

# 運用 KNN 演算法之病患離床模式與偵測系統之設計與實作

昌妙韓

國立屏東科技大學 資訊管理系

[M9956007@mail.npust.edu.tw](mailto:M9956007@mail.npust.edu.tw)

龔旭陽\*

國立屏東科技大學 資訊管理系

[kung@mail.npust.edu.tw](mailto:kung@mail.npust.edu.tw)

陳彥華

國立屏東科技大學 資訊管理系

[M10056003@mail.npust.edu.tw](mailto:M10056003@mail.npust.edu.tw)

羅鈺欣

國立屏東科技大學 資訊管理系

[B9756019@mail.npust.edu.tw](mailto:B9756019@mail.npust.edu.tw)

## 摘要

目前台灣在二次大戰後 1946-1964 年間出生的嬰兒潮世代人口約 622 萬，佔總人口 27%，是人口最多的一代；根據統計，老人意外傷害中，除交通事故外，跌倒是老人意外傷害第二名。住院病患中，有大約 30% 的人會在醫院內發生跌倒，在醫院內跌倒發生時機在上下床位移為最大宗，雖醫院內設有緊急鈴，但在跌倒發生前，易跌倒族群認為可自行離床，但跌倒往往因而發生，因此本論文提出使用三軸加速規感測器置於老年病患身上自動偵測，使用三軸加速規之特性偵測病患是否有意離床，並將感測器所接收到的資料用 KNN 演算法做歸納與整理，希望可透過此技術降低老年病患自行離床後即發生跌倒的情事。

關鍵字：三軸加速規、無線感測網路、動作感知、K-Nearest Neighbor

## 壹、緒論

### (一) 研究背景與動機

隨著臺灣醫療衛生的進步，國人平均餘命延長、少子女化呈現增長趨勢，依據人口推計報告顯示，2016 年老年人口將開始超越「0-14 歲」兒童人口，目前台灣在二次大戰後 1946-1964 年間出生的嬰兒潮世代人口約 622 萬，佔總人口 27%，是人口最多的一

代；根據行政院衛生署統計，老人意外傷害中，除交通事故外，跌倒是老人意外傷害第二名。並且，根據醫策會台灣病人安全通報系統，住院病患中，有大約 30% 的人會在醫院內發生跌倒，在醫院內跌倒發生時機在上下床位移為最大宗，雖醫院內設有緊急鈴，但在跌倒發生前，易跌倒族群認為可自行離床，因此並未詢求護士協助離離，但跌倒往往在老人自行離床後發生。

## (二)研究目的

屏東基督教醫院為減少老年病患在醫院內跌倒的頻率，因而引入市面上的離床感知設備，例如圍欄式離床感知、床墊式離床感知等，使用一段時間後統計，經過醫院統計引入離床感知設備前與引入後之離床跌倒之離床跌倒記錄與跌倒人次統計，在醫院內發生跌倒的人次並沒有因為引入離床感知設備而明顯下降，對院方來說，市面上的離床感知設備的預警功能有限，為能夠增加離床感知的預警功能，本研究提出使用三軸加速規感測器置於老年病患身上自動偵測，使用三軸加速規之特性偵測病患是否有意離床，並將感測器所接收到的資料用 KNN 演算法做歸納與整理，希望可透過此技術降低老年病患自行離床後即發生跌倒的情事。

## 貳、文獻探討

### (一)加速度感測與動作辨識

#### 1. 加速度量測

加速規(Accelerometer)又稱為加速度計或重力感測器(G-sensor)，主要用於量測加速度，因此常用於速度與位移的量測。陀螺儀(Gyroscope)用來量測方位角(Heading)資訊，慣性定位系統即是加速規與陀螺儀兩種感測器合併使用，主要用來推算航行距離與方位。加速規感測器與陀螺儀感測器量測所得的資訊需先經過資料轉換與適當的演算法才能計算出定位資訊，例如：NMEA(National Marine Electronics Association)，否則無法直接使用於定位。

針對加速規，於新電子科技雜誌中學者賴盈霖撰有相當詳細的說明[3]。移動的物體若置一加速規，可量測該物體的位移變化資訊，所以若要追蹤或是推算該物體的位移軌跡可以利用加速規感測器。根據牛頓第二運動定律，物體速度對時間的變化率稱為加速度，該物體的位置對時間的變化率則為速度。以數學方式表示，位置對時間的微分就是速度，速度對時間的微分則是加速度。

假定初始速度為零，牛頓第二運動定律可以以公式 1 表示：

$$\vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt} \quad \text{和} \quad \vec{v} = \frac{d\vec{s}}{dt} \Rightarrow \vec{a} = \frac{d(d\vec{s})}{dt^2} \quad (1)$$

微分的逆運算稱為積分，當得知某物體的加速度資訊時，便可利用連續兩次積分將加速度的資訊轉換成位移(Displacement)資訊，如公式 2。

$$v = \int \vec{a} \cdot dt \quad \text{和} \quad \vec{s} = \int \vec{v} \cdot dt = \int (\int \vec{a} \cdot dt) dt \quad (2)$$

根據公式 2，便可計算出 X、Y、Z 每一軸向的位移量，並進一步計算出位置資訊。

## 2. 動作辨識與加速規動作辨識之應用

常見的動作辨識(Gesture Recognition)主要分為影像辨識法以及加速規感測法，前者以影像截取設備輔以影像處理技術來達成，後者將加速規感測器放置於肢體或身軀上，當加速規感測器因人體移動或肢體揮舞而產生加速度數據時，藉由特定演算法來辨識使用者目前的動作。影像辨識法主要根據已截取的影像取出特徵值，再藉由這些影像的特徵值結合馬可夫(Markov)模型來判斷使用者的動作姿態。

