

國立中央大學

資訊工程研究所
碩士論文

使用線性加速感測晶片的計步器
The Implementation of a G-Sensdor-based Pedometer

研究生：施建仲
指導教授：蘇木春 博士

中華民國九十九年一月



國立中央大學圖書館 碩博士論文電子檔授權書

(98年4月最新修正版)

本授權書所授權之論文全文電子檔(不包含紙本、詳備註1說明)，為本人於國立中央大學，撰寫之碩/博士學位論文。(以下請擇一勾選)

(V)同意 (立即開放)

()同意 (一年後開放)，原因是：_____

()同意 (二年後開放)，原因是：_____

()同意 (三年後開放)，原因是：_____

()不同意，原因是：_____

以非專屬、無償授權國立中央大學圖書館與國家圖書館，基於推動「資源共享、互惠合作」之理念，於回饋社會與學術研究之目的，得不限地域、時間與次數，以紙本、微縮、光碟及其它各種方法將上列論文收錄、重製、公開陳列、與發行，或再授權他人以各種方法重製與利用，並得將數位化之上列論文與論文電子檔以上載網路方式，提供讀者基於個人非營利性質之線上檢索、閱覽、下載或列印。

研究生簽名：施建仲 學號：93532004

論文名稱：使用線性加速感測晶片的計步器

指導教授姓名：蘇木春 教授

系所：資訊工程 所 博士班 碩士班

日期：民國 99 年 1 月 1 日

備註：

1. 本授權書之授權範圍僅限電子檔，紙本論文部分依著作權法第 15 條第 3 款之規定，採推定原則即預設同意圖書館得公開上架閱覽，如您有申請專利或投稿等考量，不同意紙本上架陳列，須另行加填聲明書，詳細說明與紙本聲明書請至 <http://thesis.lib.ncu.edu.tw/> 下載。
2. 本授權書請填寫並親筆簽名後，裝訂於各紙本論文封面後之次頁（全文電子檔內之授權書簽名，可用電腦打字代替）。
3. 請加印一份單張之授權書，填寫並親筆簽名後，於辦理離校時交圖書館（以統一代轉寄給國家圖書館）。
4. 讀者基於個人非營利性質之線上檢索、閱覽、下載或列印上列論文，應依著作權法相關規定辦理。

國立中央大學碩士班研究生

論文指導教授推薦書

資訊工程 學系/研究所 施建仲 研究生

所提之論文

使用線性加速感測晶片的計步器

係由本人指導撰述，同意提付審查。

指導教授 施建仲 (簽章)

98年11月26日

國立中央大學碩士班研究生
論文口試委員審定書

資訊工程 學系/研究所 施建仲 研究生
所提之論文

使用線性加速感測晶片的計步器 經本
委員會審議，認定符合碩士資格標準。

學位考試委員會召集人 李揚漢
委員 葉士青
周建瓔
趙子翔
陳木春

中華民國 年 月 日

中文摘要

隨著固態微機電(MEMS)製程的發展與普及，許多原本尺寸大的零件，都隨著MEMS製程的演進而越來越精細，尺寸越來越小，並且製作成本也隨著技術與時間的進展，隨之不斷的降低，到足以大量生產零件，並且以可接受的價格提供給市場，提供商業化的元件。

而線性加速度計又稱重力感測器(G-sensor)，主要是提供加速度變化的資訊，有二維與三維方向的产品，也在 MEMS 製程的大幅進展的趨勢裡面，成了消費性電子的零件之一。

但是這也面臨了些問題：這些對消費性電子是新進成員的元件，到底能做什麼呢？G-Sensor 到底能做什麼樣的應用呢？有什麼樣的應用是G-Sensor 所擅長的呢？怎樣的商業應用才可以有足夠的經濟規模讓 G-Sensor 的研發與生產可以持續下去呢？

有的應用是在遊戲上面，利用加速度的變化來控制遊戲的進行；有的應用在使用者操作介面，藉由敲動機器來換頁或是驅動某些程式；或是墜落偵測，讓筆記型電腦裡的硬碟能夠及時歸位並保護；或是應用在計步器上。

計步器是一種記錄步數的小型儀器。作用原理是靠步行過程中產生的軀幹上下震動，改變了計步器的水平位置，並傳導到計步器內部上下擺振裝置，進而啟動計數器的計數功能。於是，把移動過程轉換為步數並累計，最終結果就呈現在計步器的螢幕上。

在計步器上應用，坊間並沒有比較完整與徹底的探討，因此本論文使用 G-Sensor 來實作計步器的功能，並探討在實作過程中，G-Sensor 與機械式計步器之間的差異性，探討怎樣的方式才可以讓 G-Sensor 應用在計步器上是較機械式計步器來得精準，甚至可以提供更多的資訊來給使用者參考，更精準、更多的選項可以來讓計步器是針對不同人的特性，來調適最好的參數做計算與計步，而不是粗略的估計。

The Implementation of a G-Sensor-based Pedometer

ABSTRACT

As the development of the MEMS technology comes to more normalization, many components become much tiny. And the manufacturing cost is becoming lower. Those products using MEMS become commercialized, and provide accepted prices to market.

The Linear accelerometer is also called G-Sensor. It supplies the information of accelerating change when some motion happens. The current G-Sensor products in the market are not only support 2-dimension but also support 3-dimension information. The G-Sensor becomes the one of consumer components in this trend of MEMS technology development.

