

國立臺灣師範大學應用電子科技研究所

碩士論文

指導教授：曾煥雯博士

用於年長者居家跌倒偵測系統設計

Design of Elder Fall Detection System for Homecare



研究生：洪楷翔 撰

中華民國九十七年六月

用於年長者居家跌倒偵測系統設計

學生：洪楷翔

指導教授：曾煥雯

國立臺灣師範大學應用電子科技研究所碩士班

摘 要

對於獨居老人來說跌倒是一項嚴重的傷害，本研究的目的即在使用可穿戴式的加速度感測器及固定式的壓力感測器偵測老年人於行動時發生跌倒情況來進行研究。本研究結合地板壓力感測、加速度感測以及小波轉換可精確的偵測老年人跌倒。

小波轉換為近年來相當熱門的研究題目之一，小波定理提供了統一的架構給許多不同的訊號處理應用領域。目前小波轉換已廣泛地應用在通信系統，信號處理，影像和音訊處理等不同的研究領域。

本研究參考訊號相關之論文，並提出的以小波轉換搭配積函數的演算法為基礎作跌倒判斷，積函數是由信號經由小波轉換後產生的一低頻訊號和高頻訊號取絕對值相乘所得，此積函數能將一般運動的訊號衰減並突顯跌倒瞬間之能量，再加上新的訊號分割點判斷演算法並結合專家系統綜合推理，與傳統方法相較之下，本論文所提的判斷分割點的演算法可提昇判斷跌倒的準確度。

關鍵字：小波轉換、專家系統、積函數

Design of Elder Fall Detection System for Homecare

Student : Kai-Hsiang Hung

Advisor : Huan-Wen Tzeng

Institute of Applied Electronics Technology

National Taiwan Normal University

ABSTRACT

Unintentional falls are a common cause of severe injury in the elderly population. This research presents a wearable micro-sensing device worn on the waist and a network of fixed nodes in the home environment for detecting human body falls because of stroke or elder movement. It combines micro-sensors and digital data processing technologies and wavelet transform. We can detect the occurrence of a fall.

The wavelet transform is one of the most exciting developments of the last decade. Wavelet theory provides a unified framework for a number of techniques that had been developed independently for various signal-processing applications.

This thesis makes use of wavelet transform and energy profile to indicate the segmentation point of signal and is no need to set any predetermined threshold. The product function is generated from the appropriate wavelet and scaling coefficients of input signal, and it can be applied to indicate the segmentation point. With this product function, expert system and the additional verification of energy profile, the segmentation point can be accurately to detect falls with a low computation complexity.

Key Word: DWT, Expert System, Energy Product

謝 誌

首先誠摯的感謝指導教授曾煥雯博士，老師悉心的教導使我得以一窺研究領域的深奧，不時的討論並指點我正確的方向，使我在這兩年中獲益匪淺。老師對學問的嚴謹更是我輩學習的典範，老師不僅在學問方面指導我，也在人生道理和其他思維方面有所教化，使我如沐春風，在此獻上最誠摯的感謝之意。

本論文的完成亦得感謝口試委員陳俊良教授與王順源教授。王順源教授更是將論文的內容詳細翻閱過，並將錯誤指出與一些建議。

兩年裡的日子，實驗室裡共同的生活點滴，學術上的討論、趕作業的革命情感、大考前的總複習等…，感謝眾位學長、同學、學弟的共同砥礪，你們的陪伴讓兩年的研究生活變得絢麗多彩。

特別感謝柏志同學擔任我口試的記錄，並協助一些事前準備等繁忙工作。感謝松林學長於程式上給予的幫助，祐成學長在設計圖片上的幫忙，不厭其煩的幫助我解決各種問題，且總能在我迷惘時為我解惑。也感謝明霖、信嘉、智相、森境、宜玄、威霆、瑋琦同學的幫忙，恭喜我們順利走過這兩年。實驗室的佳鈺、柏志同學們當然也不能忘記，你們的幫忙及搞笑我銘感在心。

最後，謹以此文獻給我的雙親，以及所有的人生中的貴人，祝福大家身體健康，諸事順心。

洪楷翔 謹誌

中華民國九十七年七月十五日

目 錄

中文摘要	i
英文摘要	ii
謝誌	iii
目 錄	iv
圖目錄	vi
表目錄	viii
第一章 緒論	1
1.1 研究動機與背景	1
1.2 研究目的	2
1.3 研究方法	3
1.4 研究步驟	4
1.5 研究面臨之困境	7
第二章 文獻探討與回顧	8
2.1 跌倒之成因	8
2.2 國內外相關研究	11
2.3 感應器量測原理	15
2.3.1 加速度計量測原理	15
2.3.2 地板壓力量測原理	17
2.4 專家系統	21
2.4.1 專家系統的架構	22
2.4.2 專家系統知識庫架構	25
2.4.3 專家系統知識庫建構步驟	29
第三章 系統架構與分析	31
3.1 系統架構與規劃	31
3.1.1 系統比較	31
3.1.2 系統規劃	32
3.1.3 系統架構	34
3.2 加速度和壓力感測器結合專家系統判斷跌倒	36
3.2.1 加速度判斷跌倒流程	36
3.2.2 壓力計判斷跌倒流程	44
3.2.3 加速度和壓力感測器結合專家系統判斷跌倒流程	48
3.3 實驗結果分析	50

3.4 研究實施規劃.....	50
第四章 系統架構與分析.....	51
4.1 軟硬體規格.....	51
4.2 實驗流程與結果.....	53
4.3 結果分析與比較.....	56
4.4 結果討論.....	61
第五章 研究結論與後續研究.....	62
參考文獻.....	64
作者簡介.....	66

圖目錄

圖 1-1 研究步驟流程圖	6
圖 2-1 人體跌倒可能姿勢	10
圖 2-2 人體軀幹示意圖	10
圖 2-3 加速度規與水平感測器	12
圖 2-4 身體動作感測裝置	13
圖 2-5 獨居老人監測系統架構	13
圖 2-6 PDA 傳輸介面	14
圖 2-7 姿勢變化與加速度規訊號	15
圖 2-8 加速度計基本原理圖	16
圖 2-9 差動式電容量測圖	16
圖 2-10 用於 LVDT 為感應器之彈性元件	18
圖 2-11 人工智慧發展示意圖	22
圖 2-12 專家系統建構過程示意圖	22
圖 2-13 專家系統架構圖	23
圖 2-14 專家系統架構圖	23
圖 2-15 單一與複合節點代號表示	25
圖 2-16 單一與複合節點示意圖	26
圖 2-17 代號表示的有向連結圖	27
圖 2-18 AND-TREE	28
圖 2-19 OR-TREE	28
圖 2-20 知識庫建置流程圖	29
圖 3-1 系統設計方法流程	33
圖 3-2 系統架構	35
圖 3-3 三方向向量取大小時省略開根號	37
圖 3-4 訊號分解流程圖	38
圖 3-5 訊號二階分解	39
圖 3-6 訊號高低頻相乘	40

圖 3-7 積函式結合臨界點演算法用於加速度跌倒分析.....	41
圖 3-8 快走發生跌倒加速度訊號.....	43
圖 3-9 加速度訊號跌倒臨界點判斷.....	43
圖 3-10 壓力訊號小波轉換過程.....	44
圖 3-11 積函式結合臨界點演算法用於壓力訊號跌倒分析.....	46
圖 3-12 壓力訊號跌倒臨界點判斷.....	47
圖 3-13 加速度和壓力感測結合專家系統判斷跌倒流程.....	48
圖 3-14 專家系統判斷跌倒規則庫.....	49
圖 3-15 專家系統判斷跌倒規則庫.....	50
圖 4-1 加速度感測器實體圖.....	52
圖 4-2 壓力地板及 LVDT 實體圖.....	52
圖 4-3 實驗流程.....	54
圖 4-4 走路流程.....	55
圖 4-5 走路跌倒.....	56

表 目 錄

表 3-1 系統比較表.....	36
表 3-2 濾波器係數表.....	41
表 4-1 系統軟硬體規格.....	51
表 4-2 加速度感測器規格.....	52
表 4-3 感測器 LVDT 規格.....	53
表 4-4 結果分析表.....	57
表 4-5 結果分析表.....	58
表 4-6 結果分析表.....	59
表 4-7 結果分析表.....	60
表 4-8 系統效能表.....	60
表 4-9 系統效能表.....	61
表 4-10 效能比較表.....	61

第一章 緒論

科技的進步帶來了許多生活上的改變，過去的住宅與傳統感測技術也逐漸提昇軟、硬體的技術，發展出新的應用方式，以管理系統整合家用產品的概念來整合資訊家電、網際網路、感應器、電腦等軟、硬體、住宅成為智慧屋(Intelligent Home)，智慧屋提昇了生活的便利及品質，智慧屋已將世界衛生組織於1946年所提出的：安全、健康、便利、舒適，應用在生活中。滿足了一般的生活所需之後，安全即為首要目標，安全對於生活上的保障就是防止人類的意外及災害發生，一旦災害發生了，就會立即威脅人類的生命、健康及財產安全等。

由於臺灣已慢慢成為老年化社會，高品質住家環境相對重要。例如居家使用的監測與預警系統，可將居家生活所發生的災害即時偵測，視情況將資訊經網路傳輸到電腦，由電腦的專家系統做進一步分析，並知會管理人員，必要時主動通知管理人員作出第一階段的安全防護。

人類已進入智慧化的生活型態，智慧屋的來臨可以提供給人類在居住品質更多元的服務，除了一般的食、衣、住、行、育、樂以外，智慧屋首要落實的目標是生活安全的保障，將居家的防災、緊急求救等整合成安全管理系統，透過人性化介面的操作，降低居家在安全方面的災害，保障居家的生活安全。

1.1 研究動機與背景

在居家安全中老人是相當被重視的一環，未來是一個高齡化社會，由於醫療環境及品質的提升，老年人口增加(預估為15%)，加上少子化的生育趨勢，老年人口依賴比成為1：4，獨居老人增加，使得老人的醫療支出與照護，成為家庭重

要負擔,而老人日常生活受到傷害以跌倒居多,跌倒是造成腦中風患者住院、殘障、甚或死亡的一大原因。近10年來,腦中風(腦血管疾病)高居國人十大死亡原因之第二位[1]。同時跌倒也是造成中老年人傷殘的最主要原因之一。

據研究指出,居家老人有 1/3 在一年中至少跌倒一次。8% 以上需至急診求醫,而其中 30 - 40% 需住院。跌倒案例 6% 會造成嚴重傷害,並常因次發原因造成死亡[2]。有很多因素均會導致中風病人及老年人跌倒,除了環境因素外,視力障礙、年齡因素引起的身體機能退化、柔軟度、關節活動度、肌力減弱及平衡機能障礙等等,均易導致跌倒。

關於跌倒問題之研究,國內外有許多的研究報告,包括身體搖晃度等靜態的平衡實驗測量,由坐姿至站姿或由站立至坐下時,所造成身體重心改變的情況,以及走路時的平衡能力等等動態方面的探討。而中風病人跌倒常發生在姿勢改變時,如病人由坐姿站起來時,開始起步時,或要坐下來時,此時由於身體重心的改變,平衡能力會變得較差[3,4]。隨時隨地監測中風病人或老年人發生跌倒之狀態,並適當即時地通報鄰近及遠端的救護人員,達到即時危機救援的功能是當前一個重要的課題。

1.2 研究目的

根據國外研究的統計,65 歲以上的居家老人約有 33%每年有一次以上的跌倒經驗。美國國家安全委員會的報告指出,65 歲以上的老年人口中,跌倒造成傷害而死亡佔所有意外死亡原因的第一位。對於腦中風病人,經復健治療後,大部份可恢復行走的能力,但因其仍留有部份神經機能障礙,故中風病人跌倒的機率比一般人高出許多。在復健病院住院之病人中,以中風病人發生跌倒的機率最

大[5]。在逐漸邁向高齡化的今天，老年人所佔的比率也逐漸增加，老年人的行動安全已是成為社會的重要問題。針對跌倒之問題，除了事前的防範之外，如環境安全及行動安全教育等等，在發生跌倒的情況時，最重要的就是在第一時間內儘速送醫，以降低傷害。故本論文之目的即開發即時監測跌倒系統，並在發生危險的第一時間內，自動通知相關人員前往協助，達到即時之危機通報救援。

本研究所欲達成的目的如下：

1. 文獻整理與歸納，因為文獻不是都那麼的詳細、正確，難免會有不足與錯誤，做到截長補短、去蕪存菁，且容易理解。
2. 綜觀大多數的論文都是籠統帶過，雖然前面文獻提到使用什麼方法，可是在後面內容卻看不出來；或是直接敘述自己的方法，在前面文獻只大略描述，造成一般人看不懂。因此本文希望循序漸進的介紹，相信在環環相扣的內容安排，不會感覺很吃力看不懂。
3. 目前文獻上之演算法在程式寫作上並不容易，且較複雜難以理解。將目前之方法整理並比較且提出自己的作法，改寫 MATLAB 的程式語法。因為 MATLAB 只能在個人電腦上面執行，如果要應用在電腦上面不太適合，所以改成其他的語法有其必要性。
4. 將一門研究從頭到尾，去做資料蒐集，整理並歸納，將演算法實做出來並改良，然後有系統的寫出論文使人理解，培養如何獨立做研究的能力。

1.3 研究方法

為達成預定的研究目的，本研究將採取以下的研究方法：

1. 對跌倒分析進行文獻的探討與回顧，盡可能的蒐集到相關的書籍與論文，瞭解居家安全的源起以及相關研究與應用，同時評估跌倒分析與專家系統結合的可行性。

2. 確立、蒐集跌倒的範例、數據。使用軟體 MATLAB 來模擬與實現演算法。對目前文獻的演算法比較並歸納，然後與本研究之方法比較。
3. 利用 MATLAB 軟體做為初階段的模擬 (Simulate)，驗證所研究之演算法是否正確。演算法無誤之後則繼續修正，減少迴圈執行時間，且容易和資料庫做結合。
4. 建立評量專家系統，利用實際範例萃取各種跌倒的特徵建立資料庫，以便利利用本系統進行分析，得到結果，方便日後的調閱以及做更深入的分析。
5. 本研究所提出的方法希望與其他系統結合，方便與其他研究者之交流。

1.4 研究步驟

研究的方法提出之後，本研究應先定義出明確的執行步驟，按部就班去執行，步驟流程如圖 1-1 所示，步驟說明如下：

1. 建立明確的研究目標。
2. 擬定研究計畫：探討文獻，確定方向；擬定研究目的、方法與研究步驟。
3. 理論分析與文獻探討：搜尋有關判斷跌倒之相關論文與書籍，進行研讀並與教授討論，作為本研究之理論基礎。探討目前之文獻有何應用的範圍與領域，作為日後研究之參考。
4. 研讀相關程式之撰寫方法。
5. 規劃系統架構雛形。
6. 程式撰寫、除錯與精簡。
7. 比較文獻上面所提出之方法，並整理與歸納出各種方法有何優缺點。並製作成表列式，方便進行比較。
8. 系統實測與分析。

9. 與其他論文做比較。
10. 專家評量系統測試、分析與建議。
11. 研究報告的撰寫與整理。

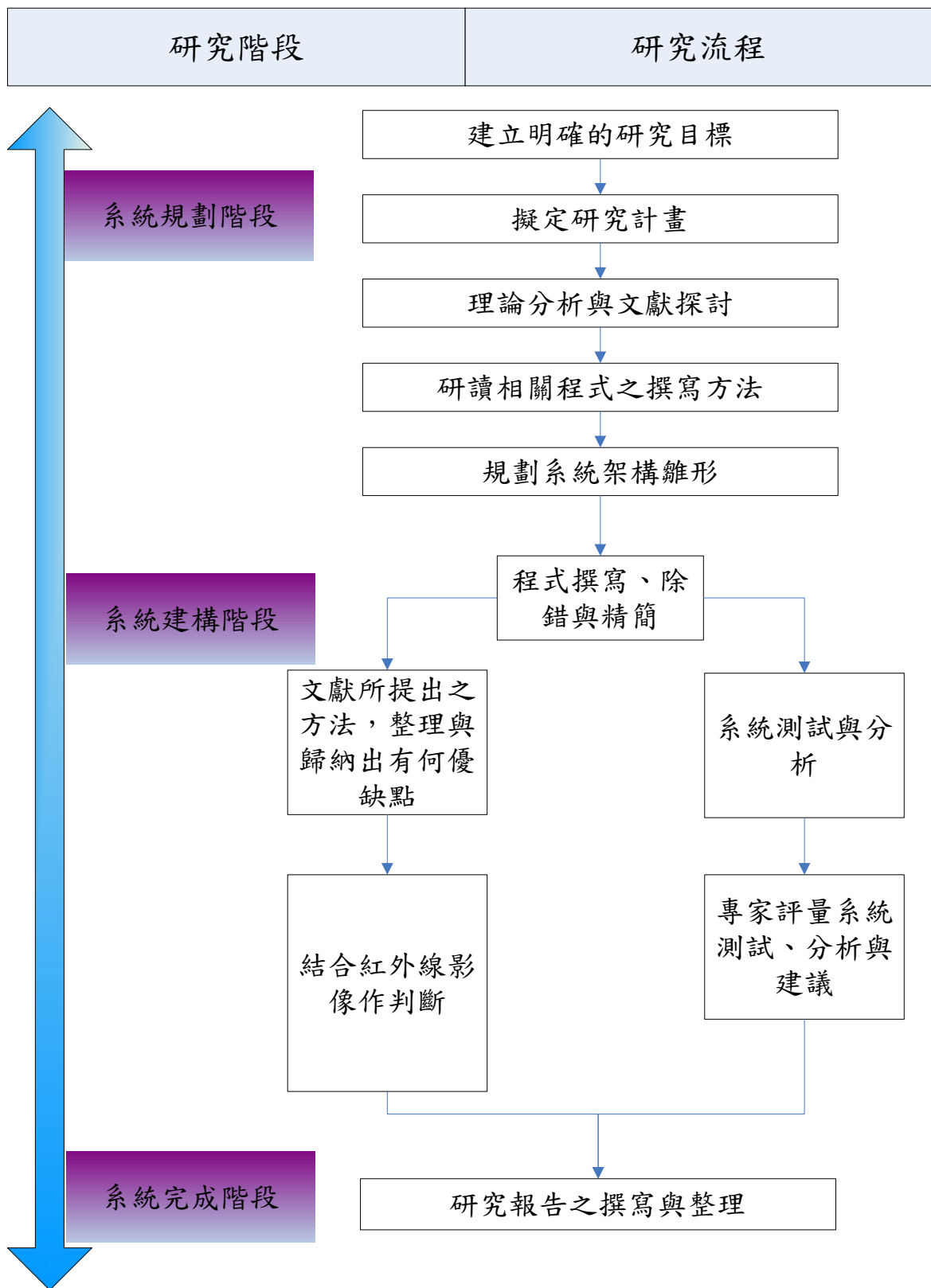



圖 1-1 研究步驟流程圖

1.5 研究面臨之困境

於本研究探索期間，發現有關分析跌倒演算法的文獻並不多，再者國內之書籍介紹也非常的鮮有。文獻上之資料在架構上的參考著墨較多，而無法瞭解數學之意義、內涵。另外文獻上雖然在其中提及一些判斷跌倒的法則可以應用於加速度感測器、壓力感測器、影像判斷跌倒等方面的應用，但是對於其判斷演算法則不夠詳盡。