隨著 MEMS 技術之三軸加速規技術的發展，讓感測器的體積縮小到一顆晶片大小後，加速規感測法便成為近年來較熱門的方法，其姿態辨識原理，主要方式將一顆或數顆加速規置於適當的人體部位，再截取各個時間點之加速度變化情況，藉由 X 軸、Y 軸與 Z 軸的加速度分量之計算，可以計算出加速規目前在三維空間的移動方向以及向量大小，經過積分後則可求算出加速規之相對位移變化與軌跡，而達到姿態感知之目標。

在加速規變化與姿態運算之演算法方面，有學者[10]發表以 Wii 控制器之姿態辨識，以一系列演算法包括 K-means、隱藏式馬可夫模型(Hidden Markov Model, HMM)、貝氏分類法(Bayes Classifier)等方法來辨識直線、畫方、畫圓或簡易字母等簡單動作，其中以 k-means 對感測數據進行量化分析，再以 HMM 來進行建模動作，最後再用貝氏法則針對模型進行分類。

一般人體因某些因素而失去平衡時，便有可能會發生跌倒的情況，此時身體一般會呈現傾向一方向傾倒的狀態，其經身體一連串的作用結果，可能發生的姿勢包含圖 1 幾種可能[1]：

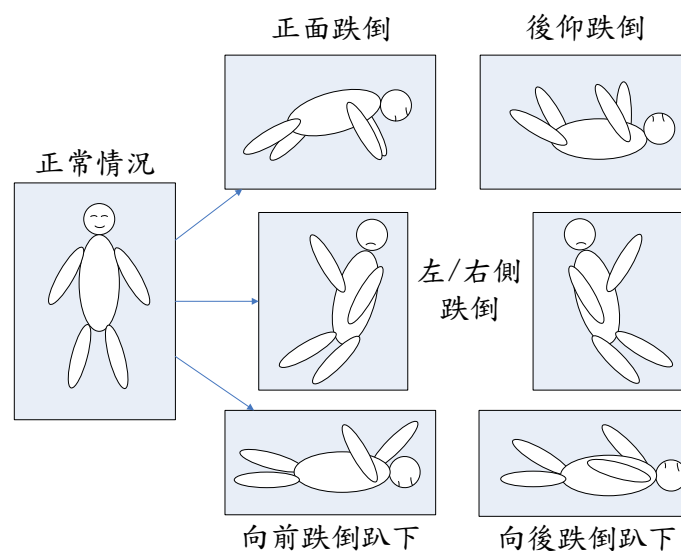


圖 1：人體跌倒時之可能姿勢分析

加速規在人體跌倒偵測方面的相關應用，於過去之研究報告中指出胸掛式加速度感測器設計可使系統獲得較好的身體軀幹活動特性，並可得到較佳之估測值[2]。其原理利用人體跌倒時所產生之加速度值加以判斷分析，並在實驗中指出，當人體於站立、坐姿、與臥躺等靜態活動情況下，三軸方向的加速度向量大小介於 $1 \pm 0.15g$  的範圍。圖 2 為該研究利用卡式座標系統繪製出人體靜態活動之加速度範圍。

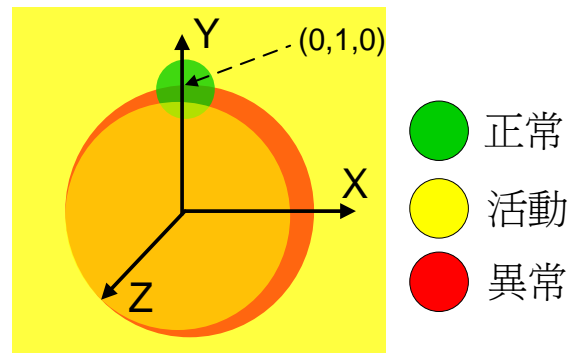


圖 2：人體靜態活動範圍

圖中上方之綠色小圓球區域顯示一般正常靜態活動軀幹之加速度分佈區(傾角小於 55 度)，大球內外黃色區域為劇烈活動品，代表較為動態的活動。大球紅色區域為異常區域(傾角大於 55 度)，代表人體可能處於躺、臥、傾向或上下顛倒等之姿勢下。跌倒狀況的判斷方式為：當加速度處於綠色或黃色區域時，系統不發出警報。當加速度處於紅色區域超過 10 秒鐘時，系統發出短聲警報。若超過 30 秒未按下警報取消鍵時，則認定為危險狀態。

人體行走可使用距離、速度與加速度等參數來描述人體行走的行為[9]。如圖 3 所示，利用三軸加速規找出人類行走的變化曲線，藉以計算行走步數。

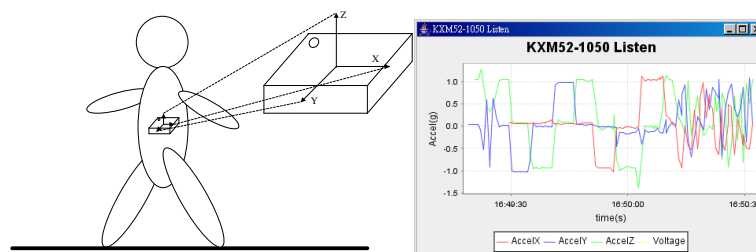


圖 3：人體行走模式與加速度變化曲線

以人體行走位移來說，在瞬時時間  $dt$  內，A 點及 B 點之位移分別為  $dr_A$  與  $dr_B$ ，並將身體前傾以分量來考量，其主要分別以平移與平移後旋來考量。平移以基準點 A 移動到最後位置，B 點則移動到 B' 的位置。接著將人體繞 A 點轉動  $d\theta$  的角度，並產生相對位移  $dr_{B/A}$  後，使 B 點移動到最後位置，如圖 4 所示[1]。