But, this trend also causes discussion for those new members of consumer electronic market. What can they do? What kind of applications can be implemented? How can they cause a large scale of economy to sustain their development and production? Those same discussions also happen on the G-Sensor's future.

The applications using G-Sensor components are working in the current market. For examples, to be a way to control the game working, to control user interface, to drive some application programs or change slides by knocking the side of a device, to detect the falling event and let HD inside the notebook has enough time to shutdown. And, G-Sensor can be implemented inside a pedometer.

Pedometer is a kind of instrument to calculate and record the number of

steps which user walks. It uses the rock of body to change the position of pedometer continually when user is walking. The information of sway would be passed to the processor inside the pedometer. The processor receives the continued information and calculates the steps to be accumulated. Then, show the number on the screen of pedometer.

This paper will discuss how to implement a pedometer using G-Sensor's function. And, discuss those differences between mechanical pedometer and G-Sensor pedometer. This paper will discuss and examine the algorithms to refine the value to close to the actual steps which user walks. Even more, the device could provide more parameters and information to user for reference. Normalize the device for different users, different bodies and different motions to get the exact number of steps, not a rough one.

誌 謝

感謝蘇木春教授在這幾年的研究所生活中的照顧，蘇教授的開明與博學多聞，令我印象深刻，強調在論文選題上與實作上能夠切合我實務上的經驗與工作上的需要，使得在論文的研究與努力上，更能得心應手。與蘇教授討論與腦力激盪下，對 G-Sensor 的了解乃至於應用，都需要感謝蘇教授給予的彈性與指導。

感謝在職專班的其他同學的幫忙，讓我在百忙的工作下，依然能夠趕上研究所的課程進度，順利的取得畢業學分；雖然同學們都在不同的領域、不同的公司工作，卻也是能夠互相激勵與互相交流的機會，感謝同學們的互相幫忙。

感謝實驗室學長的幫忙，幫助我解惑與分享資源，讓程式的完成能夠事半功倍。學長與實驗室的豐富資源，讓我獲益良多。

最後感謝家人與身邊人的支持與鼓勵，讓我支持到最後的這一刻。

目 錄

	頁次
中文摘要.....	i
ABSTRACT	iii
誌 謝	v
目 錄	vi
圖目錄 List of Figures.....	ix
表目錄 List of Tables.....	xi
一、序論.....	1
1-1 研究動機	1
1-2 文獻探討	2
1-2-1 應用於導航.....	2
1-2-2 應用於人體動作辨識.....	2
1-3 計步器	5
1-3-1 機械式計步器	5
1-3-2 3D 計步器	6
1-4 論文架構	8
二、相關技術介紹	9
2-1 微機電系統(MEMS).....	9
2-1-1 微機電(MEMS)製程	9
2-1-2 微機電(MEMS) 應用領域	10
2-2 線性加速器	11
2-2-1 運作原理	11
2-2-2 牛頓第二運動定律	13
2-3 結合 GPS/重力感測器/陀螺儀，輔助導航裝置之不足.....	14
2-3-1 慣性導航系統.....	14
2-3-2 累積誤差	15
2-4 其他應用	16

三、演算法介紹	18
3-1 檢測步數	18
3-2 找尋曲線的局部最高/低點	19
3-2-1 演算法	19
3-2-2 問題發生：並沒有所有的轉折點都找到	20
3-2-3 問題發生：連續找到兩個轉折點	21
3-2-4 問題發生：轉折點的有效性	22
3-2-5 問題發生：閾值的設定	24
3-3 初始值的賦予	26
3-3-1 第一點當初始值	26
3-3-2 固定數量的資料作平均值當初始值	27
3-3-3 固定時間間隔的資料作平均值當初始值	28
3-4 閾值的計算	30
3-4-1 固定閾值	30
3-4-2 動態閾值	32
四、實驗結果與討論	35
4-1 實驗的軟體與環境	35
4-1-1 硬體環境	35
4-1-2 軟體環境	36
4-1-3 軟體架構圖	37
4-1-4 實驗軟體限制	37
4-1-5 G 值計算	38
4-1-6 實驗對象	38
4-2 實驗的數據與比較	39
4-2-1 初始值的賦予 – 時間區間的長短	40
4-2-2 初始值的計算 – 校正閾值的設定	42
4-2-3 閾值的計算 – 固定閾值(上閾值)	44
4-2-4 閾值的計算 – 固定閾值(下閾值)	46
4-2-5 閾值的計算 – 動態閾值(上閾值)	48
4-2-6 閾值的計算 – 動態閾值(下閾值)	50

4-2-7 閾值的計算 – 平均值的個數(動態閾值).....	52
4-3 與其他計步器的比較.....	54
4-3-1 步行的比較.....	54
4-3-1 跑步的比較.....	55
五、結論與展望	56
5-1 結論	56
5-2 展望	56
參考文獻.....	59