故本研究參考了訊號相關的論文作為論文演算法的核心，並將理論應用於實際面。真實跌倒在日常生活發生不多也無法找老人來試驗，以研究室的研究生為主作測試。



第二章 文獻探討與回顧

本章節主要目的是能夠更完整的瞭解論文中所用到理論及其相關的背景建構，不會使人有種摸不著頭緒就直接介紹比較艱深的內容。本章共有四節，安排如下：第一節：先介紹跌倒之成因和對於老人的傷害；第二節：國內外有關於偵測跌倒的相關研究與論文；第三節：研究中所使用的感應器原理；第四節：專家系統理論,說明本研究專家系統建構方法與知識庫的建立。

2.1 跌倒之成因

造成跌倒的因素有很多，根據國內醫學研究有關跌倒的流行病學的分析發現，包含周遭環境因素、視力障礙，身體機能退化，柔軟度，關節活動度，肌力減弱及平衡機能障礙，均易導致中風患者及老人家發生跌倒。其中引發跌倒的重要因素則是平衡能力降低，由於人類是依靠雙腳行動來達到移動的動作，在利用雙腳行動的同時，全身相關的肢體及器官就要互相作用以維持身體平衡。人體在平衡的過程中會經過一連串複雜而有系統的神經肌肉傳導，一般在傳導的過程中主要是由感覺神經、中樞神經、和運動三大系統來負責，從醫學角度來觀察，感覺系統包括體感覺、視覺、前庭覺。

人體在失去平衡的狀態時，就很容易會發生跌倒的情況，由於中風患者在復健治療後，理想的情況是可以恢復行走的能力的，但是由於仍有部份神經細胞受損，因此除了行動不便之外，其平衡的能力亦會變得較差。老人跌倒是因為平衡過程出現干擾現象，例如末梢神經病變、暈眩或內耳疾病、視覺或肌肉力量出現問題。

跌倒是造成腦中風患者住院、殘障、甚或死亡的一大原因。近10年來，腦中風（腦血管疾病）高居國人十大死亡原因之第二位。同時跌倒也是造成中老年人傷殘的最主要原因之一。據研究指出，居家老人有 1/3 在一年中至少跌倒一次。8% 以上需至急診求醫，而其中 30 - 40% 需住院。跌倒案例 6% 會造成嚴重傷害，並常因次發原因造成死亡。有很多因素均會導致中風病人及老年人跌倒，除了環境因素外，視力障礙、年齡因素引起的身體機能退化、柔軟度、關節活動度、肌力減弱及平衡機能障礙等等，均易導致跌倒。關於跌倒問題之研究，國內外有許多的研究報告，包括身體搖晃度等靜態的平衡實驗測量，由坐姿至站姿或由站立至坐下時，所造成身體重心改變的情況，以及走路時的平衡能力等等動態方面的探討。而中風病人跌倒常發生在姿勢改變時，如病人由坐姿站起來時，開始起步時，或要坐下來時，此時由於身體重心的改變，平衡能力會變得較差[1][2]。

根據國外研究的統計，65 歲以上的居家老人約有33%每年有一次以上的跌倒經驗。美國國家安全委員會的報告指出，65 歲以上的老年人口中，跌倒造成傷害而死亡佔所有意外死亡原因的第一位。對於腦中風病人，經復健治療後，大部份可恢復行走的能力，但仍留有部份神經機能障礙。

跌倒的行為被定義為一非自主性或無法控制的跌落行為。因此我們推估出幾種在發生跌倒的姿勢及方式如圖2-1所示。由人體構造圖我們能夠了解如圖2-2所示人體的軀幹部份的活動主要是由脊椎體所支撐主導，而一般人脊椎的彎曲能力只能前後左右以小角度的伸曲動作活動，而老年人及中風患者由於其身體機能降低、身體的柔軟度亦變差，因此對於脊椎骨的活動範圍會相較於一般人來的小，也因為如此，我們可將老年人及中風患者的身體軀幹部份視為類似固定體來作分析。

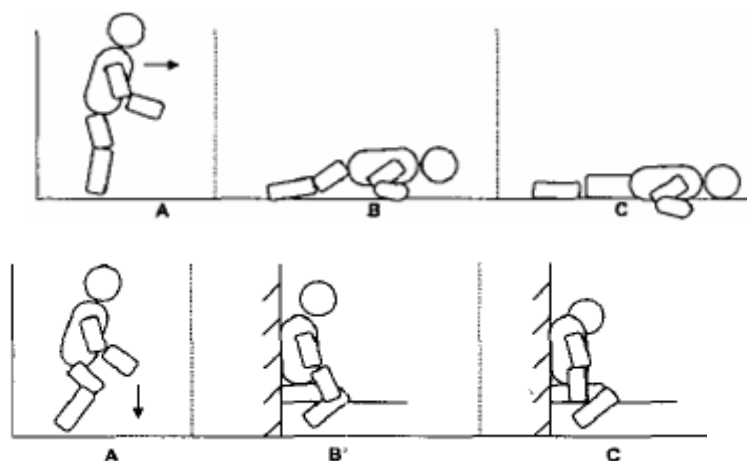


圖 2-1 人體跌倒可能姿勢

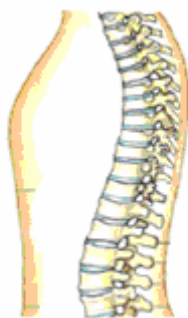


圖 2-2 人體軀幹示意圖

跌倒的發生是身體不自主失去平衡的行為，在發生跌倒時通常是自己本身所無法控制的傾倒動作，因此在跌倒時，一般都只發生在一短暫時間，比起一般的正常動作（如蹲下或躺下等等）要短上許多，也因為身體會在一瞬間傾倒，致使身體重心瞬間朝傾斜方向移動，如此的身體動作結果便會產生一加速度值，國內外有許多針對跌倒偵測的研究，就是以跌倒發生時所產生的加速度值來作為判斷跌倒的重要參考依據。

2.2 國內外相關研究

在國外相關研究部份，美國加州柏克萊大學於 2005 年的研究報告中提出一個可穿戴式的跌倒偵測與警報裝置研究[3]，其研究方式乃利用配戴一加速度感測器，用來偵測伴隨跌倒所產生的各方向加速度值。文獻中提到為了能讓系統獲得較佳的身體軀幹活動特性，於是將加速度感測器設計為腰掛式。經由其實驗發現，人體在靜態活動（例如站立、靜坐、靜臥等）情況下，三軸方向的加速度向量大小幾乎介於 3.15g 及 2.85g 的範圍之間。

此研究的主要以訊號感測器採用三軸向加速度規來量測人體軀幹運動的加速度訊號，於靜態的情形下可以量測軀幹相對於水平面的角度，並提出了一個流程判斷跌倒行為的發生。流程設計如圖 2-3 所示當發生超過 1g 的衝擊就偵測接下來兩秒內是否有其他衝擊，若持續有衝擊超過 3g 則不斷判斷接下來 2 秒內是否有其他衝擊，若沒有其它衝擊隨即計算在第一個衝擊發生前一秒的人身相對於水平面的角度，以及最後一個衝擊後兩秒的人身相對於水平面的角度，如果角度變化大於 90 度即判斷為跌倒並進行定位，利用這個演算法作判斷使跌倒偵測器於一般日常活動情況下，例如行走、奔跑、或跳躍等類似跌倒行為時，將不會發出警告，但在一些特殊情況列如滾動的跌倒，像是從床上滾下或樓梯滾下來，因為在滾動過程中有著多次衝擊伴隨不同的角度變化常會有誤判的情形，佩帶人可以經由恢復正常姿勢或以重置按鈕將狀況解除。此裝置的硬體大致可分為微控制器、訊號感測器、警報及定位等。而其中微控制器部份負責加速度訊號擷取、訊號分析、及跌倒狀況的邏輯判斷，並在跌倒狀況被認定時主動驅動警報並即時定位。

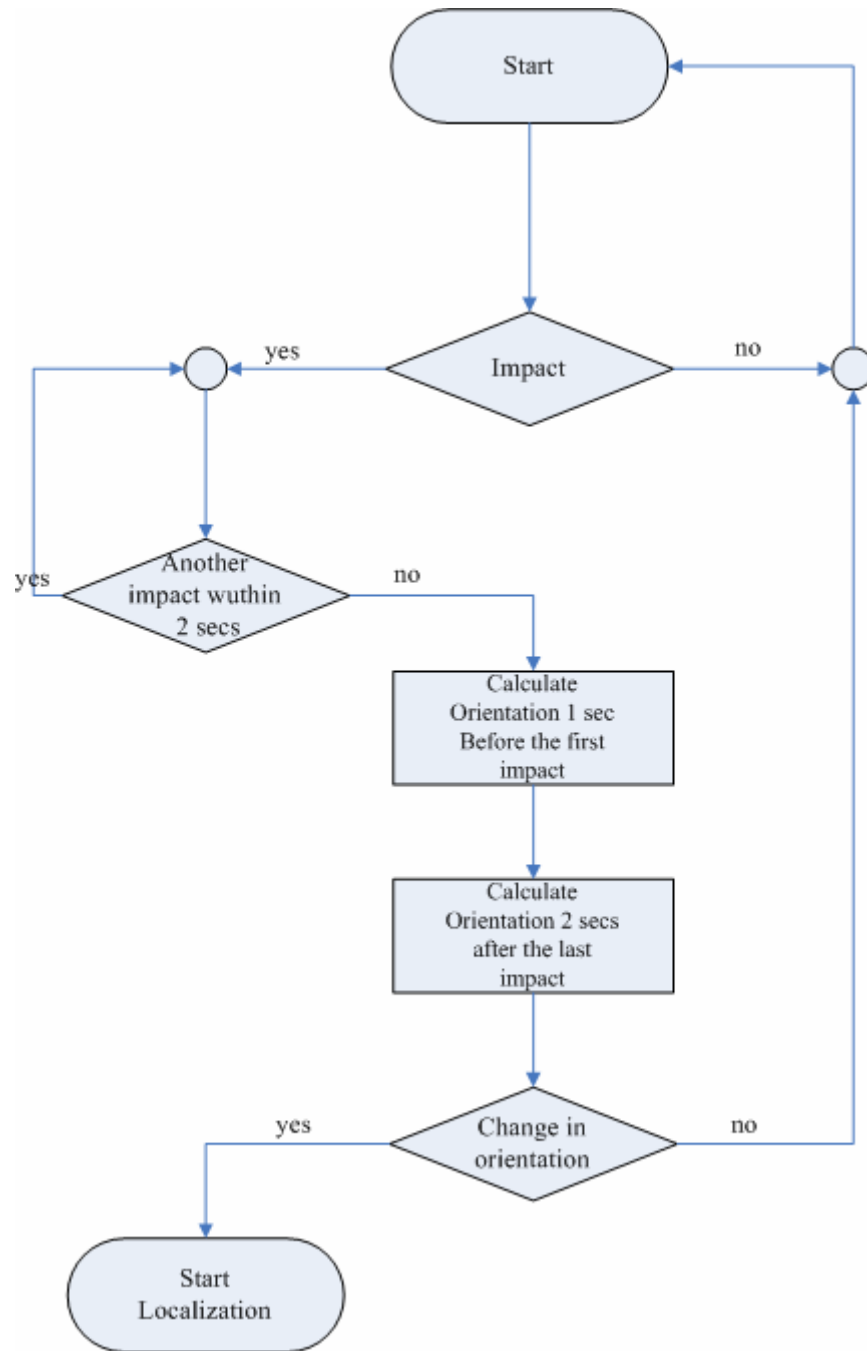


圖 2-3 加速度規與水平感測器用於跌倒判斷流程[1]

Seon-Woo Lee 與 Kenji Mase 等人利用陀螺儀及 PDA 來進行使用者行動辨識與位置認知[4]。在感測器方面，藉著配載於腰際與大腿袋的陀螺儀，感測身體左右轉動及大腿的運動狀態如圖 2-4 所示，分別能夠對前行、後退、向左轉、向右轉，以及上下樓梯來進行辨識，經由動作辨識後，再進一步對照到 PDA 上內建之的電子地圖，進行位置的識別。

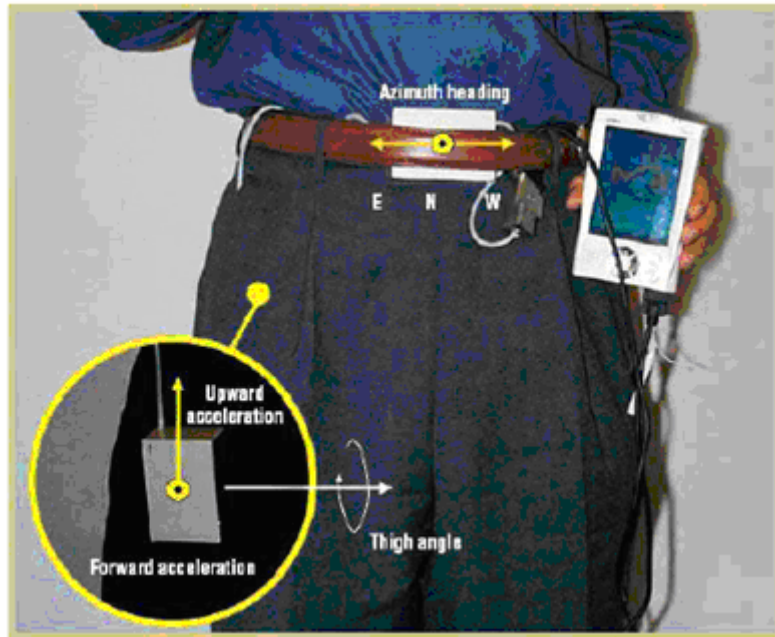


圖 2-4 身體動作感測裝置[4]

2003 年成大電機所提出一應用 FPGA 與遠端技術之獨居老人安全監測系統 [5]，其系統的感測器亦採用一三軸之加速度感測器，用來偵測使用者跌倒時所產生之加速度變化，以判斷跌倒的情況，並經由 RF 方式將訊號傳送至電腦上，並且利用電腦之網路傳送至住家或醫院作緊急救援，如圖 2-5 所示。

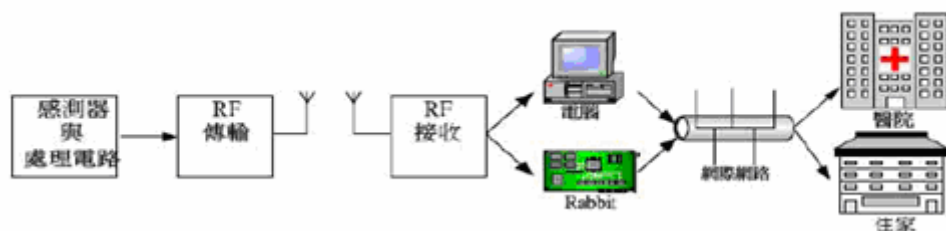


圖 2-5 獨居老人監測系統架構[5]

此系統中使用兩個電容式雙軸加速度計來達成三維方向的加速度訊號偵測，經由數位訊號處理模組 CPLD 來處理訊號，並使用 RF 模組來傳送訊號，經

由電腦端之訊號卡配合 LabView 軟體來制作人機介面。而此系統在加速度值當超過 2g 時則判斷使用者可能為跌倒並發出警報聲，若長時間介於 0-2g 之間則認為可能為昏倒的狀態。

長庚大學電機研究所曾作過可攜式生理訊號擷取及傳輸系統之研製——以 PDA 為平台之研究[6]，研製一個可移動的生理訊號監錄傳送系統，用來記錄並傳送人體之心電訊號。文中以 PDA 為平台，並將量測到之 ECG 訊號於 PDA 上作即時顯示，如圖 2-6 所示。為探討姿勢變化對心率變異之影響，故系統採用兩顆加速規，分別貼於胸及大腿，加速規方向分別朝上及朝前。於坐姿時設定兩顆加速規，此時胸部之加速規為 1g，而腿部加速規之加速度訊號亦為 1g。實驗分別針對仰躺、站、坐、走等姿勢作判斷。根據所定義的加速度訊號與姿勢變化，系統能夠正確的判別躺、站、坐、走等四種姿勢，如圖 2-7 所示。



圖 2-6 PDA 傳輸介面[6]

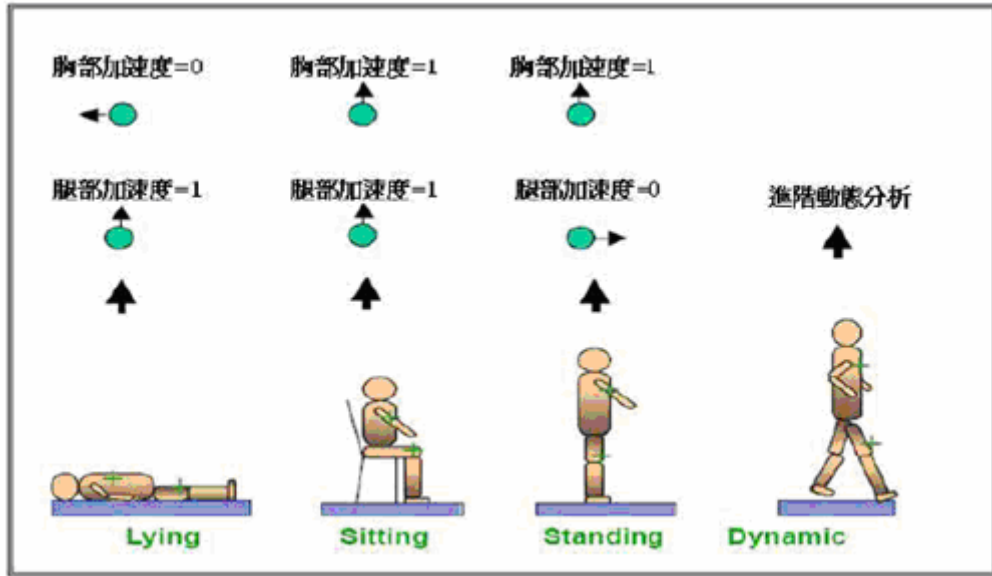


圖 2-7 姿勢變化與加速規訊號[6]

