

國立交通大學

電機與控制工程學系

碩士論文

基於無線感測網路之多人姿態辨識系統



Multi-Person Pose Estimation Using
a Zigbee Sensor Network

研究生：陳俊瑋

指導教授：宋開泰 博士

中華民國九十六年七月

基於無線感測網路之多人姿態辨識系統

Multi-Person Pose Estimation Using a Zigbee Sensor Network

研究生：陳俊瑋

Student: Chun-Wei Chen

指導教授：宋開泰 博士

Advisor: Dr. Kai-Tai Song

國立交通大學

電機與控制工程學系



A Thesis

Submitted to Department of Electrical and Control Engineering

College of Electrical and Computer Engineering

National Chiao Tung University

in Partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of Master

in

Electrical and Control Engineering

July 2007

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十六年七月

基於無線感測網路之多人姿態辨識系統

學生:陳俊瑋

指導教授:宋開泰 博士

國立交通大學電機與控制工程學系

摘要

本論文以 Zigbee 無線感測網路發展了一套多人姿態辨識系統。此系統包括人體姿態估測模組、Zigbee 無線網路發展板(CC2420DBK board)及電腦端的多人姿態監測軟體。其中人體姿態估測模組由一個三軸加速度計、一個 Zigbee 晶片及一個 8-bit 的微控器所組成。人體姿態估測模組可與 CC2420DBK board 構成 Zigbee 無線網路，達到同時觀察多人姿態的效果。CC2420DBK board 為 Zigbee 無線感測網路的接收端，透過 RS-232 介面將 Zigbee 無線感測網路中接收到的資訊與機器人溝通。多人姿態監測軟體則可以同時檢視三位使用者的姿態，並對各個使用者的姿態作記錄與統計。本文並提出一套結合時域分析與小波轉換的人體姿態估測演算法，實現在人體姿態估測模組的微控器中。透過此演算法分析三軸的加速度訊號，可辨識跌倒、站、坐、躺、上樓、下樓與走路七種人體姿態。本系統經由五位受測者測試，得到辨識率達 88%。

Multi-Person Pose Estimation Using a Zigbee Sensor Network

Student: Chun-Wei Chen

Advisor: Dr. Kai-Tai Song

Department of Electrical and Control Engineering

National Chiao Tung University

ABSTRACT

In this thesis, a multi-person pose recognition system has been developed. This system includes a human pose detection module, a CC2420DBK board and a multi-person pose monitoring software module. The human pose detection module consists of a triaxial accelerometer, a Zigbee chip and an 8-bit microcontroller. Several human pose detection modules and the CC2420DBK board form a Zigbee wireless network. The CC2420DBK board works as the receiver of the Zigbee wireless sensor network and communicates with the robot onboard computer through RS-232 link. The multi-person pose monitoring software monitors and records activities of multiple users simultaneously. We propose a pose classification algorithm by combining time-domain analysis and wavelet transform analysis. This algorithm has been implemented in the microcontroller of the human pose estimation module. Through the algorithm, the system can classify seven human poses: falling, standing, sitting, lying, walking, going upstairs and going downstairs. A pose recognition rate of 88% has been demonstrated after testing the system by five different users.

誌謝

謹向我的指導教授宋開泰博士致上感謝之意，感謝他兩年來在專業上和生活上待人處事的指導，以他豐富的學識與經驗，配合理論的應用，使得本論文得以順利完成。

感謝與我共同奮鬥的同學濬尉、富聖、振暘、志昇的相互鼓勵及提攜，學長奇謚、孟儒、嘉豪、奕龍的指導，以及學弟裕宏、弘哲、仕傑、兆戊、煥坤、科棟、舒涵、巧敏在生活上帶來的樂趣。

最後，特別感謝我的爺爺、奶奶、爸爸、媽媽、姑姑、哥哥，由於他們的辛苦栽培，使我能順利求學至今，而完成這篇論文。在此以這篇論文獻給我摯愛的的家人們。



目錄

摘要	i
英文摘要	ii
誌謝	iii
目錄	iv
圖例	vi
表例	ix
第一章 緒論	1
1.1 研究動機	1
1.2 相關研究回顧	1
1.3 問題描述	5
1.4 章節說明	5
第二章 基於三軸加速度計之人體姿態估測模組	6
2.1 系統架構	6
2.2 人體姿態估測模組設計	7
2.2.1 加速度計電路設計	8
2.2.2 加速度計之測試與補償	9
2.2.3 CC2420 Zigbee 晶片介面電路設計	15
2.3 Zigbee 感測網路	17
第三章 人體姿態辨識演算法	22
3.1 人體姿態估測系統設計概念	22
3.2 小波轉換	23
3.3 訊號前處理	26
3.4 人體動態與靜態姿態判定	28
3.5 跌倒辨識演算法	28
3.6 站、坐、躺之姿態辨識	29
3.7 走路、上樓、下樓之辨識	31
3.7.1 訊號前置處理	31
3.7.2 特徵參數擷取	36
3.8 系統整合	36
第四章 實驗結果	39

4.1 五位不同測試者之七種姿態辨識結果	39
4.2 不同測試者之連續姿態辨識結果	46
4.3 同時辨識三位測試者之連續姿態辨識結果	47
第五章 結論與未來工作	52
5.1 結論	52
5.2 未來工作	52
參考文獻	53
附錄 A	56



圖例

圖 1-1 不同身體狀態下 IMA_{tot} 與 EE_{act} 之關係	2
圖 1-2 (a) 加速度計所放置在人體的位置	3
(b) 由圖(a)三個位置得到的角度所重建出的簡圖	3
圖 1-3 加速度訊號的碎型維度在平地走路和上下樓的分佈	4
圖 2-1 人體姿態估測系統架構圖	6
圖 2-2 人體姿態估測模組實體圖	7
圖 2-3 加速度計與微控器之溝通介面	9
圖 2-4 加速度校準測試實驗設置	11
圖 2-5 $a_x=0g, a_y=0g, a_z=1g$ 之測試情形	12
圖 2-6 $a_x=0g, a_y=1g, a_z=0g$ 之測試情形	12
圖 2-7 $a_x=1g, a_y=0g, a_z=0g$ 之測試情形	13
圖 2-8 $a_x=0.5g, a_z=0.866g$ 之測試情形	13
圖 2-9 $a_x=0.866g, a_z=0.5g$ 之測試情形	14
圖 2-10 $a_y=0.5g, a_z=0.866g$ 之測試情形	14
圖 2-11 $a_y=0.866g, a_z=0.5g$ 之測試情形	15
圖 2-12 CC2420 Zigbee chip 之周邊電路	16
圖 2-13 微控器與 CC2420 之溝通介面	17
圖 2-14 Zigbee 無線感測網路示意圖	18
圖 2-15 CC2420 傳送封包格式	19
圖 2-16 Zigbee 網路之溫度監測實驗示意圖	19
圖 2-17 (a) Sensor 端之 Zigbee module 程式流程	20
(b) 監控端之 Zigbee module 程式流程	20
圖 2-18 (a) Active mode 之程式流程	21
(b) Passive mode 之程式流程	21

圖 2-19 電腦端溫度監控介面.....	21
圖 3-1 人體姿態估測演算法之架構.....	23
圖 3-2 $\phi_{mm}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \phi(\frac{t}{2^m} - n)$ 中 m 的大小與可展開之集合的關係圖.....	25
圖 3-3 V_j 、 W_j 與 V_{j+1} 之間的關係圖.....	25
圖 3-4 小波分解示意圖.....	26
圖 3-5 步行之三軸加速度訊號與靜態加速度及動態加速度成份.....	27
圖 3-6 人體姿態估測模組之配置與重力加速度的關係.....	27
圖 3-7 不同姿態的 SMA 之分布情形.....	28
圖 3-8 測試者在一段時間內跌倒十次之 SMV_max.....	29
圖 3-9 軀幹傾斜角度與重力加速度之間的關係.....	30
圖 3-10 走路之三軸加速度波形.....	32
圖 3-11 上樓之三軸加速度波形.....	32
圖 3-12 下樓之三軸加速度波形.....	33
圖 3-13 走路上樓下樓之 z 軸加速度平方圖.....	33
圖 3-14 利用第二層小波係數找到 az^2 的區域極大值.....	34
圖 3-15 週期化至 512 點之走路波形.....	34
圖 3-16 週期化至 512 點之上樓波形.....	35
圖 3-17 週期化至 512 點之下樓波形.....	35
圖 3-18 由 RTF 與 RVF 判斷走路及上下.....	37
圖 3-19 多人姿態估測系統軟體架構圖.....	38
圖 4-1 人體姿態估測模組實際配帶情形及身體與感測軸之間的關係.....	40
圖 4-2 Zigbee 接收端與多人姿態監測軟體.....	40
圖 4-3 決定 RTF th. 及 RVF th. 之示意圖.....	41
圖 4-4 欲辨識之七種姿態示意圖.....	42
圖 4-5 實驗一中受測者一辨識坐姿 20 次之紀錄與多人姿態監測軟體界面	

說明	43
圖 4-6 實驗二中受測者一之連續姿態辨識實驗紀錄	46
圖 4-7 多人姿態辨識實驗網路架構圖	48
圖 4-8 多人姿態辨識實驗設置	48
圖 4-9 多人姿態連續辨識實驗_走路	49
圖 4-10 多人姿態連續辨識實驗_受測者二跌倒	51
圖 A-1 人體姿態估測模組方塊圖	56



表例

表 2-1 MMA 7260QT 三軸加速度計之量測範圍與靈敏度之間的關係.....	8
表 2-2 加速度校準測試.....	11
表 4-1 測試者一之七種人體姿態辨識結果.....	43
表 4-2 測試者二之七種人體姿態辨識結果.....	44
表 4-3 測試者三之七種人體姿態辨識結果.....	44
表 4-4 測試者四之七種人體姿態辨識結果.....	45
表 4-5 測試者五之七種人體姿態辨識結果.....	45
表 4-6 五位測試者之七種人體姿態總辨識結果.....	46
表 4-7 五位測試者之連續七種人體姿態總辨識結果.....	47
表 4-8 兩組測試者之連續七種人體姿態總辨識結果.....	49



第一章 緒論

1.1 研究動機

由於現代醫療科技進步，人類的平均壽命增長，老年人口逐漸增加，也因此衍生出許多老年人居家照顧的問題。老年人獨處在家的時間增加，要是老年人發生緊急的情況(如跌倒或久臥不起等)，子女很可能無法及時得知，而造成無法挽回的結果。

目前常見的看護作法是在老年人的房間或養老院裝置攝影機，監看他們的行動。但是利用攝影機監視除了有其死角以外，還需要額外的人力時時刻刻注意攝影機所拍攝到的影像。這個工作不但枯燥無趣，且不尊重老年人們的隱私權。近年來已有運用慣性感測器所發展的人體姿態估測系統[1]-[3]，在不侵犯老年人隱私的前提下，達到居家看護的效果。

另一方面，由於機器人技術已日漸成熟。我們希望未來機器人可以逐漸走入家庭中，不僅能幫助人類工作，也能扮演家庭保全、看護老年人的功能。因此本論文發展一套多人姿態辨識系統，希望藉由此系統與機器人結合，讓在家裡服務的機器人能夠協助看護家中老年人。由老年人身上配戴的人體姿態估測模組，以感測器估測老年人的姿態。並透過 Zigbee 無線感測網路，使機器人可同時看護多位被看護者，相當適合應用在養老院或家中有多位需要看護者的情形。當機器人感測到被看護者有跌倒等意外發生時，機器人可馬上前往事發地點關切，並立刻發出警訊通知子女，讓老人家們的居家安全更加保障。

1.2 相關研究回顧

在基於慣性感測器之姿態估測系統方面，Bouten *et al.*[4]發展了一個可攜帶的裝置，用來記錄、判斷使用者的日常活動。該裝置內有一個三軸的加速度計，利用人體產生的加速度與人體能量消耗量的相關性為基礎所發展的一套姿態辨識演算法。各軸加速度與身體總能量消耗(Energy expenditure在此簡稱為 EE_{act})之間為最理想的關係為利用各軸加速度取絕對值後的積分和(IMA_{tot})來預測。 IMA_{tot} 如式(1.1)

$$IMA_{tot} = \int_{t_0}^{t_0+T} |a_1| dt + \int_{t_0}^{t_0+T} |a_2| dt + \int_{t_0}^{t_0+T} |a_3| dt \quad (1.1)$$

由圖1.1可看出 IMA_{tot} 與 EE_{act} 有極高的相關性，故可以用 IMA_{tot} 來估測人體消耗的能量 EE_{act} ，利用不同的動作所造成不同的能量消耗來判斷姿態。該篇論文的優點為只用一個三軸加速度計，構造簡單，可以判斷能量差異大的動作，但若完全以所消耗的能量來判斷姿態，在判斷能量損耗量差異不大的動作時，容易產生誤判的情形，且無法判斷靜態的姿態。

另外此篇論文中提出了一個簡單的關係式以推算人體運動能量，圖1-1中可發現動態姿態的 IMA_{tot} 值遠較靜態姿態大，因此可利用式(1.1)加上一個適當的閾值，以判斷人體處於運動或靜止狀態。

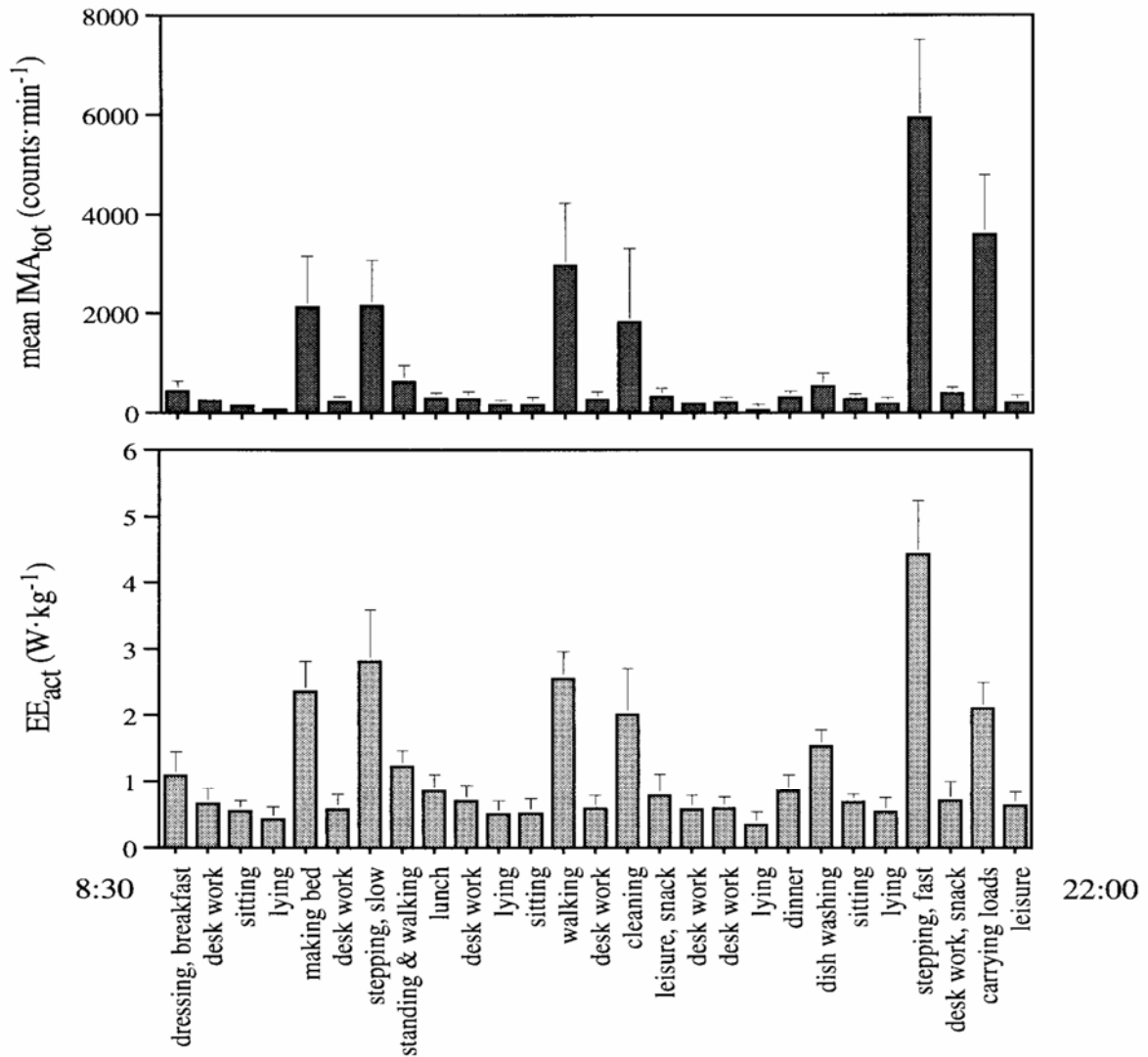


圖 1-1 不同身體狀態下 IMA_{tot} 與 EE_{act} 之關係[4]

Tanaka *et al.*[5]也提出一套姿態辨識系統，由三個雙軸加速度計及一個陀螺儀所組成。除了可以判斷人體姿態之外，還有可量測行走速度的功能。三個加速度計的位置關係如圖 1-2(a)所示，在身體的胸部、大腿、小腿三個部份各裝上一個加速度計，這三個加速度計可以由重力加速度的分量，得到 y-z 平面上 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 三個角度的資訊。由這三個角度就可以重建出軀幹之間關係的簡圖，如圖 1-2(b)所示，可判斷出站、坐、躺三種姿態。至於走路的速度則透過安裝在大腿的陀螺儀，計算走路時大腿的擺幅角度及時間，推算出走路的速度。

此論文利用加速度計計算各個身體部位的傾斜角度以觀察身體姿態，然而此系統需要配帶在三個身體部位，配帶不便且不易將感測器結合在皮帶、鞋子等常見的生活用具中，不容易實用化。

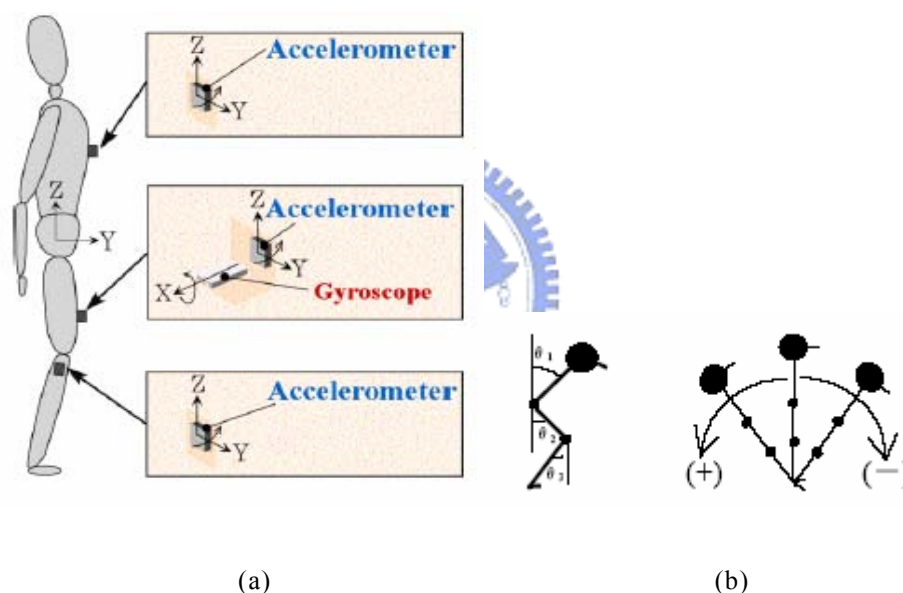


圖1-2 (a)加速度計所放置在人體的位置 (b)由圖(a)三個位置得到的角度所重建出的簡圖[5]

在姿態感測與辨識之訊號處理方面，Sekine *et al.*[6]用小波轉換理論將放置在人體腰帶部分的三軸加速度計的讀值作處理。本篇的作者發現利用以小波轉換為基礎的碎型分析(Wavelet-based fractal analysis)，可以明顯分辨出走路、上樓與下樓的差別。將三軸加速度計各軸的讀值經過小波轉換，將原來的加速度波形作七層的小波分解，計算出這七層訊號個別的變異數(Variance)。圖1-3為各層小波係數的變異數，可以看出第七層與第六層(scale 7與scale 6)的小波分解結果差異最顯著。一般認為走路的頻率大約為2Hz，且加速度訊號的變化量不超過17Hz，因此

第六與第七層的分解所包含頻段有與走路有密切相關的頻率，因此只需取第六和第七層的小波分解來看即可，則加速度訊號的碎型維度(Fractal dimension)就可以由變異數變化的斜率決定。所得到的加速度訊號的碎型維度在平地走路和上下樓皆有顯著的差異，由圖1-3可看出此差異性。而且對老年人或病人，這個差異更顯著，更容易分辨出來。因此只要對加速度訊號的碎型維度找出適當的閾值，即可分辨出在平地走路和上下樓這三種狀態。

此論文提供了一個分辨走路、上樓與下樓的方法，然而此論文採用離線分析的方式，先紀錄2MB的加速度波形，再將此紀錄在電腦端分析。若要提高此系統的實用性，必須簡化其方法，並將達到即時分析的效果。

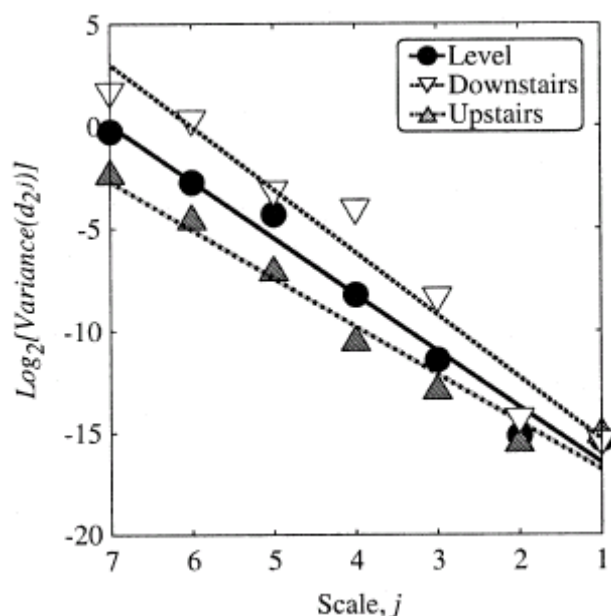


圖 1-3 加速度訊號的碎型維度在平地走路和上下樓的分佈[6]

Karantonis *et al.*[3]提出一個利用三軸加速度計、微控器與 Zigbee 模組所組成的人體訊號量測模組，佩帶於腰部，利用三軸加速度計量測的結果判斷出人體的姿態。並將演算法實現在微控器中，只傳出運算後的結果，可達到即時監測的效果。此系統的演算法結合時域分析與傅立葉轉換的頻域分析。加速度訊號先經過數位濾波器將靜態與動態加速度分開，再利用 Bouten *et al.*[4]所提出加速度計與人體能量的關係判斷出使用者處於運動或靜止狀態，若為靜止則由靜態加速度判斷靜態的姿態。若為運動狀態，則以傅立葉轉換分析加速度之頻率響應，判斷是否為走路，此系統可偵測站、坐、躺下、跌倒、走路，且經過了 283 個不同姿態的測試後，計算出總辨識率達到 90.8%。

此論文整合了多位學者的研究成果，並將其演算法在微控器內實現。然而此系統以 Zigbee 模組傳送人體姿態判斷的結果資訊，卻沒有利用到 Zigbee 網路佈建方面的應用。若利用多個 Zigbee 模組佈建出 Zigbee 無線感測網路，便可以同時觀察多位使用者的姿態，並增加感測範圍，提升系統的實用性。