圖目錄 List of Figures

圖 1 計步器-Omron	5
圖 2 機械式計步器	6
圖 3 DRETEC 3D 感應步數器 H-225BL	6
圖 4 Pico Projector Displays.....	10
圖 5 表面微機電感測單元的組成元件.....	11
圖 6 G-cell 的實體模型	12
圖 7 傾斜角和重力感測器 ADC 輸出位元的關係.....	13
圖 8 利用重力感測器來實現 DR.....	15
圖 9 DR 誤差對定位所造成的影響	15
圖 10 人行走時，下半身簡圖	18
圖 11 點的數值由正值轉為負值.....	19
圖 12 點的數值由負值轉為正值.....	20
圖 13 找尋到部份局部高/低點，尚有部分未能找到	20
圖 14 A 點放大圖	21
圖 15 連續找到兩個轉折點(藍色方塊點).....	21
圖 16 週期的變化.....	22
圖 17 走路 - 26 步	23
圖 18 走路 - 26 步 放大圖	23
圖 19 步數偵測：走路 - 26 步	24
圖 20 步數偵測：走路 106 步(閾值 0.3).....	25
圖 21 步數偵測：走路 106 步(閾值 0.2).....	25
圖 22 步數偵測：走路 106 步(閾值 0.1).....	25
圖 23 由 GSensor 取得的原始資料.....	26
圖 24 第一點當初始值	27
圖 25 固定數量的資料作平均值當初始值.....	28
圖 26 固定數量的資料作平均值當初始值(二)	28
圖 27 固定時間間隔的資料作平均值當初始值(一).....	29
圖 28 固定時間間隔的資料作平均值當初始值(二).....	30
圖 29 實際步數為 113 步的 Y 軸運動圖	31
圖 30 固定閾值-0.2，計算出 104 步	31
圖 31 固定閾值-0.4，計算出 40 步	32
圖 32 動態閾值(取 10 個平均，權值 0.5)，計算出 112 步	33
圖 33 動態閾值(取 10 個平均，權值 1)，計算出 68 步	33

圖 34 動態閾值(取 5 個平均，權值 0.5)，計算出 110 步	34
圖 35 Connection Diagram for use with I2C interface	36
圖 36 軟體架構圖	37
圖 37 時間區間的長短的設定	41
圖 38 校正閾值的設定	43
圖 39 固定閾值(上閾值)	45
圖 40 固定閾值(下閾值)	47
圖 41 動態閾值(上閾值)	49
圖 42 動態閾值(下閾值)	51
圖 43 平均值的個數(動態閾值).....	53
圖 44 The pedometer in Hi-Hiker Pro.....	54
圖 45 走路時的 X、Y、Z 軸的 G 值變化曲線.....	57

表目錄 List of Tables

表 1 Bosch-SMB380	35
表 2 樣本的基本資料	39
表 3 時間區間的長短的設定	41
表 4 校正閾值的設定	43
表 5 固定閾值(上閾值)	45
表 6 固定閾值(下閾值)	47
表 7 動態閾值(上閾值)	49
表 8 動態閾值(下閾值)	51
表 9 平均值的個數(動態閾值).....	53
表 10 三個計步器的計步結果 - 走路 100 步	55
表 11 三個計步器的計步結果 - 跑步 100 步	55

一、序論

1-1 研究動機

線性加速度計又稱重力感測器(G-sensor)，主要是提供速度和位移的資訊。

因為固態微機電(MEMS)製程的發展與普及，使得G-Sensor小型化，並且製作成本也不斷的降低到足以大量生產與商業化；並且許多PDA(Personal Digital Assistant)也都內建了G-Sensor。

但是這也面臨了一個問題：G-Sensor到底能做什麼樣的應用呢？有什麼樣的應用是G-Sensor所擅長的呢？

有的應用在玩遊戲、有的應用在使用者操作介面或是計步器。

計步器是一種記錄步數的小型儀器。計步器最佳佩戴位置在腰帶上，因它的作用原理是靠步行過程中產生的軀幹上下震動，改變了計步器的水平位置，並傳導到計步器內部上下擺振裝置，進而啟動計數器的計數功能。於是，把移動過程轉換為步數並累計，最終結果就呈現在計步器的螢幕上。

在計步器上應用，坊間並沒有比較完整與徹底的探討，都是粗略的模擬重錘式計步器的方式，在G-Sensor的資料取得與計算上，學生認為應該可以更精準、更多的選項可以來讓計步器是針對不同人的特性，來調適最好的參數做計算與計步，而不是粗略的估計。

並且因為 G-Sensor的元件隨著MEMS的製程進步，使得尺寸可以非常的小，對比於機械式計步器的機構設計，採用G-Sensor元件的計步

器，可以在尺寸上與機構的設計上，可以有更佳的设计。

1-2 文獻探討

目前可以看到的論文大多偏重於如何將G-Sensor與GPS或是其他感測器的結合，來做定位或導航的應用，或是用於動作的偵測，辨識首飾等應用上。

1-2-1 應用於導航

在導航與定位的應用上，大部分是使用GPS搭配G-Sensor來做輔助的定位。

例如，使用GPS與IPS來提供導航資料，以輔助INS改善軌跡精度。其中GPS提供戶外使用，而IPS(Indoor Positioning System)使用Wifi或是其他室內定位系統來定位，藉以修正INS(Inertial Navigation System，慣性導航)的累積誤差[1]-[2]。