2.3 感應器量測原理

本節將先介紹各感應器的基本概念，將分為三小節，簡單介紹實驗中所使用的感測器原理，第一小節，加速度計量測原理；第二小節，壓力計感測原理 [7]。

2.3.1 加速度計量測原理

加速度計的基本概念是相當簡單的，我們以圖 2-8 來說明。下圖是一加速度計的基本原理圖，其中一個懸吊的物體在受到加速度作用的情況下，就會產生位移，而這個位移就會造成正中央與這個懸吊物質相連的平面與周圍固定的平面所形成的加速度值改變。經由量測電路測出這個位移的改變，即可獲得加速度的值，而達到量測加速度的目的，要得到良好的靈敏度就必須要有大的物體質量和低的彈力係數。

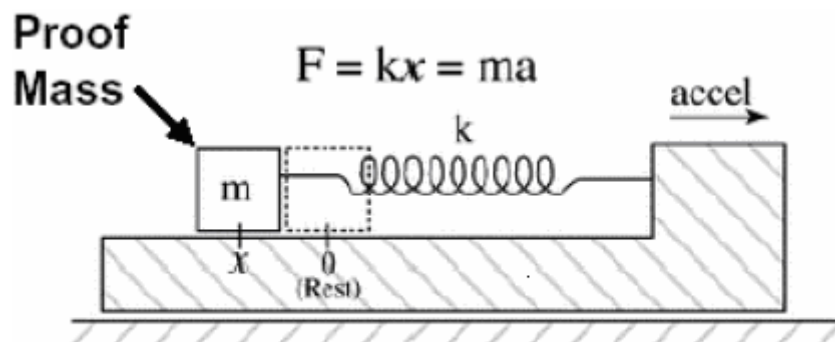


圖2-8 加速度計基本原理圖

加速度計的基本原理如圖 2-9 所示。

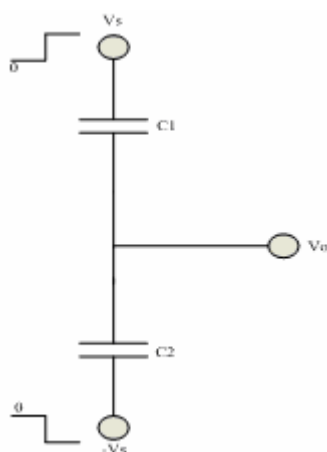


圖2-9 差動式電容量測圖

其中

$$V_0 = \frac{C_1}{C_1 + C_2} V_s + \frac{C_2}{C_1 + C_2} (-V_s) = \frac{C_1 - C_2}{C_1 + C_2} V_s \quad (2.1)$$

當有極小位移產生時

$$\begin{cases} C1 = C \frac{x_0}{x_0 + \delta_x} \\ C2 = C \frac{x_0}{x_0 - \delta_x} \end{cases} \quad (2.2)$$

$$\begin{cases} C1 - C2 \approx -C \frac{2}{x_0} \delta x \\ C1 + C2 \approx 2C \\ \therefore V0 \approx \frac{-\delta x}{x_0} V_S \end{cases} \quad (2.3)$$

加速度計主要分為兩類，一類是壓電晶體式加速度計，另一類是電容式加速度計。一般來說，壓電晶體式加速度計的靈敏度較電容式加速度計高，所以本系統選擇以壓電式加速度計來量測人體的震動信號。

2.3.2 壓力計感測原理

使用在負載元件上的彈性元件普通為連桿，橫桿，環及剪片。這些電能轉換器之操作形式將再分別敘述如下：

一簡單的單軸向連桿型負載元件使用張力規為其感應器。負載壓力 P 可為張力負載獲一壓縮負載四個張力規黏合於連桿上並使兩個張力規放置在橫軸上，而另兩個則在縱軸方向上，此四個張力規被連接到惠斯登電橋橫軸向。

當負載壓力 P 施加於連桿時則連桿內橫軸向 ε_a 及縱軸 ε_l 內張力將與負載形成下列關係，

$$\varepsilon_a = \frac{P}{AE} \quad (2.4)$$

A 為連桿之橫截面積

E 為連桿之彈性係數

ν 為連桿之普氏比率

在電橋沒有作動的情況下 $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$ ，則 $V_{out}=0$ 假設當施予一力，造成電阻值改變，在理想狀況下，

$$\varepsilon_i = \frac{-\nu P}{AE} \quad (2.5)$$

施加負載 P 後與電橋結合之靈敏度為

$$S_g \varepsilon_a = \frac{S_g P}{AE} \quad (2.6)$$

$$S = \frac{E_o}{P} = \frac{1}{C} = \frac{S_g (1+\nu) E_i}{2AE} \quad (2.7)$$

一般橫桿型負載元件被採用在連桿型負載元件無法量測之低水準負載中。橫桿型負載元件之靈敏度與範圍均隨負載加入點之變化而改變。

當接近橫桿長度時可得最大靈敏度及最小範圍而當施加之負載點移向靠近計規時靈敏度降低且範圍增加。

最大負載下之電壓比 $\left(\frac{E_o}{E_i}\right)_{\max}$ 如下可得其中 S_f 為疲乏強度

$$\left(\frac{E_o}{E_i}\right)_{\max} = \frac{S_g S_f}{AE} \quad (2.8)$$

環型負載元件由一試驗環作為彈性元件所構成如下圖。改變環的直徑厚度或深度可使用於很寬的負載範圍。

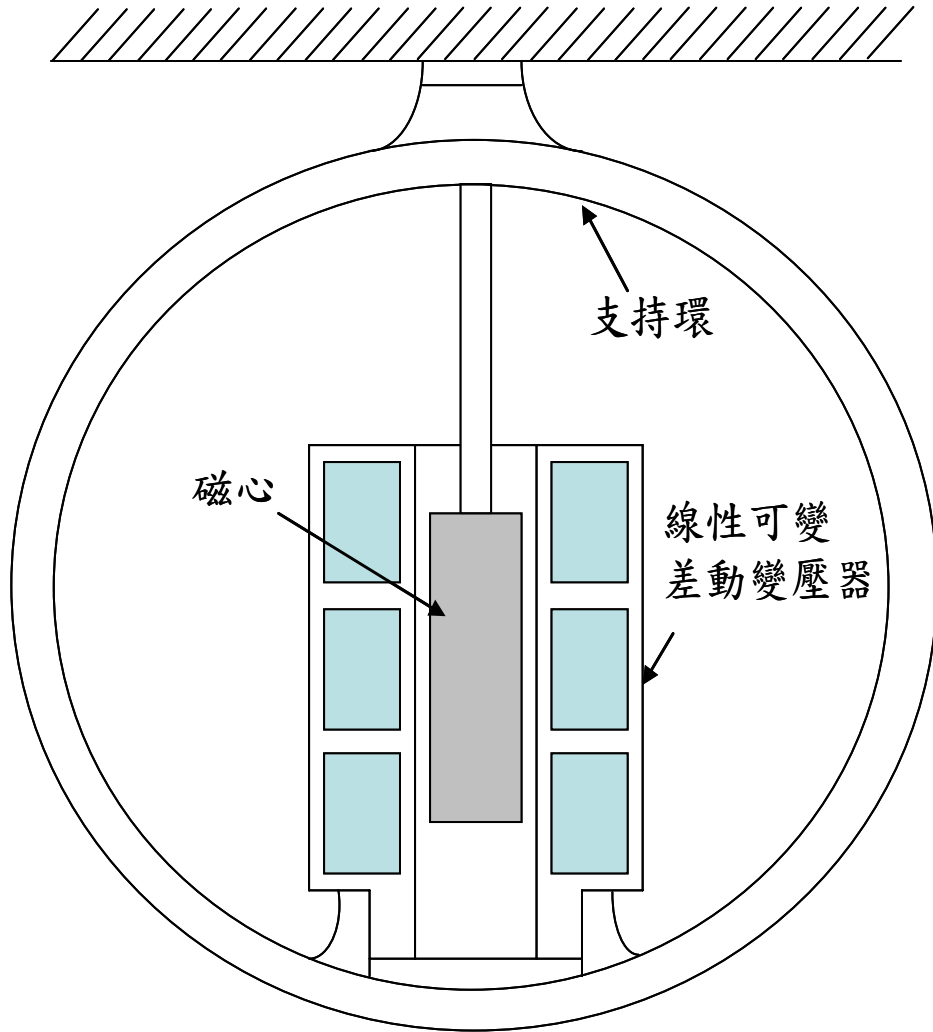


圖2-10 用於LVDT為感應器之彈性元件

改變環的直徑厚度或深度可使用於很寬的負載範圍。我們可使用依線性可變差動變壓器(LVDT)或張力規為感應器。

如果用 LVDT 來測量環的直徑的壓縮或伸張 δ ，位移 δ 與負載 P 之關係可由下列近似方程式表示：

$$\delta = 1.79 \frac{PR^3}{Ewt^3} \quad (2.9)$$

方程式(2.9)為近似值因為環的上及下端的加力區域會容納負載之附著，但在試驗中未予以考慮。LVDT 之輸出電壓 E_o 可表示為

$$E_o = S \delta E_i \quad (2.10)$$

式中 S 為 LVDT 之靈敏度
 E_i 為施加於 LVDT 初級繞線之電壓

將方程式(2.9)代入方程式(2.10)可得輸出電壓 E_o 與負載 P 相關之方程式。亦即

$$P=CE_o \quad (2.11)$$

其中 C 為比例常數或校正常數

由方程式(2.11)可知負載 P 與輸出電壓 E_o 成線性比例。

環-LVDT 結合後之靈敏度 S_i 為

$$S_i = \frac{E_o}{P} = \frac{1}{C} \quad (2.12)$$

所以我們可知環型負載元件用 LVDT 作感應器其靈敏度將隨著幾何形狀，環的構成材料之彈性係數(E)，與 LVDT 之特性(S 及 E_i)之改變而不同。

使用 LVDT 感應器的環型負載元件的額定輸出比用張力規作感應器所能得到的輸出高很多。

2.4 專家系統

早期人們為了使電腦程式也能具備有關於人類一些簡單的思考模式而發展出的一門學問就是人工智慧(Artificial Intelligence)，以人工智慧為發展基礎的系統設計涉及如理解語言，學習，推理，和解決問題等有關的特性研究。隨著人工智慧方面研究的進展和處理大量知識的技巧不斷發展，人工智慧也被試著應用到不同的領域上，如知覺(視覺與說話)，機器人設計，與專家問題解決包括符號數學，醫療診斷，化學分析,與工程設計等，如圖 2-14 所示，專家系統就是應用人工智慧所發展出來的一套電腦程式。專家系統發展的目的主要是用來處理現實世界中提出的需求由專家來分析和判斷的複雜問題。它應用人類專家在特定領域內廣泛的經驗，與大量的專門知識，以專家推理方法的來解決問題。專家由於訓練和經驗，在特定領域裡擁有專業知識，即一般人所沒有的專業技能和知識。由於具有專業知識。在專家系統中最重要的部分就是推理,正是由於這一點,使專家系統不同於一般的資料庫系統和知識庫系統。在這些一般的系統中，系統只是簡單地儲存答案,我們可以在機器中直接搜索答案，而專家系統中所儲存的並不是答案,而是進行推理的能力與知識。

「專家」由於訓練和經驗，在特定領域擁有專家知識。由於專家在解決問題時比一般人有效率，將某領域專家們的知識與經驗，經過知識加工服務的過程，建立一套以推理的方式來解決問題的系統，如圖 2-15 所示。廣義來說，專家系統係指某些電腦軟體，除了具備處理問題的必要資料外，更具有的一種模仿人類推理和思維的能力。專家系統類似人類專家的存在，能應用知識並配合思考、解決問題。同時也是一套電腦軟體，因此可以提供非專家的使用者一種操作的環境來處理事情、解決問題[8,9]。

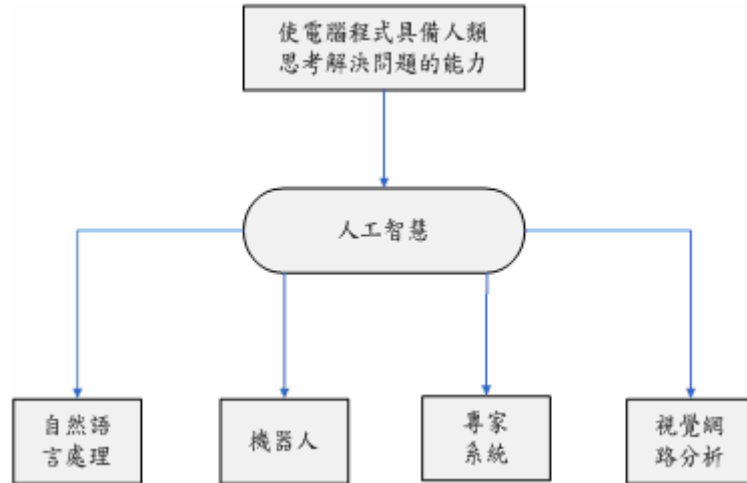


圖 2-11 人工智慧發展示意圖

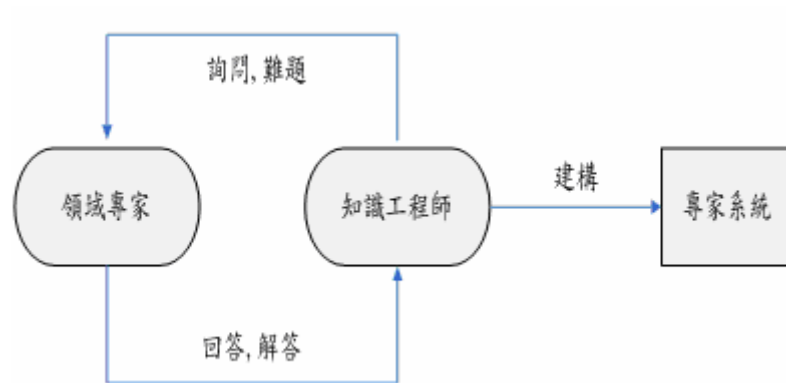


圖 2-12 專家系統建構過程示意圖

2.4.1 專家系統的架構

專家系統的架構是由知識庫與推論機兩大區塊組成，如圖 2-16 所示，其中知識庫儲存從專家那裡得到的關於某個領域的專門知識，另一個組成專家系統的重要部份就是推理機，它具有進行推理的能力，即能夠根據知識推導出結論。

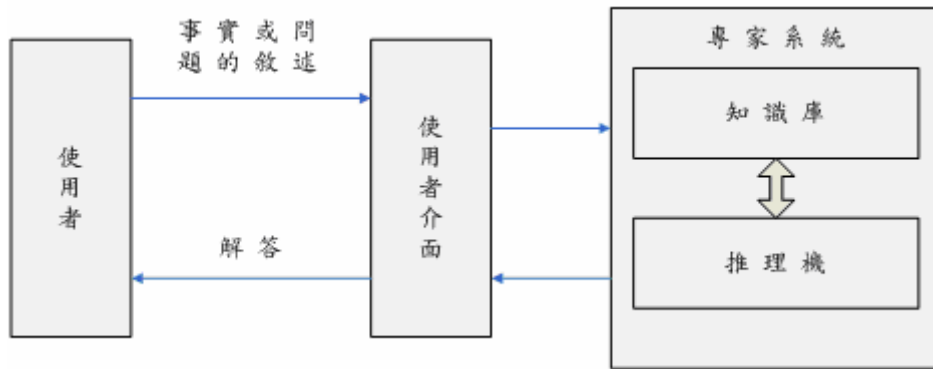


圖 2-13 專家系統架構圖

本研究中採用規則式知識(Rule-Based Knowledge)為知識的表示法，以典型的規則式(Rule-based)專家系統來完成。以規則式知識來建構本研究的專家系統，且極大多數的專家系統皆採此種規則表示。而規則式知識庫專家系統的結構通常可分為六大部分，如圖 2-17 所示。分為使用者介面 (User Interface)、推論引擎(Inference)、知識庫(Knowledge Base)、工作記憶區 (Working Memory)、知識擷取介面(Knowledge Acquisition Interface)、解釋能力(Explanation Facility)並敘述如下：

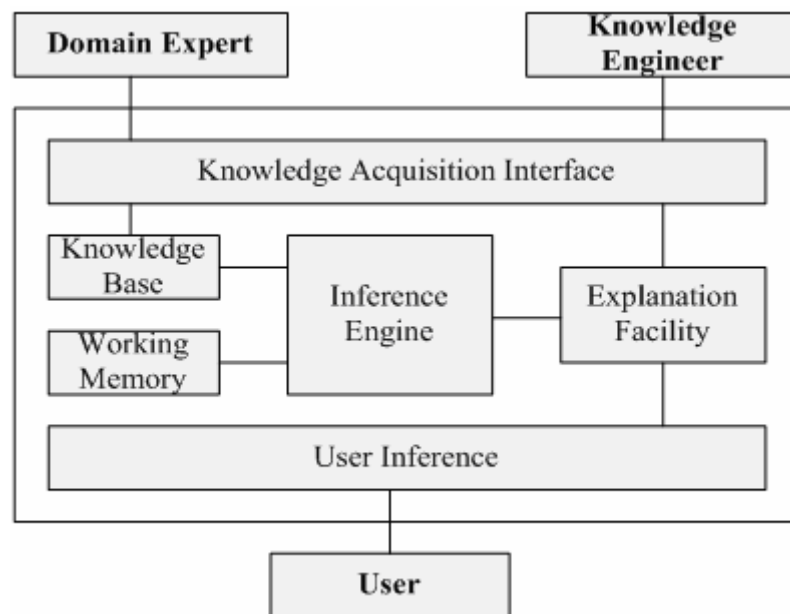


圖 2-14 專家系統架構圖

1.使用者介面(User Interface)

提供使用者友善親切的溝通介面，讓使用者能與專家系統溝通。受照護者透過使用者介面可輸入需進行判斷的資料並獲得推論結果。

2.推論引擎(Inference Engine)

於知識庫中找尋問題解答的機制，它是許多演繹的法則。推論引擎控制知識庫裡規則的選取而獲得結論。使用者輸入事實描述，推論引擎便應用知識庫裡的知識，透過一定的推理步驟來解決問題。

3.知識庫(Knowledge Base)

為專家系統的核心，知識庫儲存用以解決處理問題之知識，包含了領域資料、事實及領域專家的經驗及知識。知識可分為「框架式知識(Frame-Based Knowledge)」、「案例式知識(Case-Based Knowledge)」、「規則式知識(Rule-Based Knowledge)」。本系統採用規則式知識，其基本規則形式如：IF (condition) THEN(conclusion)，即如果「狀態」則「結論」的形式來表示之。規則的存在並非獨立，彼此之間也會有關聯。