1.3 問題描述

綜合上述，目前基於慣性感測器之人體姿態估測系統有三個可以改進的方向：

1. 用來估測人體姿態的人體姿態估測模組必需具備體積小，可結合日常生活用具使用等特性，避免造成使用者配帶的不便。
2. 許多分析都是在電腦上進行離線的姿態分析研究，為了實用化，必須發展具備即時辨識人體姿態能力的系統。
3. 大多數的研究中，看護的對象只有一位，然而家中往往不止只有一位被看護者，未來居家看護系統必須朝著可同時看護多人的目標發展。

本論文以解決上述三項問題為目標，希望在配帶方便、能同時監測多位使用者與即時監測使用者的前提下，發展以單一個三軸加速度計量測人體的加速度訊號的人體姿態估測模組。此模組以一個 8-bit 微控器作為運算核心，藉由 Zigbee 無線網路與機器人溝通，透過 Zigbee 無線網路可溝通多個人體姿態感測模組，達到同時監測多個目標的效果。本論文同時發展了以三軸加速度計讀值判斷跌倒、站、坐、躺、走路、上樓和下樓 7 種姿態的人體姿態辨識演算法，並將此演算法實現在微控器中，減少電腦端的計算量及傳送的資料量，以達到即時監測多位使用者姿態的效果。

1.4 章節說明

本論文共分五章，第一章為描述相關研究背景，並說明研究動機目的。第二章介紹系統架構，包括說明本實驗室自行設計之人體姿態估測模組中加速度計與 Zigbee 晶片的介面電路，並說明 Zigbee 無線感測網路的佈建。第三章介紹小波理論，描述人體姿態辨識系統的演算法，以及說明本論文以小波理論計算出的特徵參數之物理意義。第四章描述本論文設計的三種實驗測試方法和結果，驗證本系統具有同時監測多位使用者的能力，並計算出本系統辨識姿態的準確性。第五章為結論與未來工作。附錄 A 為本實驗室開發之人體姿態估測模組之電路圖。

第二章 基於三軸加速度計之人體姿態估測模組

在本章中，首先介紹基於無線感測網路之多人姿態估測系統的系統架構，接著介紹本實驗室自行開發之人體姿態估測模組之設計與介面電路，最後說明如何以多個 Zigbee 模組佈建成 Zigbee 無線感測網路。

2.1 系統架構

本論文之多人姿態辨識系統架構圖如圖 2-1 所示，環境中有多個配戴 Zigbee 人體姿態感測模組的老年人，利用各模組中的三軸加速度計，透過人體姿態辨識演算法辨識出人體姿態，再透過 Zigbee 無線感測網路將人體姿態估測模組所估測之姿態傳送給電腦端的 Chipcon CC2420DBK Zigbee module，由 RS-232 port 將人體姿態資料傳入電腦中。電腦端並發展一個多人姿態監測軟體，可以同時紀錄並統計所接收到的人體姿態資訊，達到同時監測多人姿態的效果。

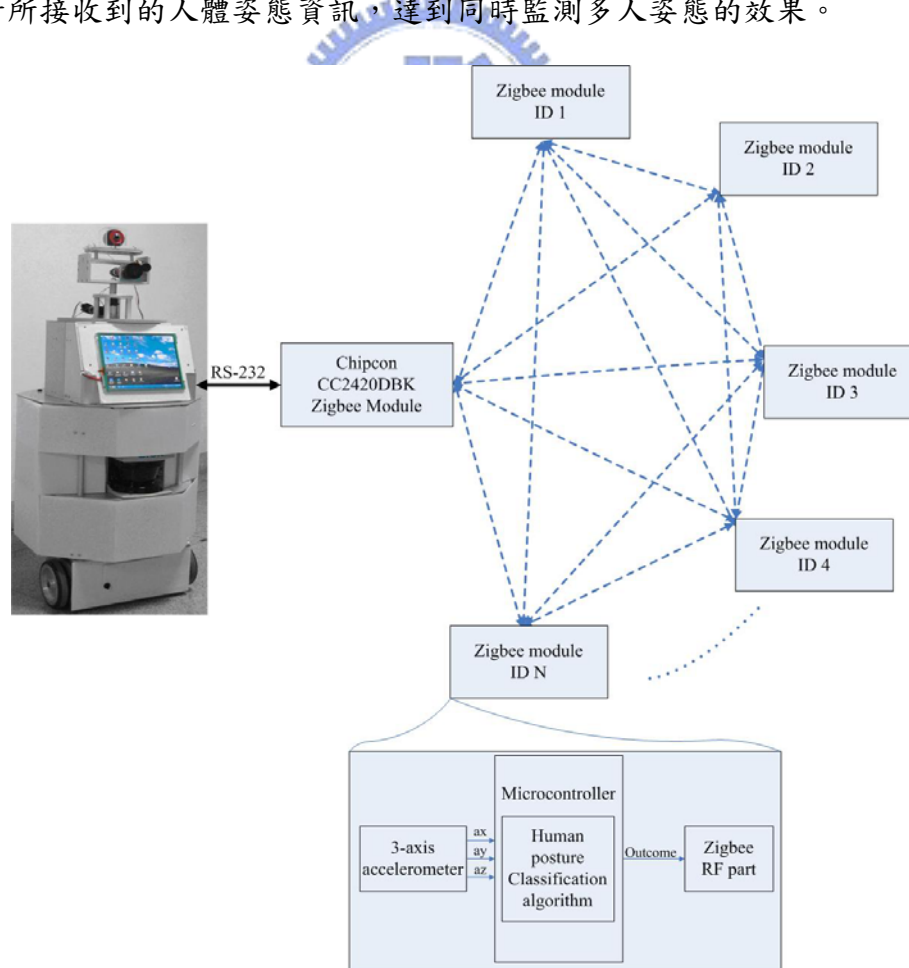


圖 2-1 人體姿態估測系統架構圖

2.2 人體姿態估測模組設計

本論文之感測網路系統之硬體部份包含人體姿態估測模組及機器人端人體姿態接收模組。其中人體姿態估測模組為本論文自行研製，此模組如圖 2-2 所示，包含了 Freescale 公司的 MMA7260QT 三軸加速規加速規、Atmel 公司的 Atmega128L 8 bit 微控器及 Chipcon 公司的 CC2420 Zigbee chip。

其中 Atmega128L 微控器為人體姿態估測模組之核心，溝通加速度計與 Zigbee 晶片，並外加了 32Kbyte 的外部記憶體以便日後擴充，此外模組上的 pin 腳分別對應到微控器的各個腳位，方便量測訊號與擴充電路。透過 JTAC 介面，以 Atmel 公司出產之 JTAC MK II 燒錄器對本模組燒錄程式。

本模組可對 Chipcon 公司出產的 CC2420DBK board 互相溝通，而 CC2420DBK board 可透過 RS-232 port 連接機器人控制電腦，因此本論文中利用多個人體姿態估測模組與一個 CC2420DBK board 佈建成一個 Zigbee 無線感測網路。其中 CC2420DBK board 與電腦端連接，由電腦整合並觀察 Zigbee 無線測網路中各節點的資料。雖然人體姿態估測模組僅內建一個三軸加速度計，然而可以透過其上的 pin 腳連接外加的感測器電路與微控器，便可以視實際需要構成各種不同的 Zigbee 感測網路。

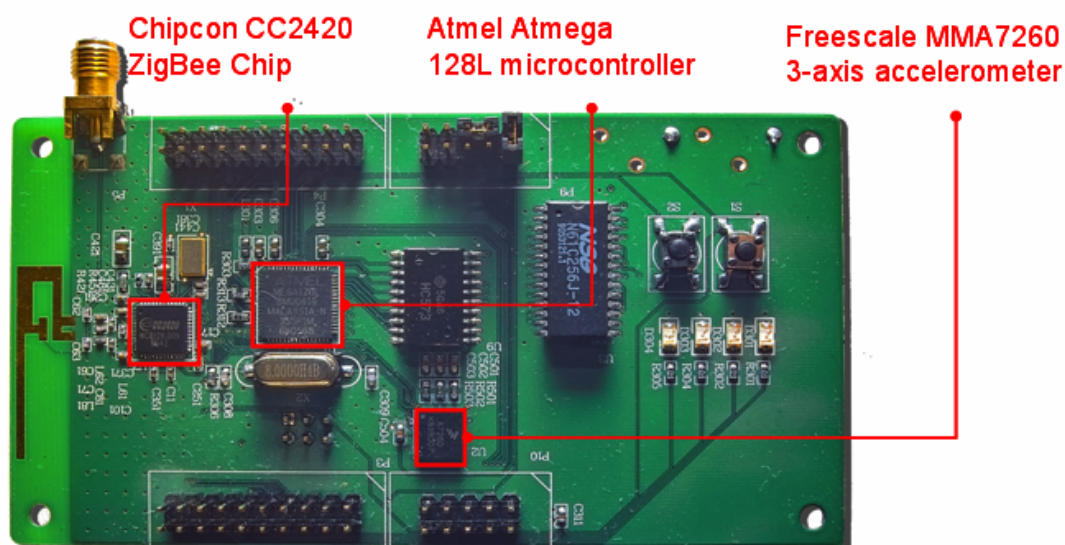


圖 2-2 人體姿態估測模組實體圖

2.2.1 加速度計電路設計

人體姿態估測模組中採用 Freescale MMA7260QT 三軸加速度計，此加速度計具有下列特點：

1. 此加速度計是以微機電技術製造而成之電容式加速度計，體積為 $6mm \times 6mm \times 1.45mm$ ，消耗電流為 $500\mu A$ ，在睡眠狀態時更低達 $3\mu A$ ，操作電壓為 $2.3V \sim 3.6V$ ，十分適合隨身佩帶並作長時間觀測的應用。
2. 此加速度計為類比輸出，需要由微控器的 A/D converter 將類比訊號轉為數位訊號。
3. 此三軸加速度計具有 $\pm 1.5g$ 、 $\pm 2g$ 、 $\pm 4g$ 、 $\pm 6g$ 四種感測範圍可供選擇，僅需透過微控器對 g-select 1 與 g-select 2 做控制，即可改變加速度計的量測範圍。而加速度計的可測範圍與靈敏度成反比，表 2-1 說明了 g-select 1 與 g-select 2 兩腳位與量測範圍及靈敏度的關係。

圖 2-3 為加速規與微控器之間的介面，由 PD2、PD3 及 PD5 對加速度計初始化，由微控器之 PD5 控制加速規是否處於休眠狀態；PD2 及 PD3 腳位控制加速度計之 g-select1 及 g-select2 兩個腳位，以選擇加速規之感測範圍。本論文採用的量測範圍為 $\pm 4g$ ，因此在微控器的程式中令 PD2=1，PD3=0，完成對加速度計之初始設定。

表 2-1 MMA 7260QT 三軸加速度計之量測範圍與靈敏度之間的關係

g-select 2	g-select 1	g-Range	Sensitivity
0	0	1.5g	800mV/g
0	1	2g	600 mV/g
1	0	4g	300 mV/g
1	1	6g	200 mV/g

而加速規之三軸輸出為類比訊號，各經過一個低通濾波器濾除高頻雜訊後，進入微控器之三個 A/D converter：A/D 0、A/D 1、A/D 2。至於對加速度計的取樣頻率則由微控器中的 Timer 控制取樣週期，每隔一個取樣週期，對連接三軸加速度計的三個 A/D converter 分別取樣一次。

本模組所搭配的微控器之 A/D converter，可以選擇以 10bit 或 8bit 兩種精確度的取樣。雖然 10bit 精確度較高，但需要較多的記憶體來儲存取樣後的加速度值，而在本論文之人體姿態估測之應用中，除了需要大量記憶體儲存取樣的加速度外，其餘的訊號處理也同樣大量的記憶體。8bit 取樣可用 Byte 為儲存加速度資料的單位，資料處理方便。且人體運動時的加速度變化明顯，可以放寬對精確度的要求。又考慮微控器的記憶體有限，因此我們選取 8bit 的取樣精確度。

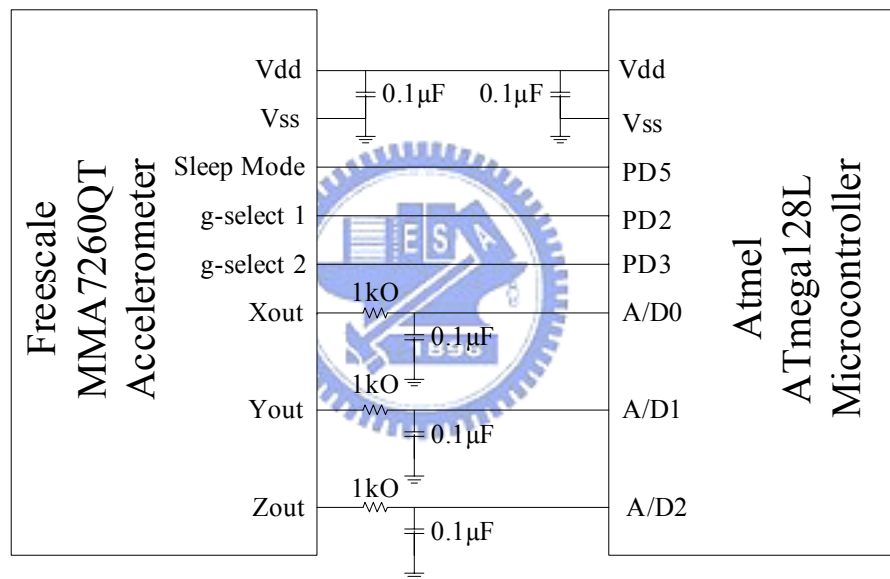


圖 2-3 加速度計與微控器之溝通介面

2.2.2 加速度計之測試與補償

本姿態感測模組選取感測範圍為 $\pm 4g$ ，由表 2-1 得知加速度計在感測範圍為 $\pm 4g$ 的情況下，靈敏度為 $300mV/g$ 。接下來需要推算出由微控器之 A/D converter 的讀值求出加速度之對應公式。

利用重力加速度來推導出加速度計的公式，在校準測試中分別讓加速度計處於 $a_x=1g, a_y=0g, a_z=0g$ ； $a_x=0g, a_y=1g, a_z=0g$ 及 $a_x=0g, a_y=0g, a_z=1g$ 三

種情形下，每種情形分別對三軸以 128Hz 的取樣頻率取樣 1000 次，將值紀錄下來。接著計算當 a_x 、 a_y 及 a_z 為 0g 時 A/D converter 的平均讀值。我們得到當 $a_x=0g$ 時，ADC 讀值為 126；當 $a_y=0g$ 時，ADC 讀值為 136；當 $a_z=0g$ 時，ADC 讀值為 127。

由於模組上的微控器之最高電壓為 3.3V，而 8bit 取樣的最高數值為 256，則三軸加速度與 ADC 讀值的關係式分別為：

$$a_x = \left(\frac{ADC_x - 126}{256} \right) \times 11(g) \quad (2-1)$$

$$a_y = \left(\frac{ADC_y - 136}{256} \right) \times 11(g) \quad (2-2)$$

$$a_z = \left(\frac{ADC_z - 127}{256} \right) \times 11(g) \quad (2-3)$$

利用這三個公式對先前取樣的 3 種情形之加速度作計算，得到的波形如圖 2-5~7。以受 1g 之加速度感測軸之讀值來推算此加速度的準確度，求出 a_x 軸受到 1g 的加速度作用下，1000 筆量測值平均為 1.03g，百分誤差為 3%； a_y 軸受到 1g 的加速度作用下，1000 筆量測值平均為 0.99g，百分誤差為 1%； a_z 軸受到 1g 的加速度作用下，1000 筆量測值平均為 0.99g，百分誤差為 1%。

再以加速度之雙軸同時感測重力加速度的方式測試，實驗設置如圖 2-4(a)~2-4(d)，利用加速度計傾斜時，重力加速度對各軸的分量當作理想值，測試校準後的加速度計的準確度。以 test1 為例，加速度計的 x 感測軸與重力加速度夾角為 60 度。因此可以推算理想上 x 軸所受到的重力加速度分量為 $g \cdot \cos(60^\circ)$ ，z 軸所受到的重力加速度分量為 $g \cdot \sin(60^\circ)$ 。圖 2-8 為加速度計三軸實際感測到的 1000 筆加速度值。將圖 2-8 中各軸的 1000 筆資料作平均，計算出與理想值的百分誤差，紀錄在表 2-2 中。由表 2-2 可看出，test1~test4 中，最大誤差為 9%，顯示加速度計經過校準後之準確度。

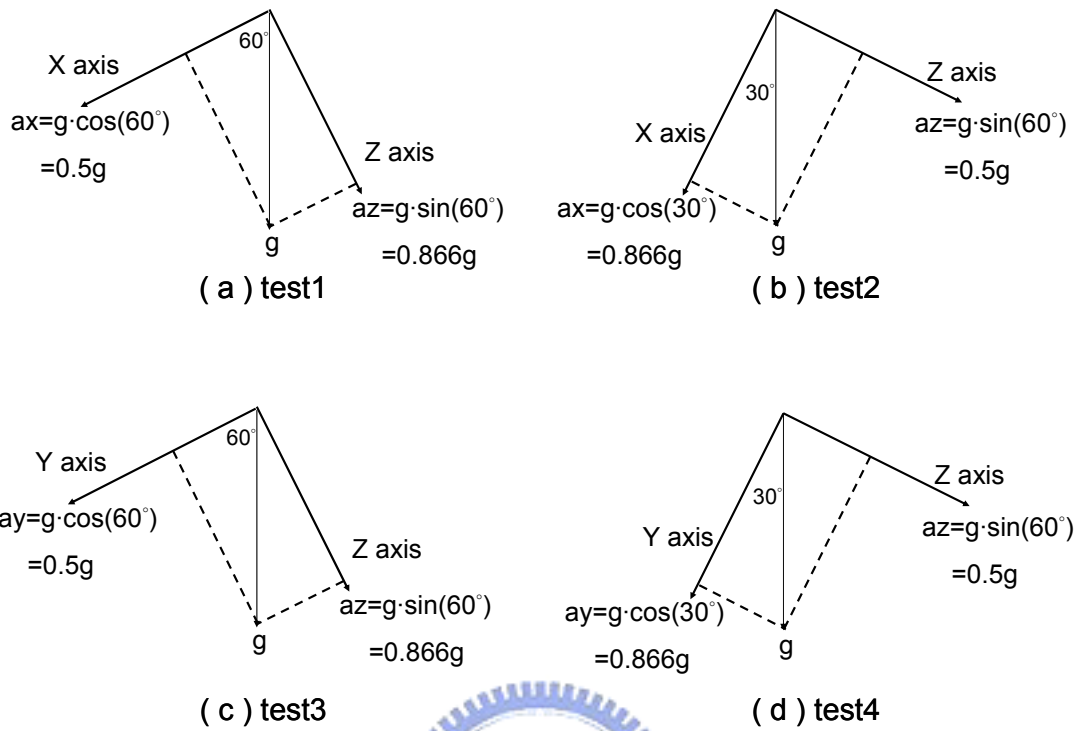


圖 2-4 加速度校準測試實驗設置

表 2-2 加速度校準測試結果

Test 1			Test 2		
Sensing axis	ax	az	Sensing axis	ax	az
Average	0.510	0.899	Average	0.86	0.47
Ideal value	0.5	0.866	Ideal value	0.866	0.5
Error	2%	3.8%	Error	0.7%	6%
Test 3			Test 4		
Sensing axis	ax	az	Sensing axis	ay	az
Average	0.47	0.90	Average	0.88	0.54
Ideal value	0.5	0.866	Ideal value	0.866	0.5
Error	6%	4.6%	Error	1.6%	9%