有使用加速儀整合電子羅盤及陀螺儀為輔助感測器，量測值的輸出，並透過濾波器整合感測器訊號，得到方位與路徑的推估 [3]。

1-2-2 應用於人體動作辨識

利用加速度感測器(Accelerometer)做為抓取動作的依據，藉三維加速度值找出在時間內的動作變化程度以及方向，藉以取得人們施展情緒的手勢，在擷取出手勢的特徵後，與預先定義好的情緒手勢做比對，得出實驗對象的情緒狀況 [4]。

利用加速度感測器與語音輸入，來辨識正在工作的使用者的動作，並且帶出該使用者做該項工作所需要的資訊，例如：在木工工坊

工作的師傅，如果正在鎖螺絲，則辨識系統辨識出鎖螺絲的動作，並且在畫面上帶出螺絲起子 [5]。

透過數個在身體上的重力感測器，監測人不同的身體動作，得到的感測器資料，在進行分析；例如偵測與分析行走、仰躺下、面趴下、跌倒等姿勢的資料，來作為偵測與預防病人危險的系統 [6]，偵測使用者行走的方向、角度[7]，以及單純對站立、坐下、行走的資料做分析 [8]-[9]。

在分析人體的動作上，最常見是透過攝影機來取得人連續動作的圖片，然後針對圖片內的人體主要部份(軀幹、四肢)來做分析 [10]；有透過PCA(Principal Component Analysis)和ICA(Independent Component Analysis)來分析由重力感測器所得到的資料，來擷取不同動作的特徵資料

[11]；有人在關節部位布上感測器，取得資料後來分析不同的關節部位，在人體的動作下，會有怎樣的數據變化 [12]。

應用在疾病的監測上，有人提出使用重力感測器來收集顫抖病人的資料，透過長時間的收集資料，經過顫抖波形的分析，包括顫抖頻率和強度分析後，提供顫抖現象的判斷[13]；以及老人跌倒的偵測 [14]。

1-3 計步器

1-3-1 機械式計步器



圖 1 計步器-Omron

資料來源：[15]

內部有一個平衡的機構，佩帶的使用者在運動的時候，會使得這個機構產生上下震動或是左右移動；機器透過收集這個平衡機構的運動頻率來計算數值，計算消耗的卡路里。

人在步行的時候，腰部的重心會有上下位移的運動，因此計步器佩帶在腰帶上，是可以藉由重心的上下位移運動來驅動計步器的運算計步。

但是由於每個人走路的姿態、步伐不同，所以步數是較為準確外，其他的數據都是估算出來的資料（一般是按體重65公斤每步0.7公尺的標準來計算）[16]。

對於走路姿態呈現病態（比如腦部萎縮、半身不遂、中風）來說，可能連步數都無法準確，因為振幅不够大或是走一步顛兩步的狀況[17]。

常用的平衡機構有

1. 在一段塑料管中密封着一小塊磁鐵，管外纏繞著線圈，當塑料管運動時，磁鐵由於慣性而在管中反向運動，切割線圈所產生的磁力圈，產生電磁感應，線圈因此產生電流。人體運動時，上下起伏的加速度近似為正弦曲線，線圈的輸出電流也是正弦波，測量正弦波的頻率就可以得出運動的步數 [18]。
2. 如圖 2，(a) 作動方式是行走產生的震動使連桿（藍色A 圈選處）敲打（藍色B 圈選處）鋁片，然後啟動計數器的計數功能，並把數位化數字顯示在液晶上。(b) 一般市售的計步器可戴在腰間計步使用。(c) 計步器也可於進行伸展運動時戴在手腕上 [19]。

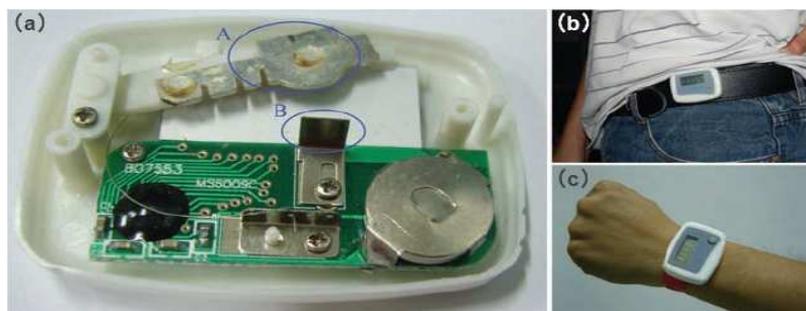


圖 2 機械式計步器

資料來源：[19]

1-3-2 3D計步器



圖 3 DRETEC 3D 感應步數器 H-225BL

資料來源：[20]

如圖 3是搭載最新開發3D 重力感測器，與本論文使用的重力感測器是同用途的元件，內建有防止誤判的方式為「連續步行7秒以上才會計數」。

比起機械式計步器，優點是可以任何方向都能檢測步數，並且因為MEMS技術，使得感測器體積很小，讓產品外型設計非常有彈性；沒有了機械的部份，產品的模具設計也簡單許多。

1-4 論文架構

本論文分為五個章節

第一章 序論，簡介本論文的研究動機。

第二章 相關技術介紹，例如線性加速器的原理與應用範圍。

第三章 演算法介紹，簡介G-Sensor運用在計步器的演算法，程式在實作上面所遇到的狀況，與解決的方法。

第四章 實驗與討論，經由實驗歸納所選擇的演算法的優劣狀況，並討論是否有不同的解決方案。

第五章 結論與展望的部份，將 G-Sensor 計步器可能的發展性以及現在所遇到的困難，做總和性的歸納與註解。

最後是，參考文獻，細列所參考到的論文、文章或是網頁資料出處。

二、相關技術介紹

2-1 微機電系統(MEMS)

