線基地台擺放位置

本系統所採用的 AeroScout 主動式 RFID Tag，大小為 6.2 公分 x 4 公分 x 1.7 公分，該 Tag 會將本身的資料藉由無線基地台傳至 AeroScout 平面定位伺服器，無線基地台(Access Point，AP)放置於偵測環境的四個角落(如 Figure2)，並且置於高度 3.6 公尺的天花板上，藉此降低訊號干擾發生的可能性，定位伺服器在收到訊號後，便依訊號強度指標(Received Signal Strength Indicator)計算 Tag 所在位置，再將資料存入 Oracle 資料庫中。

本系統是透過二階段偵測的方式，來判斷個案是否跌倒且陷入昏迷。第一階段偵測，伺服器透過讀取資料庫內的值，判斷是否有跌倒事件發生，當初步判斷跌倒發生後，系統會啟動第二階段偵測，利用 Tag 內的動作感應器，進一步觀察個案是否陷入昏迷，當系統認定個案陷入昏迷，則會經由資料庫中，取得個案基本資料(如姓名、住址、電話)，並發出警訊給遠端主機及醫護人員的手機，顯示病人昏迷的訊息和昏迷地點，以利救護人員進行救護的工作。

針對跌倒的判斷，我們讓個案在胸前及腳踝處，各配戴一個 RFID Tag，系統則是利用平面定位伺服器取得兩個 Tags 間的相對距離，做為判斷的依據。在正常站立的活動情況下，兩個 Tags 的相對距離會比倒地時的相對距離短，如 Figure 3 之站立時兩個 Tag 的距離為 M，倒立時的距離為 N， N 會大於 M，藉由這樣的差距，讓我們可以判斷個案是否跌倒。當系統判斷

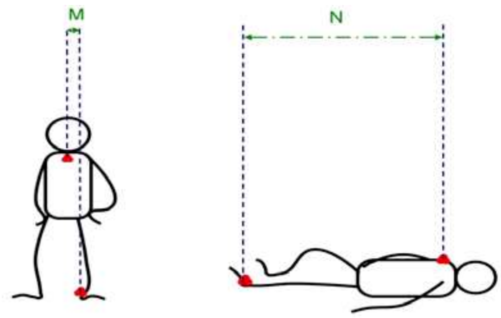

Figure 3 跌倒判斷依據

跌倒後，則會啟動動作感應器，若個案在五分鐘內沒有任何動作，系統則會判斷其為昏迷事件發生，並發出警訊。但是若個案後續仍有動作，則代表個案未陷入昏迷；或者個案雖然需要救援，而其仍具有求救能力，那麼系統也不會發出警訊。另外，考量人躺臥在床上睡覺時，系統會因相對距離變大且沒有偵測到受試者任何動作，而判斷受試者跌倒且陷入昏迷；也可能因受試者將 Tag 拿下而造成系統誤判，因此為了避免上述兩種誤判情況，本研究讓受試者在睡眠前或拿下 Tag 前，按壓 Tag 上的按鈕，暫停偵測，當睡醒時或重新戴上時，再度按壓 Tag 上的按鈕，以重新啟動偵測。Figure 4 之流程圖描述了系統跌倒昏迷偵測之邏輯。

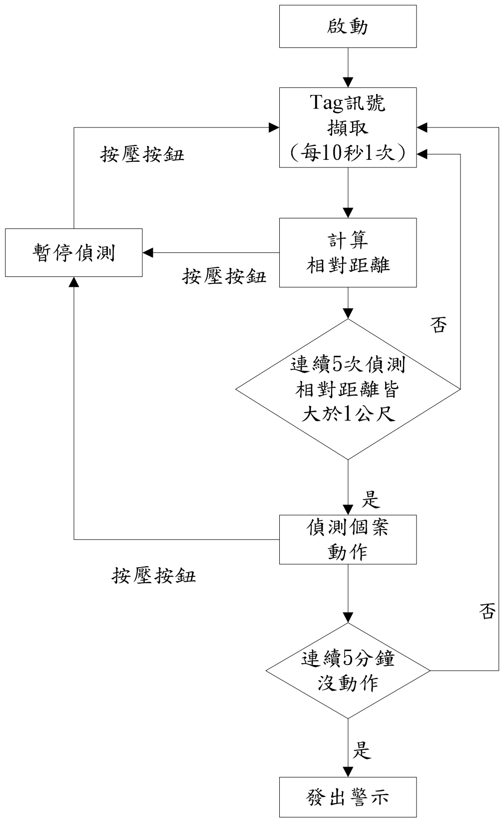

Figure 4 跌倒昏迷偵測與警示判斷邏輯

3、實驗與結果

為了了解前述二階段偵測方式的可行性，我們分別針對跌倒與昏迷這兩種狀態進行測試。首先，針對跌倒的測試，在一開始我們發現由於訊號強度會受到周遭環境影響而不同，造成 AeroScout 平面定位伺服