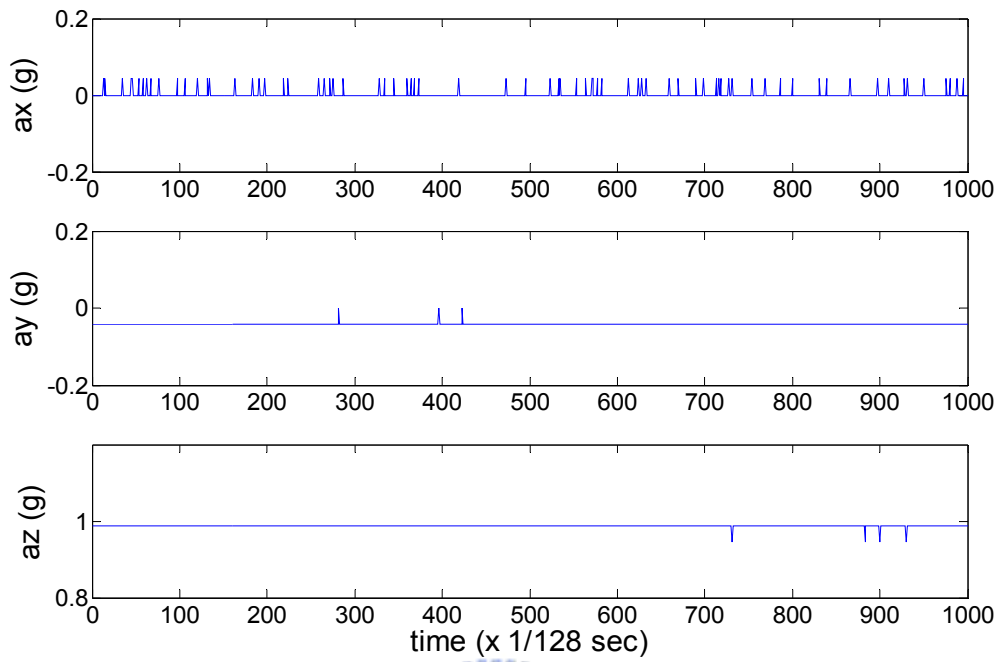


圖 2-5 $a_x=0g$, $a_y=0g$, $a_z=1g$ 之測試情形

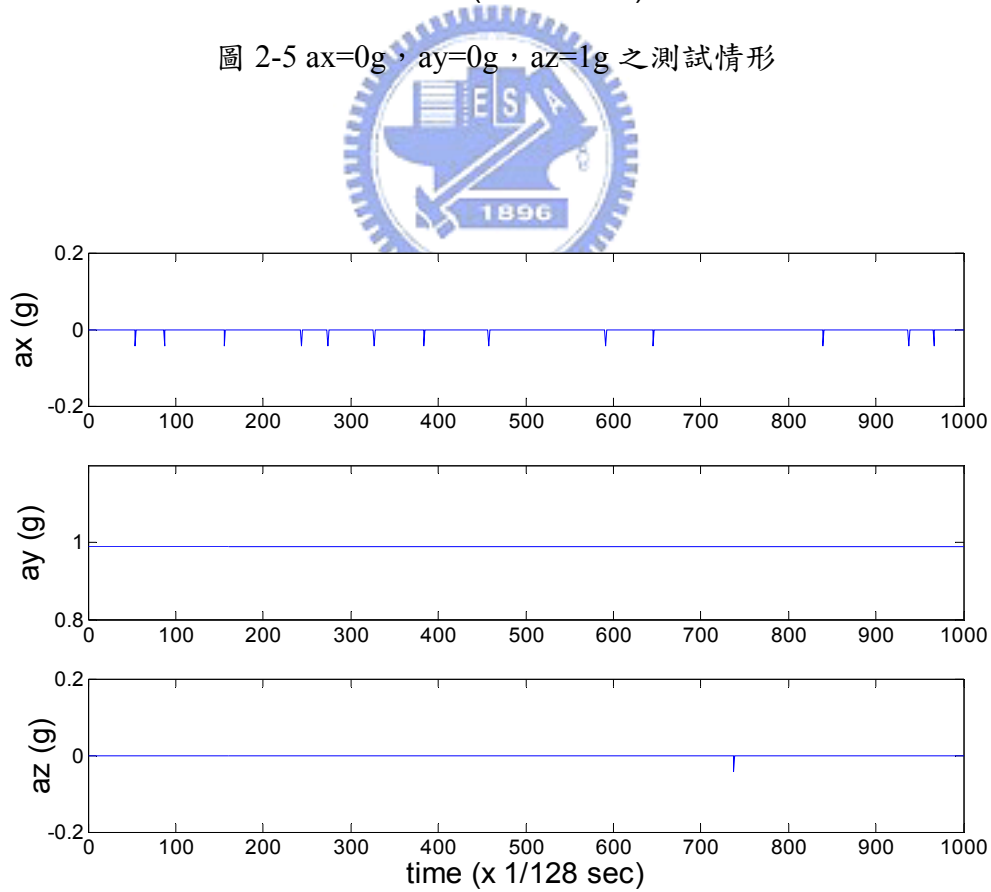


圖 2-6 $a_x=0g$, $a_y=1g$, $a_z=0g$ 之測試情形

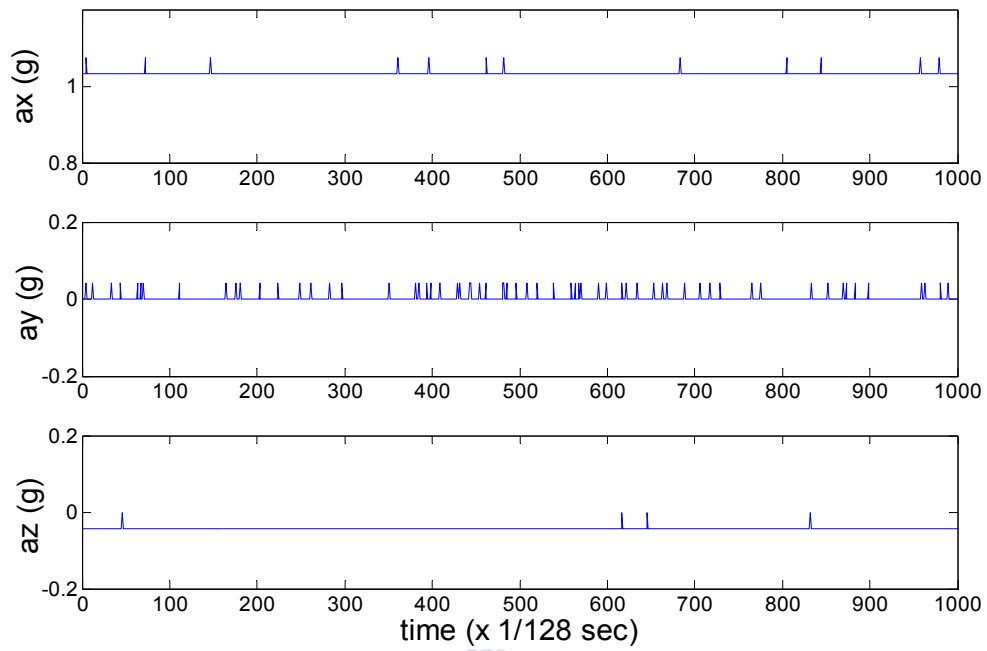


圖 2-7 $a_x=1g$, $a_y=0g$, $a_z=0g$ 之測試情形

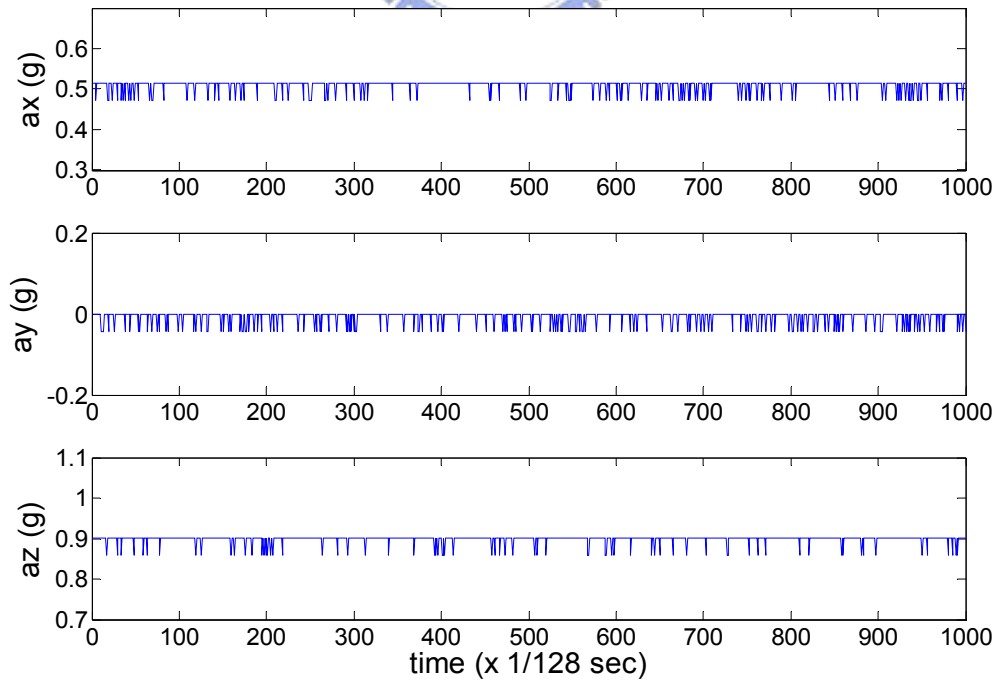
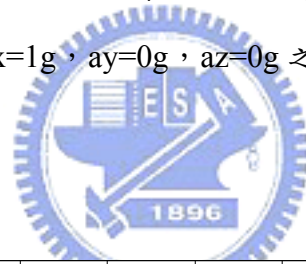


圖 2-8 $a_x=0.5g$, $a_z=0.866g$ 之測試情形

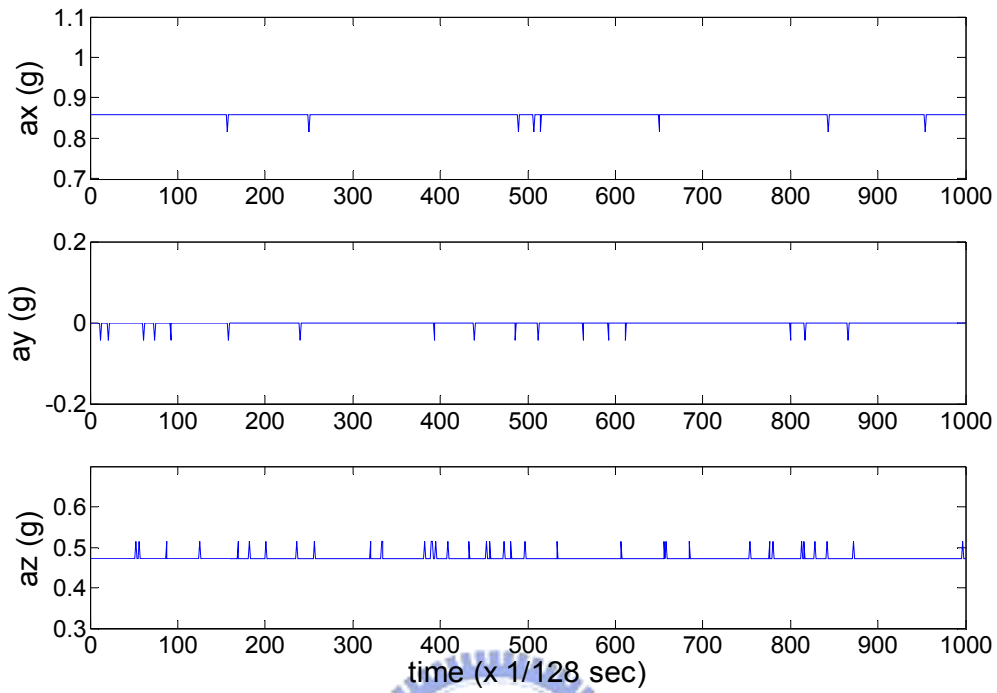


圖 2-9 $a_x=0.866g$ ， $a_z=0.5g$ 之測試情形

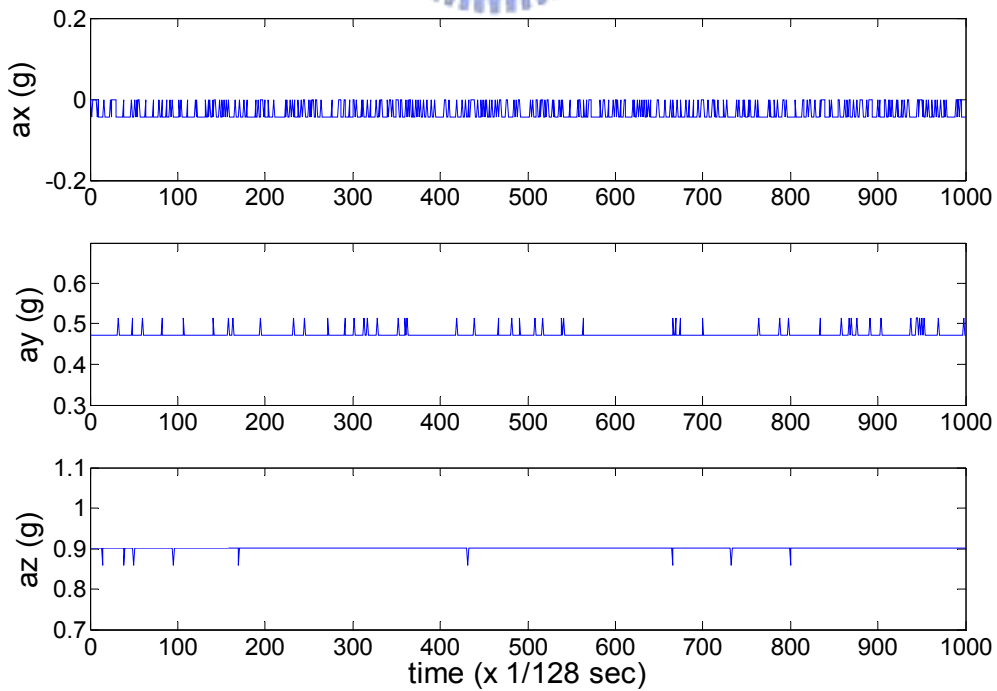


圖 2-10 $a_y=0.5g$ ， $a_z=0.866g$ 之測試情形

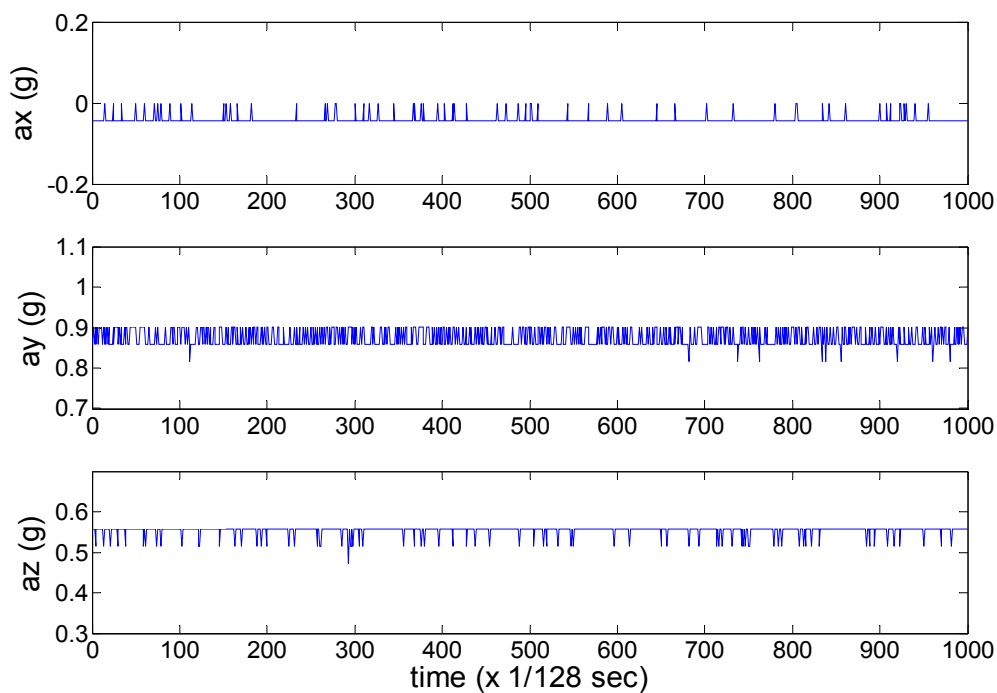


圖 2-11 $a_y=0.866g$ ， $a_z=0.5g$ 之測試情形

2.2.3 CC2420 Zigbee 晶片介面電路設計

本模組的 Zigbee RF 部分，我們採用了 Chipcon 公司所出產的 CC2420 晶片，它的特點有：

1. 符合 802.15.4 之單晶片模組，只需要極少的外接元件即可運作，周邊電路如圖 2-12 所示，體積僅有 $7mm \times 7mm \times 1mm$ ，操作電壓在 1.6~2.0V 之間，在傳送狀態時耗電量為 17.4mA，接收狀態的耗電量為 18.8mA。
2. 提供連線強度及連線品質等資訊，可得知節點之間的連線的情形。
3. 傳輸速度最快達 250kbps。
4. 提供傳送及接收暫存器各 128Byte。

圖 2-12 中為 CC2420 中的週邊電路圖，只要選取下列幾個重要的元件規格便可以使晶片正常運作：

1. 天線：選取適用於 2.4GHz 的天線，內部電阻為 50Ω。

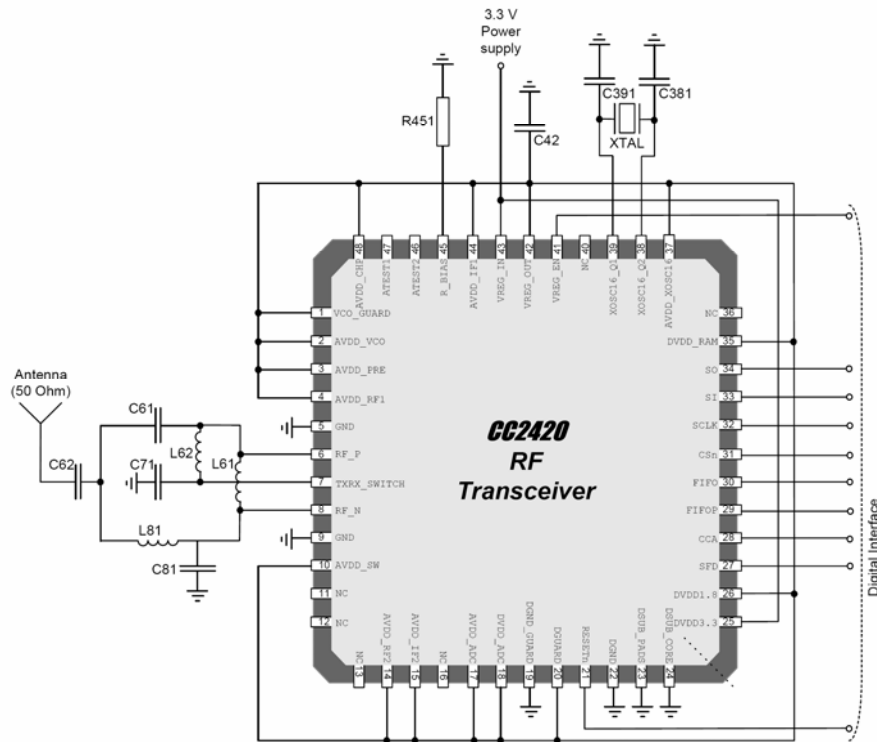


圖 2-12 CC2420 Zigbee chip 之周邊電路[7]

- 2.震盪器：圖 2-12 中的 XTAL 為一個外接的 16MHz 震盪器，搭配 C381 與 C391 兩個 27pF 的 loading 電容使其震盪。
- 3.偏壓電阻：圖 2-12 中的 R451 為偏壓電阻，目的是設定 CC2420 內部的電流轉換器，需選取 43kΩ 且精確度在 1% 內的電阻。
- 4.電壓轉換器：CC2420 有內部的電壓轉換器，提供自身需要的 1.8V 之電壓供應，因此我們在其電壓轉換的輸入處接上我們電路板大多數原件的 3.3V，在電壓輸出處接上一個 10μF 的電容以保障輸出電壓的穩定。

CC2420 Zigbee chip 與微控器間之介面如圖 2-13 所示，微控器透過 CC2420 的 SPI (CSn、SI、SO 及 SCLK) 介面設置 CC2420 的狀態，控制 CC2420 讀取、寫入暫存的資料或回報晶片狀態資訊。其中微控器為 Master，所以 MOSI (Master Output Slave Input) 連接 CC2420 的輸入 SI；MISO (Master Input Slave Output) 連接 CC2420 的輸出 SO；CSn 腳位接 SS。在對 CC2420 執行動作時，CSn 必須設為低電壓，SCLK 則是微控器供給 CC2420 時脈的腳位。微控器透過 SO 與 SI 對 CC2420 發出命令，以讀取或寫入 CC2420 中的接收或傳送暫存器，控制 CC2420 中資料的讀寫。

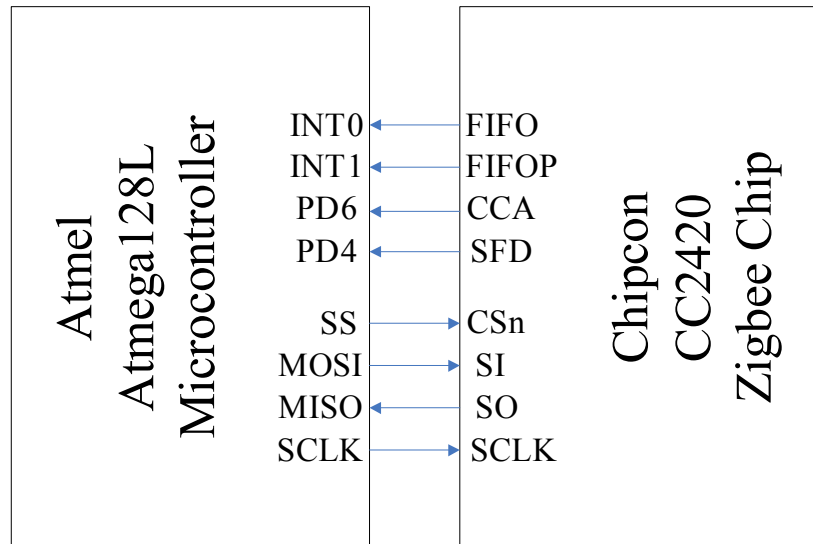


圖 2-13 微控器與 CC2420 之溝通介面

而FIFO、FIFOP、SFD、和CCA四個腳位則用來告知微控器發收資料的狀態，其所提供的狀態資訊如下：

FIFO：若有資料在CC2420之接收暫存器中RXFIFO中，FIFO pin腳會變high，直到存在RXFIFO暫存器之資料清空為止。我們將FIFO接到微控器的外部中斷腳位以告知微控器有資料可供讀取。

FIFOP：若CC2420接收資料的個數超過了預先設定的閾值，FIFOP會變為high。若在沒超過閾值的情形下，則在CC2420接收到最後一個Byte的資料時，FIFOP才會變high。這個腳位提醒我們資料傳輸完成，因此也接到微控器的一個外部中斷腳位使微控器知道何時資料接收完成。

CCA：透過CCA管腳狀態的設置可以知道頻帶通道是否有被佔用的情形。CCA pin腳在通道有信號時輸出為high，告知微控器目前通訊頻道是被佔據的；反之，若通訊頻道是空的，則此腳位為low。

SFD：在接收到資料的起始位元或傳送出起始位元時，SFD 腳位會變 high，因此SFD 接到微控器中的時間抓取腳位，以計算傳送或接收封包所費的時間。

2.3 Zigbee 感測網路

Zigbee感測網路可以成為一個有效的網路監控系統，可整合多感測器，將遠

端資訊利用點接點方式，形成一個網路系統，如圖2-14所示。資料傳輸模式由原本的單點對單點傳輸，可透過一連串節點得到遠端資料，讓資料可以傳輸到更遠的地方。使用Zigbee讀取sensor的值透過網路傳送，將各處感測器的感測值傳回中央監控系統，可監控各節點資訊，增加感測的範圍。

資料封包設計如圖2-15所示，由於CC2420是基於802.15.4之PHY層與MAC層之晶片，以硬體實現了802.15.4之通訊協定，只需對MAC payload寫入希望要傳送的資料，其餘的封包格式將由CC2420產生，插入適當的位置而形成一個完整的封包。若傳送出去的封包成功被接收，則接收端會回傳一個acknowledge封包給傳送端告知傳送端接收成功。

本論文將 Zigbee 模組利用點接點方式，串列形成一個網狀網路系統。透過一連串節點接力傳送的方式，將資料傳送至監控端呈現。我們在交通大學工程五館六樓以四個 Zigbee module 進行佈建 Zigbee 網路之測試，如圖 2-16 所示，其中 Module4 是與電腦連接的接收端，Module1~ Module3 是 sensor 端。Module2 可直接與 Module1 溝通，但無法直接與接收端溝通。三個 sensor 端之 Module 各接上一個溫度感測器，所感測的環境分別是：Module_1 感測手指溫度；Module_2 感測一般走廊室溫；Module_3 感測冰箱的溫度。

基於圖2-15中的資料封包，本論文設計了兩個傳輸模式，Active mode與Passive mode。Active mode定義為傳送模組本身所附的sensor之資料時的處理模

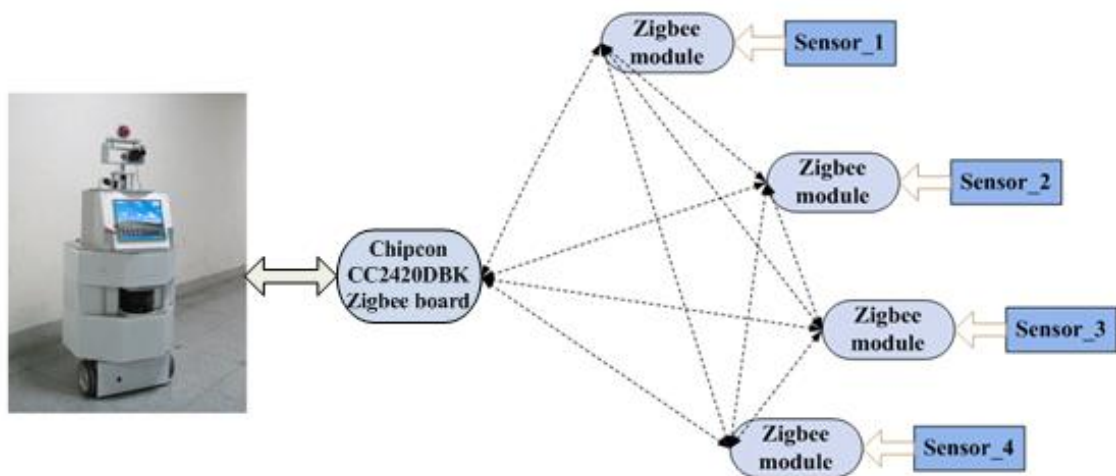


圖 2-14 Zigbee無線感測網路示意圖

式；Passive mode定義為轉傳其他sensor端傳來的資料時的處理模式。Sensor端與接收端的動作如圖2-17(a)及2-17 (b)所示，sensor端的Zigbee module起初處於Active mode，但若接收到其他其他sensor端傳來的資料時，則切換為Passive mode。而與電腦連接的監控端Zigbee module之動作僅有在接收到Zigbee網路傳來的資料時，便將此資料透過RS-232傳送給電腦。