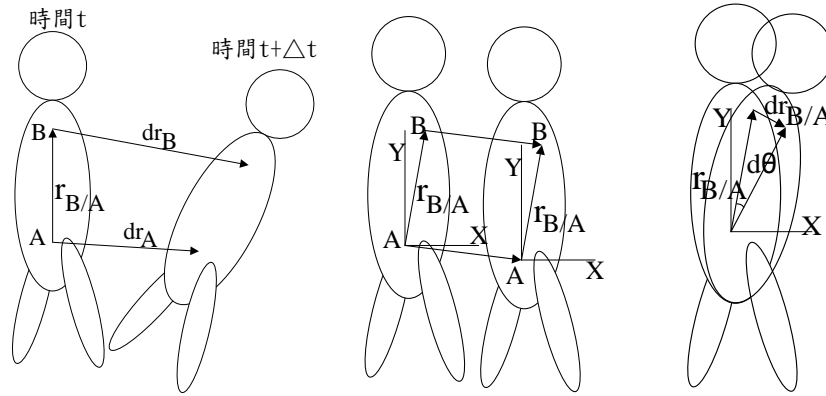


圖 4：身體前傾之移動(左)、平移(中)、平移後旋轉(右)

## (二)姿態感知---運用三軸加速規於跌倒感知

將三軸加速規運用在人體姿態感測上時，著重的研究議題可分為三大類，一類為日常生活偵測、一類為跌倒偵測、另一類則為整合型偵測，其分述如下：

1. 日常生活偵測(ADL, Activities of daily living)：此方法是定義日常活動，並設立跌倒條件與門檻值，若達成條件即表示發生跌倒。根據 Guan-Chun Chen 等人[4]的研究，他們將日常生活的狀態分為站立、坐下、躺下、行走、跳躍、上下樓梯、慢跑等七種行為。針對日常活動的研究中，會定義數種日常活動的範圍，並以其定義當成判斷之依據，是屬歸類型，這類研究通常會判斷配戴者目前的狀態；除上述歸類型式外，有部份研究是針對特定的日常生活姿態做感知，如步伐判斷[8]，判斷行走步伐的規律，亦或是將行走動再作細分[7]，並依此研究行走感知。

這類的研究大多是只針對步伐的規律做步伐的判別，若是用於判斷行走的步數是足夠的，但若是用於判斷其他日常生活稍顯不足。

2. 跌倒偵測(Fall Detection)：跌倒偵測以偵測人體是否發生跌倒行為為主，追究跌倒發生的原因是在於，突然失去重心，造成身體不平衡而突然跌落。常見的方法是設定跌倒發生的條件，並設定一門檻值，若達成條件又達到門檻值，即表示跌倒發生。

根據 Guan-Chun Chen 等人[4]的研究，該研究將跌倒前的姿勢分為八個，站立時、由坐轉為站時、由站轉為坐時、行走時、向後走時、彎身時、跳躍時、躺下時等八種。根據 Maarit Kangas 等人[6]所提出，將跌倒的方式分為以下九種類型，如表 1，並設定跌倒發生時的門檻值，若達到門檻值，即表示跌倒發生。

這類研究多數是先定義數種跌倒方式，並經由測試運算出跌倒的力道，以此力道為其門檻值，若達到系統所設定的跌倒條件，並符合門檻值，即表示跌倒，這類的研究較專注於跌倒門檻值的設定，偏高偏低都容易發生誤判的情況。

表 1：九種跌倒類型

	跌倒方向	說明	使用物件
1	向前	向前垂直跌倒	-
2	向前	在階梯上踩空時，向前跌倒	平台
3	向前	由坐著轉為站立，走一段路後跌倒	椅子
4	向後	滑倒	-
5	向後	向後跌倒時，膝蓋彎曲	-
6	向後	坐下時，沒有坐到椅子	-
7	側邊	在階梯上踩空時，側邊跌倒	平台
8	側邊	側邊垂直跌倒	-
9	側邊	跌倒時轉向側邊	-

3.整合型偵測：整合型偵測整合上述的日常生活偵測與跌倒偵測兩種情境，以日常生活偵測為主，跌倒偵測為輔的模式。

根據 Sung-Yan Chang 等人[5]偵測失去重心的研究，置感測器於腰間及雙腳，可分析出走路與跑步行為，走路習慣雖各人不同，但步伐移動機乎相同，因此計算腳步與置於腰間之感測器間的距離，此研究將走路、跑步、站立、走樓梯等動作做定義群集，若距離此研究所定義的動作群集相近，便歸類於該動作，若離所定義的動作太遠，並且超過所設定的門檻值，即判斷跌倒發生。

這類的研究補足了單一感測的不足，結合日常生活與跌倒，系統需要一直將人體狀態歸類，系統的負載會比較重。

### (三)離床感知

離床感知在學術上，少有相關論文討論此部份，在市面上，卻有數種此類商品，主要用於照護行動不便或是視力不佳的老人，目前大致上分為兩種形式，居家照護與感知設備兩種，分述如下：

1.居家照護：一般住於家中的老人，易在半夜時起身上廁所，也易自認對居家環境熟悉，因此半夜起身時並未開燈，但夜晚在家中發生跌倒的老人，往往是因為視線不佳而碰撞家中物品致發生跌倒。因此，針對老人起身如廁未開燈這點，而將感測器設置於方便感測的位置，床邊或是牆上，感測老人是否起身，若已起身，便將床邊照明燈打開，也可依照需求，將照明燈沿伸至廁所門口，以減少因照明不佳而跌倒的情況。