4.工作記憶區(Working Memory)

用以暫時儲存推理過程中所產生之資料、知識等資料暫存區域。

5.知識擷取介面(Knowledge Acquisition Interface)

知識擷取的目標是將專業領域的知識轉換成知識庫或是其他電腦化的表達形式，可分為三種獲得知識的方法：

- (1)藉由有經驗的知識工程師對專家進行晤談
- (2)機器學習
- (3)知識擷取系統

本研究希冀採用反覆測試的方式擷取專家知識。

6. 解釋能力(Explanation Facility)

將系統的邏輯與規則庫呈現給使用者的過程。解釋能力讓使用者對系統結果有更深入的瞭解，而一般專家系統所得到的答案或結論是合理的，但不保證是正確的。知識庫裡的規則不夠完整，知識不夠廣博，推理出的答案就有可能錯誤，但也許推理的過程是合理的；因此解釋能力是將系統的邏輯與規則庫呈現給使用者的過程。

2.4.2 專家系統知識庫架構

專家系統知識庫又可分為有向鏈結與樹狀等表示方式，只是規則表示的過程不同，皆屬於規則式知識庫。

1. 有向鏈結表示法

本研究的知識庫採有向鏈結圖的規則表示法(Directed Hypergraph Representation)來呈現。由圖 2-18 可看到，當規則 1(Rule 1)成立的先決條件由 a1 組成。當 a1 此條件成立，推理出 b1 的結果。規則 2 為複合節點，規則 2 成立的先決條件必須同時滿足 a1 與 b1，才能推理出 c1 的結論；規則 3 成立的先決條件只要滿足 a1 與 b1 其中一項條件便可以推論出 c1 的結果。

Rule 1 (R1)	a1	→	b1
Rule 2 (R2)	a1 AND b1	→	c1
Rule 3 (R3)	a1 OR b1	→	c1

圖 2-15 單一與複合節點代號表示

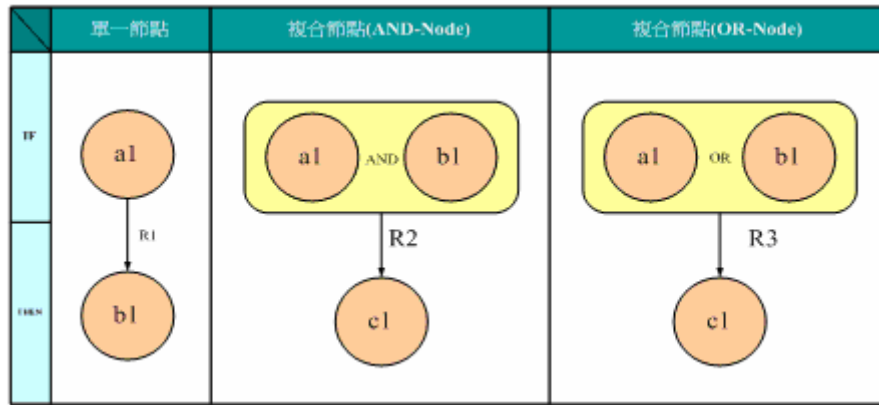


圖 2-16 單一與複合節點示意圖

知識庫中條件包含簡單和複合條件，分別以單一和複合節點表示。圖 2-19 則表示單一節點與兩種型式的複合節點。複合節點由多個單一節點所組成，單一節點代表一種屬性，複合節點可為 AND-Node 與 OR-Node 的關係。

複合節點可包含兩個及其以上的先決條件。而本研究所建置的專家系統知識庫由許多節點所構成的有效鏈結所組成，由於使用具備方向性的鏈結表示並清楚將規則中複合條件間的關係釐清，如此可以更精確的偵測出規則中的錯誤。圖 2-20 是由許多節點、鏈結構成，以代號表示的有向連結圖。

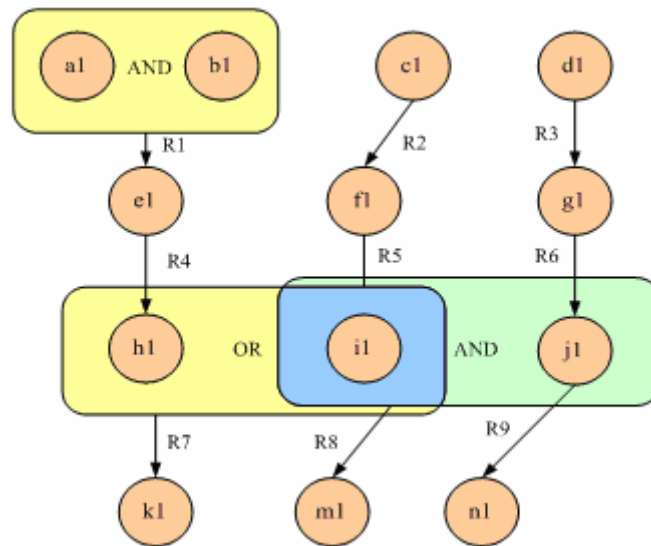


圖 2-17 代號表示的有向連結圖

本研究專家系統知識庫的結構為許多節點與節點之間的連結所構成，有向的連結代表一項規則之推論。由於規則具有模組化並且不受順序影響的特性，因此使知識容易維護及擴充。

2. 樹狀表示

在知識庫的架構中，問題解決的過程可以看成是一種答案的搜尋過程或是可能的解答路徑搜尋，其中運用圖形來表達搜尋的空間是最合適的方法，在此我們介紹常見的資料建構方式，以 AND-Tree 與 OR-Tree 來呈現知識庫的架構，並由底下不同條件的子節點(Child-Node)所構成。這些樹涵蓋了由許多類型的節點所組成的知識庫，每種類型的節點用以對應相符的程序；如果當下的環境皆滿足節點所代表之狀況時，程序便會執行。以下就 AND-Tree 與 OR-Tree 作說明。

(1) AND-node

當 AND-node 底下所有子節點皆被滿足，AND-node 才會被滿足。而子節點檢查的順序為由左至右；如果 AND-node 沒有任何子

節點，本身就認為被滿足，當然在數個子節點中只要有一個不被滿足，則其餘的點無需檢查，AND-node 也不被滿足。如圖 2-21 所示，子節點由左到右檢查 condition1、condition2 直到 conditionN，當子節點皆被滿足，才會執行某項程序(do something)。

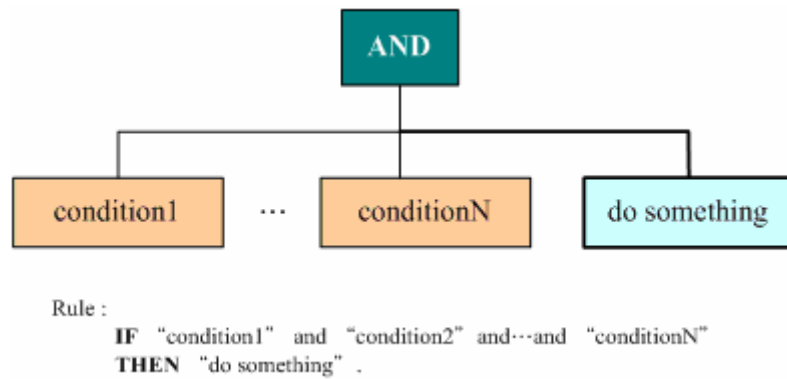


圖 2-18 AND-Tree

(2) OR-node

至少有一個子節點被滿足，OR-node 就可被滿足；不過若底下無任何子節點，則 OR-node 就不被滿足。子節點的檢查順序一樣為由左至右，當只要發現有一子節點被滿足，則檢查停止，稱 OR-node 被滿足。如下圖 2-22 OR-Tree。當 AND-node 底下的 condition1 被滿足，則執行 action1 或是 action2 的動作。

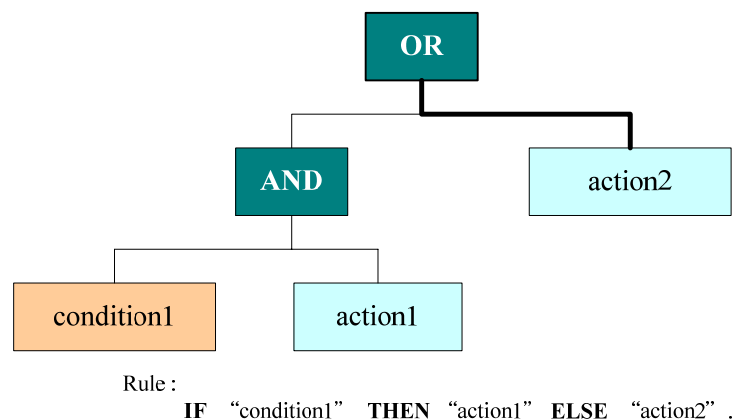


圖 2-19 OR-Tree

2.4.3 專家系統知識庫建構步驟

本研究建構專家系統知識庫的過程依序分為五個步驟，如圖 2-23 所示，敘述如下。

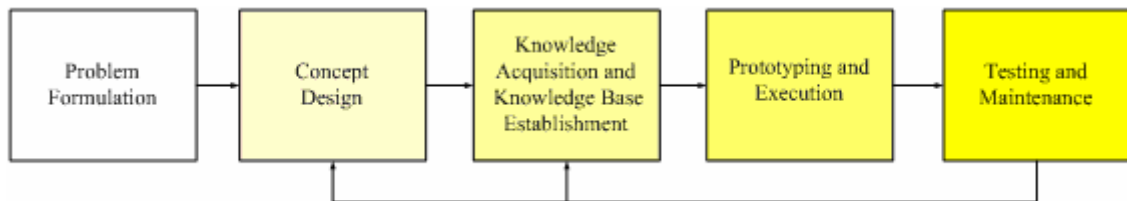


圖 2-20 知識庫建置流程圖

1. 問題定義(Problem Formulation)

首先定義建置專家系統預期所會遭遇到的問題，譬如：專家知識如何擷取、專家知識取得的難易度，或是在於知識庫的建立與維護是否具有困難性、與專家溝通的問題等等，在最初皆需多加考慮並且定義之，對於爾後建置專家系統會有許多幫助。此外，根據建立專家系統的目的，定義建構專家系統的重要因素，包括問題領域與確認、參與人員、知識來源、預期達成之目標、建構軟體、硬體支援、可行性評估等，於系統建置初期皆需考量並規劃。

2. 概念設計(Concept Design)

將系統觀念之雛型形諸於計劃與文字，藉由條理分明的文字來表達系統的觀念，決策樹的建立就是一個例子。此階段同時須兼顧知識擷取的來源、研究限制的存在、知識表示之方式與發展系統工具之選擇等。

3. 知識擷取與知識庫建置 (Knowledge Acquisition and Knowledge Base Establishment)


於此步驟中選定一種知識表示方式，來表達知識庫的結構，本研究即擇定規則式知識為知識表示之方式，同時將建立知識的過程細節詳盡列出，初步達成知識庫建立的程度。當知識庫建立過程之中，知識之間的承續關係已存在，並透過經驗規則的收集與搜尋，將知識工程師與領域專家溝通之內容轉化為模組化的文字敘述。

4. 雛形建立與運作(Prototyping and Execution)

通常在專家系統發展工具的環境之中，人機介面與推論引擎的推論機制通常已經存在，所以知識庫建立完成意味著專家系統之雛型已經具備。良好的知識結構與合理的承續關係，將能確保專家系統雛型得以順利運作。

5. 測試與維護(Testing and Maintenance)

以實際的問題不斷的測試系統的可信度。如果發現對於所提出的問題無法予以回答，就有修正知識庫的必要。簡而言之，專家系統就是在建立—測試—修改中逐漸成型。維護的目的在於解決錯誤問題(Bugs)為主要考量，熟悉正確的操作方式將有助於減少錯誤之產生。



第三章 系統架構與分析

本章將系統之架構做詳細之描述。本系統之重心在於建立兩大模組，第一為加速度與壓力模組，可得到一般人日常生活時身體之加速度與地板感受的壓力詳細資料，第二採用專家系統建立跌倒偵測系統，同時建立完整知識庫定義風險區域，對各模組之參數做有效率的判斷、分析，以拓展安全監控系統於日常生活中，對於老年人之身心健康與居家品質並非單方面依賴系統本身，讓老年人降低生活上的風險，能即時救護，在老年化社會即將到來時為獨居老人安全有所幫助，即本研究建構之目的。

3.1 系統架構與規劃

系統建置之初，選定以銀髮族，也就是老年人為服務對象，即受照護者為銀髮族。服務對象定義完成之後，系統才能進而決定服務內涵之範圍。

3.1.1 系統比較

關於偵測跌倒有不少國內外學者做過相關研究，所用的硬體方法不盡相同，下表 3-1 針對各方法做整理，並比較各方法之優點與缺點，列於下表 3-1。

從下表 3-1 比較不難看出無論是採用任何感測器，限於感測器的技術以及許多限制情況，要用最少的感測器做到精確偵測並能顧及到受測者的感受是非常難的，因此在系統建構之初先忽略感測器對人的負擔，也不考慮參予者的感受，以提出一個偵測跌倒的系統架構並分割成許多模組，每個模組結合了上表所列出的方法的概念，每個模組能獨立判斷跌倒情況，在結合時能有更精確的判斷，本論文著重在加速度和重力模組的演算法，並完成此一模

組能獨立判斷跌倒。

表 3-1 系統比較表

跌倒判斷之方法	優點	缺點
加速度與水平儀	結構簡單使用廣，能偵測明顯跌倒	許多動作如滾動或跑跳等活動式跌倒難以偵測
一般攝影機做影像結合生理資訊判斷長寬比	結構簡單並與生理資訊做結合，可推廣至遠距照護端	不需配戴感測器侵犯個人隱私效能不佳
紅外線影像判斷動作	結構簡單，紅外線影像較不會侵犯個人隱私問題	易受背光熱源的影響純以紅外線影像作判斷效能不佳
加速度以分類器作判斷	結合加速度與身體各部位反應等物理資訊，分類其特徵，能有效判斷動作	需配戴感測器，需要長久的訓練，無法通用

3.1.2 系統規劃

系統設計方法流程如圖 3-1 所示共分為三階段：系統規劃、系統建構、系統操作與效能評估。

專家系統屬於人工智慧之範圍，其特色在於模擬人類專家之思考推理方式，處理問題找到最適宜的解決方法。因此本研究由真人測試，達到擷取人跌倒時各種重力與加速度值的變化。在系統建置之初，我們需清楚知道關於系統該推論什麼才能真正對老人有所幫助。由圖 3-1 可知在系統規劃階段為確立系統雛型，在系統建構階段以建構各模組為主，並使各模組能獨立動作，而專家系統模組將其他模組結合發展出一套推論規則與推論結果，之後的系統測試將不斷地修正知識庫中之規則或改良效能不好的模組。

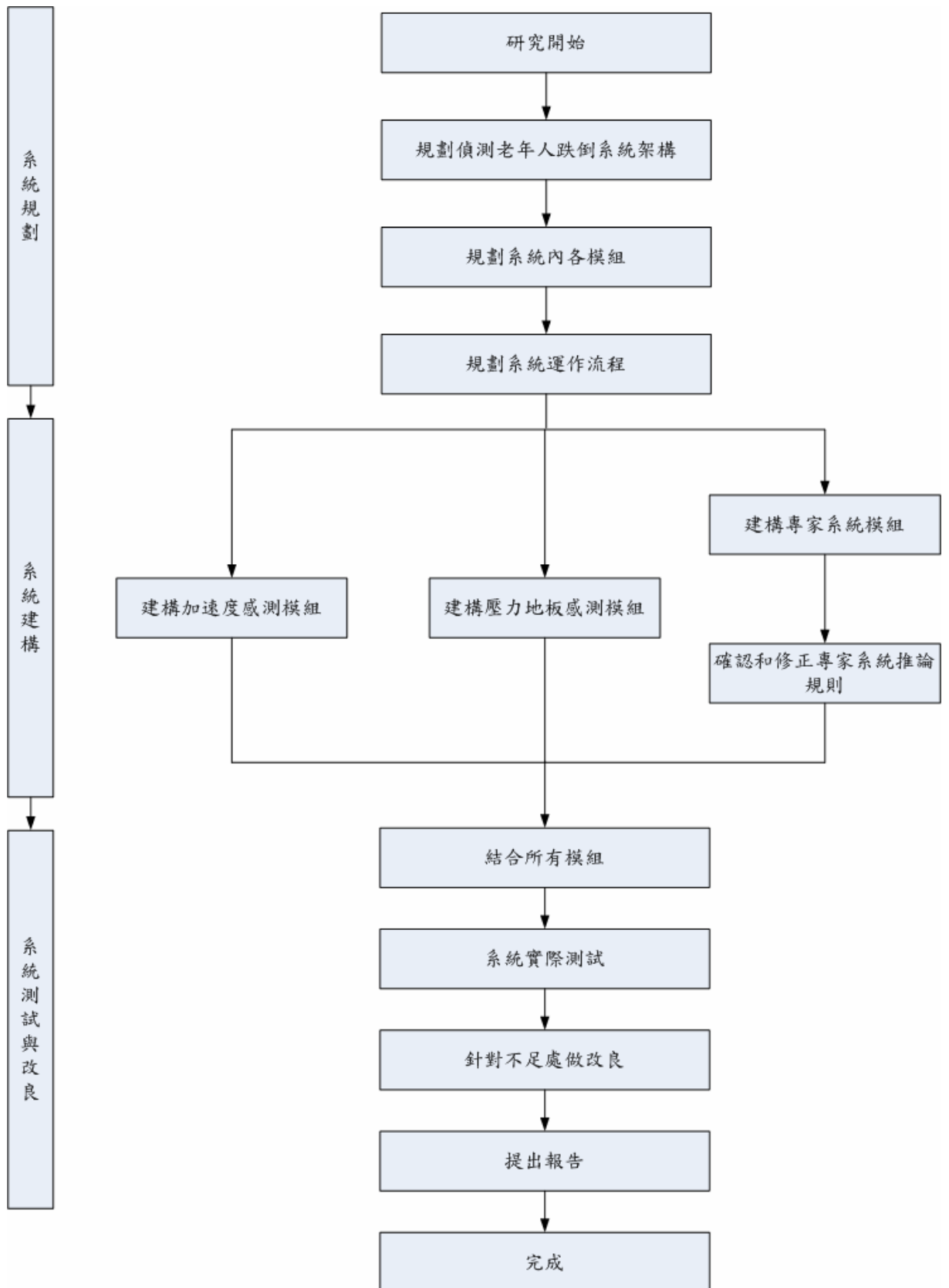


圖 3-1 系統設計方法流程

3.1.3 系統架構

系統架構如圖 3-2

1. 感測器:用到加速度和壓力感測器。
2. 訊號放大器:將加速度和壓力感測器得到的訊號做放大。
3. 示波器:紀錄加速度和壓力感測器的訊號波形。
4. 主機:將示波器的波形經由 GPIB 傳輸線讀進來。
5. 訊號處理: 將加速度和壓力感測器得到的訊號做小波轉換(Discrete Wavelet Transform) 將訊號分為高低頻[10], 將訊號高低頻取絕對值相乘, 得到一乘積函式。
6. 加速度和壓力臨界點判斷:判斷跌倒時再加速度與壓力訊號間的臨界點, 根據臨界點周圍的值做判斷是否跌倒。
7. 專家系統規則庫:會累積大量的實驗數據建立一個資料庫作判斷,除了可以把加速度和壓力的訊號作判斷, 另外如果有其他的改變像是示波器取樣數等等, 我們都能直接對規則庫作修改。
8. 輸入係數:在儀器參數可能有變化我們必須針對這些變化再演算法上做改變。
9. 修改條件:不停的累積資料修改規則庫使其更完善。