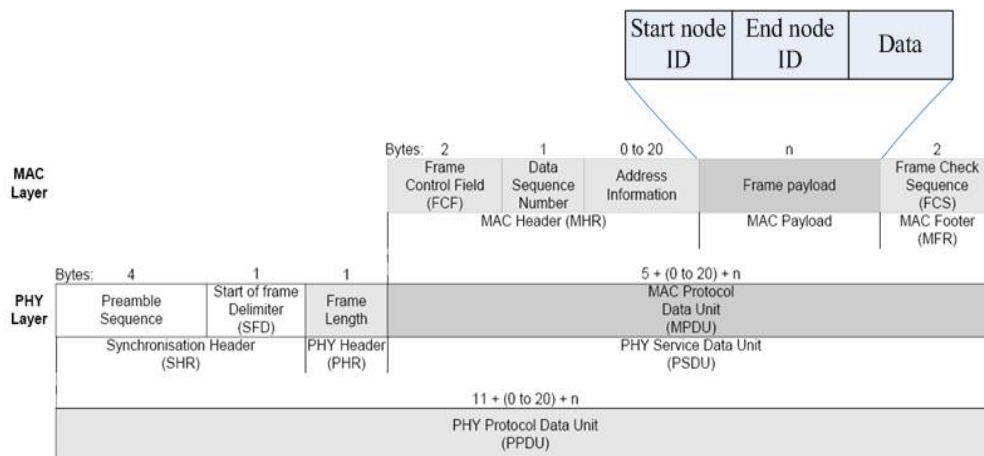


圖 2-15 CC2420傳送封包格式

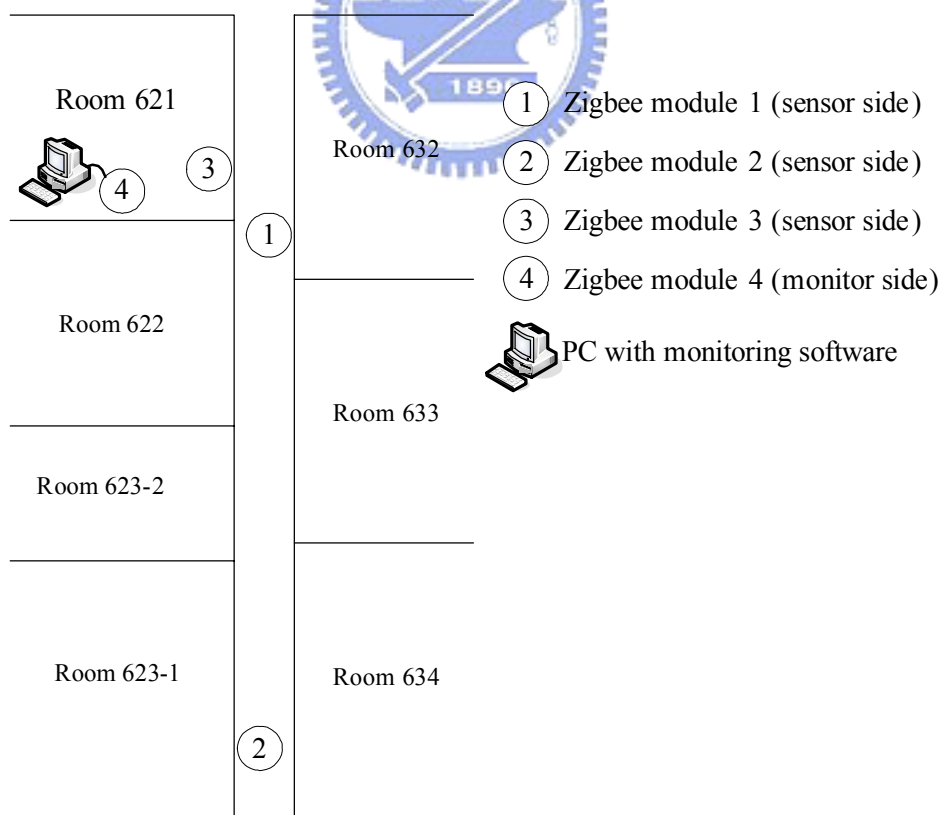


圖 2-16 Zigbee 網路溫度監測實驗示意圖

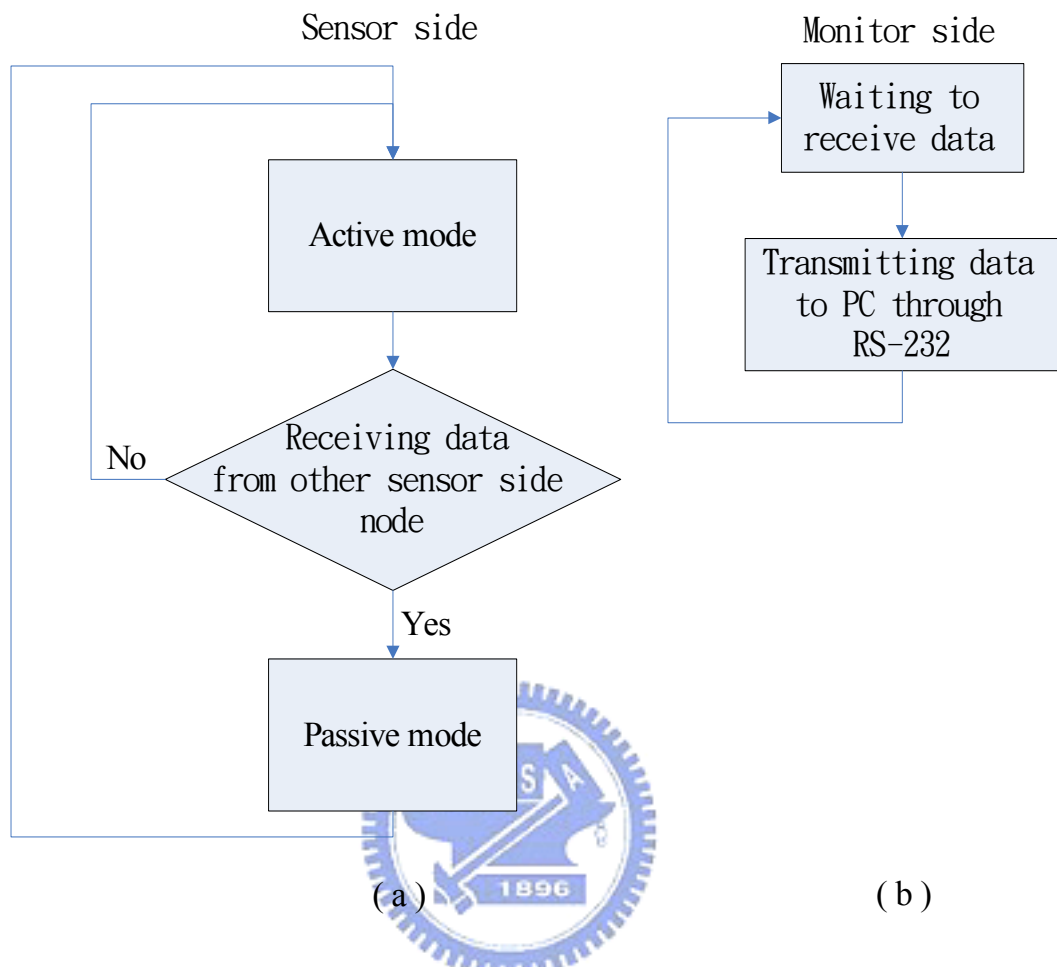


圖 2-17 (a)Sensor 端之 Zigbee module 程式流程(b)監控端之 Zigbee module 程式流程

Active mode 的處理流程如圖 2-18 (a) 所示，sensor 端先試著直接將資料傳送給監控端，若成功傳給監控端，則結束這筆資料的傳送。若無法直接將資料傳送給監控端，則此 Zigbee module 便試著將這筆資料傳給環境中的其他節點作處理，若成功傳給其他節點，則結束這筆資料的傳送。

Passive mode 的處理流程如圖 2-18 (b) 所示，若 sensor 端的 Zigbee module 接收到其他 sensor 端傳來的資料封包，則進入 Passive mode。Passive mode 的動作與 Active mode 十分類似，差別在於傳送的封包是由其他 sensor 端傳來的資料封包。此時 sensor 端也是先試著直接將資料傳送給監控端，若成功傳給監控端，則結束這筆資料的傳送。若無法直接將資料傳送給監控端，則此 Zigbee module 便試著將這筆資料傳給環境中的其他節點作處理。若成功傳給其他節點，則結束這筆資料的傳送。

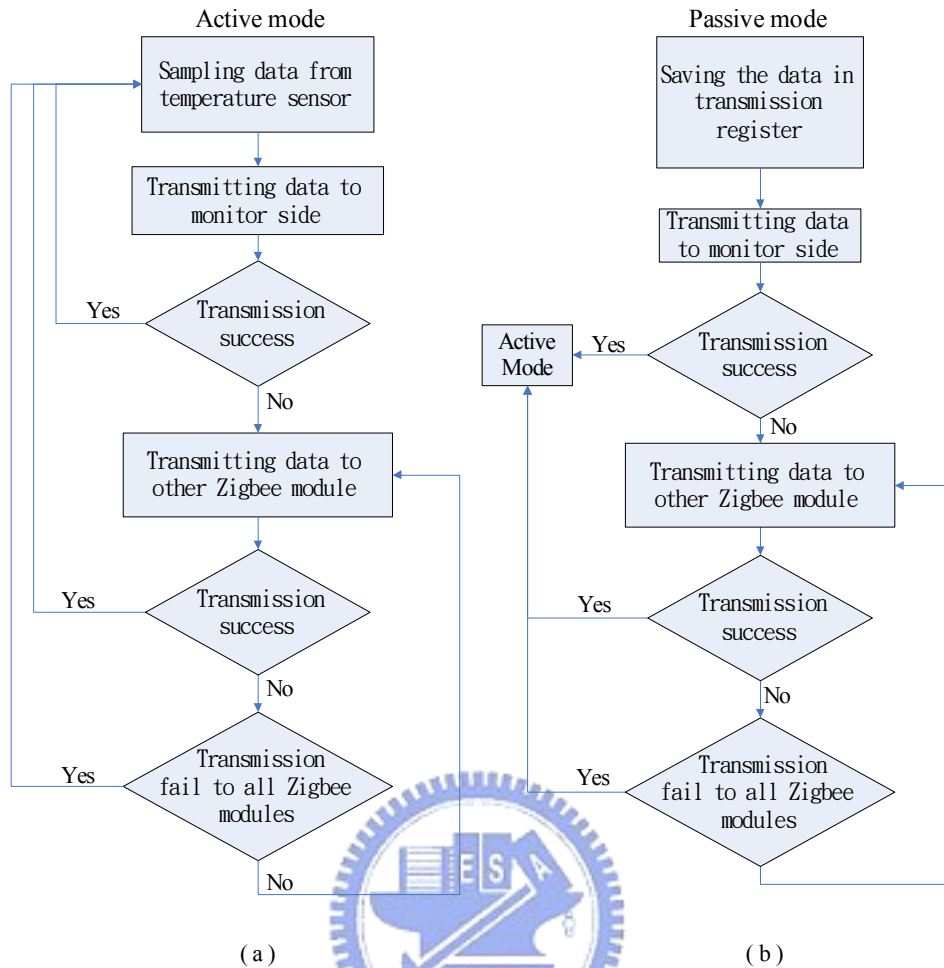


圖 2-18 (a)Active mode 之程式流程，(b) Passive mode 之程式流程

在監控端的電腦上，我們以一個溫度監控介面，如圖 2-19，顯示出監控端 Module 所接收到環境中之 Zigbee module 的資料。可看出即使 Module2 距離接收端太遠而無法直接將資料傳送給接收端，還是可以透過環境中其他的節點將資料輾轉傳送給接收端，達到同時監測環境中三個節點的效果。

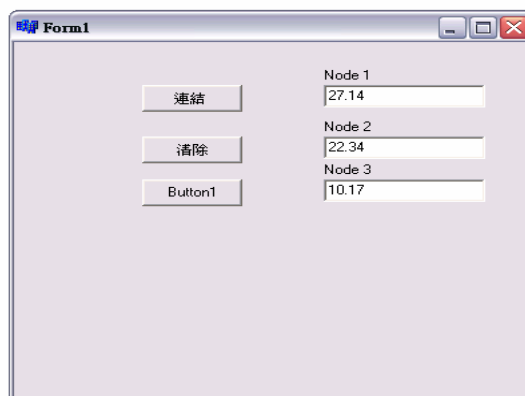


圖 2-19 電腦端溫度監控介面

第三章 人體姿態辨識演算法

人體姿態辨識演算法大致可分為兩大類，即以時域分析或以頻域分析。這兩種分析方法各有所擅長分辨的姿態。例如以時域中的動態加速度可推算出人體消耗的能量，容易判斷出人體處於運動或靜止狀態；跌倒也可由時域的動態加速度觀察其是否有異常的脈波出現而判斷之。至於頻域分析則常見於走路、上樓、下樓等具有特定頻率的週期性運動。因此本論文提出一個結合時域與小波轉換的分析，且能夠實現在微控器中之人體姿態估測演算法。能判斷站、坐、躺、走路、上樓、下樓與跌倒七種常見的人體姿態。

3.1 人體姿態估測系統設計概念

利用本實驗室自行發展的人體姿態測模組，實現人體姿態估測演算法。人體姿態估測模組透過一個三軸加速度計量測人體的加速度，作為判斷人體姿態的依據。此三軸加速度計經由微控器的 A/D converter 讀取加速度計的數值後，在微控器中完成辨識演算法，以達成即時辨識姿態之功效。一般設計可辨識的姿態有跌倒、走路、上樓、下樓、站、坐、躺七種姿態。本論文將這七種姿態分為突發狀況、動態與靜態姿態三組。突發狀況為跌倒；動態姿態為走路、上樓、下樓；靜態姿態為站、坐、躺。

由於加速度計可以量測到由地心引力產生的重力加速度與由人體產生的動態加速度。其中重力加速度在各軸的分量可以推算出軀幹的傾斜角度，進而可以推算出相關的靜態姿態。而動態加速度是由人體的活動所產生的，可用來判斷走路、上樓、下樓及跌倒等動態姿態。本論文提出一個演算法架構，如圖 3-1 所示：三軸加速度計之讀值先經過訊號的前置處理，分離出動態與靜態加速度。經過訊號前置處理後，檢查動態加速度中是否有由跌倒所造成的異常訊號，若無，則分析動態加速度，判斷人體處於動態或靜態姿態。若人體處於靜態姿態，則由軀幹的傾斜角度判斷為站、坐、躺三種姿態；若為動態姿態，則經由步伐偵測及步伐分析前處理的步驟，判斷是否有無步伐的動作。若偵測到步伐，則將加速度訊號經過小波轉換，計算特徵參數，分析一般人類步行時能量分布的頻段之小波係數，由這些小波係數計算出本論文所定義的特徵參數，判斷此步伐為走路、上樓或下樓三種姿態。若無偵測到步伐，則將姿態歸類為運動狀態。

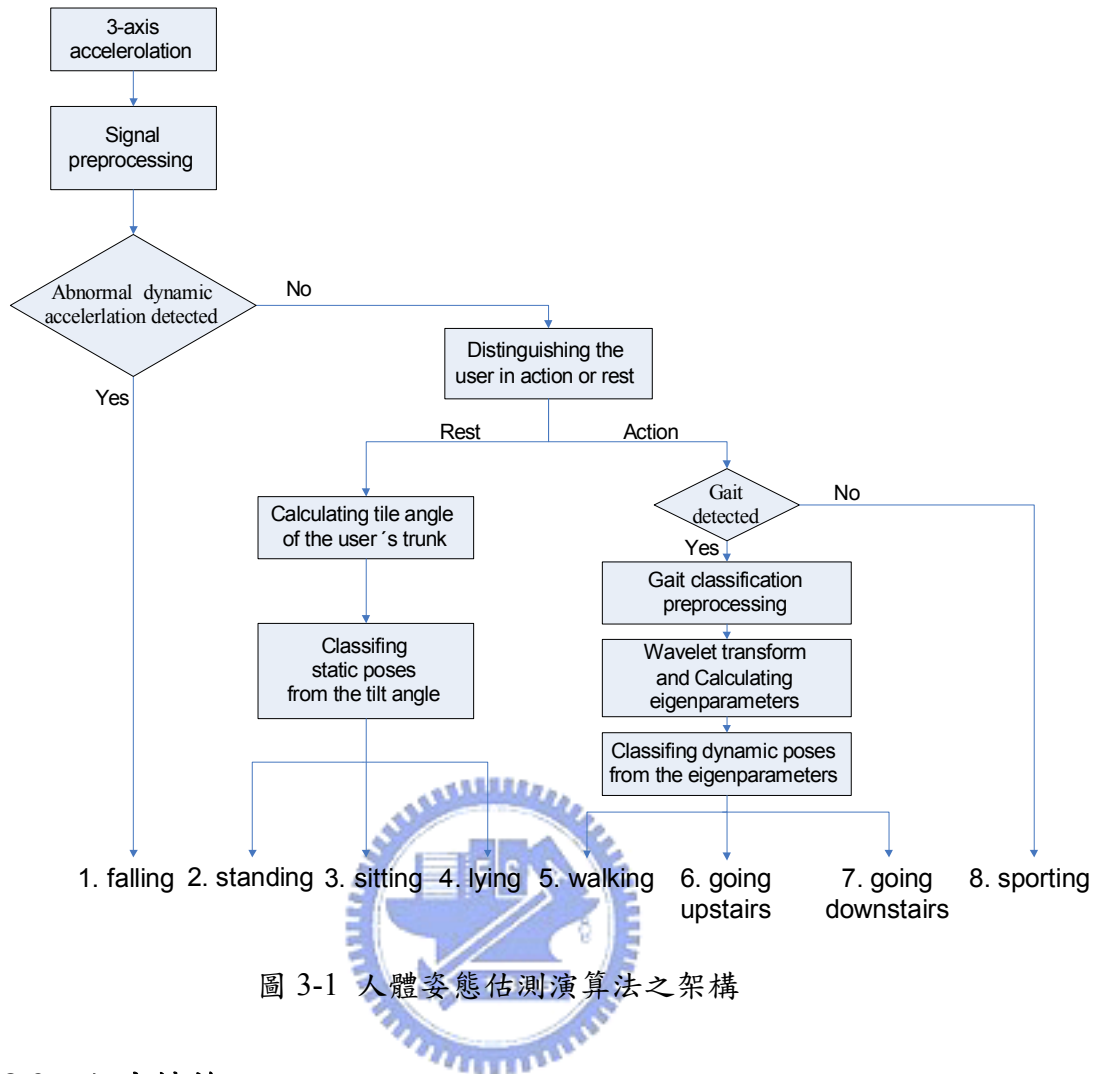


圖 3-1 人體姿態估測演算法之架構

3.2 小波轉換

本論文採用小波轉換作為訊號處理的工具，因為小波轉換可以視不同需求，將訊號分析出各種頻段的成分，以多解析度來分析訊號。因此在小波轉換的過程中，可跳過不需要的頻段，只需針對感興趣的頻段繼續分解；傅立葉轉換則是將整個訊號的頻域成份全部計算出來，較沒效率。另一方面，小波轉換具有時-頻性，即小波轉換後的小波係數，與時域的原始波形有其關連性。可由小波係數之區域極大值定位出時域訊號中此頻帶發生的位置。在本論文中，利用這種時頻性來尋找原始訊號中的相對極大值。

連續小波轉換的基本概念在於：先選定一個母波函數(Mother function) $\phi(t)$ ，此母波函數經伸縮(Dilation)與平移(Translation)後產生如式(3-1)稱為 Scaling function，而母波函數的選取必須符合積分和為零，如式(3-2)和能量有限的特性式(3-3)

$$\phi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \phi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad a, b \in R \quad (3-1)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \phi(t) dt = 0 \quad (3-2)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\phi(t)|^2 dt < \infty \quad (3-3)$$

其中 a 為比例係數(Scaling factor)，用來對小波基底函數壓縮或擴張。較大的 a 值可使母波產生擴張的效果，反之，較小的 a 值表示對母波進行壓縮處理。 b 為位移係數(Translation factor)，用來對整段小波基底函數作平移，當母波較窄時，應選取較小的值使每次位移的距離縮短；母波較寬時，則應選取較大的值，避免位移重疊。根據連續小波轉換(CWT)的定義

$$CWT_f(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \phi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad a, b \in R, a \neq 0 \quad (3-4)$$

將式(3-1)代入式(3-4)中，可得到連續小波轉換式(3-5)

$$CWT_f(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \phi_{a,b}^*(t) dt \quad \text{其中 } a, b \in R, a \neq 0 \quad (3-5)$$

離散小波轉換(Discrete wavelet transform)就是把連續小波轉換公式中的尺度參數 a 與平移參數 b 離散化(Discretization)，即可獲得離散小波轉換。因此 a, b 係數離散化後表示如式(3-6)與式(3-7)所示

$$a = 2^m, m \in R \quad (3-6)$$

$$b = na, n \in R \quad (3-7)$$

將式(3-6)與式(3-7)代入式(3-1)，可得到離散小波函數，如式(3-8)

$$\phi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \phi\left(\frac{t}{2^m} - n\right) \quad (3-8)$$

式(3-8)中，若 m 愈大，則波形寬度愈窄，解析度越高，可以展開的函數種類也就增加，若 V_m 表示 $\phi_{m,n}(t)$ 可以展開的函數之集合，則有

$V_{-\infty} \subset \dots \subset V_0 \subset V_1 \subset V_2 \dots \subset V_{\infty}$ 的關係，表示 m 值愈大，可展開的集合也愈大，如圖 3-2 的關係。

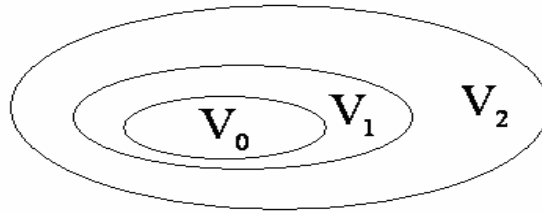


圖 3-2 $\phi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \phi(\frac{t}{2^m} - n)$ 中 m 的大小與可展開之集合的關係圖

考慮圖 3-2 中兩個集合間的範圍(例如介於 V_0 V_1 中間這個區域，即可被 $\phi_{1,n}(t)$ 展開但不能被 $\phi_{0,n}(t)$ 展開的範圍)，定義所謂的 Wavelet function $\phi_{j,k}(x)$ ，用來展開介於 V_j 及 V_{j+1} 之間的空間。若 W_j 表示 $\phi_{j,k}(x)$ 可展開的集合範圍，則有 $V_{j+1} = V_j \oplus W_j$ 的關係，因此圖 3-2 可改成圖 3-3。

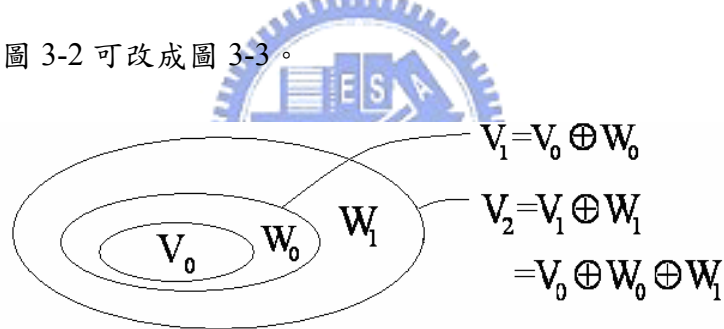


圖 3-3 V_j 、 W_j 與 V_{j+1} 之間的關係圖

由 $V_{j+1} = V_j \oplus W_j$ 這個式子帶有將高頻訊號(V_{j+1})分解成兩個成分的訊號(V_j 及 W_j)的概念，而且可依需求再往下分解任意多層，即 V_{j+1} 可表示成式子 2-14

$$V_{j+1} = V_j \oplus W_j = V_{j_0} \oplus W_{j_0} \oplus W_{j_0+1} \oplus \dots \oplus W_j \quad (3-9)$$