2.感知設備：醫院、診所、療養院以及安養院照顧的各式各樣的病人及老人，病患或老人會住院，多半是因身體虛弱或是身體機能問題需要治療，若他們想要離床活動，易因體力不支、重心不穩或是藥物引起暈眩而跌倒，院方為避免跌倒高危險群之老人易在離床後數步發生跌倒，因此院內也使用數種離床設備搭配感測離床，例如護欄感測、床墊式離床感測(如圖 5.a)、枕頭式離床感測等(如圖 5.b)，感測此病床病人是否有意離床，若

有意離床即發警至護理站，讓護理站護士可趕往協助離床。

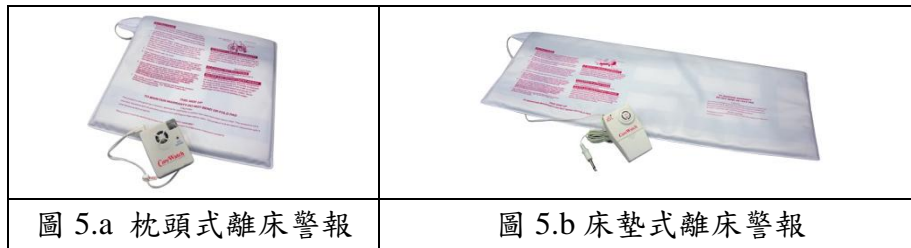


圖 5：離床警報設備

照片來源：[http://www.ezgo99.com.tw/page/pa\\_bed.htm](http://www.ezgo99.com.tw/page/pa_bed.htm)

#### (四)KNN(K-Nearest Neighbor)演算法介紹

KNN (K-Nearest Neighbor) 中文為最近鄰居法，又稱為記憶基礎推論法(MBR, Memory-Based Reasoning)，將正確資料之特徵由資料庫儲存，若有一未知其屬何類之新樣本，此新樣本之特徵與資料庫中  $k$  個特徵相似，意即最鄰近此新樣本的  $k$  個特徵樣本，樣本中大多數屬於某類別，則此新樣本亦屬此類別，如圖 6 表現之決策過程。

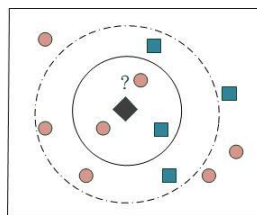


圖 6：KNN 算法的決策過程

KNN 演算法中，是針對已做過分類的正確資料進行鄰居的選擇，KNN 的分類決策是依據最鄰近的一個或是數個樣本來決定新樣本近似於正確樣本的哪個類別。KNN 的原理上依賴極限定理，但在決策類別時，只與少數幾個相鄰的樣本有關，並非依靠判別區域的方法來決策所屬類別，因此對於區域交叉或是重疊部份較多的樣本集合來說，KNN 演算法較其他方法適合。

KNN 的分類模型可分為兩個階段模式，第一個階段為建構階段，作法是挑選屬性，為做輸出與輸入之屬性，並對此資料做整理，以精簡此訓練用分類特徵，並決定所適用之距離與組合函數；第二階段為運用階段，作法是針對未知資料作分類，並反覆試驗，直至決策出最佳之  $k$ 。

KNN 演算法在分類時，若樣本數不平衡會形成一個缺點，若某一類的樣本數很大，但其他類的樣本數很小時，很可能導致在輸入一個新樣本時，新樣本的鄰居中，大樣本的類別佔大多數，易造成無法正確分類。因此可採用加權法改進此缺點，例如和樣本距離較近的鄰居給予較高的權值，但也因為需要對每一個等待分類的樣本都要計算他與全部已知樣本的距離，才能順利求得新樣本與  $k$  個鄰居的距離，因此此方法的計算需求量較大是為此方法的另一個缺點。為此，目前常用的方法是事先排除對於新樣本分類作用

不大的樣本。此方法較適合樣本數大的區域型的自動分類，若樣本數小採用區域型分類，易發生誤分情況。

## 參、研究架構

### (一)姿態感知(Action-Aware)

加速度感測器可概分為兩種，一種在靜止狀態下會受到地心引力  $1g$  的作用力，另一種則不會，市售 HTC 手機與相關手持式設備皆以前者為主(為了自動切換橫向螢幕)，而本研究必需採用前者之加速度感測器。

三軸加速度感測器具備 X、Y 與 Z 軸向之六方向感測，同一軸的兩個方向以+和-作為辨別。在 X 與 Y 軸平行於地面時(X 與 Y 軸輸出  $0g$ )，且未受到任何外力作用時，則 Z+或 Z-會收到  $1g$  的地心引力作用，反之若將 X 與 Z 軸平行於地方，則 Y 軸會收到  $1g$  的地心引力，因此，就簡單的方式可以用 X、Y 與 Z 軸的變化來判定跌倒，如圖 3-8 所示，但是這個方法除了感測器必需固定絕對位置角度外，若非因跌倒使感測器橫躺時(睡覺/休息/放在桌上)，則會有誤判的情況發生。