器定位上的飄移而無法準確定位，針對這點，我們將同一空間中的其他電腦設備關機，並設計了六個收樣點(如 Figure 5 的 position 1 至 6)，每個點放置一個 Tag，同時進行定位資訊的收樣，每十秒收樣一次，連續收樣 600 次，希望藉此觀察這六個 Tags 兩兩之間的相對距離是否會受週遭環境影響，結果如 Table 1 所示，相對距離的誤差範圍從最佳的零公尺到最差的二公尺，可知誤差值範圍頗大。

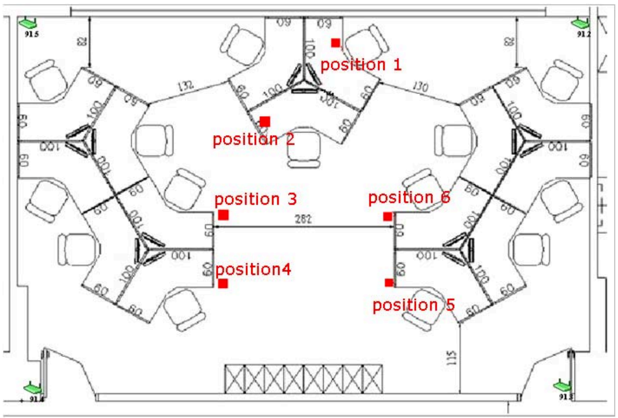

Figure 5 Tags 收樣位置圖

Table 1 Tags 在各點間相對距離誤差

	位置 1	位置 2	位置 3	位置 4	位置 5	位置 6
位置 1		1.85	0.00	0.12	0.86	0.35
位置 2	1.85		0.92	2.00	0.93	1.12
位置 3	0.00	0.92		0.43	0.30	1.32
位置 4	0.12	2.00	0.43		0.41	0.78
位置 5	0.86	0.93	0.30	0.41		0.31

註：單位：公尺。

因此我們嚐試從跌倒和站立兩種狀況找出其各別的樣式(pattern)，希望能藉此作為判斷跌倒的依據。為此，我們將兩個 Tags，以水平方向擺放且距離一公尺，以模擬跌倒後躺下的距離，另將兩個 Tags 以垂直方向擺放且距離一公尺，以模擬人在站立時的距離。希望藉由大量的樣本，能夠讓我們從中找出其定位飄移的方向性或特徵值。

本測試共進行四次收樣，每次針對站立及跌倒狀況各別擷取 600 組數據，每組數據擷取間隔為 30 秒，結果如 Table 2 所示，在四組中有三組顯示站立和跌倒是有達統計上之顯著差異，而從兩個 Tags 的相對距離差之平均值，我們發現因為定位會飄移的因素，所以個個成對 Tags 的相對距離差異頗大。

Table 2 站立與跌倒之 Tags 相對距離比較

組別編號	狀態	平均值	標準差	最大值	最小值	P 值
A	站立	2.0719	0.7477	4.67369	0.29121	0.000*
	跌倒	2.3897	0.94978	5.43637	0.16031	
B	站立	1.4842	0.8241	4.07491	0.14142	0.000*
	跌倒	2.4380	0.8093	4.14239	0.21932	
C	站立	1.6119	0.3813	2.58536	0.47540	0.073
	跌倒	1.6739	0.7552	4.53812	0.09849	
D	站立	1.5962	0.7666	3.59124	0	0.000*
	跌倒	1.2795	0.7060	4.30206	0	