其中 j_0 為任意整數，式子(3-9)引出了小波分解的觀念。其物理意義相當於將訊號同時通過高通與低通濾波器。若原始訊號的頻帶為 $0 \sim f$ ，經過第一層分解後可得到原始輸入訊號的低頻 $ca_1(0 \sim f/2)$ 和高頻 $cd_1(f/2 \sim f)$ 的訊號分量。再將 ca_1 經過低通及高通濾波器，可得到第二層的小波係數 ca_2 、 cd_2 。依此類推，可得到

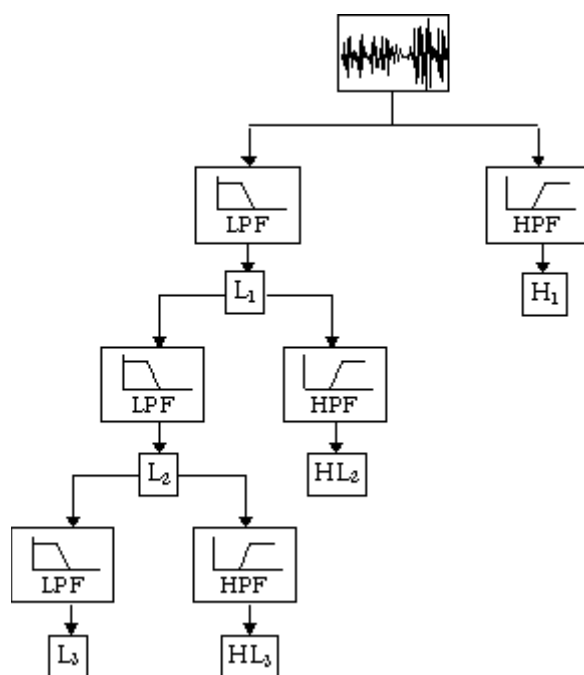


圖 3-4 小波分解示意圖(from <http://www.wavelet.org/tutorial/wbasic.htm>)

更多層的小波係數。小波轉換之概念圖可以由圖 3-4 所示，可根據使用者的需求，自由決定分解的層數。以本論文的需求為例，因為人體產生的加速度訊號大都屬於低頻的訊號，故在低頻的訊號需要較大的解析度，所以可選擇將低頻頻段分解的層數增加，以增加低頻成分頻域的解析度。

3.3 訊號前處理

Mathie *et al.*[22]提到 99%以上之人體的運動頻率皆小於 20Hz。根據夏農取樣頻率定理(Shannon sampling theorem)，取樣頻率的選擇必須大於 2 倍的來源訊號之頻寬。不過實際應用上往往需要 5~10 倍來源訊號的頻率，因此本論文採用的取樣頻率為 128Hz，採用微控器的 Timer 之溢位中斷來控制取樣頻率。

為了兼顧系統的反應時間及提供足夠的資料量，我們選擇每收集兩秒的資料後進行一次姿態演算法的處理流程，即每 256 筆資料作一次人體姿態估測。每擷取到 256 筆資料後，先進行訊號前處理，分離出動態與靜態加速度。我們利用小波轉換的方式來計算出靜態加速度，因為我們所取的資料有 256 筆，因此可以作 8 層的 Haar 小波轉換。經過轉換後，我們取最低頻的一層，即代表 0~0.25Hz 的小波係數，將其還原到時域，代表此兩秒鐘的 DC 成分。至於動態加速度，則是以原始加速度訊號減去靜態加速度訊號而得到。

圖 3-5 之原始訊號為一段步行時的三軸加速度訊號，此原始訊號經過小波轉換後，保留最低頻的一個小波係數，經過還原，得到圖 3-5 中間的靜態加速度。原始訊號再與靜態加速度相減，而得到圖 3-5 中的動態加速度。其中靜態加速度來自地球的重力加速度。由圖 3-6 為人體姿態估測模組的配帶情形與重力加速度之間的關係，可以看出在軀幹為直立的情況下(如走路及站立)，加速度計的 y 軸將感測到重力加速度，讀值為 $-1g$ ，而加速度計 x 軸及 z 軸將不受重力加速度的影響，因此理想中的 y 軸之靜態加速度應該趨近於 $-1g$ ，x 及 z 軸之靜態加速度應該趨近於 $0g$ ，而圖 3-5 中的靜態加速度符合我們這個推論。

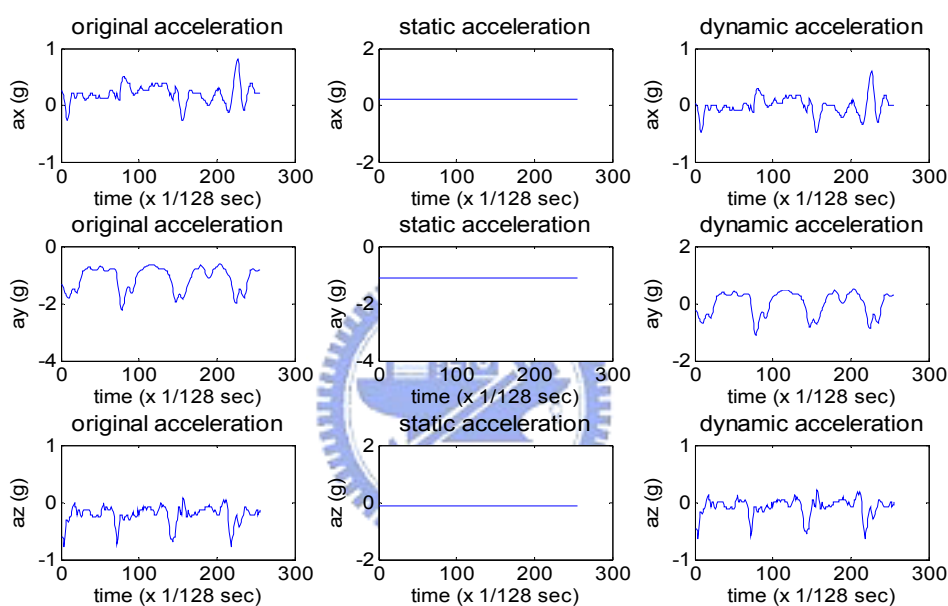


圖 3-5 步行之三軸加速度訊號與靜態加速度及動態加速度成份

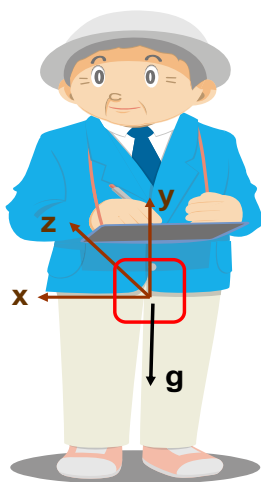


圖 3-6 人體姿態估測模組之配置與重力加速度的關係

3.4 人體動態與靜態姿態判定

本論文將姿態分成動態與靜態姿態兩類，Mathine *et al.* 2003 提出利用三軸動態加速度的絕對值積分得到動態加速度的 signal magnitude area (SMA)

$$SMA = \sum_{n=0}^{256} (|a_{x_dynamic}[n]| + |a_{y_dynamic}[n]| + |a_{z_dynamic}[n]|) \quad (3-10)$$

SMA 得到的數值與人體運動產生的能量為高度正相關的關係。因此可利用此參數高過某個閾值的情況判定此時人體處於運動狀態，反之則處於靜止狀態。下圖為人體處在靜止狀態與運動狀態之情形。圖 3-7 可看出站、坐、躺這三個靜態姿態之 SMA 的數值遠小於走路、上樓、下樓這三個動態的姿態，我們取 SMA threshold=50g，便可以分辨動態與靜態的姿態。

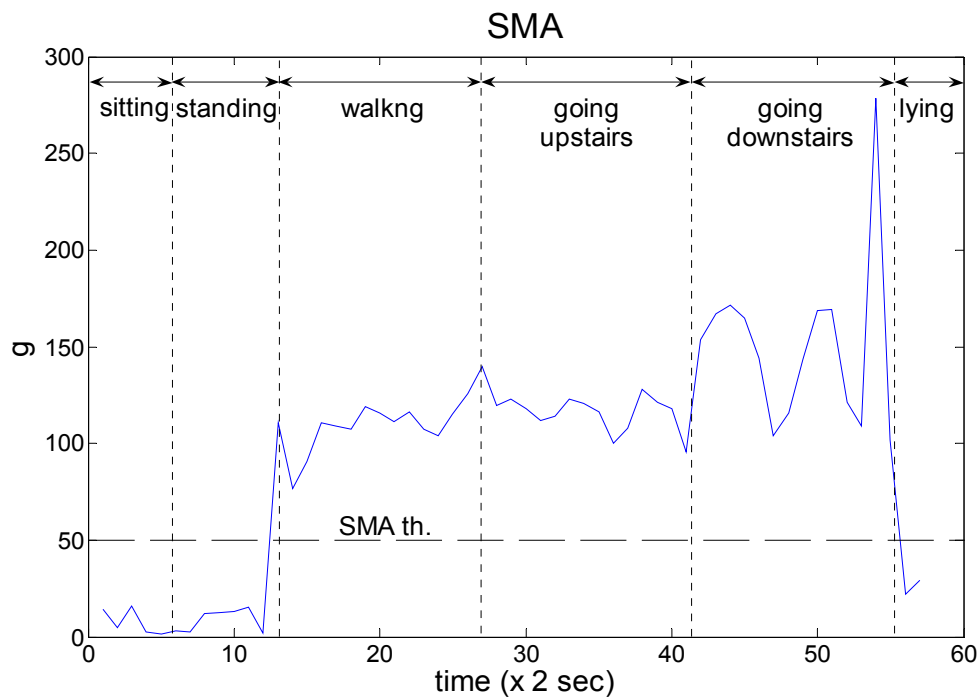


圖 3-7 不同姿態的 SMA 之分布情形

3.5 跌倒辨識演算法

跌倒發生的瞬間，三軸加速度會有劇烈的變化，Mathine *et al.* 2003 提出若

$$\sqrt{a_{x_dynamic}^2 + a_{y_dynamic}^2 + a_{z_dynamic}^2} > 1.8g$$
，則便可能是跌倒的情形發生。為了微控

器的編寫程式方便，我們將其公式作平方，同時定義 Signal magnitude vector (SMV)：

$$SMV = a_{x_dynamic}^2 + a_{y_dynamic}^2 + a_{z_dynamic}^2 \quad (3-11)$$

若 $a_{x_dynamic}^2 + a_{y_dynamic}^2 + a_{z_dynamic}^2 > 3.24g^2$ ，便判斷人體有異常劇烈的加速度產生，判定為跌倒。但由於本論文中每收集 2 秒的資料做一次判斷。因此三軸各有 256 筆資料，計算這 256 組三軸加速度資料中之 SMV 最大者作為這兩秒內 SMV 之代表，定義為 SMV_max。若 SMV_max > 3.24，則判斷有跌倒的狀況發生。

圖 3-8 為使用者在一個房間中自由活動，在記錄資料的期間生了十次跌倒之 SMV_max 波形的紀錄，實驗圖形中十個區域極大值即為跌倒所發生的時間點。可看出跌倒發生時，SMV_max > 3.24 且跌倒時 SMV_max 遠大於其他各種姿態之 SMV_max 值，因此 SMV_max > 3.24 可作為判斷跌倒是否發生的條件。

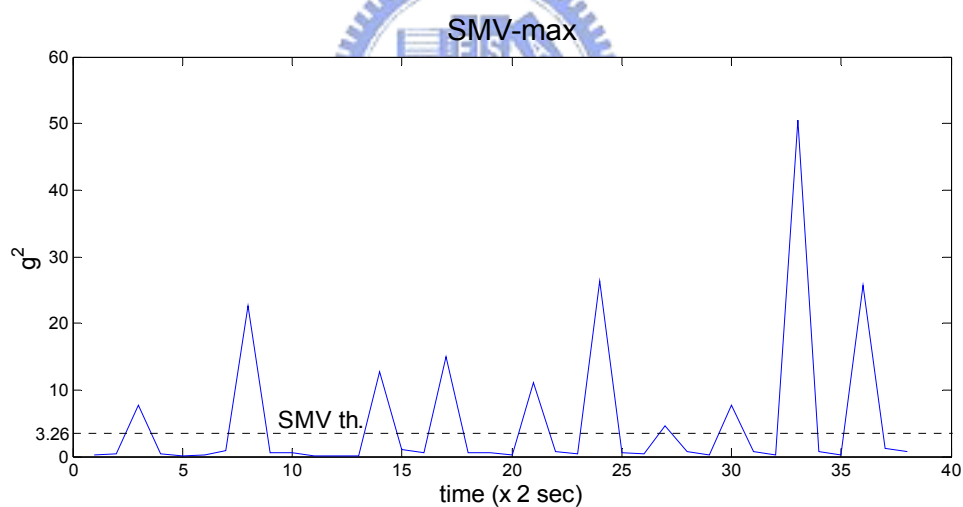


圖 3-8 測試者在一段時間內跌倒十次之 SMV_max 值

3.6 站、坐、躺之姿態辨識

站坐躺這三種靜態姿態可以用人體軀幹的傾斜角度來判斷，根據觀察，若人體軀幹傾斜程度大於 60 度時，判定此時人體為躺下的狀態，20 到 60 度為坐下，0 到 20 度為站。

由於靜態加速度是由地球之重力加速度之分量所產生，如圖 3-9 所示，而人

體姿態感測模組中之加速度計之 y 感測軸平行軀幹的方向，可感測到重力加速度在軀幹的分量，因此可由 y 感測軸感測到之靜態加速度判斷出人體軀幹傾斜的角度，因為 y 軸所感測到的加速度值為重力加速度的餘弦分量，即 $a_{y_static} = g \cdot \cos(\theta)$ ，本論文以 $a_{y_static_th1} = g \cdot \cos(20^\circ)$ 與 $a_{y_static_th2} = g \cdot \cos(60^\circ)$ 為兩個閾值，因此 a_{y_static} 會符合下列式(3-13)~(3-15)其中一情形：

$$g \cdot \cos(20^\circ) < a_{y_static} = g \cdot \cos(\theta) \leq g \cdot \cos(0^\circ) \quad (3-13)$$

$$g \cdot \cos(60^\circ) < a_{y_static} = g \cdot \cos(\theta) \leq g \cdot \cos(20^\circ) \quad (3-14)$$

$$a_{y_static} = g \cdot \cos(\theta) \leq g \cdot \cos(60^\circ) \quad (3-15)$$

因為餘弦函數在 $\theta < 90^\circ$ 的情形下為遞減函數，因此若(3-13)成立，則代表 $0^\circ < \theta < 20^\circ$ ，即判斷為站；若(3-14)成立，表示 $20^\circ < \theta < 60^\circ$ ，即判斷為坐下；若(3-15)成立，表示 $\theta > 60^\circ$ ，即判斷為躺下。

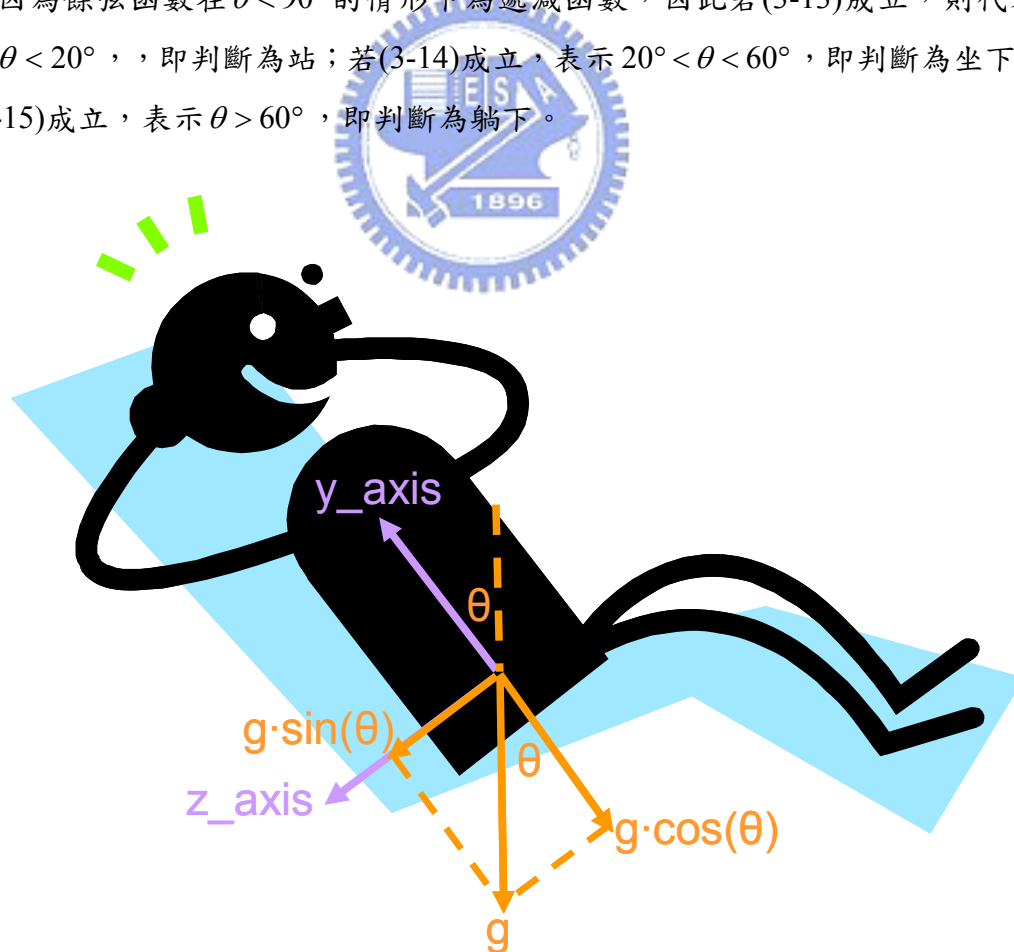


圖 3-9 軀幹傾斜角度與重力加速度之間的關係

3.7 走路、上樓、下樓之辨識

3.7.1 訊號前置處理

本論文透過小波係數來辨識走路與上下樓這三種姿態，但小波轉換需要較長的資料作分析以得到明顯結果。但是若以增加資料取樣的方式來增加資料量，會使系統反應時間變長。本論文不希望增加辨識所需的時間，但希望資料量夠大，足以使小波轉換後的特徵明顯。

觀察圖 3-10~12 中的走路、上樓、下樓三種步伐之 y 軸及 z 軸加速度(x 軸為左右晃動之加速度，參考價值較小)，可發現這三種運動的加速度波形大致上是呈現週期性的狀態。若能找到這三種姿態的週期單位，便可將此週期單位週期化，得到任意的訊號長度，以利於小波轉換。

由圖 3-10~12 亦可看出，這三種步伐的 z 軸加速度在每一步啟動時皆有一個明顯的區域極小值，這個區域極小值可以當作步伐開始的特徵。每兩個區域極小值之間的訊號，就是受測者步行一步所產生的加速度訊號。由於人類的左右腳發達程度往往不太相同，造成左右腳出力可能會不一致的現象，因此我們擷取連續兩步的步伐，即左右腳的步伐各一步。以這兩步步伐作為一個週期，將加速度週期化至 512 筆資料以供小波轉換計算。

為了快速找到這個區域極大值的位置，第一步：先將兩秒間的 Z 軸方向加速度作平方的動作，使 z 軸加速度的變化更為明顯，結果如圖 3-13 所示，圖中之區域極大值便是步伐開始的位置。

第二步：將第一步中的 a_z^2 訊號做兩層的小波轉換，因為步伐發生的位置具有高頻成分，因此可以由小波轉換後的小波係數找出區域極大值發生的位置，如圖 3-14，且由於小波轉換具有時-頻特性，可由小波係數的區域極大值發生的位置推算出時域中區域極大值發生的近似位置，便可快速知道腳步發生的位置。又論文中希望取出兩個步伐(左右腳各一步)之間的時域訊號做分析，因此本論文截取第一跟第三個區域極大值之間的時域訊號作為分析步伐的對象。