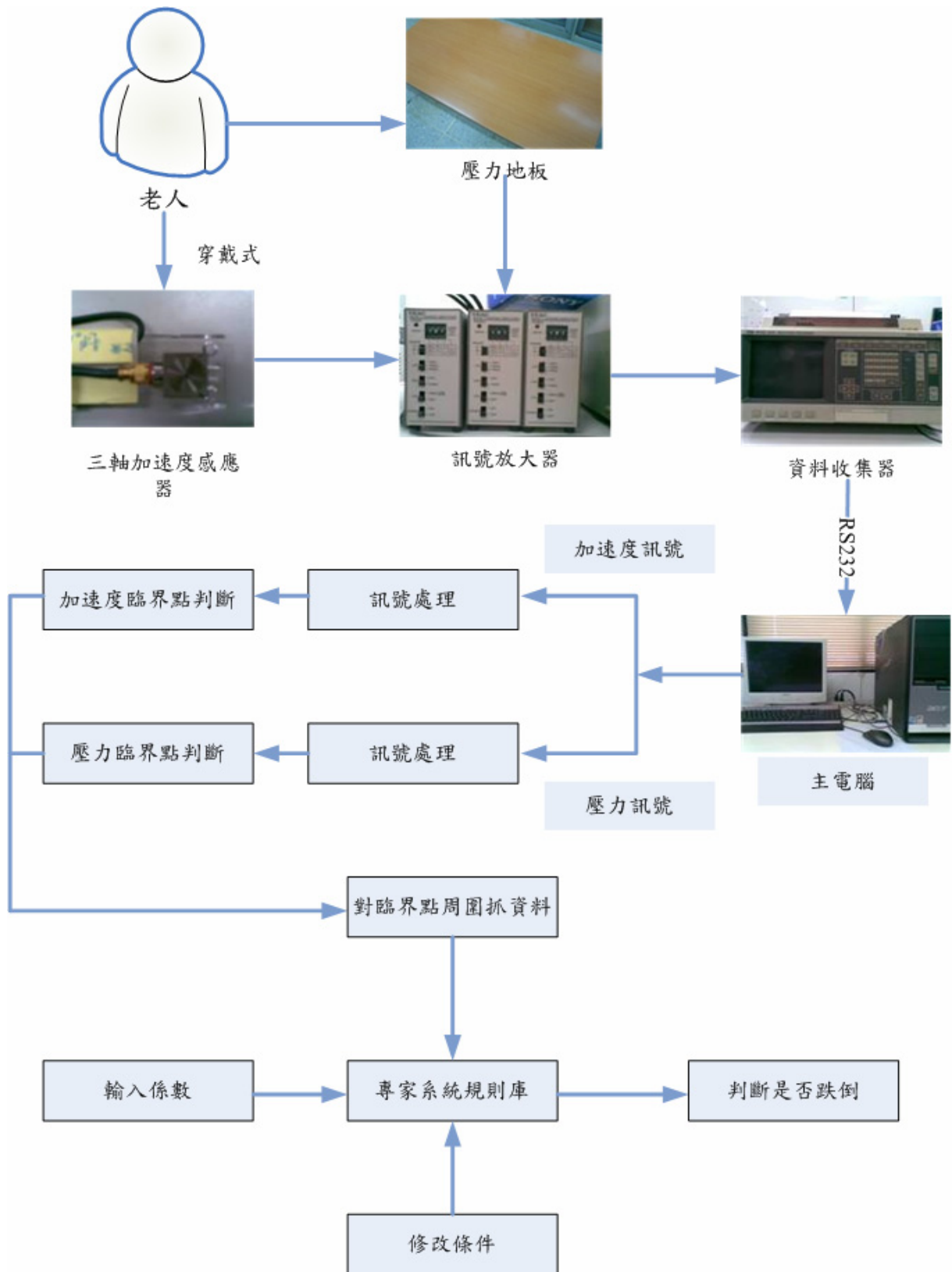


圖 3-2 系統架構

3.2 加速度和壓力感測器結合專家系統判斷跌倒

如何利用加速度和壓力做跌倒判斷，跌倒不同於一般運動，它在加速度和壓力的訊號上面既不規律能量也比一般運動大，針對此特性我們利用了小波轉換，將訊號分為高低頻[10]，將訊號高低頻取絕對值相乘，得到一乘積函式，為了將加速度和壓力在跌倒的瞬間物理變化給抓出，我們提出了一個能量搜尋函式做臨界點的判斷[11,12]，由於實驗數據多並且考慮到不同運動發生跌倒的情況都不相同，我們使用了專家系統建立規則庫，結合加速度和壓力訊號做跌倒判斷。

3.2.1 加速度判斷跌倒流程

- 1.訊號輸入:將加速度感測器的訊號輸入有 X、Y、Z 三方向之加速度將 X、Y、Z 三方向之加速度做平方取其三方向合成之大小值。

$$\|A\| = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (3.1)$$

但為了分析我們省略開根號的動作改為

$$SUM = X^2 + Y^2 + Z^2 \quad (3.2)$$

雖然省略了開根號的動作會讓 SUM 遠小於三方向合成之大小值，但是會讓跌倒部份的加速度更為明顯如圖 3-3 黑色框線中所示，X、Y、Z 為三方向之加速度，X、Y、Z 三方向之加速度做平方取其三方向合成之大小值 A，SUM 為 A 不做開根號之動作。

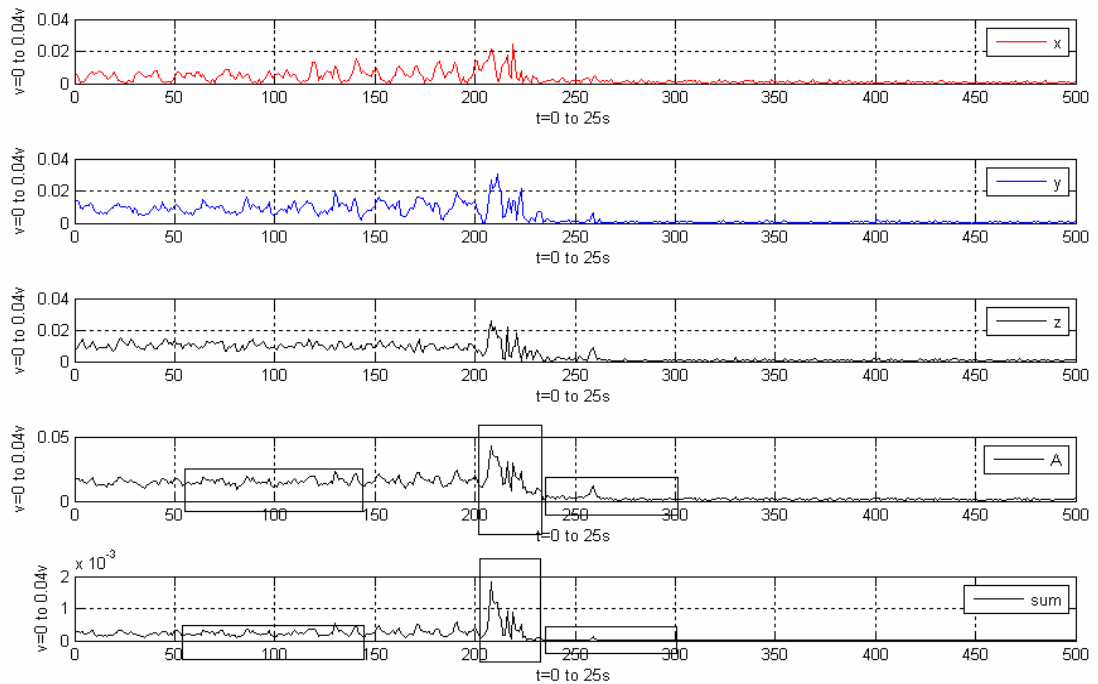


圖 3-3 三方向向量取大小時省略開根號

2. 對 SUM 作 2 階濾波: 因為在跌倒瞬間能量較大訊號變化更大, 為了偵測有效判斷出來在跌倒瞬間的加速度變化我們使用了小波轉換, 讓跌倒的瞬間更為明顯利用濾波器做 2 階濾波經過濾波後的值取高低頻相乘再去觀察其波形。

小波轉換母函式如下

$$\varphi(t) = \sqrt{2} \sum_n h(n) \varphi(2t - n) \quad n \in Z \quad (3.3)$$

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_n g(n) \varphi(2t - n) \quad n \in Z \quad (3.4)$$

其中 $h(n)$ 和 $g(n)$ 是一對低通和高通濾波器, 其推導如下

$$g(n) = (-1)^n h(N - n - 1) \quad (3.5)$$

$h(n)$ 為濾波器係數而 $h(n)$ 是用 Haar 和 4-tap Daubechies 的濾波係數如下表所示。

表 3-2 濾波器係數表

	Haar	4-tap Daubechies
h(0)	0.707106781 1865	0.48296291314453
h(1)	0.707106781 1865	0.83651630373708
h(2)		0.224 1438680420 1
h(3)		-0.12940952255126

經過濾波器做 j 階分解可得一高頻訊號 $W_j(k)$ 跟低頻訊號 $S_j(k)$

$$\begin{cases} s_j(k) = \sum_m h(m-2k)s_{j-1}(m) \\ w_j(k) = \sum_m g(m-2k)s_{j-1}(m) \end{cases} \quad (3.6)$$

$s_j(k)$ 是比例係數 $w_j(k)$ 是小波係數其原理見圖 3-4

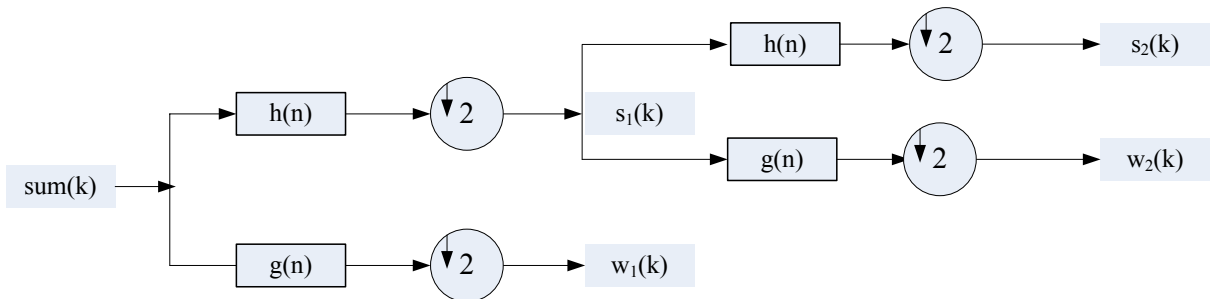


圖 3-4 訊號分解流程圖

將 sum 做 2 階分解出來低頻訊號 $s_2(k)$ 和高頻訊號 $w_2(k)$ 如下圖 3-5，我們可發現經過濾波器做 2 階轉換後其低頻和高頻訊號相比原本的訊號在框線處顯得更為突出，波形更為平緩不必要的雜訊均被濾除，能更明顯看出在跌倒那一瞬間的加速度變化。

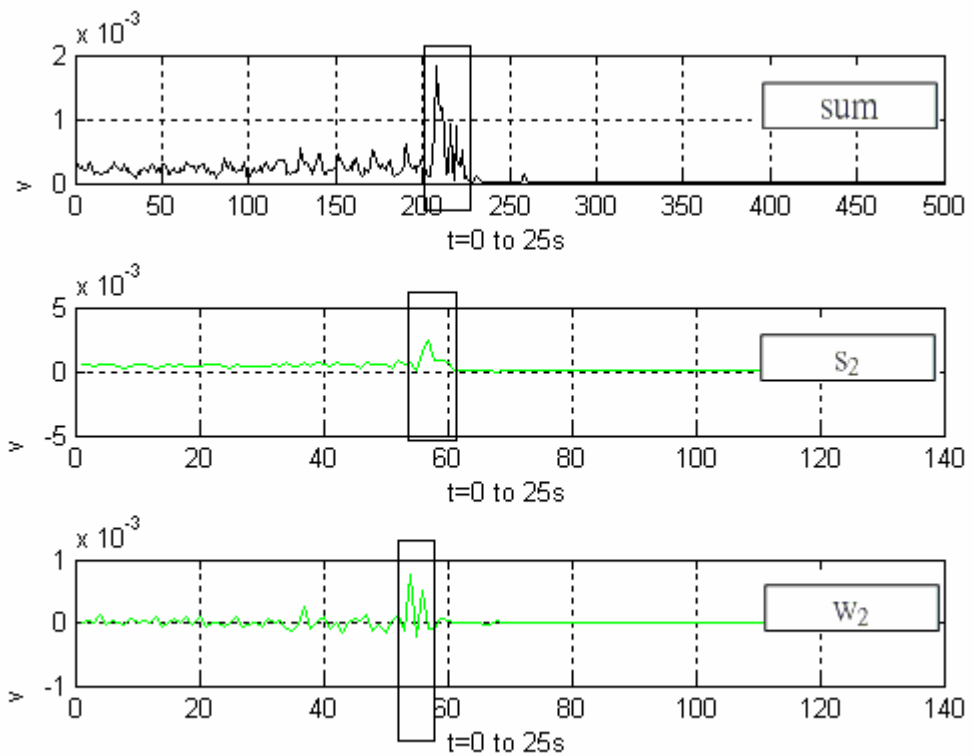


圖 3-5 訊號二階分解

3.將低頻訊號 $S_2(k)$ 和高頻訊號 $W_2(k)$ 相乘 $s*w$ 並另外作取絕對值 $S_2(k)$ 和絕對值 $W_2(k)$ 相乘得 $p(k)$ ，如圖 3-6 框線中所示，可以發現取絕對值的效果更為明顯，在跌倒前其他的規律性動作訊號幾乎被濾除。

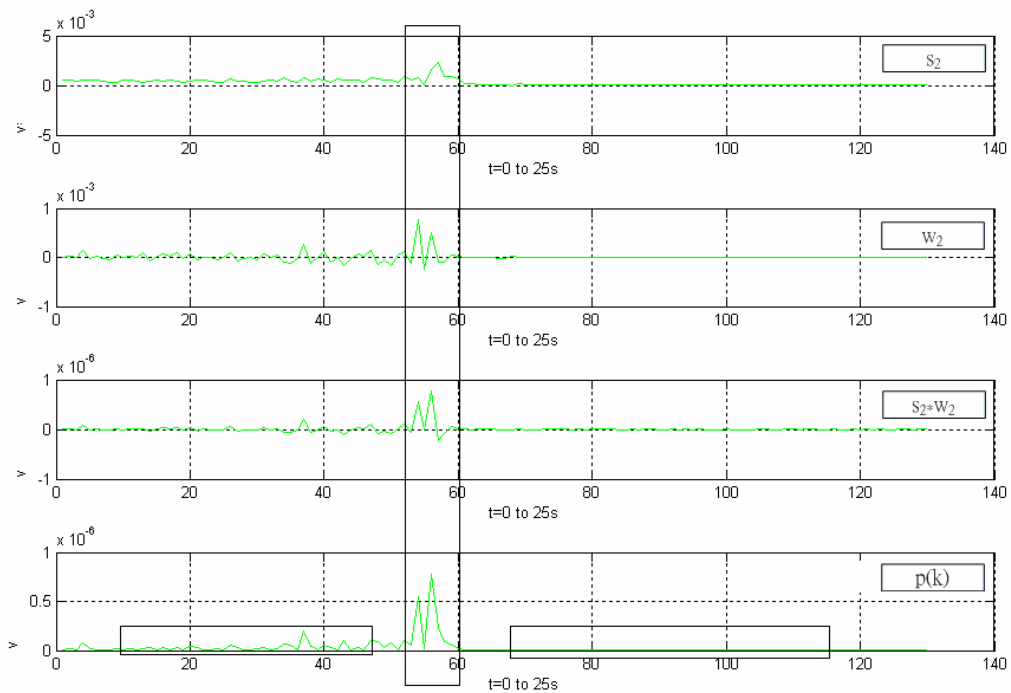


圖 3-6 訊號高低頻相乘

4. 加速度訊號搜尋: 如下圖 3-7 所示我們提出了一流程做加速度跌倒分析，在前面三個步驟我們對原訊號 X、Y、Z 三方向之加速度做了合成，並將訊號做 2 階分解出來低頻訊號 $S_2(k)$ 和高頻訊號 $W_2(k)$ ，波形更為平緩不必要的雜訊均被濾除，能更明顯看出再跌倒那一瞬間的加速度變化。

令 $p(k)$ 為絕對值低頻訊號和高頻訊號相乘如公式 3.7，決定起點和終點，由於跌倒加速度發生在壓力變化之前所以做逆向搜尋所以令起點在訊號之終點，對於訊號搜尋在傳統上提出不少方法，例如利用訊號的雜訊比，在有跌倒的瞬間雜訊較強，週期較短頻率高，同時能量及訊號震幅比起一般運動更大，但我們已經濾除掉訊號的雜訊，留下了在跌倒瞬間最大的能量，因此我們使用了一個能量累積函式做搜尋如公式 3.8，其中 M 是一個能量區間約是十點到三十點的累加，加總一小段能量然後一段一段作比較。

$$p(k) = |s_2(k)| * |w_2(k)| \quad (3.7)$$

$$E_{sum} = \sum_{k=n}^{k=n+M} |p(k)| \quad (3.8)$$

因為跌倒必須結合壓力地板在跌倒時往往先有加速度才有壓力撞擊因此我們必須找到跌倒一瞬間加速度與壓力間的臨界點，對於加速度我們從訊號的終點開始搜尋，令 E_c 為 $p(k)$ 到 $p(k-10)$ 做十點的能量相加，令 E_n 為 $p(k-10)$ 到 $p(k-20)$ 做十點的能量相加，若 $E_n < E_c$ 則看是否已到訊號起點 $K=Ps$ 若已到起點則中止若沒有則 $K-1$ 往下一點作比較，若 $E_n > E_c$ 則做另一能量累積函式，令 E_1 為 $p(k)$ 到 $p(k+10)$ 做十點的能量相加，令 E_2 為 $p(k)$ 到 $p(k-10)$ 做十點的能量相加，若 $E_2 < E_1$ 則看是否已到訊號起點 $K=Ps$ 若已到起點則中止若沒有則 $K-1$ 往下一點作比較，若 $E_2 > E_1$ 我們可知 K 點可能為臨界點，做另一能量累積函式，令 E_h 為 $p(k)$ 到 $p(k-20)$ 做二十點的能量相加，令 E_o 為 $p(k-20)$ 到 $p(k-40)$ 做二十點的能量相加，若 $E_h < E_o$ 則為其他動作，若 $E_n > E_c$ 則有發生跌倒，見下圖 3-8 發生跌倒情況，在圖 3-9 紫色框線處是臨界點，根據這個臨界點可判斷出跌倒的時間點，再根據臨界點的位置抓取周圍的值送入專家系統模組作判斷。