如圖 7 所示，體座標之三軸表示為 X'、Y' 與 Z'，慣性座標(地心引力方向)之三軸表示為 X、Y 與 Z。

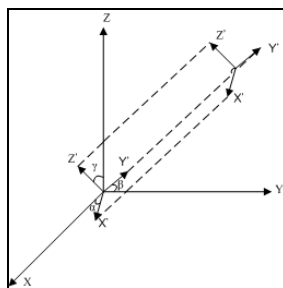


圖 7：慣性座標與體座標關係圖

其中，X 與 X' 的夾角為  $\alpha$ ，Y 與 Y' 的夾角為  $\beta$ ，Z 與 Z' 的夾角為  $\gamma$ 。因為加速度感測器接收的是加速度( $\vec{A}$ )的 3 個維度之各別加速度分量( $\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z}$ )，所以計算夾角前，必需透過歐幾里德距離公式求算  $\vec{A}$ ，計算式如公式(1)所示：

$$\vec{A} = \sqrt{\vec{X}^2 + \vec{Y}^2 + \vec{Z}^2} \quad \{ \vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z} \mid \text{感測器接收之 } g \text{ 值} \} \quad (3)$$

接下來求算 X,Y,Z 軸與慣性座標之夾角，求得  $\alpha$ 、 $\beta$  與  $\gamma$ ：

$$\alpha = \cos^{-1} \frac{\vec{X}}{A}, \quad \beta = \cos^{-1} \frac{\vec{Y}}{A}, \quad \gamma = \cos^{-1} \frac{\vec{Z}}{A} \quad (4)$$

藉由以上公式，可在不考量使用者配戴加速度感測器角度的情況下，找出地心引力



方向。這個方法的缺點在於，若感測器受外力影響使  $\bar{A}$  不只受到地心引力(1g)的加速度推動時，則無法由公式 4 計算變動時的角度，但是  $\bar{A}$  仍能忠實的表達加速度變化。

## (二)離床模式

為符合使用者情境需求，將離床動作分成三個階段，離床前、離床時、離床後等三個部份，示意圖如圖 8。

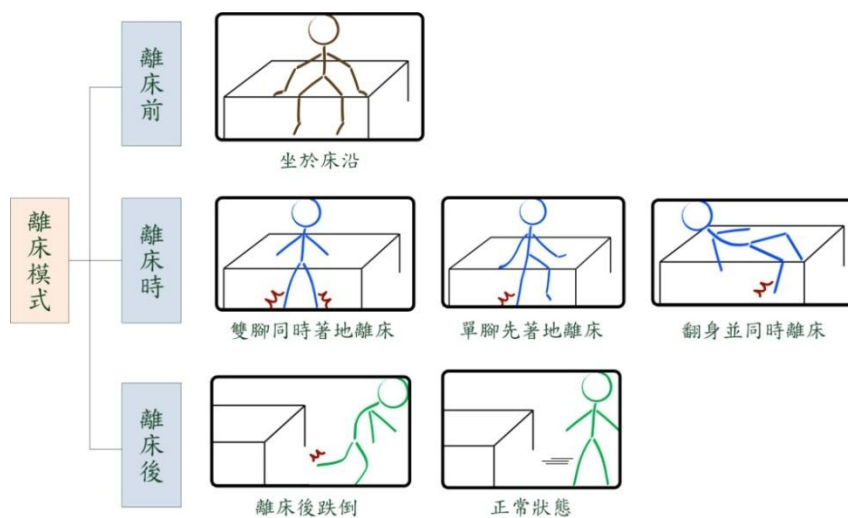


圖 8：離床模式示意圖

針對行動不甚靈活的病患來說，有意離床時，起身後通常會先坐於床沿一小段時間後，才會有離床動作；離床時，概分為三種離床形式，雙腳同時著地離床、單腳著地離床、躺在床上翻身時順便離床，若針對院內高危險跌倒群的病患，以雙腳同時著地以及單腳著地離床為多；離床後，針對高危險跌倒風險病患來說，可能發生離床後因重心不穩而發生跌倒，根據屏基醫院護士表示，病患通常於離床後三至步即發生跌倒。病患離床後也可能因為碰撞身旁物品而跌倒。依此，整理成下表，如表 2。

表 2：離床模式說明

離床前	直接坐起身
	先翻身至側面，用手撐起身體後坐於床沿
離床時	單腳著地
	翻身下床
	雙腳同時著地
離床後	重心不穩(數步後跌倒、直接跌倒)
	撞到東西跌倒
	正常狀態

### (三) 跌倒模式

本研究之系統運作如圖 9，主要流程包含：(1)姿態感知介紹之  $\alpha$ 、 $\beta$  與  $\gamma$  計算引力方向與(2)跌倒條件判斷。因跌倒的時間往往在 1 秒鐘內就倒地，本研究除了利用  $\bar{A}$  來判斷跌倒之力道外，也需要藉由連續多次的  $\bar{A}$  取樣來判斷一般狀態，故實作時需注意平台上的感測器取樣速率必需大於 15Hz 的三軸加速度取樣。