Micro Electro mechanical Systems，其定義為一個智慧型微小化的系統，包含感測、處理或致動的功能，包含兩個或多個電子、機械、光學、化學、生物、磁學或其他性質整合到一個單一或多晶片上 [21]。

微機電系統(MEMS)是在1954年由貝爾實驗室(Bell Labs)的Charles Smith 透過矽的壓阻 (piezoresistive) 效應發明。多數產品從發明到完全商用化，都需要花費時間和資源；基於壓阻效應的MEMS壓力感測器直到1990年才得以上市；眾多的MEMS元件在近年來得以商用化，主要原因是MEMS價格下降了；已經看到了整合的MEMS麥克風、加速度計、顯示器與RF元件，它們應用在可攜式設備(如手機)和遊戲機(如Wii)等設備上 [22]。

2-1-1 微機電(MEMS)製程

有表面微機電(Surface Micromachined)技術和體型微機電(Bulk Micromachined)技術的差異，在於前者是將感測器單元建構在矽晶圓的表面，而後者是利用蝕刻(Etch)技術將感測器單元蝕刻在矽晶圓內部。利用表面微機電的技術，可經訊號條件電路(Signal Conditioning Circuitry)製作在感測器單元的周邊。重力感測器一般是由利用表面微機電技術所製作的感測器單元、訊號條件電路和ADC所組成 [23]。

2-1-2 微機電(MEMS) 應用領域

在市面上已有的元件有MEMS麥克風、加速度計以及壓力感測器。

以Wii遊戲機的成功為例，預測MEMS技術將繼續攻佔包括遊戲機在內的消費性電子市場；另外潛在應用領域包括數位電視以及機上盒的遙控器；由於數位電視頻道越來越多，遙控器功能對消費者來說也越變越複雜。MEMS感測器如陀螺儀、加速度計，將可帶來使用更簡便的遙控器，只要搖晃手中的遙控器就可操作電視機或機上盒 [24]。

一家美國業者Microvision把數位投影機相關元件的尺寸縮小、功耗降低，生產出採用微型影像顯示技術，僅手機大小的數位投影機，這種設備以獨特的MEMS技術平台為基礎，其中所採用的雷射掃描技術借用了Microvision成功的條碼閱讀器產品中的技術。與單一數位微鏡面組合在同一微型模組中的固體雷射，由於不需要任何光學鏡頭，因而簡化了整個投影系統 [25]，如圖 4。

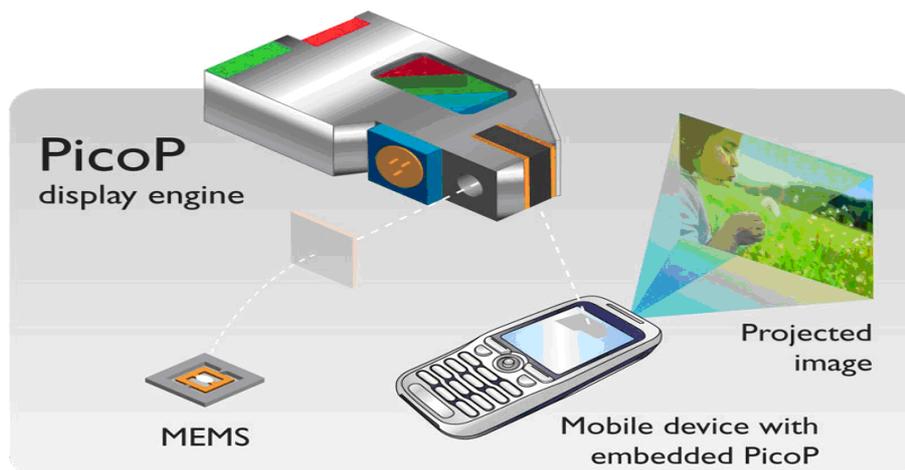


圖 4 Pico Projector Displays

資料來源：[25]

2-2 線性加速器

線性加速度計又稱重力感測器(G-sensor)，亦稱加速儀，主要是提供速度和位移的資訊。

2-2-1 運作原理

採用固態微機電(MEMS)製程的重力感測器具有體積小、低耗電、低單價和高自主性等優點。一顆三軸重力感測器可同時偵測三個軸向的運動。就便利性來說，重力感測器屬於自主性元件，不須依靠外部輔助資訊。

重力感測器一般是由利用表面微機電技術所製作的感測器單元、訊號條件電路和ADC所組成。

以飛思卡爾(Freescale)的重力感測器為例，其感測器單元為一電感性的感測細胞(G-cell)，是利用半導體多晶矽材料，以及光罩和蝕刻製程所製造的一種機械結構，並由彈簧、橫樑材質(Beam Masses)和栓繩(Tether)所組成(圖 5) [23]。