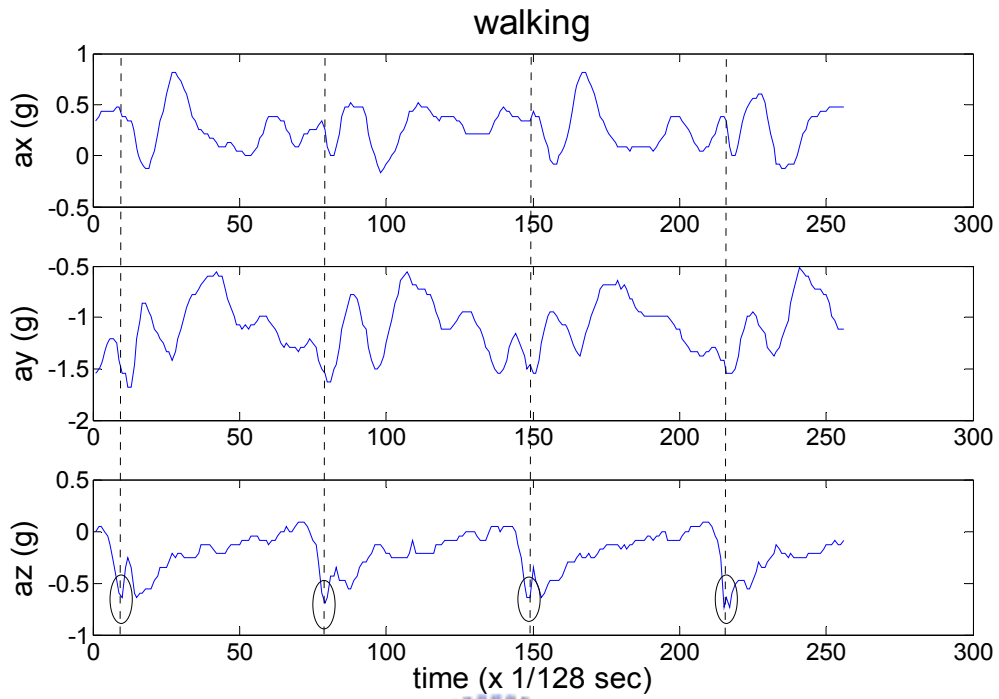


圖 3-10 走路之三軸加速度波形

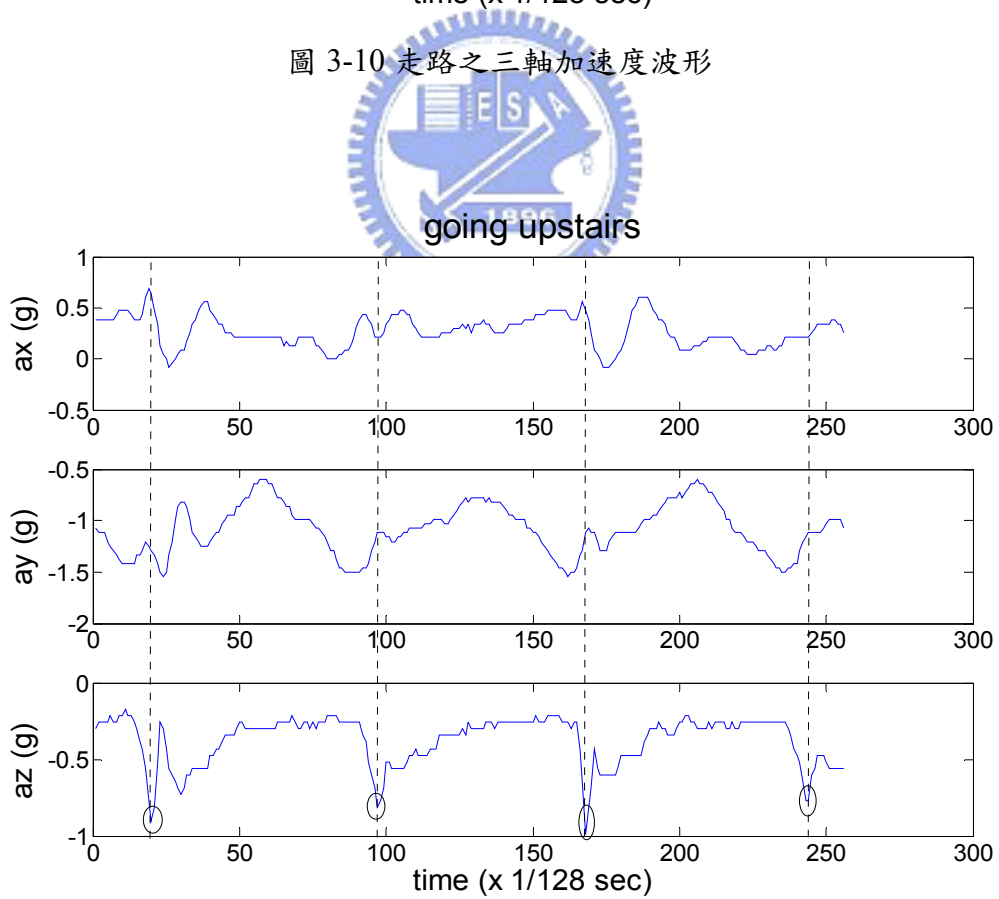


圖 3-11 上樓之三軸加速度波形

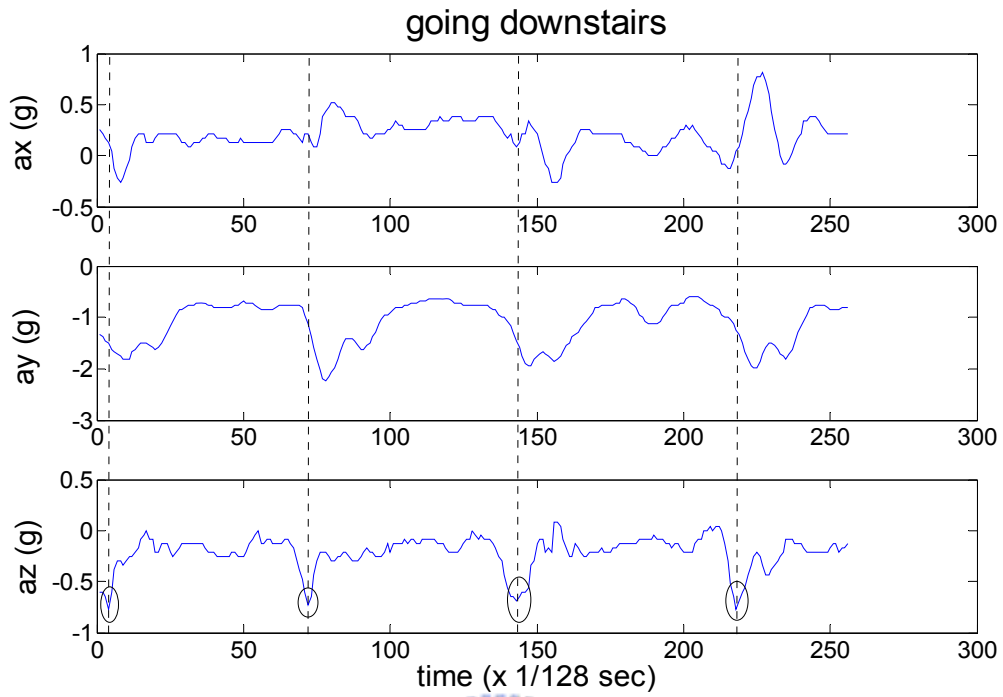


圖 3-12 下樓之三軸加速度波形

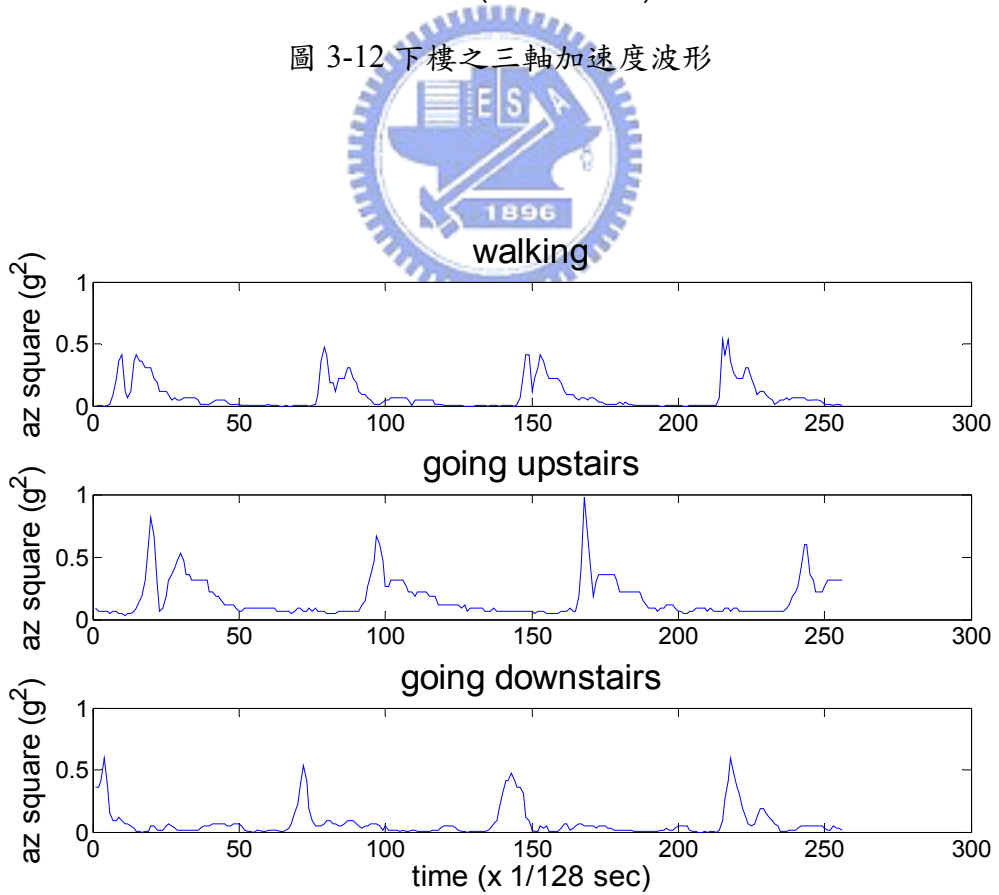


圖 3-13 走路、上樓、下樓之 z 軸加速度平方圖

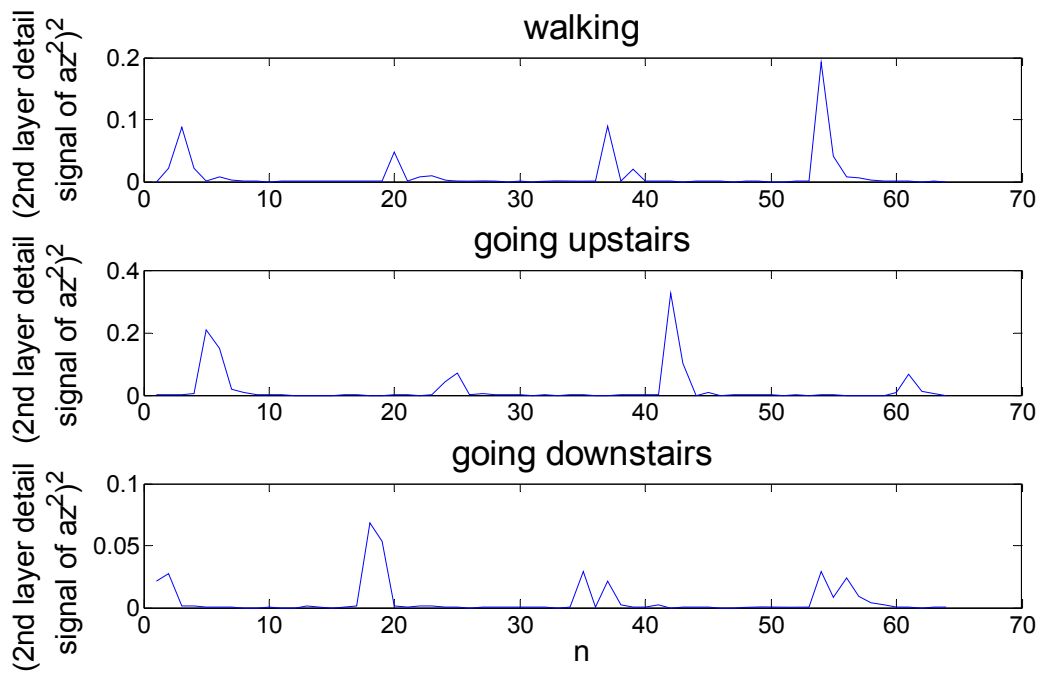


圖 3-14 利用第二層小波係數找到 az^2 的區域極大值

接著便以 z 軸第一到第三個區域極大值發生的時間點之 y 軸及 z 軸加速度為週期單位，將 ay 及 az 的資料週期化至 512 點，如圖 3-15~17，而完成了步伐判斷的前處理。

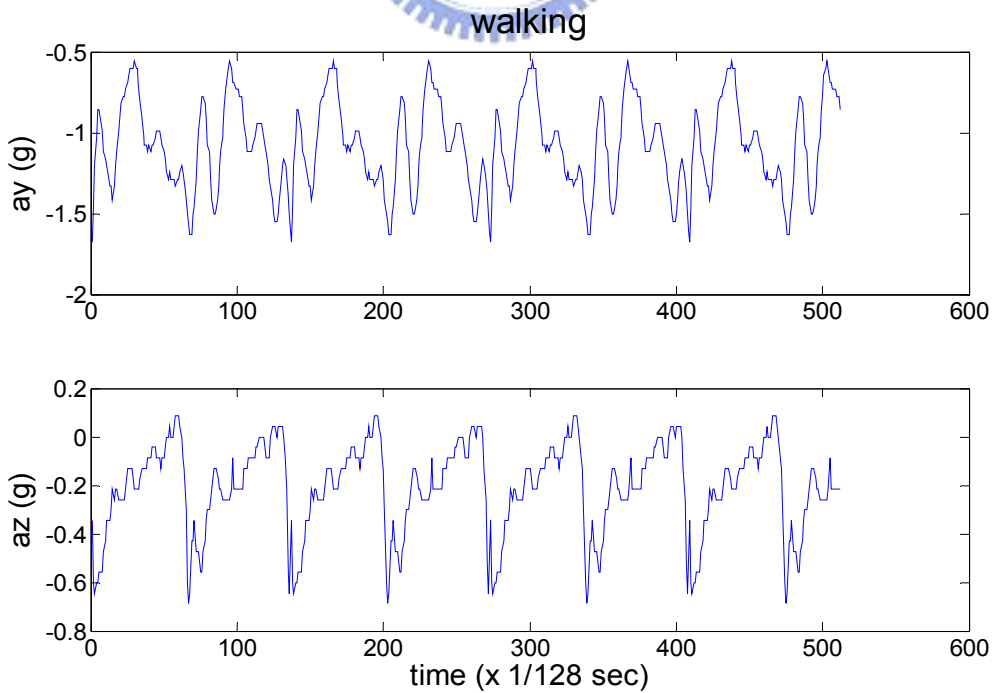


圖 3-15 週期化至 512 點之走路波形

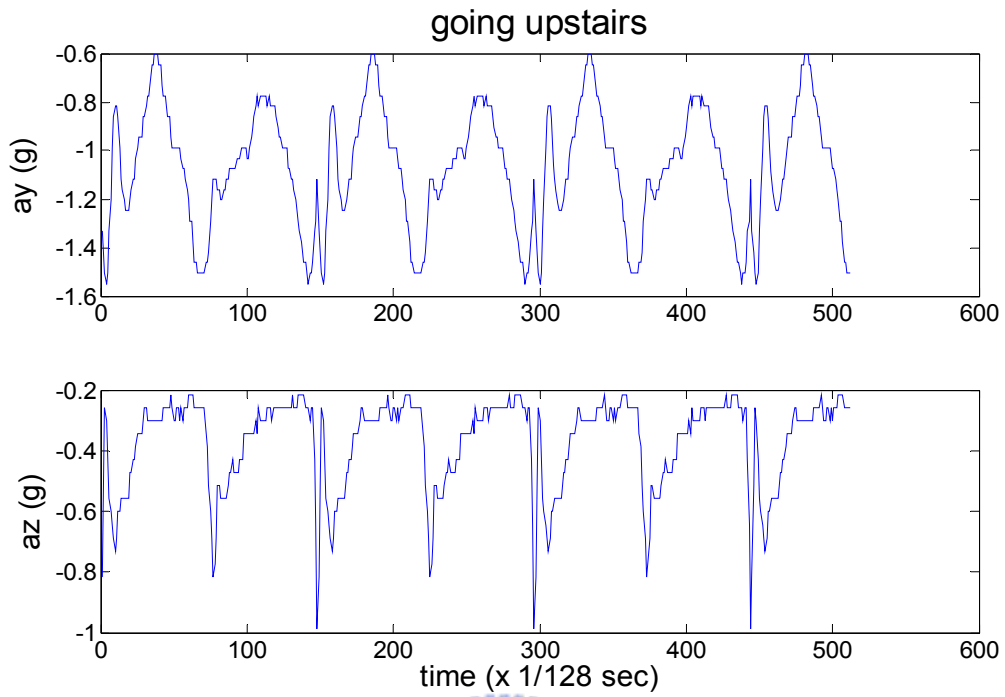


圖 3-16 週期化至 512 點之上樓波形

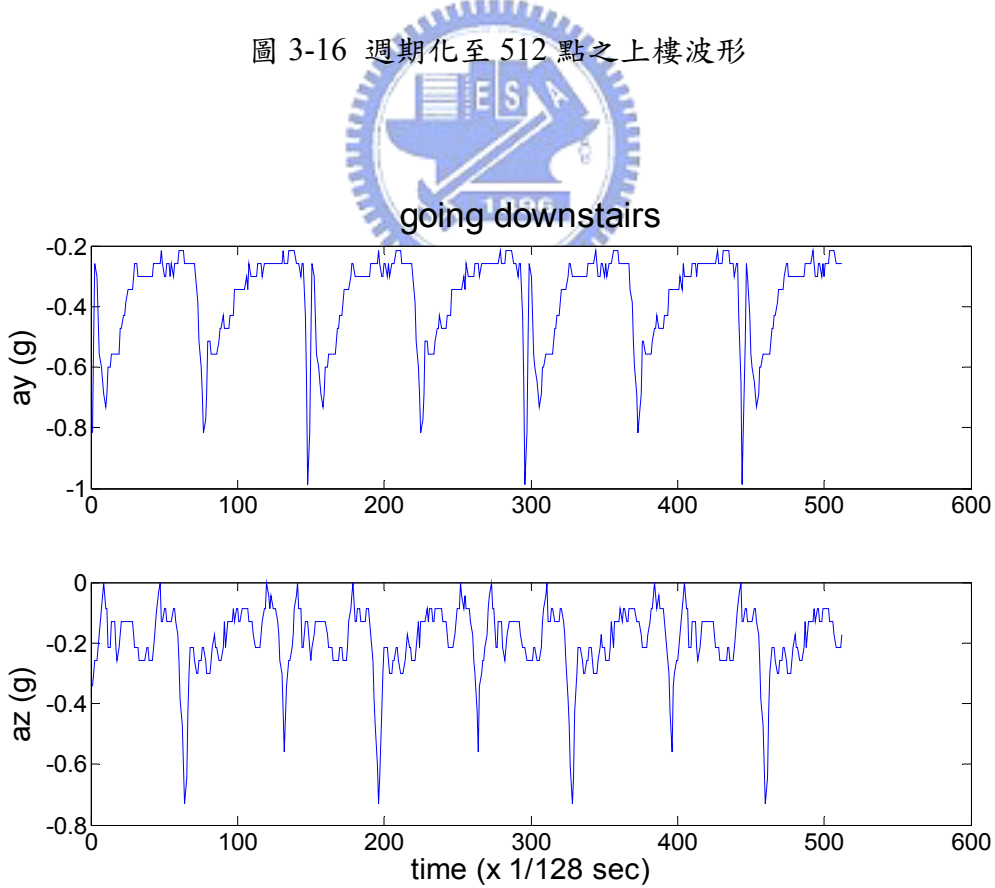


圖 3-17 週期化至 512 點之下樓波形

3.7.2 特徵參數擷取

將週期化後的 512 點的步伐向量作 9 層的 Haar 小波轉換，分出各頻段的訊號成分。與人體走路有關頻段分佈在 1~16Hz。因此本論文將分佈在 1~16Hz 的頻段之小波係數視為這三種運動狀態的能量。由實驗發現，上樓時的 z 軸方向(人體正前方)的能量最小，佔總能量 a_z 的比例也最小，因為上樓有較多的姿態變化，這些姿態變化的頻率低於 1Hz 的範圍，產生這種現象。利用這個觀察到的現象，定義一個特徵參數稱為 Ratio of total power to detail signal in front direction (RTF)，可以用 RTF 超過某個閾值分辨出上樓。

$$RTF = \frac{\|a_z\|_2^2}{\sum_{j=3}^6 d_{zj}} \quad (3-12)$$

至於下樓時及走路，加速度計受到 y 軸方向的能量最大(鉛直方向)，但 z 軸方向的受力遠小於走路，因此本論文中定義了另一個特徵參數 Ratio of vertical power to frontal power (RVF)

$$RVF = \frac{\sum_{j=3}^6 d_{yj}}{\sum_{j=3}^6 d_{zj}} \quad (3-13)$$

由 RVF 可分辨出下樓與走路，若 RVF 大於某個閾值，便可判斷為下樓。綜合這兩個參數便可以判斷出走路、上樓與下樓三種姿態，圖 3-18 為使用者走路->上樓至七樓->下樓返回六樓所記錄的 RTF 及 RVF 兩參數的變化，可看出 RTF 在上樓時數值有顯著變化，RVF 在下樓時數值有顯著的變化。因此在此實驗中當 $RTF > 15$ 時為上樓， $RVF > 4$ 時為下樓，否則為走路，判斷出走路及上下樓。

3.8 系統整合

將人體姿態估測演算法及 Zigbee 無線網路之傳輸程式整合，將人體姿態估測的結果傳送給電腦端的 Zigbee 接收端，透過 PC 上的的多人姿態記錄軟體便可同時

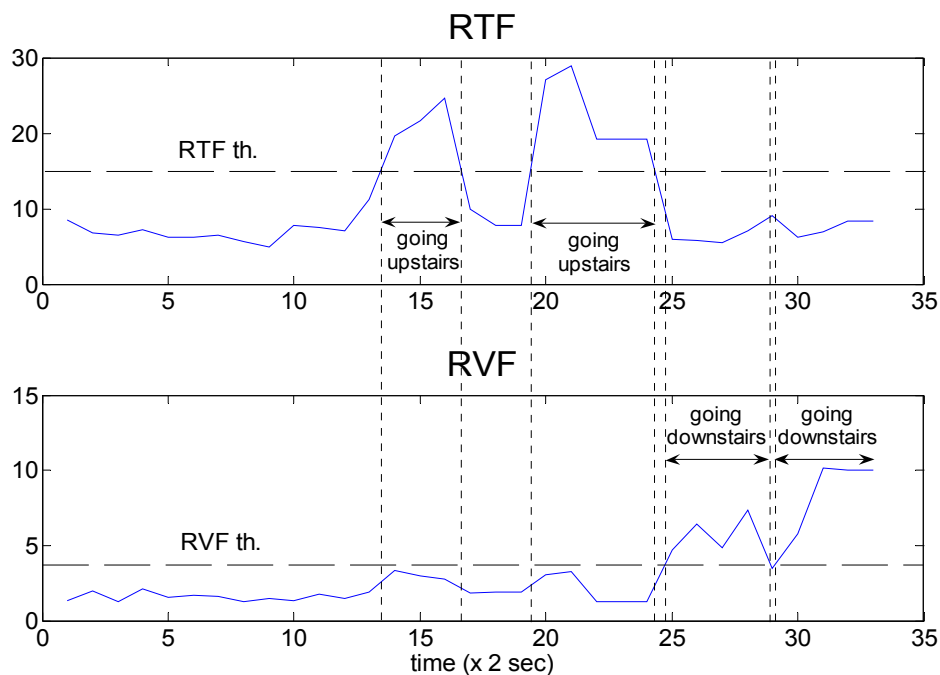


圖 3-18 由 RTF 與 RVF 判斷走路及上下樓

紀錄並觀察三位使用者的姿態，完成了多人姿態估測系統。

本論文之結合 Zigbee 無線感系統整合程式的架構，如圖 3-19 所示。圖 3-19 (a) 為人體端的姿態感測模組之程式流程：對三軸加速度計取樣 256 次之後，進入微控器中的人體姿態估測演算法計算出 SMA、SMV、RTF、RVF 與軀幹傾斜範圍五個特徵參數，接著將特徵參數及模組本身位址與接收端位址資訊放入傳送封包中準備傳輸。若傳輸成功，則進行下一次的人體姿態估測；若傳輸失敗，則再重新傳送封包，若失敗三次則放棄此封包，進入下一次的人體姿態估測。

圖 3-19 (b) 為電腦端的 Zigbee 接收端與電腦端之多人姿態監測軟體之程式流程，Zigbee 接收端接收到人體端的姿態特徵參數後，進入多人姿態監測軟體，先判斷資料來源，接著計算出該模組傳來的特徵參數，與設定的 SMA、SMV、RTF、RVF 與軀幹傾斜範圍之閾值比較，判斷出人體姿態，將結果顯示在電腦端並作紀錄。

本系統以星狀拓撲的方式建構 Zigbee 無線感測網路，只要加入監測的人數不超過本多人姿態管理軟體的上限，傳送範圍不超過此 Zigbee 無線感測網路的範圍，即可隨時加入此 Zigbee 無線網路。