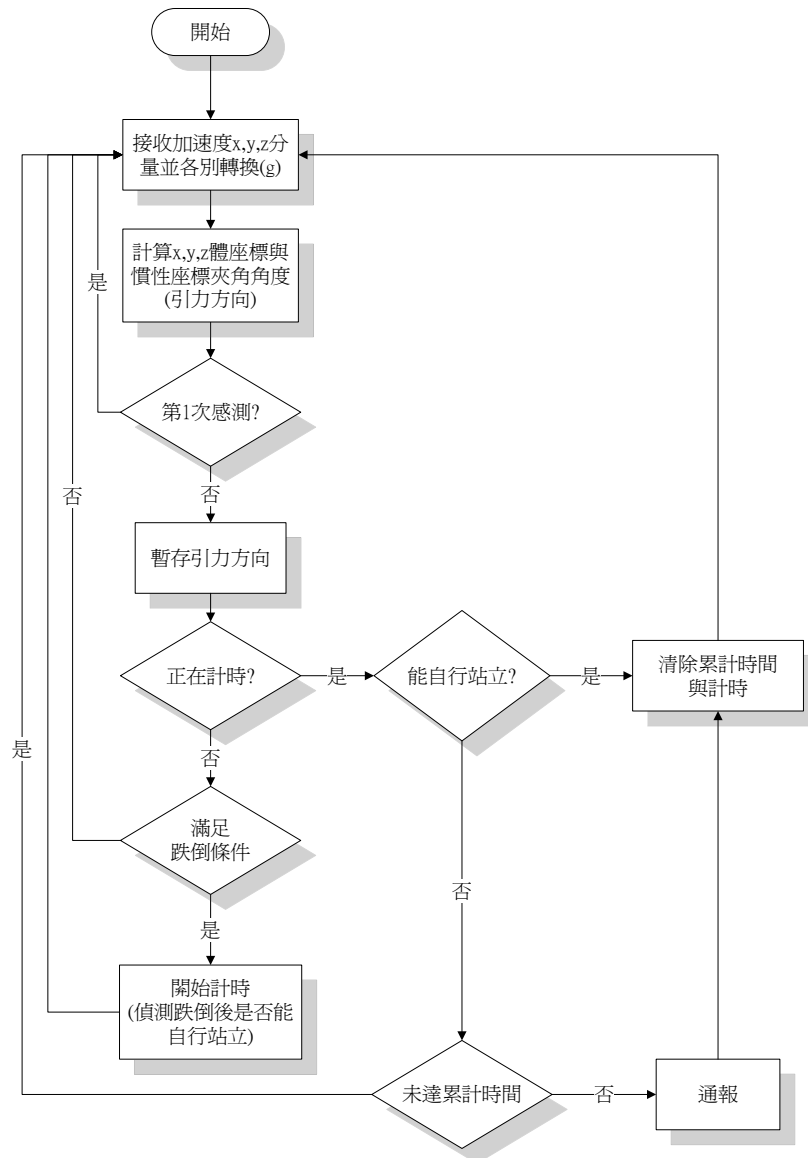


圖 9：跌倒系統運作流程圖

跌倒系統運作流程設計，一般會以 15Hz 以上的取樣速度來執行演算法，每次執行先將三軸加速度感測器來的值 X、Y 與 Z 轉換成 g 值(依照各感測器原廠規格書之公式)，再由公式 3 與 4 換算夾角角度。為了比較使用者是否能自行站立，資料至少 2 筆以上，

若為第 1 次感測時，則重新感測，並將夾角角度(引力方向)儲存下來，並檢查是否有啟動計時器(由跌倒演算法啟動)。若無計時器則進入跌倒演算法的判定，一旦發生跌倒時，則由啟動計時器，使下一次感測時能進入判定站立之流程。進入計時器的流程時，仍以 15Hz 的速度感測加速度計，並判定角度的變化，比對角度的變化以跌倒的前一筆穩定狀態(引力方向)作為基準(假設跌倒前為正常狀態，但不一定要站立)，若跌倒後在指定時間(由醫療人員設定)內的夾角變化，沒有接近正常狀態的角度時，則判定使用者無法站立，否則取消計時器，判定此次為輕微跌倒。

為防止誤判的情況發生(有時為偶然的輕微跌倒)，一旦偵測到跌倒時，仍需進行秒數的累計，秒數根據醫療專業人員對於被監護人之狀況來設定，當跌倒狀態累計秒數到達標準時，則進行通報，並由判定可否繼續活動來判定取消計時。

#### 肆、系統架構

為此本研究設計“人體離床與偵測系統”(Off-bed Awareness System)是為三層式架構，如圖 10 所示，分別為 (一)感測端(Sensing Mechanism)、(二)感測伺服器(Sensing Server)、(三)監控伺服器(Surveillance Server)與(四)照護者端(Surveillance Mechanism)等四部分，分述如下。