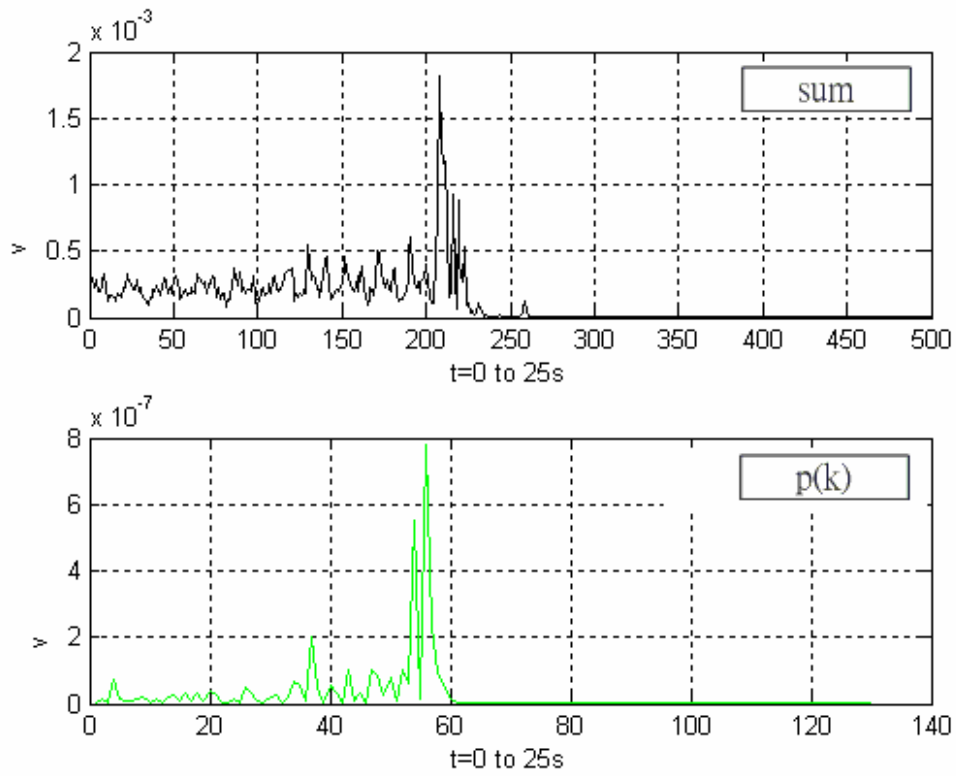


圖 3-8 快走發生跌倒加速度訊號

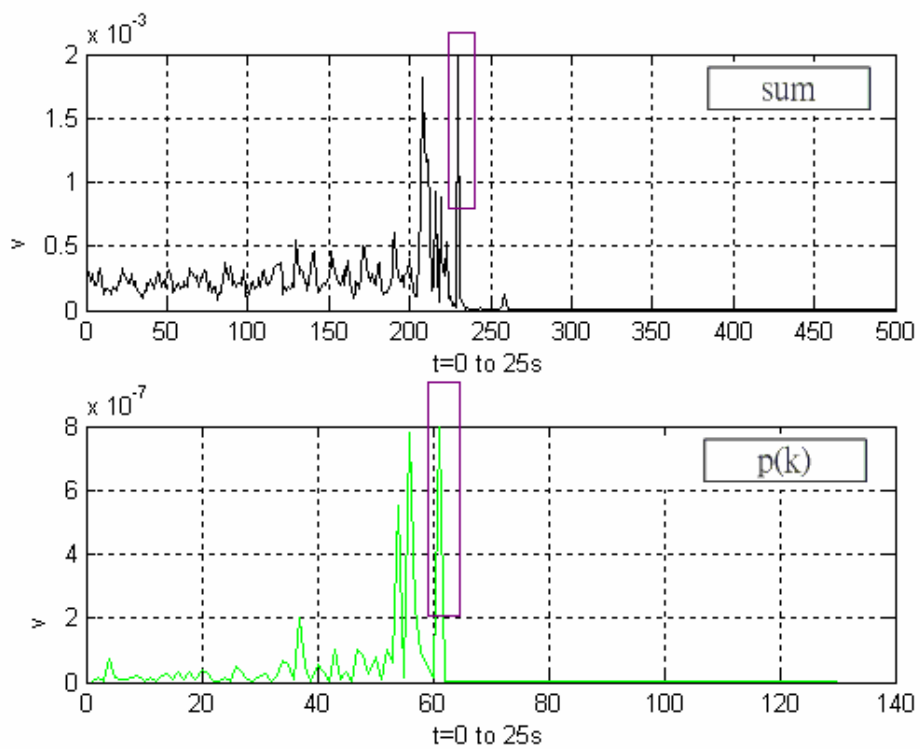


圖 3-9 加速度訊號跌倒臨界點判斷

3.2.2 壓力感測器判斷跌倒

1. 訊號輸入: 將壓力感測器的訊號輸入。

2. 對 P 作 2 階濾波: 因為在跌倒瞬間能量較大訊號變化更大為了偵測有效判斷出來在跌倒瞬間的壓力變化我們使用了小波轉換讓跌倒的瞬間更為明顯利用濾波器做 2 階濾波經過濾波後的值取高低頻相乘再去觀察其門檻值如圖 3-10 所示。

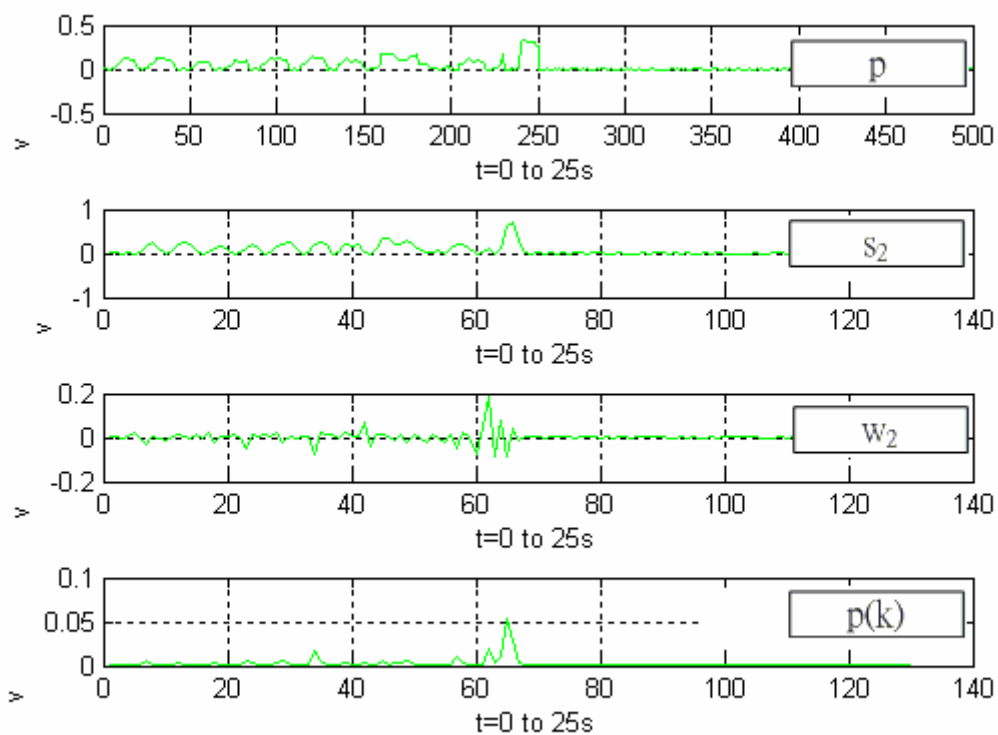


圖 3-10 壓力訊號小波轉換過程

3.將低頻訊號 $S_2(k)$ 和高頻訊號 $W_2(k)$ 相乘 $s*w$ ，並另外作取絕對值 $S_2(k)$ 和絕對值 $W_2(k)$ 相乘得 $p(k)$ ，如圖 3-10 中所示，可以發現取絕對值的效果更為明顯，在跌倒前其他的規律性動作訊號幾乎被濾除。

4.壓力訊號搜尋:如下圖 3-11 所示我們提出了一流程做壓力跌倒分析，在前面三個步驟我們對原訊號做了合成，並將訊號做 2 階分解出來低頻訊號 $S_2(k)$ 和高頻訊號 $W_2(k)$ ，波形更為平緩不必要的雜訊均被濾除，能更明顯看出跌倒那一瞬間的壓力變化。

令 $p(k)$ 為絕對值低頻訊號和高頻訊號相乘如公式 3.7，由於跌倒發生是加速度在先然後發生壓力變化所以做順向搜尋，令起點在訊號之起點，對於訊號搜尋在傳統上提出不少方法，例如利用訊號的雜訊比，在有跌倒的瞬間雜訊較強，週期較短頻率高，同時能量及訊號震幅比起一般運動更大，我們已經濾除掉訊號的雜訊，留下了在跌倒瞬間最大的能量，因此我們使用了一個能量累積函式做搜尋如公式 3.8，其中 M 是一個能量區間約是十點到三十點的累加，加總一小段能量然後一段一段作比較。

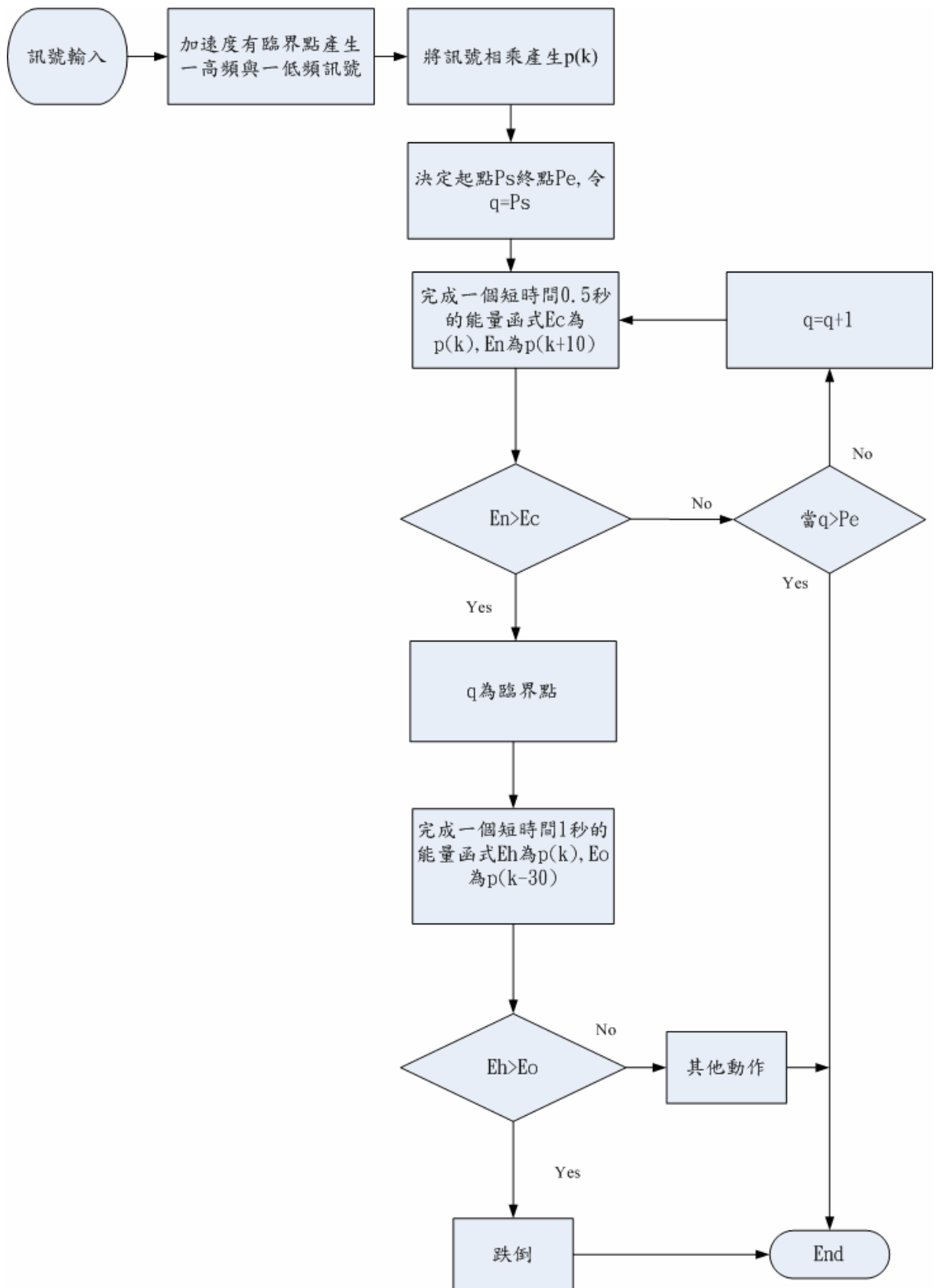


圖 3-11 積函式結合臨界點演算法用於壓力訊號跌倒分析

我們從訊號的起點開始是為了指出在跌倒發生碰觸到地板的時間點，跌倒發生是加速度先有劇烈變化然後發生壓力劇烈變化，我們所要找的就是在兩者發生劇烈變化之間的那一瞬間，令 E_c 為 $p(k)$ 到 $p(k+10)$ 做十點的能量相加，令 E_n 為 $p(k+10)$ 到 $p(k+20)$ 做十點的能量相加，若 $E_n < E_c$ 則看是否已到訊號起點 $K=Ps$ 若已到起點則中止若沒有則 $K-1$ 往下一點作比較，若 $E_n > E_c$ 則我們可知 K 點可能為臨界點，做另一能量累積函式，令 E_h 為 $p(k)$ 到 $p(k+30)$ 做三十點的能量相加，令 E_o 為 $p(k-30)$ 到 $p(k)$ 做三十點的能量相加，若 $E_h < E_o$ 則為其他動作，若 $E_h > E_o$ 則有發生跌倒，見下圖 3-12 發生跌倒情況，在紫色框線處是臨界點，根據這個臨界點可判斷出跌倒的時間點，再根據臨界點的位置抓取周圍的值送入專家系統模組作判斷。

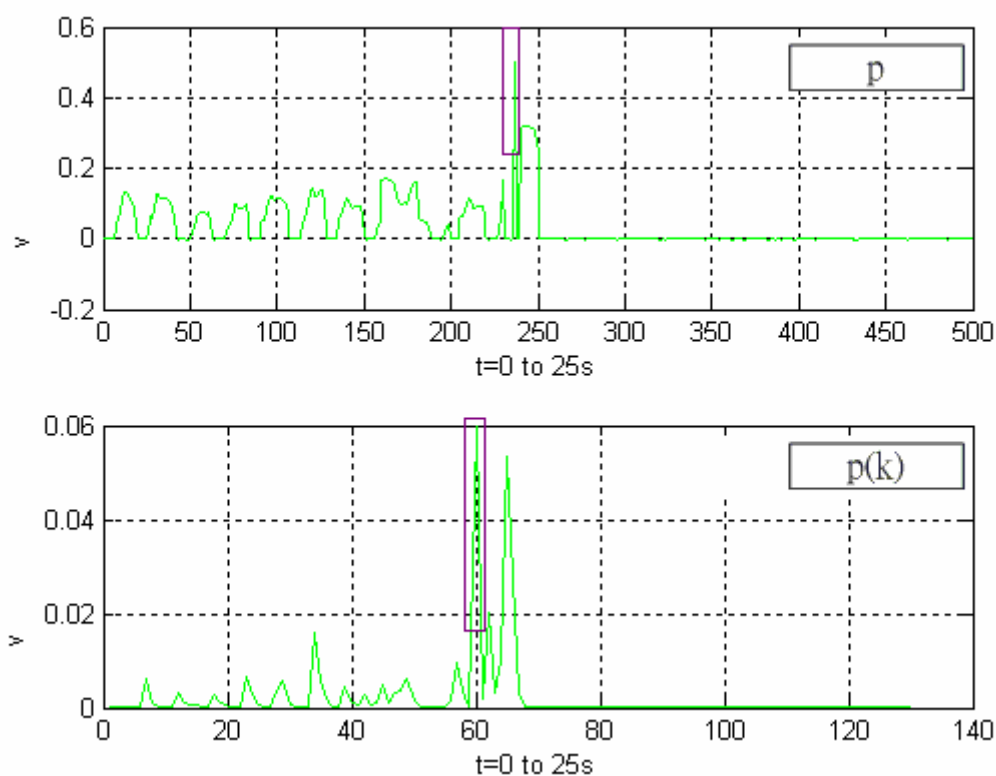


圖 3-12 壓力訊號跌倒臨界點判斷

3.2.3 加速度和壓力感測結合專家系統判斷跌倒流程

如何將一個我們從加速度和壓力訊號的資料做妥善處理，考慮到在日常生活中有不同的情形發生跌倒，樣本是逐漸累積，在這些一般的系統中，系統只是簡單地儲存答案，因此我們使用了專家系統來結合加速度和壓力訊號做判斷如下圖 3-13 所示