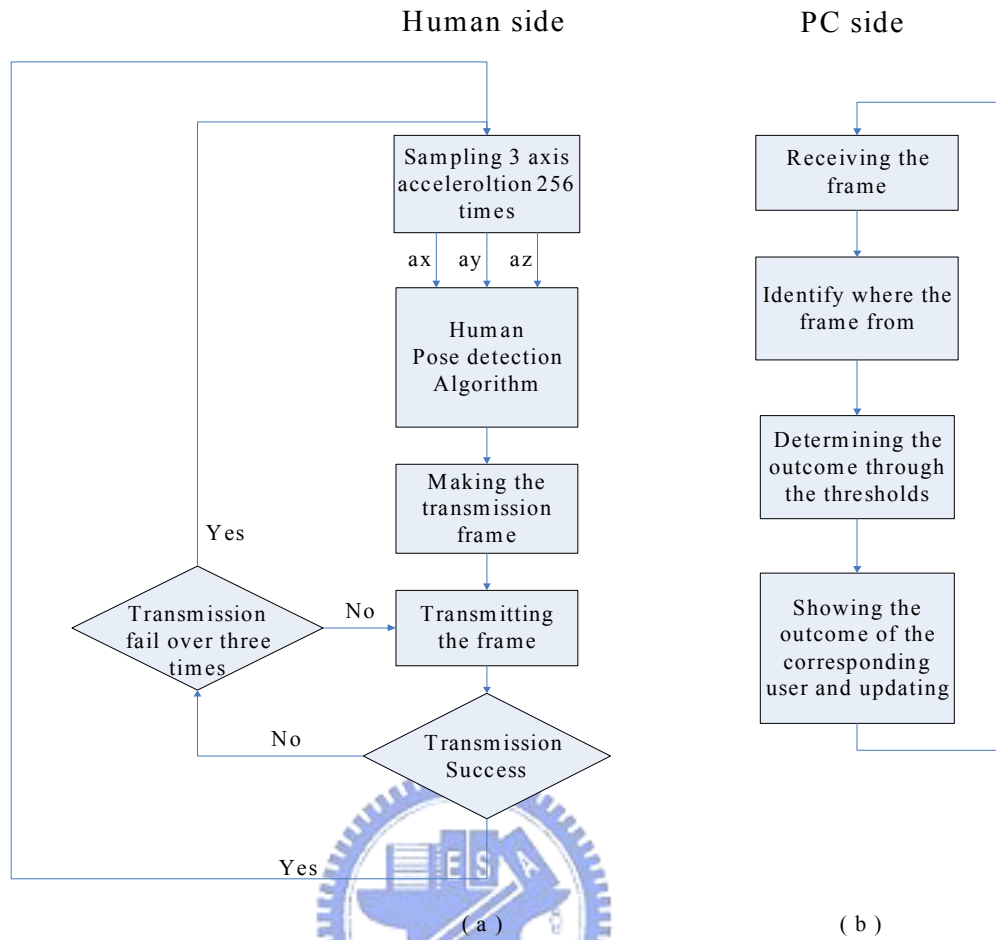


圖 3-19 多人姿態估測系統軟體架構圖

第四章 實驗結果

本章內容主要描述本論文所設計的人體姿態辨識系統之實驗的方法和結果。利用自行設計的人體姿態估測模組搭配人體姿態估測演算法判斷出測試者的姿態，並以多人姿態監測軟體紀錄辨識的結果。由下面三個實驗來驗證系統的辨識能力，並歸納出本系統辨識的準確性：

1. 由五位不同測試者，一次監測一位受測者，每位測試者對跌倒、站、坐、躺、上樓、下樓、走路七種姿態逐項做 20 次辨識，由人體姿態監測軟體紀錄辨識結果，觀察以本系統在一次辨識一位使用者的情況下，各個姿態的辨識率。
2. 由五位不同測試者，一次監測一位受測者，每個測試者連續作出跌倒、站、坐、躺、上樓、下樓、走路七種姿態，由人體姿態監測軟體紀錄辨識結果，觀察以本系統在一次辨識一位使用者的情況下之連續姿態的辨識結果。
3. 由六位不同測試者，一次監測三位測試者，三位測試者配帶之人體姿態估測模組形成一個 Zigbee 無線網路，三位受測者一起連續作出跌倒、站、坐、躺、上樓、下樓、走路七種姿態，由人體姿態監測軟體同時紀錄三人的辨識結果，觀察以本系統一次辨識三位使用者的情況下之連續辨識結果。

4.1 五位不同測試者之七種姿態辨識結果

本論文將人體姿態估測電路安裝在一個塑膠盒中，以腰包包覆，置做成人體姿態估測模組，以便於實驗時以腰帶配帶。實際配帶情形模組的外觀如圖 4-1 所示，將此姿態感測模組置於腰部的正前方，則人體姿態感測模組的三個加速度感測軸方向分別是：x 軸為身體正右方，y 軸為身體正上方，z 軸為身體正後方。

本系統並包含了一個電腦端的 Zigbee 接收端，及電腦上的人體姿態紀錄與統計軟體，如圖 4-2 所示。Zigbee 接收端為 Chipcon 公司的 CC2420DBK board，它可以接收 Zigbee 無線感測網路中傳來的資訊，並可以透過 RS-232 將接收到的資料傳送給電腦或機器人端。人體姿態監測軟體是我們以 Borland C++發展的一個程式，它可以讀取 Zigbee 接收端由 RS-232 port 傳到電腦裡的資訊，由資料中判斷從該筆資料是由網路中的哪一個節點所發出，而進行記錄與統計，目前我們所設計的多人姿態監測軟體可以同時紀錄三位使用者的狀態。

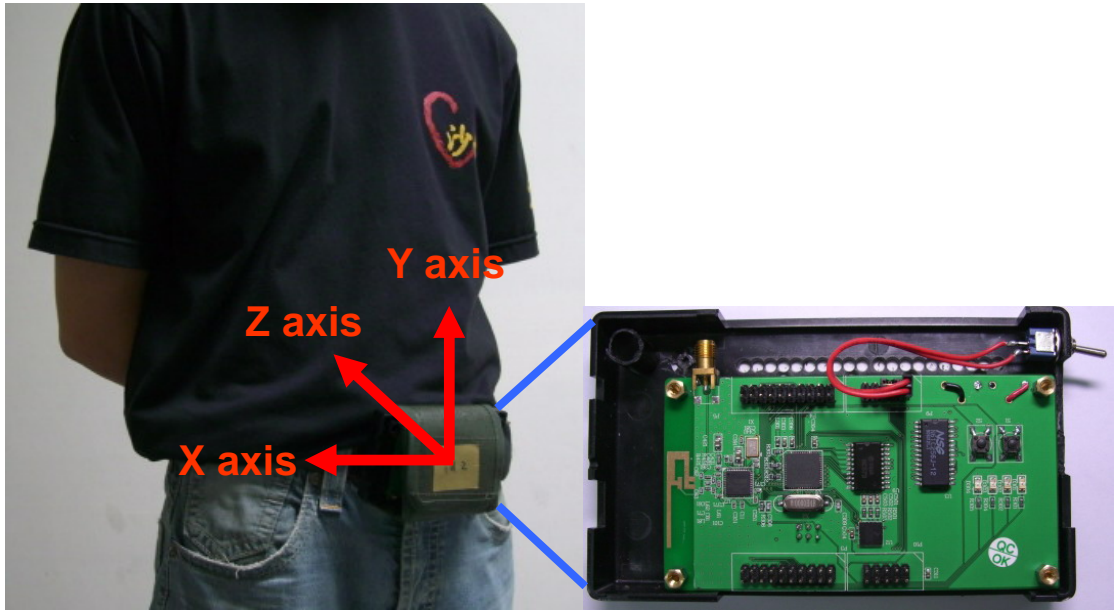


圖 4-1 人體姿態估測模組實際配帶情形及身體與感測軸之間的關係

本實驗由五位受測者，測試本系統對跌倒、站、坐、躺、上樓、下樓與走路七種狀態的辨識率，圖 4-4 為這七種姿勢的示意圖。在進行測試前，因為每位測試者因為每個人的走路習慣不同，用來判斷走路與上、下樓三種狀態的 RTF 及 RVF 參數分布也可能不同。因此在進行實驗之前先對每位測試者進行一次走路上樓下樓的實驗，由實驗後的紀錄觀察不同使用者其 RTF 及 RVF 參數之分布情形，如圖 4-3 所示，由 RTF 中找出上樓時 RTF 值的下界(going upstairs lower bound)，及走路與下樓 RTF 值的上界(walking and going downstairs upper bound)。取 RTF_{th} 為 going upstairs lower bound 與 walking and going downstairs upper bound 的平均值，即

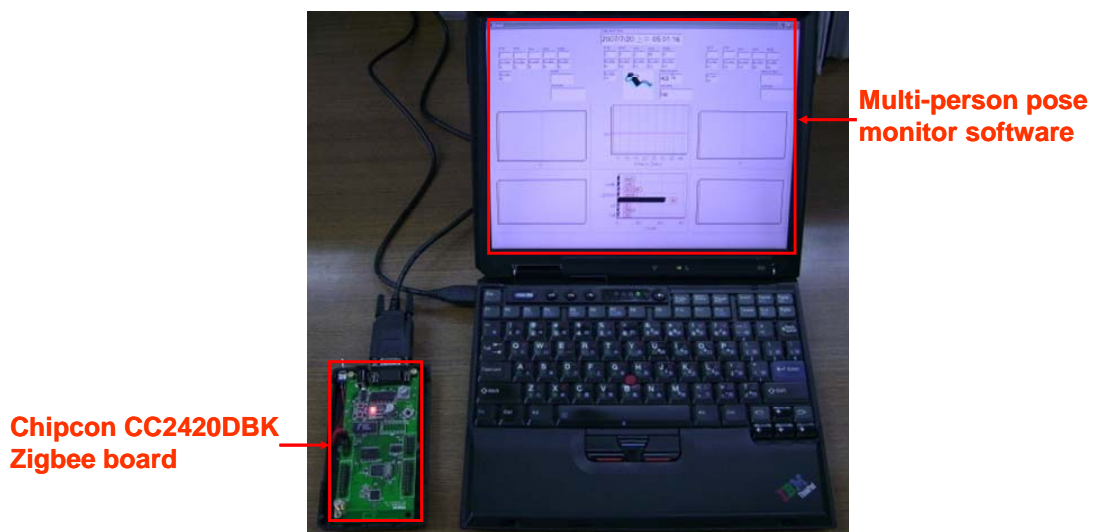


圖 4-2 Zigbee 接收端與多人姿態監測軟體

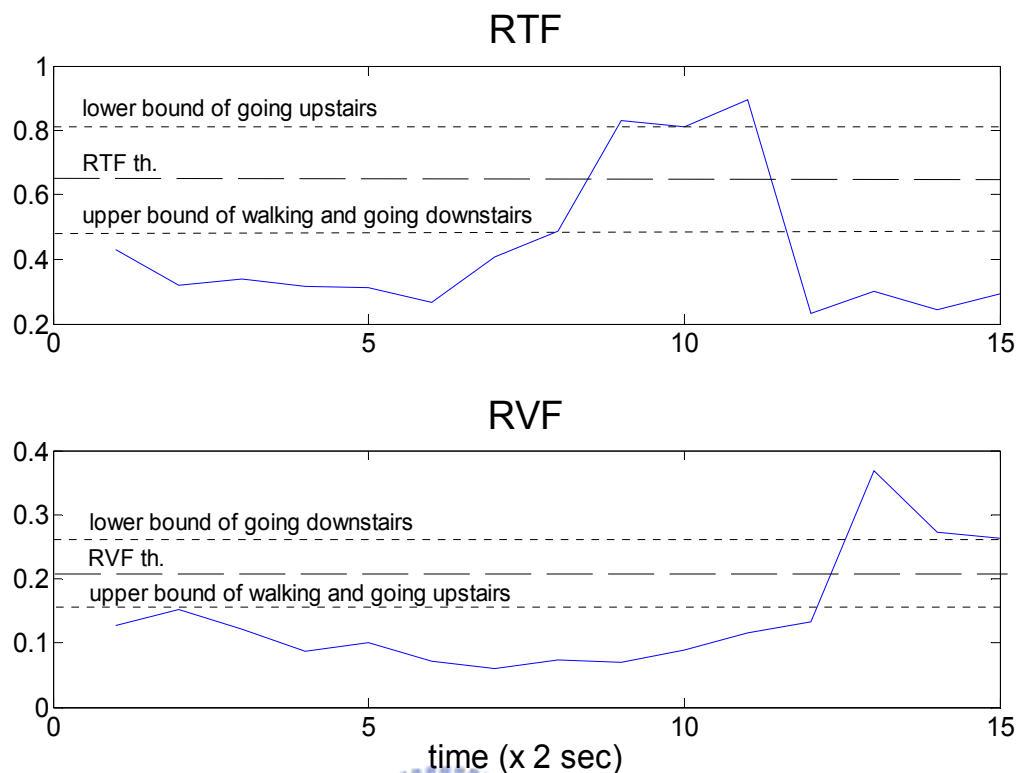


圖 4-3 決定 RTF th.及 RVF th.之示意圖

$$RTF \ th. = \frac{\text{going upstairs lower bound} + \text{walking and going downstairs upper bound}}{2} \quad (4-1)$$

同樣地，由 RVF 中找出下樓時 RVF 值的下界(downstair lower bound)，及走路與上樓 RVF 值的上界(walk and upstairs upper bound)。則我們取 RVF th.為 downstair lower bound 與 walk and upstairs upper bound 的平均值，即

$$RVF \ th. = \frac{\text{going downstairs lower bound} + \text{walking and going upstairs upper bound}}{2} \quad (4-2)$$

找到 RTF th.及 RVF th.兩個閾值後，先以 RTF 觀察使用者是否有上樓，若 RTF 大於 RTF th.，則為上樓。若無上樓的情形，則以 RVF 觀察使用者是否有下樓的情形，若 RVF 大於 RVF th.，則為下樓，若無上樓也無下樓，則為走路。每位使用者，經過計算出 RTF th.與 RVF th.後，便依序對跌倒、站、坐、躺、上樓、下樓、走路七種姿態各做 20 次測試，統計其各姿態之辨識率。圖 4-5 為本論文發展之多人姿態監測軟體介面之各部份說明，由此介面紀錄受測者的姿態，與實際的姿態比較。表 4-1 至表 4-5 分別為五位測試者姿態辨識的結果，表 4-6 為五位測試者之總辨識率。



(a) 跌倒



(b) 站



(c) 坐



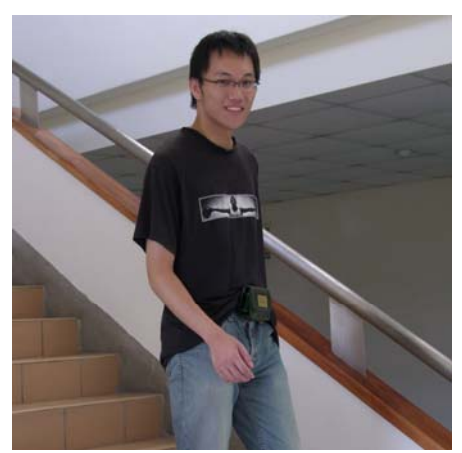
(d) 躺



(e) 走路



(f) 上樓



(g) 下樓

圖 4-4 欲辨識之七種姿態示意圖

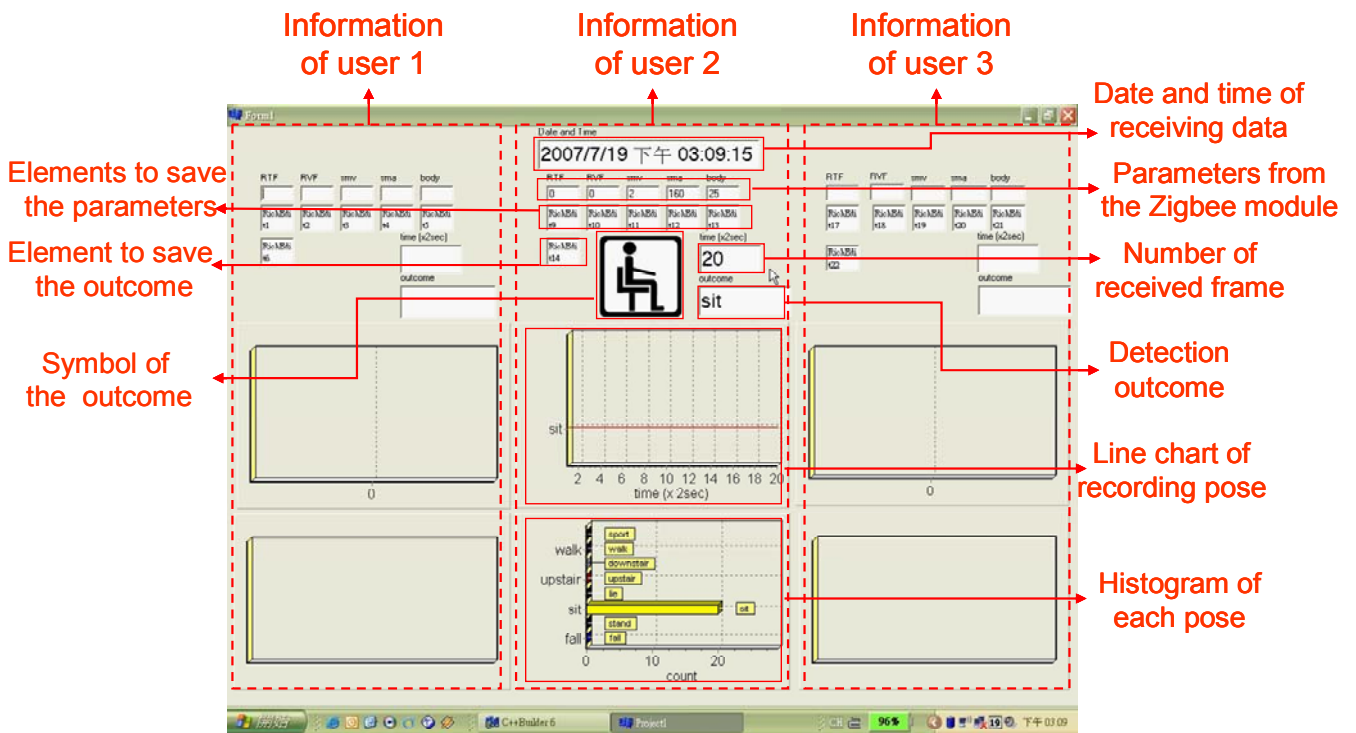


圖 4-5 實驗一中受測者一辨識坐姿 20 次之紀錄與多人姿態監測軟體界面說明

表 4-1 測試者一之七種人體姿態辨識結果

actual pose \ estimated pose	sitting	standing	walking	going up-stairs	going down-stairs	falling	lying
sitting	18	0	0	0	0	0	0
standing	2	20	0	0	0	0	0
walking	0	0	20	2	2	0	0
going upstairs	0	0	0	18	1	0	0
going downstairs	0	0	0	0	17	0	0
falling	0	0	0	0	0	20	0
lying	0	0	0	0	0	0	20
sporting	0	0	0	0	0	0	0
accurate rate	90%	100%	100%	90%	85%	100%	100%

表 4-2 測試者二之七種人體姿態辨識結果

actual pose \ estimated pose	sitting	standing	walking	going up-stairs	going down-stairs	falling	lying
sitting	17	0	0	0	0	0	0
standing	3	20	0	0	0	0	0
walking	0	0	19	3	4	0	0
going upstairs	0	0	1	16	0	0	0
going downstairs	0	0	0	0	15	0	0
falling	0	0	0	0	0	18	0
lying	0	0	0	0	0	0	20
sporting	0	0	0	1	1	2	0
accurate rate	85%	100%	95%	80%	75%	90%	100%

表 4-3 測試者三之七種人體姿態辨識結果

actual pose \ estimated pose	sitting	standing	walking	going up-stairs	going down-stairs	falling	lying
sitting	16	0	0	0	0	0	0
standing	4	20	0	0	0	0	0
walking	0	0	19	0	4	0	0
going upstairs	0	0	1	19	1	0	0
going downstairs	0	0	0	0	14	0	0
falling	0	0	0	0	1	20	0
lying	0	0	0	0	0	0	20
sporting	0	0	0	1	0	0	0
accurate rate	80%	100%	95%	95%	70%	100%	100%

表 4-4 測試者四之七種人體姿態辨識結果

actual pose \ estimated pose	sitting	standing	walking	going up-stairs	going down-stairs	falling	lying
sitting	20	0	0	0	0	0	0
standing	0	20	0	0	0	0	0
walking	0	0	16	1	2	0	0
going upstairs	0	0	4	16	1	0	0
going downstairs	0	0	0	0	15	0	0
falling	0	0	0	0	0	17	0
lying	0	0	0	0	0	0	20
sporting	0	0	0	3	2	3	0
accurate rate	100%	100%	80%	80%	75%	85%	100%

表 4-5 測試者五之七種人體姿態辨識結果

actual pose \ estimated pose	sitting	standing	walking	going up-stairs	going down-stairs	falling	lying
sitting	18	0	0	0	0	0	0
standing	2	20	0	0	0	0	0
walking	0	0	17	4	2	0	0
going upstairs	0	0	3	16	0	0	0
going downstairs	0	0	0	0	18	0	0
falling	0	0	0	0	0	19	0
lying	0	0	0	0	0	0	20
sporting	0	0	0	0	0	1	0
accurate rate	90%	100%	85%	80%	90%	95%	100%

表 4-6 五位測試者之七種人體姿態總辨識結果

actual pose \ estimated pose	sitting	standing	walking	going up-stairs	going down-stairs	falling	lying
sitting	89	0	0	0	0	0	0
standing	11	100	0	0	0	0	0
walking	0	0	91	10	14	0	0
going upstairs	0	0	5	85	3	0	0
going downstairs	0	0	4	0	79	0	0
falling	0	0	0	0	1	94	0
lying	0	0	0	0	0	0	100
sporting	0	0	0	5	3	6	0
accurate rate	89%	100%	91%	85%	79%	94%	100%

4.2 不同測試者之連續姿態辨識結果

在本實驗中，由五位測試者連續作出一套連續的姿勢，依序是坐→站→走路→上樓→下樓→跌倒→躺，將其實際的姿態及時間點及記錄下來，與系統估測出的姿態作比較，統計其各姿態之辨識率。表 4-7 為五位測試者之連續姿態辨識出來的結果。由圖 4-6 可看出此介面具有連續紀錄並統計使用者姿態的功能。

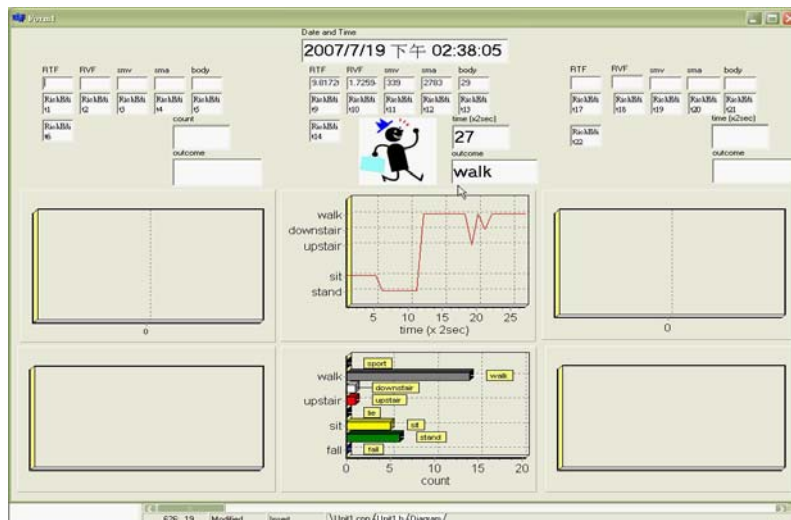


圖 4-6 實驗二中受測者一之連續姿態辨識實驗紀錄

表 4-7 五位測試者之連續七種人體姿態總辨識結果

actual pose \ estimated pose	sitting	standing	walking	going up-stairs	going down-stairs	falling	lying
sitting	20	0	0	0	0	0	0
standing	1	19	3	0	0	0	0
walking	0	0	47	1	7	0	0
going upstairs	0	0	1	28	1	0	0
going downstairs	0	0	3	0	27	0	0
falling	0	0	0	0	1	5	0
lying	0	0	0	0	0	0	14
sporting	0	0	0	6	0	0	0
accurate rate	95%	100%	87%	80%	75%	100%	100%