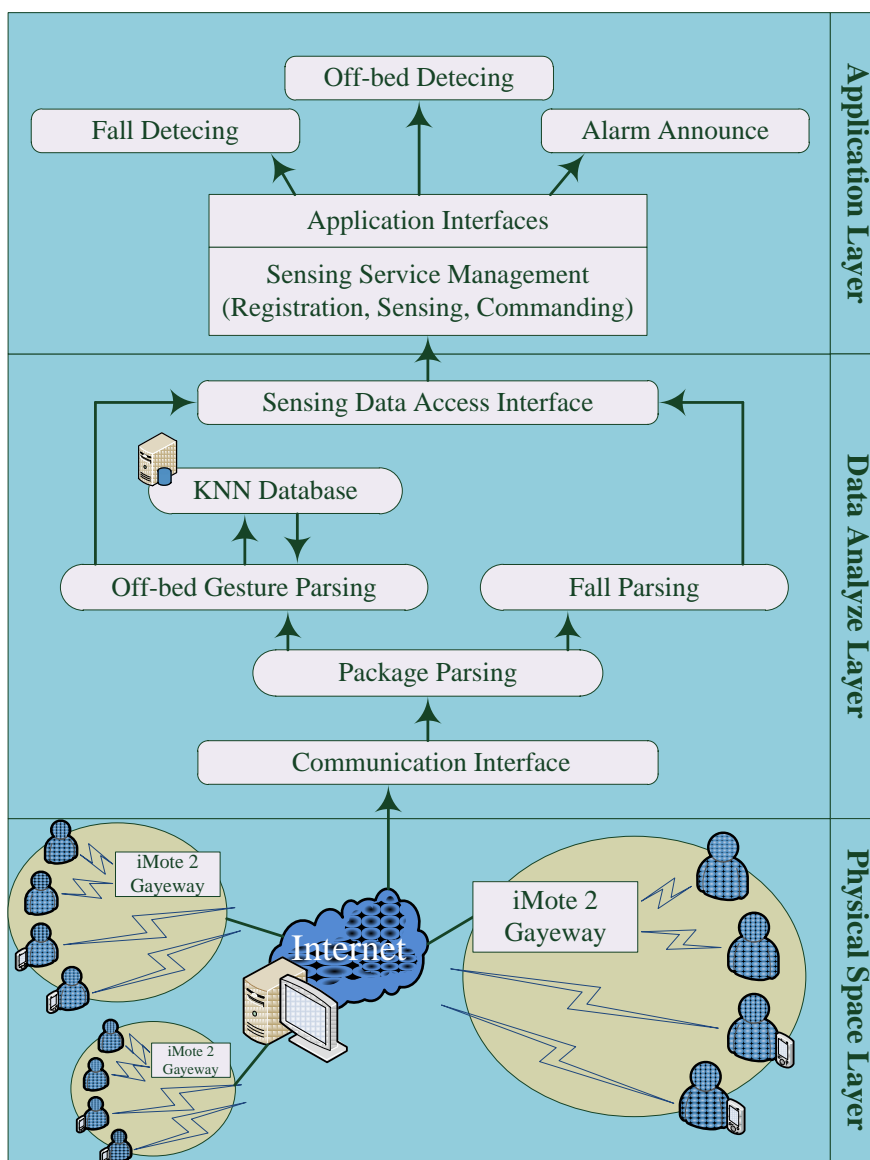


圖 6：系統架構圖

(一)感測端(Sensing Mechanism)運用三軸加速規(Tri-Axis Accelerometer)感測器以及含有 G-sensor 之手機感測人體姿態訊息，在感測器方面，經由感測器將類比資料轉換成數位訊息，並透過無線感測網路(Wireless Sensor Networks)傳送到感測伺服器之後，轉換成加速度與傾角變化等資訊，並將資訊傳送到感測伺服器，讓感測伺服器根據收到的值與行為資料庫做比對，以得出配戴者狀態；在手機感測方面，手機本身收到 G-sensor 的值後便與儲於手機內之離床模式比對，得出狀態後便將狀態訊息送至監控伺服器做處理。

(二) 感測伺服器(Sensing Server) 運用三軸加速規(Tri-Axis Accelerometer)感測人體姿態訊息，經由感測器將類比資料轉換成數位訊息，並透過無線感測網路(Wireless Sensor Networks)傳送到電腦後，轉換成加速度與傾角變化等資訊，傳送到感測伺服器端，經由感測伺服器運算後，得出配戴者狀態，如離床狀態、跌倒狀態，並將此狀態呈現在照護者端，讓護士能夠看到配戴者的即時狀態，同時將感測資訊上傳到感測資料庫予以記

錄。

(三)監控伺服器(Surveillance Server)主要負責處理感測伺服器得出的人體狀態資訊以及手機感測端傳送過來的人體狀態資訊資料。監控伺服器收到時會先將感測資料存入感測資料庫供後續可能會使用的資料備份，接著把感測資料處理後進行姿態分析，與姿態資料庫比對並取得該病患目前姿態，接著判斷該姿態是否已由平躺轉為已起身，若符合通報條件，即會對護理端發出通報，讓護理士可即刻前往床前協助離床；本系統亦提供跌倒偵測，避免配戴者在護理士忙碌時自行離床後發生跌倒後無人協助幫忙。

(四)照護者端(Surveillance Mechanism)是為主要的使用者介面，藉由通報代理人取得配戴者之人體姿態，以病患專屬個人區塊方式呈現，顯示病患姓名，並以燈號顏色顯示目前配戴者狀態是否緊急，若緊急燈號顯示紅色，即彈出警示窗，警示護理士需即刻前往協助離床。亦提供護理士一簡易操作的飲食熱量記錄，以便捷及直覺化的操作方式讓護理士可以迅速將病患的飲食熱量輸入電腦，並將歷史飲食熱量曲線圖呈現在病患個人頁面，讓護理士可迅速瞭解病患的飲食狀況。

## 伍、預期成果

為達到減少住院患者或老人在醫院內跌倒頻率，本研究設計一個”人體離床與偵測系統”，本研究結合三軸加速規感測器(Tri-Axis Accelerometer)、與 Android 手機應用、無線感測網路(Wireless Sensor Network)，配合照護端的設計，使護理站人員可隨時掌握各個高跌倒風險之病患及老人之姿體狀態，若護理站收到報通，表示配戴者有離床的可能性，即趕往床邊協助離床或詢問是否需要幫忙，藉此達到降低跌倒狀況的發生頻率。因此，本研究預期達成的目標為：

(1)姿態感知：本研究採用三軸加速規量測人體姿態，藉由感測器會受到地心引力的影響(1G)特性，比對慣性座標系統與體座標系統之差異，進而計算出感測器與地表之傾角。當加速規感測器裝置在人體身上時，藉由旋轉角度的不同將感測數據傳送到監控系統中做分析。這個方法雖然有精確度上的問題，但其誤差可透過數學運算來減少影響，並且因計算方式簡易而能立即呈現出效果，讓護理士端能掌握到感測端配戴者的即時姿態。