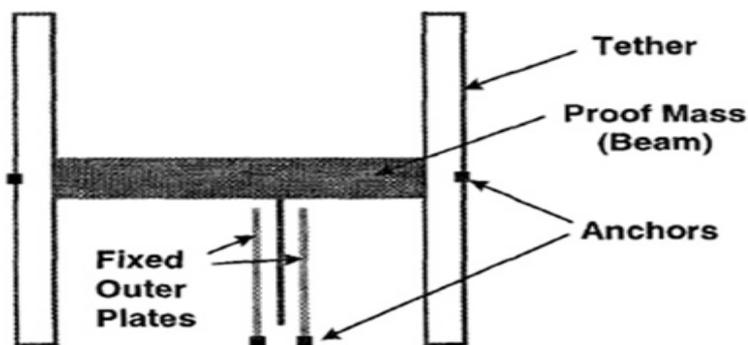


圖 5 表面微機電感測單元的組成元件

資料來源：[23]

想像G-cell是由一組三個橫樑所構成的一種機械結構，中間橫樑是可移動的，而兩側橫樑則是固定住。當系統產生加速度時，便可利用中間移動式的橫樑和兩側固定式橫樑的位移差計算出重力加速度值。當系統維持靜止狀態或處於等速運動時，栓繩便會將中間可移動的橫樑拉至中心位置，類似彈簧的原理 [23]。

圖 6為G-cell實體模型，利用三個橫樑可形成兩兩相對的電感器。當有加速度發生時，中間橫樑會往加速度的相反方向移動導體上電容值有所變動，利用電容值的改變來推算出重力加速度的大小。

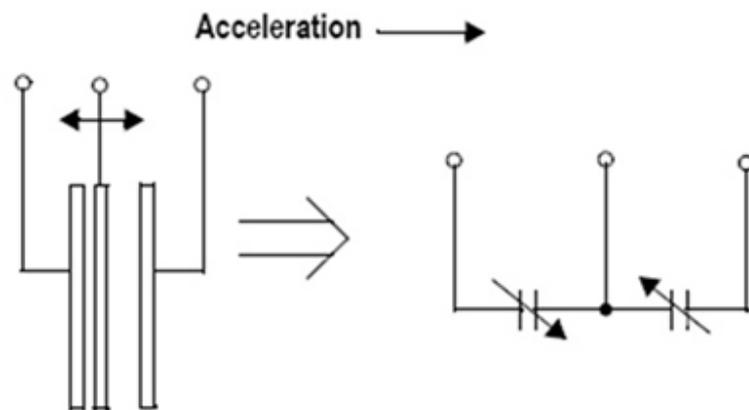


圖 6 G-cell 的實體模型

資料來源：[23]

藉由量測G-cell的電容差值算出重力加速度。經過電路計算處理後，再產生一個輸出電壓，因此此輸出電壓會和系統所遇到的重力加速度就有了關連性。圖 7為傾斜角和ADC輸出的關係，不同的傾斜角會遭受不同重力加速度。

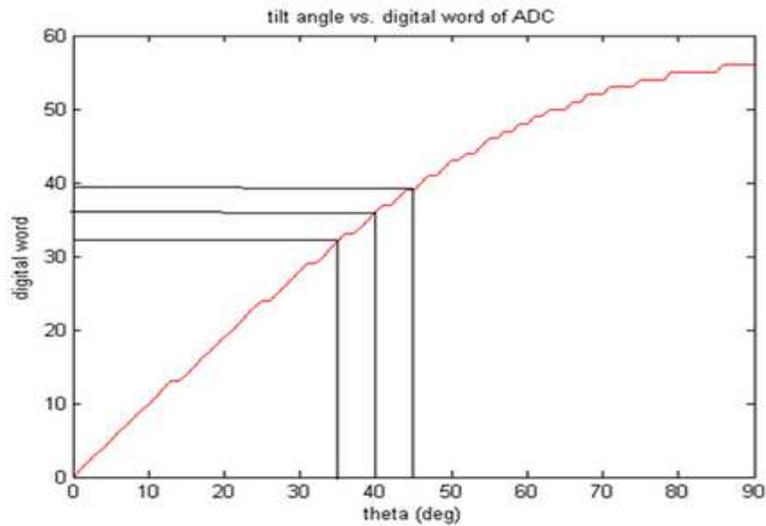


圖 7 傾斜角和重力感測器 ADC 輸出位元的關係

資料來源：[23]

2-2-2 牛頓第二運動定律

根據牛頓第二運動定律。加速度是指物體速度對時間的變化率，而速度則是該物體的位置對時間的變化率。若以數學方式表示，速度(v)就是位置(s)對時間(t)的微分，加速度(a)則是速度(v)對時間(t)的微分。假定初始速度為零之下，牛頓第二運動定律可以用公式(1)表示：

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

積分是微分的逆運算，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)，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。

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

2-3 結合GPS/重力感測器/陀螺儀，輔助導航裝置之不足

利用重力感測器與陀螺儀所完成的慣性導航系統，不受地形地物限制，利用航位推算來彌補GPS接收機容易因衛星訊號微弱而中斷導航的缺點。

GPS 接收器無法滿足個人導航裝置(PND)的需求，主要是因為 PND 要求較大涵蓋範圍和不能中斷的導航服務，但 GPS 訊號卻容易被建築物 and 地形地物干擾，而導致在某些地方與角度接收不良，當接收到的衛星低於四顆或位在訊號極弱區域時，GPS 接收器就無法定位。