4.3 同時辨識三位測試者之連續姿態辨識結果

本實驗之設置如圖 4-8 所示，透過 Zigbee 網路同時監測三人的姿態系統架構如下所示，ID1~ ID 3 為使用者配帶之人體姿態估測模組，此三個節點同時對接收端的 Chipcon CC2420DBK board 傳出辨識結果，再由接收端進入電腦中的多人姿態監測軟體。我們假設每個 Zigbee 模組的傳輸距離皆可直接傳送給接收端，則三個人體姿態估測模組與 Zigbee 接收端可以佈建出一個星狀拓撲的 Zigbee 網路，如圖 4-7 所示。然而如此一來會有資料碰撞的問題，因此我們設計了一個程式流程，使人體姿態估測模組的資料能確實傳送到接收端。若傳送失敗則再重新發送一次相同的封包給接收端，若經過了三次發送失敗，則放棄傳送這一筆封包。以此資料傳輸流程，便可以達到同時監控記錄多人姿態的效果。

在本實驗中由六位測試者，每三個人為一組，共有兩組，三人同時連續作出坐→站→走路→上樓→下樓→跌倒→躺七種姿態。將三人實際的姿態及時間點及記錄下來，與系統估測出的姿態作比較，統計其各姿態之辨識率。表 4-8 為五位使用者之總辨識率。圖 4-9 為第一組三位測試者實驗中，電腦端的多人姿態紀錄軟體所記錄下來的實驗結果，可看出本系統可同時監測三位使用者之連續姿態。

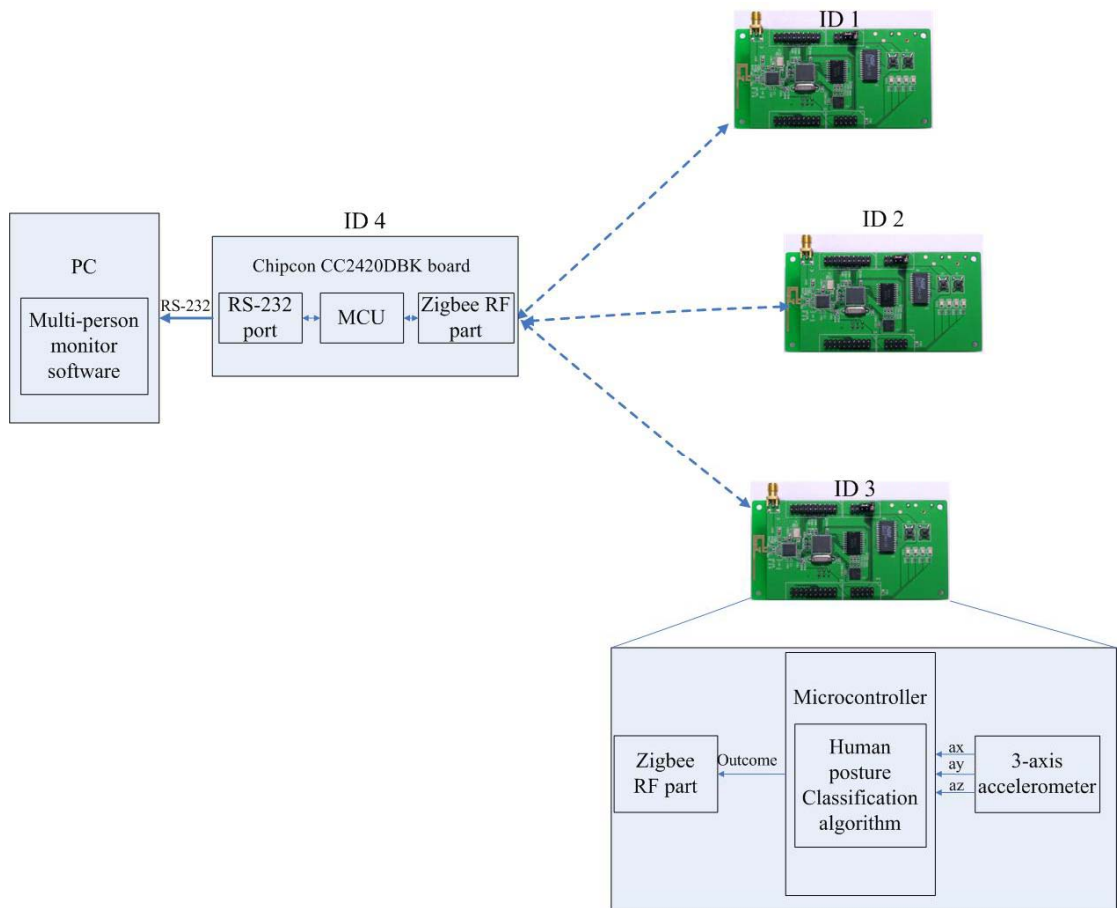


圖 4-7 多人姿態辨識實驗網路架構圖

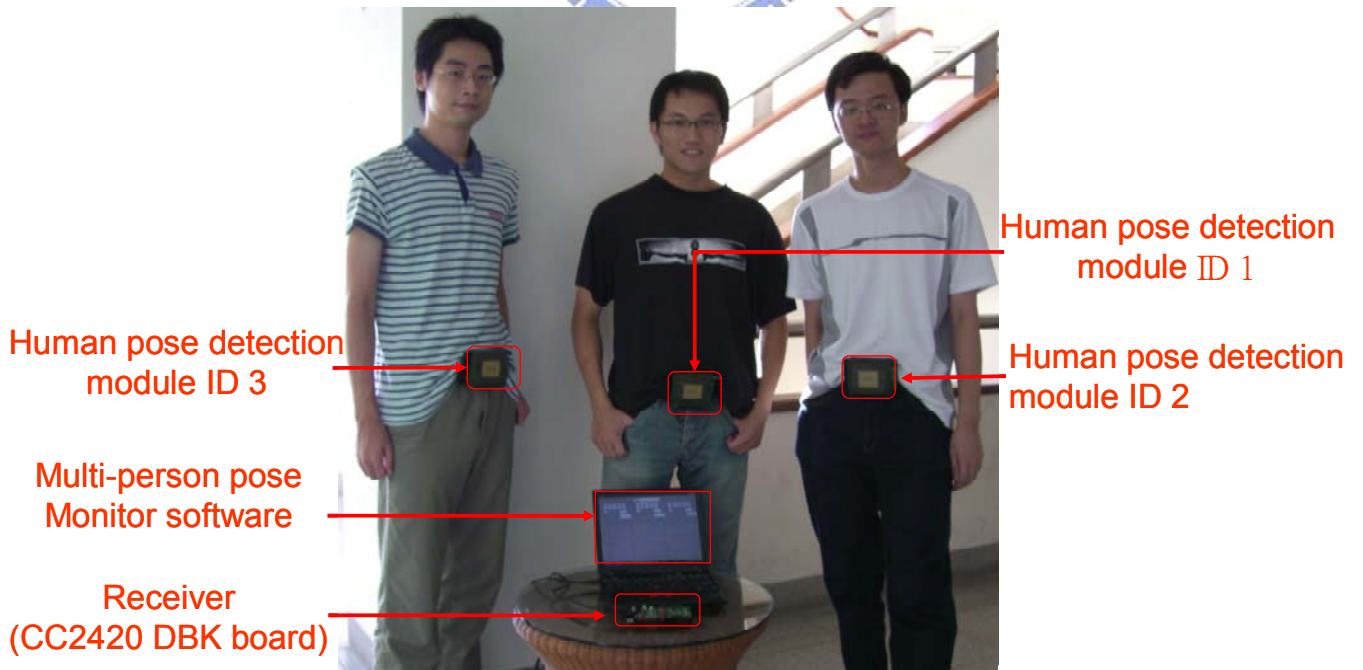


圖 4-8 多人姿態辨識實驗設置



圖 4-9 實驗三中三人連續姿態辨識實驗

表 4-8 兩組測試者之連續七種人體姿態總辨識結果

actual pose \ estimated pose	sitting	standing	walking	going up-stairs	going down-stairs	falling	lying
sitting	25	0	0	0	0	0	0
standing	2	26	0	0	0	0	0
walking	0	0	62	2	4	0	0
going upstairs	0	0	4	40	2	0	0
going downstairs	0	0	0	3	37	1	0
falling	0	0	0	0	0	5	0
lying	0	0	0	0	0	0	26
sporting	0	0	2	3	3	0	0
accurate rate	93%	100%	91%	83%	80%	83%	100%

4.4 多人姿態感測模組之系統整合應用

本實驗室利用 Zigbee 人體姿態估測模組與 Zigbee 無線感測網路完成了兩個應用，一是傳送老年人之跌倒偵測的結果，二是利用 Zigbee 無線網路設計一室內定位系統，可對老年人定位。老年人身上配戴的 Zigbee 人體姿態估測模組，將所感測到的人體姿態辨識結果傳送給看護機器人。透過 Zigbee 無線感測網路可增加傳輸距離，使機器人能在 Zigbee 無線感測網路的範圍內監視老年人的狀態。若看護機器人感測到老年人有跌倒等意外發生時，Zigbee 無線網路可對老年人身上配戴的 Zigbee 模組定位，告知看護機器人老年人所在的位置，前往事發地點提供協助。

看護機器人本體採用雙獨立驅動輪另加一自由輪之輪式運動平台，這種運動機構的主要優點是透過對兩馬達之速度控制即能達成機器人在室內環境中穩定之運動。機器人上安置有一液晶觸控式螢幕，加上所設計之人機介面，讓老人能容易操控機器人；機器人頂端架有一台 Pan-tilt USB2.0 攝影機，能即時偵測人臉及追蹤人移動，同時經由無線網路(WiFi 或 3G)將影像傳送至遠端，使遠端的家人也能看到家中老人的狀況。

透過本論文之人體姿態估測模組，使看護機器人能即時偵測人員跌倒。當人體姿態感測模組感測到有跌倒的事件發生，判斷的結果經由 Zigbee 無線網路傳送到機器人端，讓機器人能即時的反應，傳送手機簡訊緊急通知家人或醫師。

經由在環境中布置數個 Zigbee 無線模組，建置無線感測網路，再利用被定位物體(老人身體)配戴之 Zigbee 人體姿態估測模組所接收各節點不同的訊號強度(Received Signal Strength, RSS)當作環境的空間特徵，藉此判斷出物體或老人的實際位置。人體之定位資訊結合機器人上之雷射掃描儀偵測周圍環境資訊，即可達成使機器人主動避開障礙物並追蹤老人，移動至老人身邊察看情況並傳送影像。

圖 4-10 為看護機器人整合應用之示意圖。圖之左側顯示 Zigbee 感測網路與室內定位系統；圖之右側是機器人對外之聯絡網路與通訊系統，看護機器人具備以無線網路及 3G 與外界通訊；圖中間之方塊顯示看護機器人之各個功能模組，包括室內定位、自主導航、人員跌倒偵測、影像追蹤、與無線影像傳送等等。圖中之實作照片顯示整合這些功能，看護機器人可以展示出在家庭中一個典型的應

用：透過機器人之人臉追蹤及無線網路功能進行視訊會議，即時偵測老人發生跌倒情況，傳送手機緊急簡訊通知家人，機器人主動移至老人身邊，傳送即時影像至遠端 PDA，使家人或醫師能快速的得知老人的情況，讓受傷的老人能儘快得到救援。

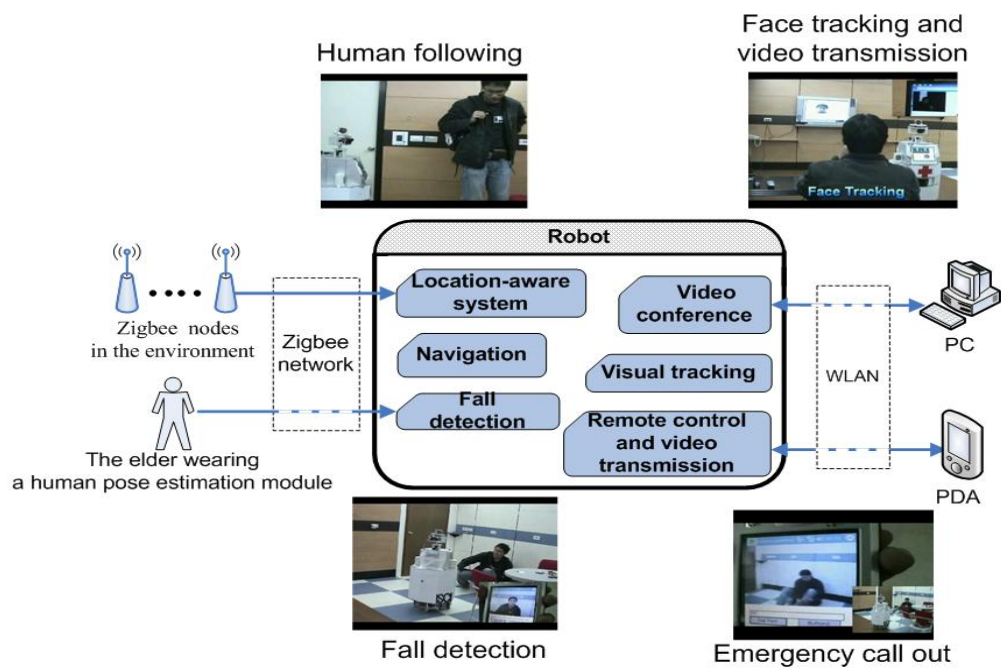


圖 4-10 人體姿態估測模組之居家看護應用


第五章 結論與未來工作

5.1 結論

本論文提出的人體姿態估測系統，以自行研製的人體姿態估測模組，實現人體姿態估測演算法，可成功辨識站、坐、躺、走路、上樓、下樓、跌倒七種不同的人體姿態，每兩秒傳出一次辨識的結果。透過 Zigbee 無線感測網路將分析的結果傳給電腦端之人體姿態管理程式作統計與紀錄，可達到同時監控多人姿態的效果。經過五位不同的受測者測試，得到本系統對七種姿態的整體辨識率為 88%。

分析第四章中 3 個實驗結果發現，實驗一中一次辨識同一個姿態之實驗的準確率會比實驗二及實驗三之連續姿態辨識的準確率稍高。原因在於本系統辨識一次姿態需要收集兩秒的加速度資訊，若在收集資料的兩秒間發生姿態轉變的情形，就很有可能發生誤判，使辨識率略為降低。

5.2 未來工作



未來之研究可朝向與機器人結合，在偵測到老年人跌倒或久臥不起的情形下，前往老年人的位置提供協助，及告知子女或看護者老年人的情形。另外可將 Zigbee 人體姿態估測模組，透過其上的 I/O pin 腳，連接各種不同的感測器，佈建在環境中，如可偵測人類通過的人體紅外線感測器，及可偵測玻璃是否被擊破之麥克風感測器與振動感測器，當這些感測器偵測到異常現象時，機器人便前往事發地點查看，並傳送影像給家人，使機器人不但能提供居家看護功能，也能提供保全服務。

参考文献

- [1] J. Y. Hwang, J.M. Kang, Y. W. Jang and H. C. Kim, “ Development of novel algorithm and real-time monitoring ambulatory system using bluetooth module for fall detection in the elderly,” in *Proc. of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, USA, 2004, pp. 2204-2207.
- [2] B. Najafi, K. Aminian, A. Parachiv-Ionescu, F. Loew and P. Robert, “Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor : monitoring of daily physical activity in the elderly,” *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol.50, issue.6, pp.711–723, 2003.
- [3] 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. Information Technology in Biomedicine*, vol. 10, Issue. 1, pp. 156-167, 2006
- [4] C. V. C. Bouten, K. T. M. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde and J. D. Janssen, “A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity,” *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol.44, no.3, pp. 136–147,1997.
- [5] S. Tanaka, K. Motoi, M. Nogawa and K. Yamakoshi, “ A new portable device for ambulatory monitoring of human posture and walking velocity using miniature accelerometers and gyroscope,” in *Proc. of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, USA, 2004, pp. 2283-2286.
- [6] M.Sekine and T.Tamura, “Discrimination of walking pattern using wavelet-based fractional analysis,” *IEEE Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol.10, issue.3, pp. 188 –196, 2002.
- [7] *CC2420 2.4 GHz IEEE 802.15.4/Zigbee-ready RF transceiver datasheet*, Chipcon 2004.
- [8] M. Makikawa and D. Murakami,” Development of an ambulatory physical activity and behavior map monitoring system,” in *Proc. of the 18th Annual International*

Conf. of the IEEE engineering in medicine and biology society, Amsterdam, Netherlands, 1996, pp.71-72.

- [9] G. Williams, K. Doughty, K. Cameron and D. A. Bradley, “A smart fall and activity monitor for telecare application,” in *Proc. of the 20th Annual International Conf. of the IEEE engineering in medicine and biology society*, Hong Kong, China, 1998, pp.1151-1154.
- [10] M. Sekine and T. Tamura, “Classification of acceleration waveform in a continuous walking record,” in *Proc. of the 20th Annual International Conf. Medicine and Biology Society*, Hong Kong, China, 1998, pp. 1523–1526.
- [11] M. Kaburagi, K. Hanaoka, M. Sekine, T. Fujimoto, T. Tamura, F. Horiuchi and Y. Higashi, “Assessment of special motion during standing in hemiplegic patients,” in *Proc. of the 22nd Annual EMBS International Conference*, Chicago, USA, 2000, pp. 2275-2277.
- [12] M. J. Mathie, J. Basilakis and B. G. Celler, “A system for monitoring posture and physical activity using accelerometers,” in *Proc. of the 23rd Annual EMBS International Conference*, Istanbul, Turkey, 2001, pp. 3654-3657.
- [13] D. Castro, J. Presedo, M. Fernandez-Delgado and S. Barro, “Patient telmonitoring at home,” in *Proc. of the 23rd Annual EMBS International Conference*, Istanbul, Turkey, 2001, pp. 3571-3574.
- [14] M. Prado, J. Reina and L. Roa, “Distributed intelligent architecture for falling detection and physical activity analysis in the elderly,” in *Proc. of the second joint EMBS/BMES conference*, Houston, USA, 2002, pp. 1910-1911.
- [15] M. J. Mathie, N. H. Lovell, A. C. F. Coster and B. G. Celler, “Determining activity using a triaxial accelerometer,” in *Proc. of the second joint EMBS/BMES conference*, Houston, USA, 2002, pp. 2481-2482.
- [16] E. Lou, M. Bazzasrelli, D. Hill and N. Durdle, “A Low Power Accelerometer using To Improve Posture,” in *Proc. of 2001 Canadian Conf. Electrical and Computer Engineering*, Toronto, Canada, 2001, pp.1385–1389.

- [17] M. Ogawa, R. Suzuki, S. Otake, T. Izutsu, T. Iwaya and T. Togawa, "Long-term remote behavioral monitoring of the elderly using sensors installed in domestic houses," in *Proc. of the second Joint EMBS/BMES Conference*, Houston, USA, 2002, pp. 1853-1854.
- [18] M. Bazzarelli, N. G. Durdle, E. Lou and V. J. Raso, "A wearable computer for physiotherapeutic scoliosis treatment," *IEEE Trans. Instrumentation and Measurement*, vol.52, pp.126-129, 2003.
- [19] K. Motoi, S. Tanaka, M. Nogawa and K. Yamakoshi, "Evaluation of a new sensor system for ambulatory monitoring of human posture and walking speed using accelerometers and gyroscope," in *Proc. of SICE Annual Conference*, Fukui, Japan, 2003, pp. 1232-1235.
- [20] S. Luo and Q. Hu, "A dynamic motion pattern analysis approach to fall detection," in *Proc. of IEEE International Workshop on Biomedical Circuits & Systems*, pp. 1-5-8a, 2004.
- [21] J. Li and C. Liu, "An ambulatory monitoring architecture for the remote healthcare service system," in *Proc. of ICSSSM '05 international conference*, Chongqing, China, 2005, pp. 1414-1418.
- [22] S. Sran and N. Ngyen, *Wavelet and Filter Banks*, Wellesley Cambridge, pp. 103-208.
- [23] C. V. C. Bouten, K. R. Westerterp, M. Verduin and J. D. Janssen, "Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer," *Medicine and Science Sport Exercise*, vol. 26, pp. 1516-1523, 1994.

附錄 A

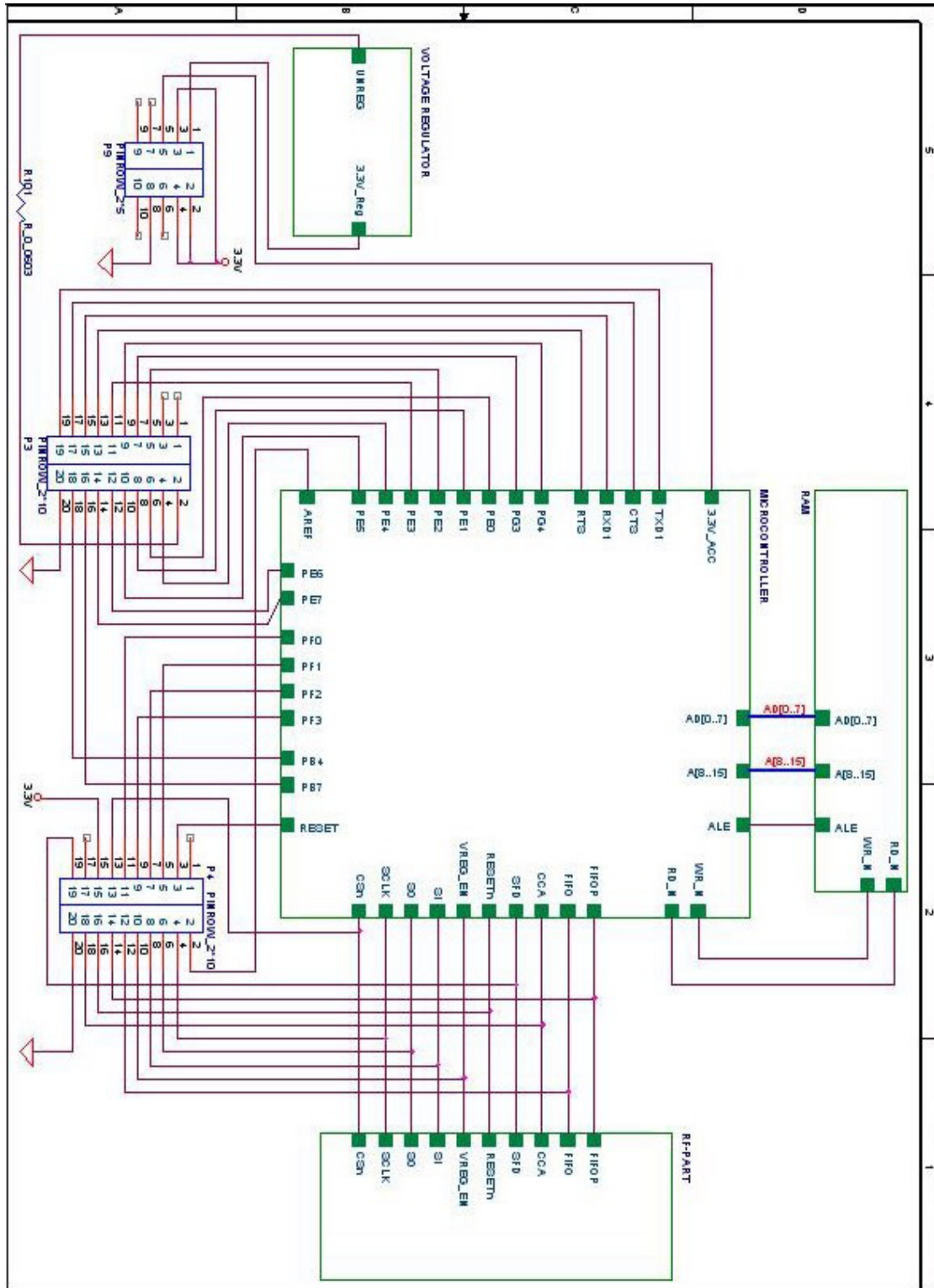


圖 A-1 人體姿態估測模組方塊圖