註：* $p<0.05$；單位：公尺。

Table 3 站立與跌倒群組內之 Tags 相對距離比較

跌倒狀態		p 值	站立狀態		p 值
A B C D		0.000	A B C D		0.000*
組別編號			組別編號		
A	B	0.302	A	B	0.000*
	C	0.000		C	0.000*
	D	0.000		D	0.000*
B	C	0.000	B	C	0.002*
	D	0.000		D	0.006*
C	D	0.000*	C	D	0.697

註：檢定各組別中，Tag 距離差的虛無假設是相等的。
* $p<0.05$

另外，我們進一步分析全部跌倒狀態及全部站立狀態的數據，期望了解跌倒狀態的四組成對 Tags 的及站立狀態中的四組成對 Tags 的相對距離差之分佈是否有差異，統計方法採用獨立樣本 T 檢定。結果如 Table 3 所示，在跌倒狀態的四組中，僅 A 組與 B 組未達統計上顯著意義，可知僅 A 組與 B 組的成對 Tags 所測得的相對距離差是沒有差異的；在站立狀態的四組中，僅 C 組與 D 組未達統計上顯著意義，意即僅 C 組與 D 組的成對 Tags 所測得的相對距離差是沒有差異的。因而可知，相同的 Tag 在不同時間點偵測下，不論在站立或跌倒的模擬狀況，Tags 間的相對距離差都無法有一致性的表現 。

由於定位伺服器無法精準定位，且 Tag 容易受電磁波及收樣地點影響，定位飄移無固定模式，因此，我們嘗試僅利用動作感應器，偵測陷入昏迷而無法求救的狀況，我們將配戴 Tag 的受試者分為二組，第一組的受試者可進行任何活動，主要希望受試者保持活動狀態，以了解系統辨識日常生活活動的正確率，確認系統是否會誤將日常生活活動誤判為跌倒狀態；第二組的受試者則是保持躺平狀態以模擬跌倒且昏迷事件發生，觀察系統是否能夠成功辨識昏迷事件。

針對本系統的偵測成效，我們利用正確率(Precision)和捕捉率(Recall)來表示。其中正確率在此指的是真陽(TP)佔系統判斷跌倒且昏迷事件發生的比例；捕捉率指的是 TP 佔所有實際跌倒且昏迷事件發生的比例。本系統測試結果如 Table 4 所示，由此表可以看出本系統在第一組的情況下，個案處於活動狀態，連續偵測 120 分鐘，系統沒有任何誤判發生。在第二組測試中，依本系統之判斷邏輯，至少每次測試皆會發出一次警示，亦即總共應發出 12 次警示，系統總共只發出 10 次警示。系統在試驗中的正確率為 100%(10/10)，捕捉率為 83.3%(10/12)。

當系統偵測到昏迷事件後，會發出警示，Figure 6 為系統發出警示時的畫面，指示受試者昏迷的地點以供救護人員了解跌倒昏迷事件發生所在點，雖無法精準的定位昏迷地點，但因誤差並不大，對於輔助救護人員在找尋昏迷個案上，仍能有所幫助。

4、討論與結論

有別於其他研究[7-16]，以加速感測器、迴轉儀及影像處理等方式偵測跌倒事件，本系統在跌倒偵測方面，利用二階段偵測方式判斷個案是否因跌倒而陷入昏迷，在跌倒偵測上，因受限於 Tag 易受電磁波及收樣地點影響，定位飄移無固定模式，造成我們無法利用 Tags 間的相對距離差距，偵測跌倒事件。

研究結果顯示 Wi-Fi RFID Tag，容易受到週遭環境影響訊號強度，導致定位不精確，未來若有研究欲利用無線定位方式(例如 ZigBee)來偵測跌倒，亦可能面臨相同問題。

雖然在跌倒偵測上無法達到預期成果，但我們仍藉由動作感應器，達成最初昏迷偵測的目標，系統在昏迷偵測上，正確率方面可達 100%，亦即不會有因系統誤判，而導致浪費醫療資源的情況；在捕捉率方面為 83.3%，共計遺漏兩次跌倒昏迷事件未能捕捉，我們認為遺漏的兩次可能是由於昏迷是由人去模擬的，並非真實昏迷的人，因而在模擬中有著細微動作，經感應到後，造成系統認為受試者並未陷入昏迷，因而未發出警示。