為改善此一問題，改善 GPS 在嚴重多重路徑下定位點漂移的問題，便須仰賴感測器來實現航位推算(Dead Reckoning, DR)，分別利用線性加速度計(Accelerometer)和陀螺儀(Gyro Meter)所偵測到的行車距離(Traveling Distance)和旋轉率(Turn Rate)並結合 GPS 接收機來實現不中斷的導航 [23]。

2-3-1 慣性導航系統

G-sensor，主要是提供速度和位移的資訊，而陀螺儀提供方位角(Heading)資訊，這些感測器所提供的資訊經過適當訊號處理和演算輸出定位資訊如 NMEA(National Marine Electronics Association)格式。

定位技術主要可分為絕對定位(Absolute Positioning)與相對定位(Relative Positioning)兩大類。絕對定位是指目前所計算出來的位置不會和之前的位置有關，即 $P(n)$ 並非根據 $P(n-1)$ 所計算而來；反之，相對定位則是指目前所計算出來的位置和之前的位置有關。GPS 系統屬於絕對定位的技術，而利用感測器來進行定位則是屬於相對定位技術 [23]。

GPS 技術容易受到地形地物的影響，特別是在惡劣環境中，例如隧道、地下停車場、小巷道等。為了讓汽車導航系統必須在任何時間和

環境中皆能提供可靠的定位資訊，在某些惡劣環境下(GPS 訊號不良) 啟動 DR，來輔助定位系統以確保導航能夠持續。圖 8 所示為如何利用重力感測器來實現 DR。

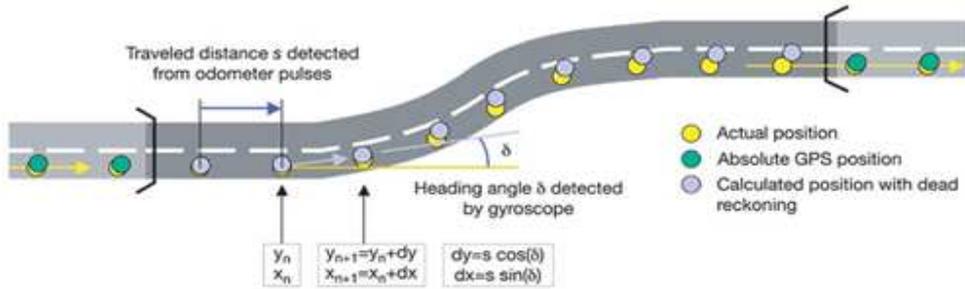


圖 8 利用重力感測器來實現 DR

資料來源：[23]

2-3-2 累積誤差

相對定位技術通常會因偏移誤差(Error Drift)量的累積，而造成使用時間越久偏移誤差越大的現象。偏移誤差量的累積主要是因為積分所造成 [23]。

慣性導航系統會因為對時間積分的原因，造成位移和方位角誤差量的累積，時間越久誤差量越大。圖 9 為誤差對實際定位所造成的影響。

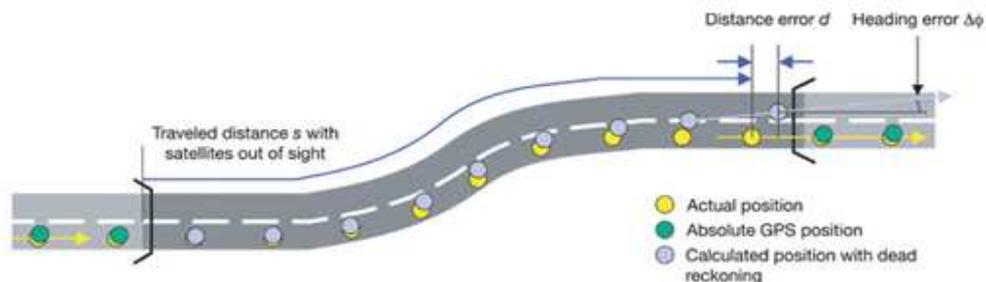


圖 9 DR 誤差對定位所造成的影響

資料來源：[23]

2-4 其他應用

在可攜式電腦內的三軸加速計可監測加速度，因為具有特定的功能和數據處理電路，它能夠檢測到硬碟驅動器的意外摔落事故，並及時命令讀寫頭回到安全位置，以防電腦最終摔落在地板上時損壞讀寫頭。

可以用於設計一種老人急救設備。當老人意外摔倒時，這個設備可以檢測到摔倒動作，自動發出一個警報訊號，請求緊急救援。透過MEMS感測器和GPS模組，可以估算到需要救助的受傷老人所在位置，並在網路上傳送位置資訊。在不久的將來，這些儀器商用化後，將會為不斷成長的高齡化社會提供一個更安全的生活環境。

遊戲機是運動追蹤和手勢識別應用的突出代表，以具有革命性的任天堂Wii遊戲機為例，微型運動感測器能夠捕捉到玩家任何細微的動作，並將其轉化成遊戲動作。例如，模仿一場真實的網球賽、一場引人入勝高爾夫球賽、一場緊張的拳擊賽或輕鬆的釣魚比賽的動作。

透過上下左右傾斜手機，還可以查看手機選單；只要輕輕擊打手機機身，就可以在螢幕上選中不同的圖示。檢測到用戶抖動手機和MP3播放器的動作，這個簡單的手勢可以讓播放器跳到下一首歌或返回到上一首歌。