(2)無線傳輸：藉由無線感測網路的應用，使用者可透過無線的方式將感測資訊傳送到電腦，而不用受限於距離與空間的限制。由於無線感測器具有體積小、低傳輸頻寬等特性，即時的三軸感測資料必需透過預先在感測節點上的運算以及特特殊的封包格式設計，才能以極低延遲的方式將大量的感測資料傳送到監控伺服器。本研究針對此應用設計一系列的預處理系統(Pre-process System)讓感測網路也能快速的傳輸動作感知資訊。

(3)離床感知：由於現行於院內的離床感知設備在感知到病患離床時即通報護理站，但由於一般設備偵測的時點過晚，因此在護理站的護理士接到通報後馬上趕至病患身旁時，通常跌倒已經發生，無法有效降低患者在醫院內跌倒的頻率，為此，本團隊將離床偵測的

時點再往前提早，讓護士得已在病患起身後、離床前及時趕往協助離床，避免病患離床後 3-5 步因重心不穩而跌倒。

(4)跌倒偵測：因病患時常在醫院內跌倒的情況無法有效改善，而引進市面上的離床偵測產品，但依然無法有效降低跌倒情況，因此希望護士可透過此研究得知遠方的配戴者已發生跌倒，並馬上做出相對應的處理措施，以提供院內病患更安全更有效率的住院環境。

(5)緊急通報：系統偵測到病患可能有意要離床時，即通報護士端，本研究盼能為護士多爭取數秒的時間，讓護士可及時趕到病患床前協助離床，盼減少病患因自行離床後即發生跌倒的機會。

本研究承蒙國科會計畫之補助支持，核定計畫編號為 NSC100-2218-E-020-001 及 NSC100-2218-E-020-002，特此誌謝。

### 參考文獻

- [1] 許宏駿，“以個人數位助理(PDA)為基礎之可穿戴式跌倒即時監測系統”，逢甲大學，2004。
- [2] 陳協慶，陳嘉玲，李國榮，“Assistive technology device-development of a fall-detecting and alarm device”，行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告，NSC 89-2213-E-324-051，2001。
- [3] 賴盈霖，“結合 GPS/重力感測器/陀螺儀 DR 功能進駐導航裝置”，新電子科技雜誌 2008 年 1 月號 262 期，[http://www.mem.com.tw/coverstory\\_content.asp?sn=0801290009](http://www.mem.com.tw/coverstory_content.asp?sn=0801290009)
- [4]Guan-Chun Chen, Chih-Ning Huang, Chih-Yen Chiang, Chia-Juei Hsieh, Chia-Tai Chan, “A Reliable Fall Detection System Based on Wearable Sensor and Signal Magnitude Area for Elderly Residents”, Institute of BioMedicl Engineering, National Yang-Ming University, Taipei, Taiwan, R.O.C., Springer-Verlag Berlin, ISBN: 3-642-13777-6 978-3-642-13777-8, Pages 267-270, 2010
- [5]Sung-Yen Chang, Chin-Feng Lai, Han-Chieh Josh Chao, Jong Hyuk Park, Yueh-Min Huang,“An Environmental-Adaptive Fall Detection System on Mobile Device”, Journal of Medical Systems Volum 35, Number 5, P.1266-1312, March 2011
- [6]Maarit Kangas, Antti Konttila, Per Lindgren, Ilkka Winblad, Timo Ja`msa”,“Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers”, Gait & Posture, Volume 28, Issue 2, Pages 285-291, August 2008
- [7]Ming-Jing Yang, Hui-Ru Zheng, Hai-Ying Wang, Sally Mcclean, Nigel Harris, “Combining Feature Ranking with PAC an Application to Gait Analysis”, Machine Learning and Cybernetics (ICMLC),Volume 1, Page(s): 494 - 499, 2010
- [8]Jung-Ah Lee, Sang-Hyun Cho, Young-Jae Lee, Heui-Kyung Yang, Jeong-Whan Lee, “Portable Activity Monitoring System for Temporal Parameters of Gait Cycles”, JOURNAL

OF MEDICAL SYSTEMS, Volume 34, Number 5, 959-966, DOI: 10.1007/s10916-009-9311-8, June 2009

[9] K. Totsu, Y. Haga, and M. Esashi, "Three-Axis Magneto-Impedance Effect Sensor System for Detecting Position and Orientation of Catheter tip," *Sensors and Actuators A: Physics Journal* 2004, Vol. 111, pp. 304-309, 2004.

[10] T. Schlomer, B. Poppinga, N. Henze, and S. Boll, "Gesture recognition with a Wii Controller, " *Proceedings of the 2nd international conference on Tangible and Embedded interaction*, ACM, New York, 2008.

## Abstract

According to the statistics of Department of Health Executive Yuan, falling-down accident is the second place of elder accident injury. In addition, there are 30% people, who will fall down in the hospital. Most falls occur at the time points of out off the bed and get on the bed in the hospital. There is no one thought he will fall before the falls occur. Most of elders consider they can leave bed in safe by themselves. To solve the falling accidents, this project will design the smart sensing and detection system based on the triaxial accelerometer and KNN scheme to detect abnormal body movement and achieve the smart action awareness. Furthermore, since many elder patients, who have the high risk of fall, are getting out of bed three to five steps then fall occur. The proposed system can detect the actions of the elder patient leaving the bed, and then the system sends the alarm messages to the nursing stations and the duty nurses, who can help the elders leave the bed and to prevent the accident injury. This research project firstly proposed the formal models of off-bed and falling actions. The proposed detection system used the triaxial accelerations and KNN scheme to improve the accuracy of action detection. The final purpose of this project is to assist the medical professionals and people to help the elders and help the elders prevent from falling.

Keywords : Triaxial Accelerometer, Off-bed Awareness 、 Falling Detection 、 K-Nearest Neighbor Algorithm 、 Awareness and Detection System.