另外，本研究藉由動作感應器偵測個案是否仍有身體動作，以排除非個案昏迷的其他可能狀態，例如躺著看書、看電視或休息等情形；然而若個案以躺臥姿勢睡覺或自行將 Tag 取下時，系統也會判斷個案為昏迷狀態，因此個案在睡眠或卸下 Tag 之前，需自行按壓 Tag 上的按鈕以暫停偵測，此為本系統在使用上較為不自動化的部分。

最後本研究採用之方法是利用動作感應器來偵測受試者是否停止動作超過五分鐘，以判定是否昏迷，但並沒有研究指出最適合門檻值，本研究所設定的五分鐘乃是測試後發現較為適合的時間，未來或許可藉由搭配其他生理監測裝置，有效縮短判斷昏迷的延遲時間。

藉由本系統在獨居老人的昏迷偵測，並發出警示，告知昏迷地點，使得醫療人員可以在最短的時間內前往救援，以減輕傷害，提升居家照護的品質，讓獨居老人生活更安心。

Table 4 昏迷偵測實驗測試結果

組別	偵測次數	偵測時間	警示次數
第一組 (活動狀態)	1	連續 120 分鐘	0
第二組 (跌倒且昏迷)	12	每次 10 分鐘	10

註：每組數據擷取間隔為 10 秒鐘

Figure 6 系統的警訊畫面

參考文獻.

[1] Chia-Ming Li, Chin-Ying Chen “Evaluation and Prevention of Falls in the Elderly,” Taiwan Medicine, Vol. 9, pp. 277-283, 2005.

[2] J. A. Stevens, P. S. Corso, E. A. Finkelstein, and T. R. Miller, “The cost of fatal and non-fatal falls among older adults,” Injury Prevention, vol. 26, pp. 189–193, 1997

[3] Maki BE., “Physical consequences of falls part II: an aging population will lead to mounting fall-related health-care costs,” Geriatrics and Aging, vol. 3, pp. 23-24, 2000.

[4] Shaw FE. Falls in older people with dementia. Geriatrics and Aging, vol. 6, pp. 37–40, 2003.

[5] Gurley RJ, N Lum, M Sande, B Lo, MH Katz “Persons found in their homes helpless or dead,”. N Engl J Med, vol. 334, pp 1710-1716, 1996.

[6] Wild, D.U.S. Nayak and B. Isaacs “How dangerous are falls in old people at home?,” Br Med J (Clin Res Ed), vol. 282, pp. 266-268, 1981.

[7] D. M. Karantonis, M. R. Narayanan, M. Mathie, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring," IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., vol. 10, pp. 156-167, Jan. 2006.

[8] J. Chen, K. Kwong, D. Chang, J. Luk, and R. Bajcsy, “Wearable sensors for reliable fall detection,” in Proc. 27nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 3551-3554, September 2005.

[9] M. Makikawa, S. Asajima, K. Shibuya, R. Tokue, and H. Shinohara, "Portable physical activity monitoring system for evaluation of activity of the aged in daily life," in Proc. 2nd Joint EMBS/BMES Conf., vol. 3, pp. 1908-1909, 2002.

[10] J. R. Boyle, M. K. Karunanithi, T. J. Wark, W. Chan, and C. Colavitti. "An observation trial of ambulatory monitoring of elderly patient," in IFMBE Proc., vol. 12, 2005.

[11] Hwang, J.Y.,Kang, J.M.,Jang, Y.W., Kim, H.C. “Development of Novel Algorithm and Real-time monitoring Ambulatory system using Bluetooth

module for fall detection in the elderly" in Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE-EMBS, September 1-5, 2004.

[12] M. Kangas , A. Konttila , I. Winblad , T. Jämsä, "Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection," Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, August 23-26, 2007.

[13] M. Kangas , A. Konttila , P. Lindgren , I. Winblad , T. Jämsä, "Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers," Gait & Posture, vol. 28, pp. 285-291, 2008.

[14] T. Tamura, T. Yoshimura, F. Horiuchi, Y. Higashi, and T. Fujimoto, "An ambulatory fall monitor for the elderly," in Proc. 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 2608–2610, July 2000.

[15] Wu G., "Distinguishing fall activities from normal activities by velocity characteristics", Jour. of Biomechanics, pp.1497-1500, 2000.

[16] Mihailidis A. "An intelligent emergency response system: preliminary development and testing of automated fall detection" , J. Telemed. Telecare, vol.11, pp. 194-198, 2005.