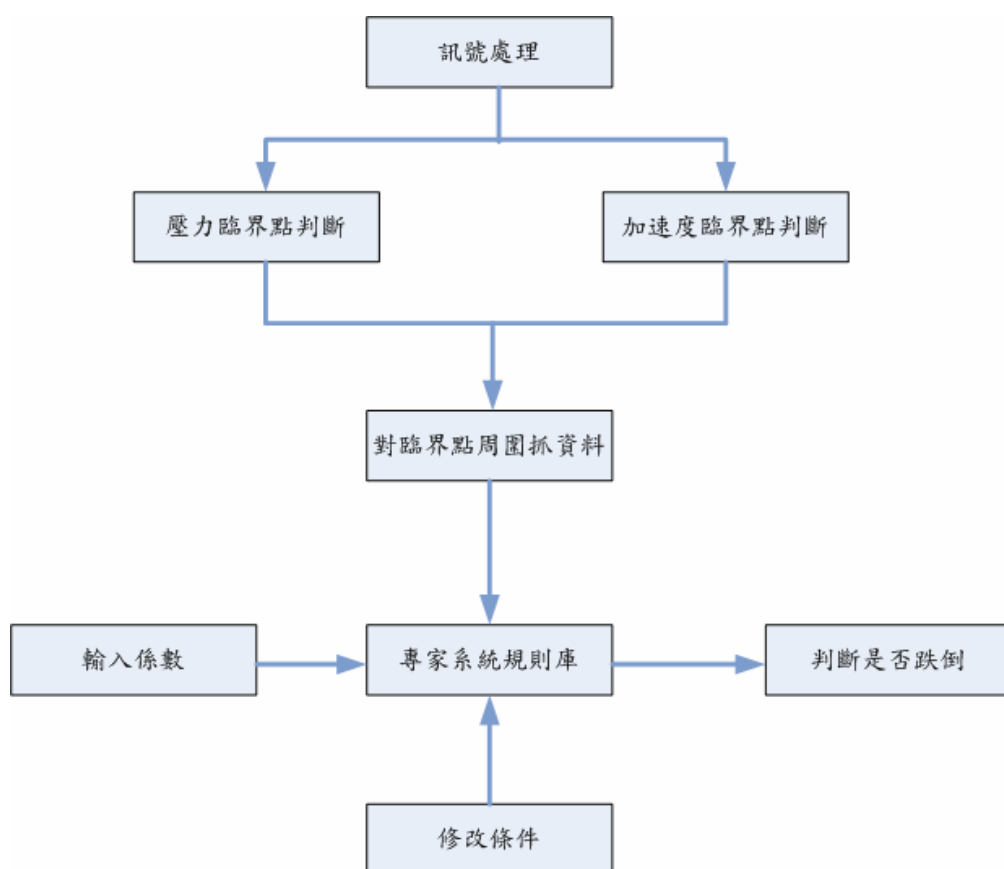


圖 3-13 加速度和壓力結合專家系統判斷跌倒流程

人的運動包含範圍像跑、跳、走路、急停等等動作都有發生跌倒的可能，若要單純以數學去描述或是演算法去實現都是非常複雜，專家系統發展的目的主要是用來處理現實世界中提出的需求由專家來分析和判斷的複雜問題。把加速度和壓力訊號做分析，並累積數據做成一個規則庫，去判斷各種動作以專家推理方法的來解決問題如圖 3-14，3-15 所示，將加速度和壓力訊號的

資料傳入專家系統中，彙整兩個演算法的結果綜合判斷，能更精確的判斷跌倒。

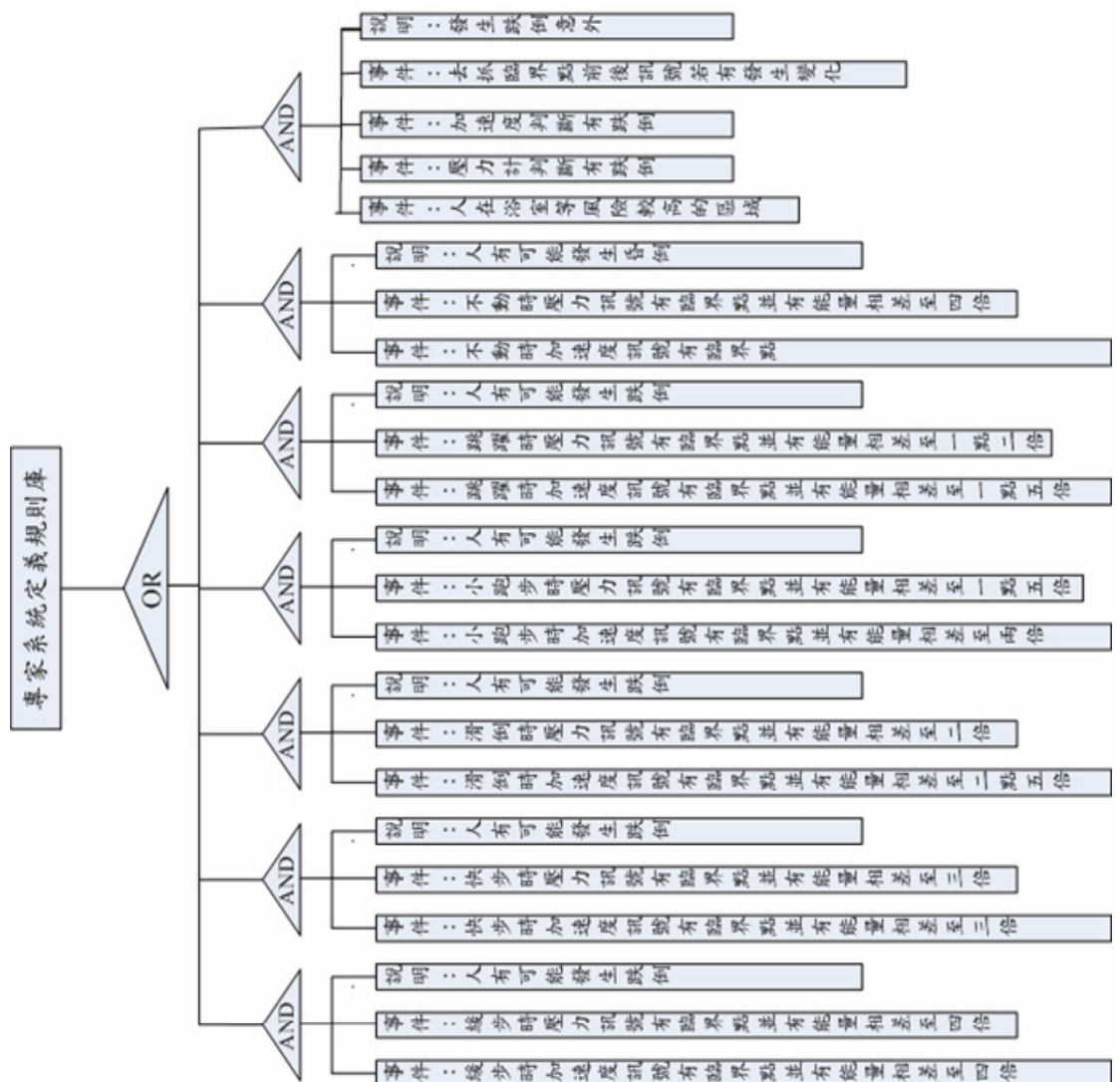
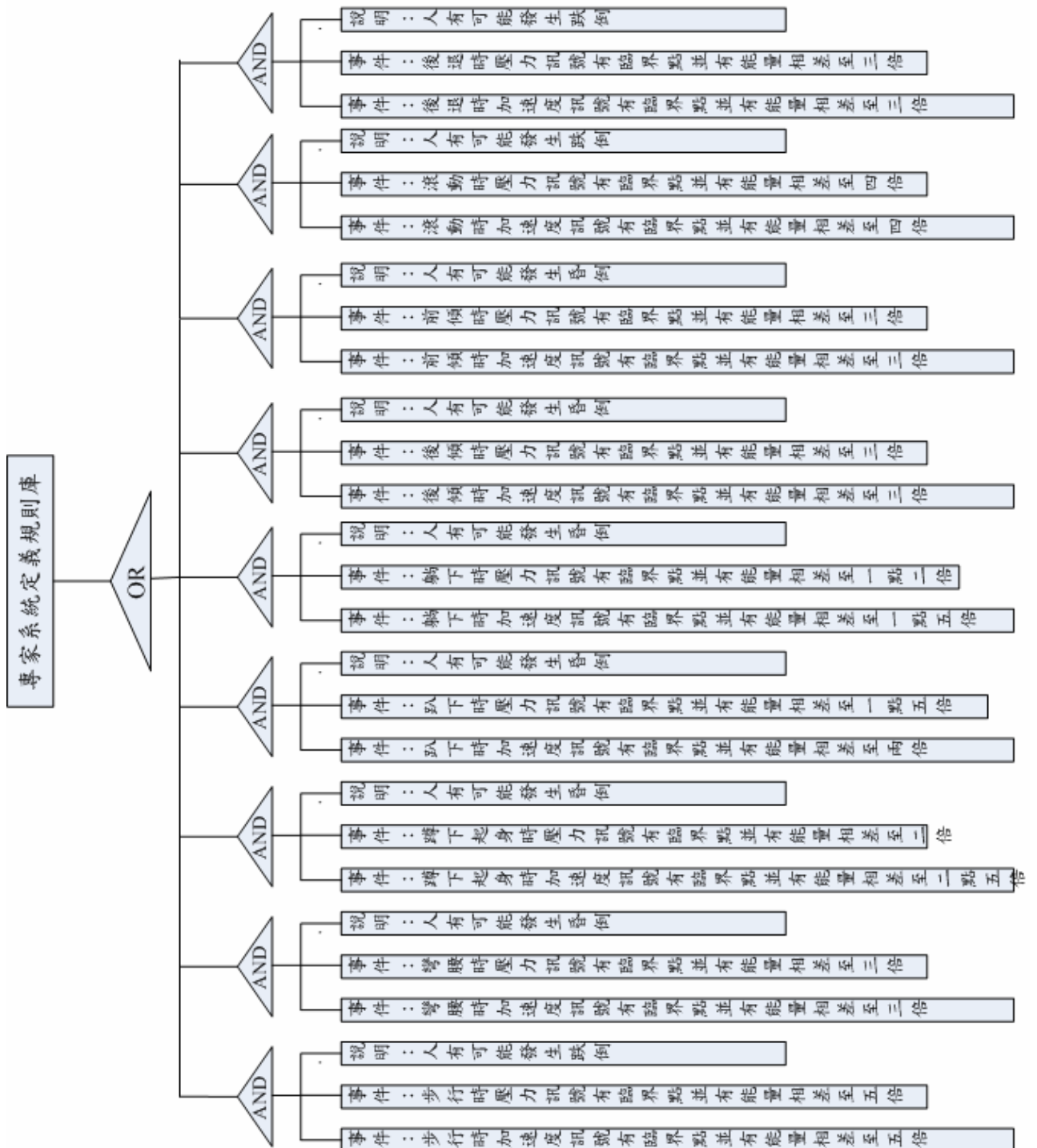


圖 3-14 專家系統判斷跌倒規則庫



3-15 專家系統判斷跌倒規則庫

第四章 實驗結果與分析

本章分為三小節，第一小節介紹實驗的軟硬體環境、第二小節方法流程與結果、第三小節實驗樣本分析及系統的性能指標。

4.1 軟硬體規格

本實驗環境是使用架設在臺灣師範大學智慧型控制實驗室中的加速度和壓力感測器，使用的軟硬體規格如表 4-1 所示。

表 4-1 系統使用軟硬體規格

硬體設備	軟體環境
CPU：P4 3.0GHz RAM:DDR 400 512*2 加速度 Sensor：壓電式 壓力 Sensor：LVDT 記錄器：示波器 傳輸:GPIB	開發軟體：MATLAB 作業系統：Windows XP

加速度感測器的詳細規格與實體圖片如表 4-2 與圖 4-1 所示。壓力地板是用一個 90×180×11.5 cm 的木板，感測器 LVTD 放置在木板下面，實體圖片與詳細規格如圖 4-2 和表 4-3 所示。



圖 4-1 加速度感測器實體圖

表 4-2 加速度感測器詳細規格

PHYSICAL	
Weight	0.2g
Size	3.5*2.5H
Cable	3m
Res Frequency	60KHz
Sensitivity	5%
Capacitance(PF)	580+-20%

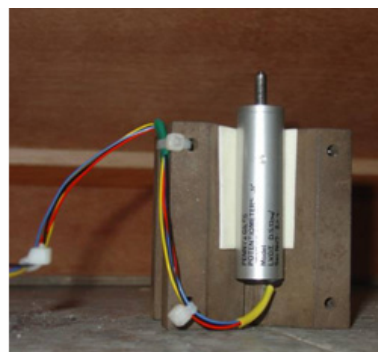


圖 4-2 壓力地板及 LVDT 感測器

表 4-3 LVDT 工作規格

PHYSICAL	
Supply voltage(Vdc)	18 - 30 (regulated) or ± 15 (regulated)
Supply current(mA)	100 maximum
LVDT Excitation voltage V_{rms}	3 (nominal)
LVDT Excitation frequency Hz	2.5k (nominal)
Output voltage	(SCM100/V)
Output current	(SCM100/I)
Output ripple mV_{rms}	<5

4.2 實驗流程與結果

本節將規劃實驗流程，並根據實驗流程的每個步驟加以驗證。實驗流程如圖 4-3，人配戴加速度感測器並踩在壓力地板，加速度及壓力感測器的訊號由示波器紀錄後傳到電腦做分析，原始訊號將會以我們提出的方法做合成及小波轉換處理，將低頻訊號和高頻訊號相乘，先判斷加速度訊號是否有臨界點存在，如果有接著判斷壓力訊號是否有臨界點，將結果送到專家系統規則庫作跌倒判斷。

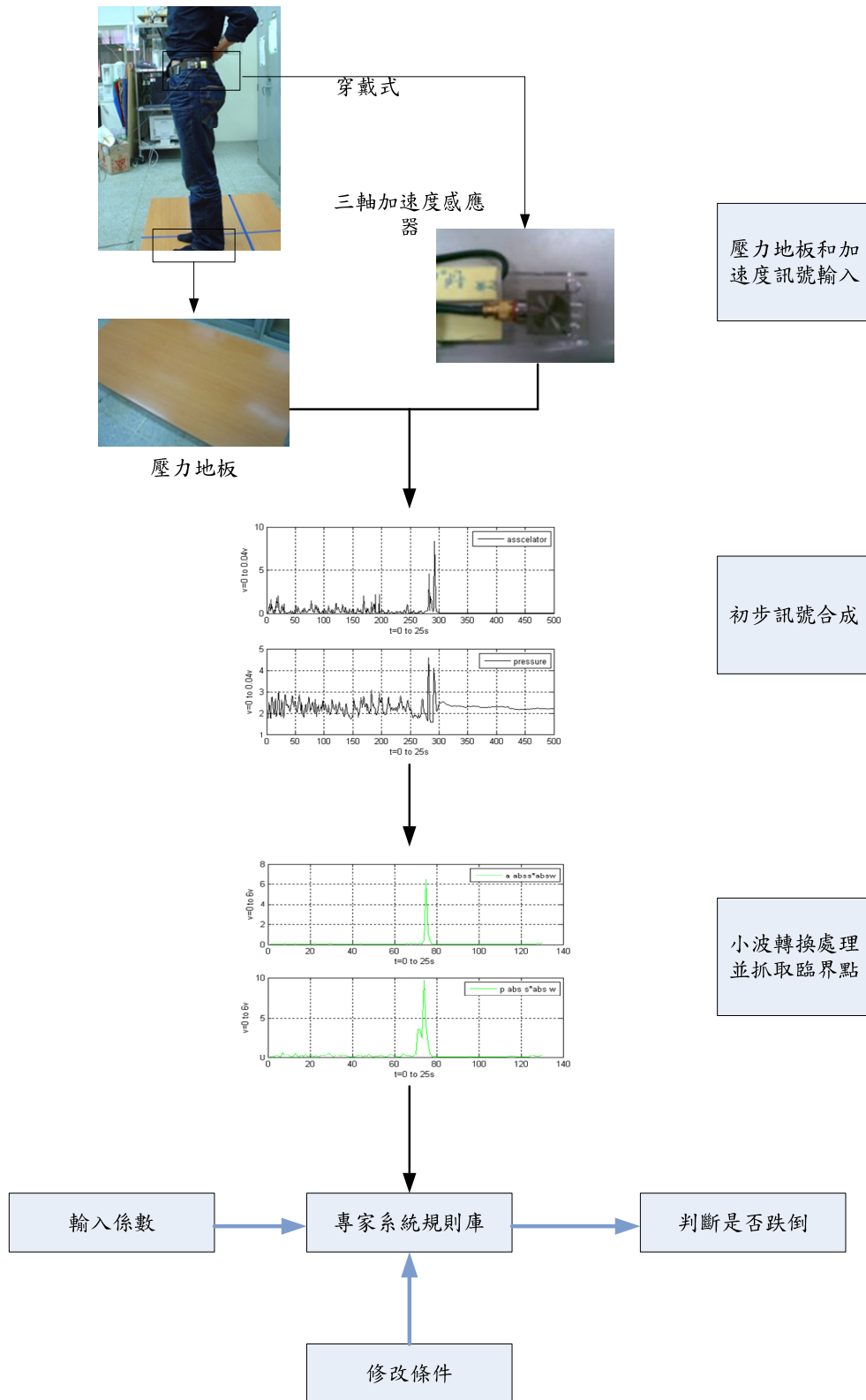


圖 4-3 實驗流程

圖 4-4 為一個走路的範例，圖 4-5 為走路跌倒的範例，透過這兩個範例來驗證實驗流程，從這兩個例子證明我們的方法的確可行。

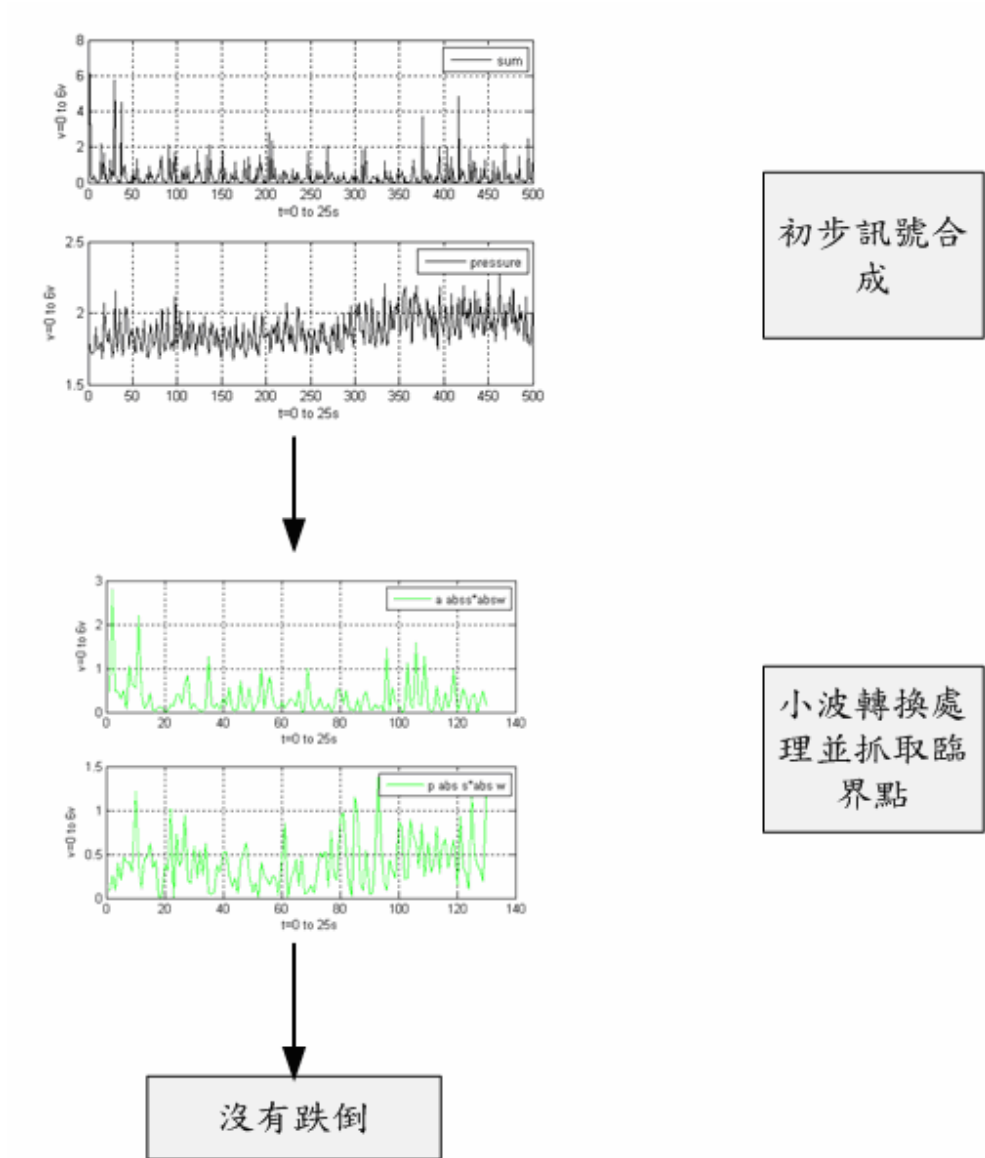
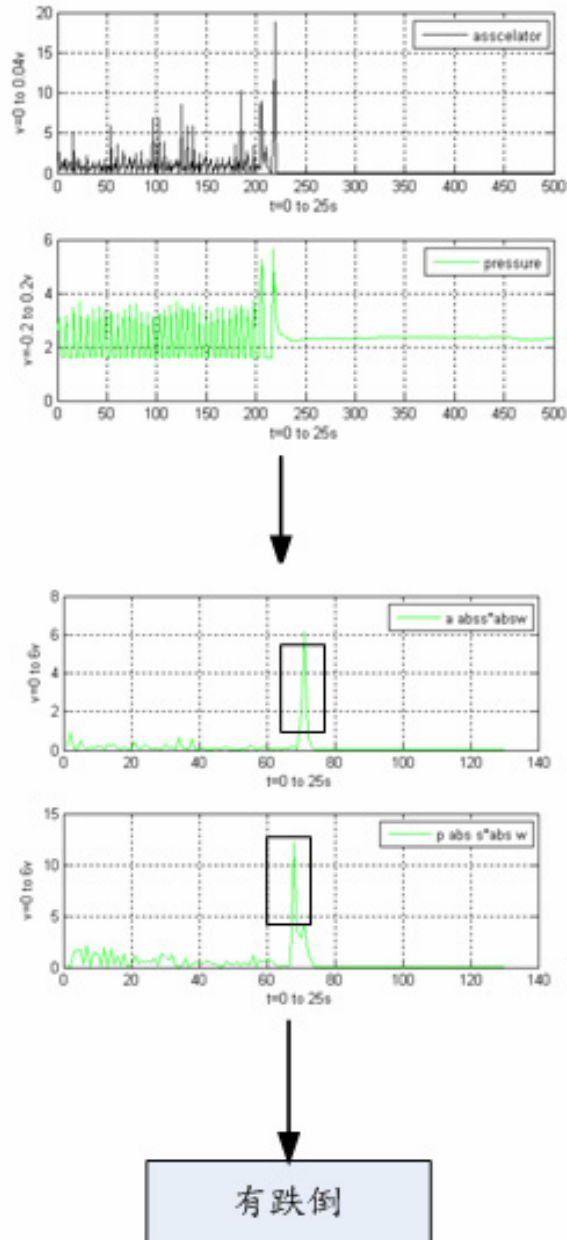


圖 4-4 走路



初步訊號合成

小波轉換處理並抓取臨界點

有跌倒

圖 4-5 走路跌倒

4.3 結果分析與比較

由於跌倒的狀況是不經意的行為，若要靠提取實際發生跌倒之數據有其困難度，因此本實驗採取由研究生模擬跌倒的情況來加以作實驗，為了增加系統的可信度我們不單純專做跌倒的動作，在每個實驗樣本我們都結合其他運動，像走路中跌倒或快步跌倒等等，並加入其他論文認為比較難判斷的動作像躺下、坐下、

彎曲、滾動身體等動作，我們都有有效的改良，而表 4-4 為單用加速度感測器的測試結果與效能指標。

實驗對象:本人

實驗環境:實驗室

表 4-4 結果分析表

測試動作	測試次數	誤判次數	誤判原因	系統辨識率
緩步	40	0	無	100%
一般行走	40	0	無	100%
快步	40	8	動作過於劇烈	80%
小跑	40	9	動作過於劇烈	77.5%
劇烈跳	40	17	動作過於劇烈	57.5%
起立	20	4	動作過於劇烈	80%
前彎	20	2	動作過於劇烈	90%
蹲下	20	8	動作過於劇烈	60%
直立後仰	20	2	動作過於劇烈	90%
趴下	20	7	動作過於劇烈	65%
躺下	20	2	動作過於劇烈	90%
滾動	20	12	動作過於劇烈	40%
緩步跌倒	40	0	無	100%
一般行走跌倒	40	0	無	100%
快步跌倒	40	0	無	100%
小跑跌倒	40	10	動作過於劇烈	75%
劇烈跳跌倒	40	12	動作過於劇烈	70%
前傾跌倒	20	0	無	100%
後傾跌倒	20	0	無	100%

在測試當中發現會有誤判的情況，原因為動作若很密集或很劇烈可能在小波轉換後會出現類似跌倒的波形，在能量累加做比較時會造成誤判。表 4-5 為加速度感測器和壓力感測器的測試結果與效能指標。

實驗對象:本人

實驗環境:實驗室

表 4-5 結果分析表

測試動作	測試次數	誤判次數	誤判原因	系統辨識率
緩步	40	0	無	100%
一般行走	40	0	無	100%
快步	40	4	壓力感測偏移	90%
小跑	40	9	動作過於劇烈	77.5%
劇烈跳	40	17	動作過於劇烈	57.5%
起立	20	0	無	100%
前彎	20	0	無	100%
蹲下	20	0	無	100%
直立後仰	20	0	無	100%
趴下	20	0	無	100%
躺下	20	0	無	100%
滾動	20	0	無	100%
緩步跌倒	40	0	無	100%
一般行走跌倒	40	0	無	100%
快步跌倒	40	4	無	90%
小跑跌倒	40	7	動作過於劇烈	82.5%
劇烈跳跌倒	40	12	動作過於劇烈	70%
前傾跌倒	20	0	無	100%

在測試當中發現會有誤判的情況，原因有二個其一是壓力地板之感測器設置在地板中心，若踩到地板邊緣離感測器太遠壓力訊號會很微弱，而踩在中心點的訊號會比較強造成誤判，其二為在跌倒前做了許多的運動，這些運動若很密集或很劇烈可能在小波轉換後會出現類似跌倒的波形，造成誤判。而在沒有跌倒的情況下發生判斷為跌倒的錯誤機率更高，主要是做了過於激烈且複雜的運動像是跳動，在做實驗時踩在壓力地板感測較敏銳的範圍，模擬老年人之行動來作測試避免過於劇烈的動作即可解決誤判的情形。而表 4-6、4-7 為其他受測者所作的測試，加入動作限制避免過於劇烈動作。

實驗對象:實驗室黃同學

實驗環境:實驗室

一般動作:起立、前彎、蹲下、直立後仰、趴下、躺下、滾動等等

動作限制:所有運動範圍限制在壓力地板中心、避免過於劇烈動作

表 4-6 結果分析表

測試動作	測試次數	誤判次數	誤判原因	系統辨識率
緩步	10	0	無	100%
一般行走	10	0	無	100%
快步	10	0	無	100%
一般動作	10	0	無	100%
緩步跌倒	10	0	無	100%
一般行走跌倒	10	0	無	100%
快步跌倒	10	0	無	100%
前後傾跌倒	10	0	無	100%

實驗對象:實驗室陳同學

實驗環境:實驗室

一般動作:起立、前彎、蹲下、直立後仰、趴下、躺下、滾動等等

動作限制:所有運動範圍限制在壓力地板中心、避免過於劇烈動作

表 4-7 結果分析表

測試動作	測試次數	誤判次數	誤判原因	系統辨識率
緩步	10	0	無	100%
一般行走	10	0	無	100%
快步	10	0	無	100%
一般動作	10	0	無	100%
緩步跌倒	10	0	無	100%
一般行走跌倒	10	0	無	100%
快步跌倒	10	0	無	100%
前後傾跌倒	10	0	無	100%

由測試結果可以得知，此系統之穩定度是相當高的。經過上述的評估方法後製成表 4-8、表 4-9，可以更明顯看出本系統的效能。表 4-8 為加入複雜運動的平均值，表 4-9 呈現的是一般居家老人比較有可能發生的行為。

表 4-8 系統效能

事件(580 個樣本)	警告	沒有警告
跌倒(240 個樣本)	93.2%	6.8%
沒有跌倒(340 個樣本)	13.5%	86.5%

表 4-9 系統效能

事件(160 個樣本)	警告	沒有警告
跌倒(80 個樣本)	100%	0%
沒有跌倒(80 個樣本)	0%	100%

在表 4-8 中發生跌倒的 240 個樣本中判斷為跌倒有達九成而沒有判斷為跌倒錯誤機率為近一成，沒有跌倒的情況下發生判斷為跌倒的錯誤機率更高，主要原因為做了過於激烈且複雜的運動，踩到地板邊緣離感測器太遠壓力訊號不明顯，造成誤判。表 4-9 我們加入了限制條件，簡化動作，以壓力地板中心為主，可達到百分之百有效判斷。本論文將系統性能指標與其他相關文獻的系統性能指標做一個整理與比較，如表 4-10。

表 4-10 效能比較

方法	跌倒判斷	非跌倒判斷
單用加速度感測(複雜運動)	91.8%	77.5%
加速度和壓力地板(複雜運動)	93.2%	86.5%
加速度和壓力地板(一般運動)	100%	100%
加速度結合水平儀[3,20]	92%	80%
紅外線攝影機[13]	35.7%	100%
加速度計搭配高斯混合模型[16]	91.3 %	--
全像攝影鏡頭結合個人資訊[18]	90.9%	86%
攝影機結合模糊類神經網路[19]	87.5%	97.8%
加速度計內嵌於手機[14]	95.5 %	91.4 %

4.4 研究結果討論

跌倒是不經意的行為無法事先預測，若要靠現實生活發生跌倒之數據有其困難度，我們以研究生模擬跌倒的情況來加以作實驗。為了增加系統的可信度在每個實驗樣本我們都結合其他運動，像走路中跌倒或快步跌倒等等，並加入其他論文認為比較難判斷的動作像躺下、坐下、彎曲、滾動身體等一般生活常發生的動作，我們都有有效的改良，在測試當中誤判的情況，原因一是壓力地板之感測器敏銳度，其二為在跌倒前做了過於激烈的運動，這些運動若很密集或很劇烈可能在小波轉換後會出現類似跌倒的波形，造成誤判，而在沒有跌倒的情況下發生判斷為跌倒的錯誤機率更高，如同上表 4-9，為了改善這個狀況我們加入實驗限制，盡量做實驗時集中在壓力地板較敏感的區域，避免過於劇烈的動作即可解決，從上表 4-10 就可看出，另外本論文提出的方法相較於其他論文也有一個明顯的改進，在理想的狀況下甚至能達到百分之百的準確度。

第五章 研究結論與後續研究

在居家安全中老人安全是相當被重視的一環，對於獨居老人來說跌倒是一項嚴重的傷害，本研究的目的即在使用可穿戴式的加速度感測器及固定式的壓力感測器偵測老年人於行動時發生跌倒情況來進行研究。本研究結合微感測、小波轉換以及專家系統可精確的偵測老年人跌倒。

關於跌倒問題之研究，國內外有許多的研究報告，目前能有效判斷跌倒的方法很多，但能有效落實在生活中的卻很少，本研究之所使用之方法，雖能有效判斷跌倒，但因為加速度感測器必須放置在身上會造成不舒服，而壓力感測器範圍有限一但落實到現實生活中有成本上的考量，在未來工作方面，目前所感測的系統已能夠成功的判斷出跌倒的情況，但仍有許多方向能夠加以改良，例如在感測方面，朝向採用體積小低成本及無線傳輸的感測器，使得嵌入於服飾上的感測元件及線路減少。或是更進一步的將感測器與皮帶或其它服飾配件作結合，能夠使系統使用起來更加便利。在訊號處理及傳輸方面，由於目前手機使用的普及率已相當高，因此在未來若能夠直接以手機作為處理平台，以無線傳輸技術連結手機及訊號電路，並直接以手機的GSM 方式傳送資訊，如此便可以省下PDA 的成本費用，且使系統融入生活中。當然系統若能做到即時分析再結合一些同步偵測身體的生理訊號，如心跳、脈搏、呼吸等方面的生理資訊，考量多方面的訊號來加以整合判斷，不但能使系統更加穩定，更能進一步的使整個系統猶如一個隨身的電子看護或電子醫生，隨時隨地提供資訊及協助。

參考文獻

- [1] 朱育秀，“曾跌倒老年人、不曾跌倒老年人與年輕人多方向自主性跨步動作控制之比較”，台灣大學物理治療學研究所，2000。
- [2] 葉兆斌，“跌倒的流行病學分析”，中山醫學大學，碩士論文，2001。
- [3] Chen, J. , Kwong, K. ,Chang, D. , Luk, J. ,Bajcsy R.,“Wearable Sensors for Reliable Fall Detection”, Engineering in Medicine and Biology Society,October 11,2005, pp. 3551-3554.
- [4] Seon Woo Lee, Kenji Mase, “Activity and location recognition using wearable Sensor”, Pervasive Computing, 2002 pp. 24-32.
- [5] 鐘志裕，楊明興，“應用FPGA 與遠端技術之獨居老人安全監測系統”，成功大學電機工程研究所，碩士論文，2003。
- [6] 徐銘鴻，“曾作過可攜式生理訊號擷取及傳輸系統之以PDA 為平台之研究”長庚大學電機研究所，碩士論文，2001。
- [7] 孟立凡，鄭賓主，感測器原理及技術，國防工業出版社，2005.1。
- [8] 劉佑成，“智慧型居家照護系統”，國立台灣師範大學工業教育學系，碩士論文，2006。
- [9] 鄭才新，“電機實驗之嵌入式專家系統設計與實現”，國立台灣師範大學工業教育學系，碩士論文，2006。
- [10] Chen Shi-Huang, Wang Jhing-Fa, “Extraction of pitch information in noisy speech using wavelet transform with aliasing compensation”, Speech and Audio Processing, 7-12 May 2001, Volume 1 pp.89-92.
- [11] Chen Shi-Huang, Wang Jhing-Fa, “A wavelet-based voice activity detection algorithm in noisy environments”, Electrics Circuits and Systems, 15-18 Sept. 2002, Volume 3 pp.995-998.
- [12] Chen Shi-Huang, Wang Jhing-Fa, “A C/V segmentation algorithm for Mandarin speech signal based on wavelet transforms”, Acoustics, Speech, and Signal Processing, 15-19 March 1999, Volume 1 pp.417-420.
- [13] Sixsmith, A., Johnson, N., “A smart sensor to detect the falls of the elderly”, Pervasive Computing, IEEE, April-June 2004, Volume 3 pp.42-47.
- [14] T. Zhang, J. Wang, P. Liu and J. Hou, “Fall Detection by Embedding an Accelerometer in Cellphone and Using KFD Algorithm”, IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, vol.6 no.10, pp.277-284 October 2006.
- [15] M. Greiffenhagen, D. Comaniciu, H. Neimann, and V. Ramesh, “Design analysis, and engineering of video monitoring system: an approach and a case study,” Proc. of IEEE, vol. 89, no. 10, pp. 1498-1517, Oct. 2001.

- [16] F. R. Allen, E. Ambikairajah, N.H. Lovell and B.G. Celler, “An Adapted Gaussian Mixture Model Approach to Accelerometry-Based Movement Classification Using Time-Domain Features”, Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, USA, Aug. 30 Sept. 3 2006 pp.3600-3603.
- [17] C. Rougier, J. Meunier, A. St-Arnaud and J. Rousseau, “Monocular 3D Head Tracking to Detect Falls of Elderly People”, Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York City, USA, Aug. 30 Sept. 3 2006 pp.6384-6387.
- [18] 宋佩栩，一個使用環場攝影機並結合個人資訊的客製化跌倒偵測系統，中原大學電子工程系碩士論文，民國 95 年。
- [19] Chang Chia-Min., Juang Chia-Feng, “Human Body Posture Classification By Neural Fuzzy Network ”, System Man and Cybernetics, Part A, IEEE Transactions on, Nov. 11, 2007, pp. 984-994.
- [20] Sixsmith, A., Johnson, N., “A smart sensor to detect the falls of the elderly”, Pervasive Computing, IEEE, April-June 2004, Volume 3 pp.42-47.

作者簡介

姓名：洪楷翔

籍貫：台北市

生日：民國 70 年 10 月 01 日

學經歷：國立台灣師範大學應用電子科技研究所（民 94-96）

私立大同大學電機工程學系（民 89-93）

私立光仁中學（民 86-89）

證照：多益認證(B2)

論文發表：

1. Tzeng Hwen-Wen, Hung Kai-Hsiang and Chen Min-Wei, “The Development of Distance Real-Time Monitor and Control Technology for Automatic Parking System”, The 11th Conference on Artificial Intelligence and Applications , Taiwan, Dec.15~16, pp.211, 2006.
2. Tzeng Huan-Wen, Kai-Hsiang Hung and Min-Wei Chen, “The Implement of Distance Real-Time Control Technology on Commercial Automatic Parking System”, The 14th Conference on Fuzzy Theory and Applications , Taiwan, Dec.15~16, B4-5.