當手機沒有關閉放在飯桌上時，MEMS感測器將會把耗電大的模組(如顯示器背光板和GPS模組)全部關閉，以降低手機和可攜導航儀的能耗。只要碰觸一下機身，又可以打開全部功能。或者把手機正針對下反放在桌子上，手機設置就會切換到靜音模式；只要碰觸一下機身，就可以關閉靜音功能。

MEMS加速計與陀螺儀配合使用，可以把更先進的選擇功能變為現實，例如：能夠在空中作業的三維滑鼠和遙控器。在這些設備中，感測器檢測到用戶的手勢，將其轉換成PC螢幕上的圖示或視訊轉換盒和電視頻道及功能選擇 [26]。

三、演算法介紹

3-1 檢測步數

要開始檢測步數前，首先要對人走路的姿態有些了解。行走時，腳、腿、腰部、手臂都在運動，這些部位的運動，都會有加速度的產生，並且所呈現的曲線，應該是往復式，也就是有峰有谷的轉折點，而峰谷之處也都對應到運動幅度最大的時候。

以腳的加速度來檢測步數，在理論上應該是最準確的；但是考慮到攜帶的方便與坊間原有計步器的設計，因此選擇利用腰部的運動來檢測步數，也就是將計步器置放於腰部，利用行走時腰部有上下的垂直運動。

如圖 10，每一步開始時，會有一個比較大的加速度，利用對加速度的峰值檢測，理論上就可以得到行走的步數。

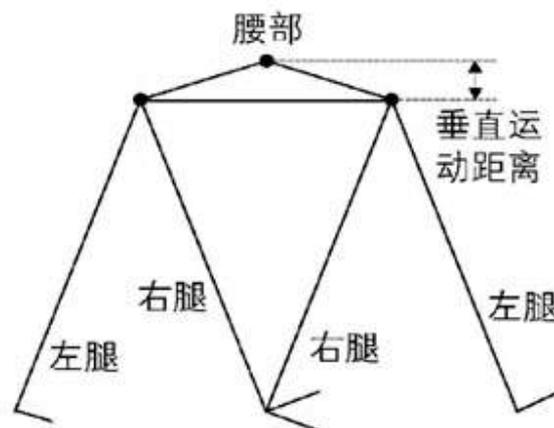


圖 10 人行走時，下半身簡圖

資料來源：[27]

3-2 找尋曲線的局部最高/低點

當走路或是跑步時，G值的數值曲線，會有大幅度的震盪，因此可以藉由找尋曲線的局部最高點、最低點，來確認身體的上下運動(走路、跑步)的次數，也因此可以做為計步器

使用一階差分曲線，來取得局部最高/低點，當差分等於或是接近0時，為G值曲線的轉折處(局部高點/低點)。

3-2-1 演算法

- 在最高點的時候，相對應於一階差分曲線的点
 - 為接近或等於 0
 - 前面數點為正值
 - 後面數點為負值
 - $((a>0) \ \&\& \ (c<0) \ \&\& \ ((b-a)<0) \ \&\& \ ((c-b)<0))$

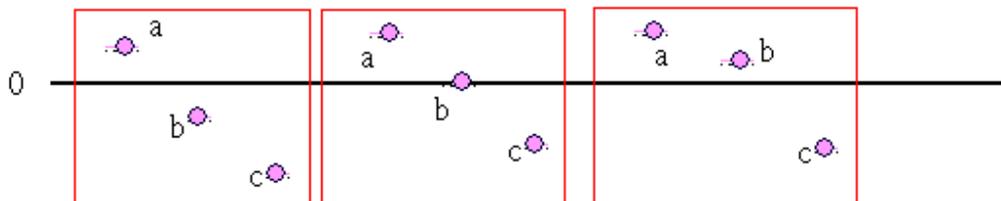


圖 11 點的數值由正值轉為負值

- 在最低點的時候，相對應於一階差分曲線的点
 - 為接近或等於 0
 - 前面數點為負值
 - 後面數點為正值
 - $((a<0) \ \&\& \ (c>0) \ \&\& \ ((b-a)>0) \ \&\& \ ((c-b)>0))$

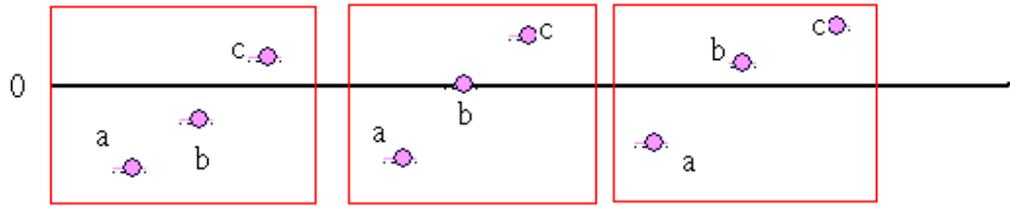


圖 12 點的數值由負值轉為正值

3-2-2 問題發生：並沒有所有的轉折點都找到

由圖 13 可知，有定位到 B點、C點 為局部高低點，但是 A點、D點卻未被定位到。由圖 14 可知前一點為負值，且接續兩三點為 0，然後再接一個點為正值，如此一來，使得局部高/低點的尋找出現漏洞。

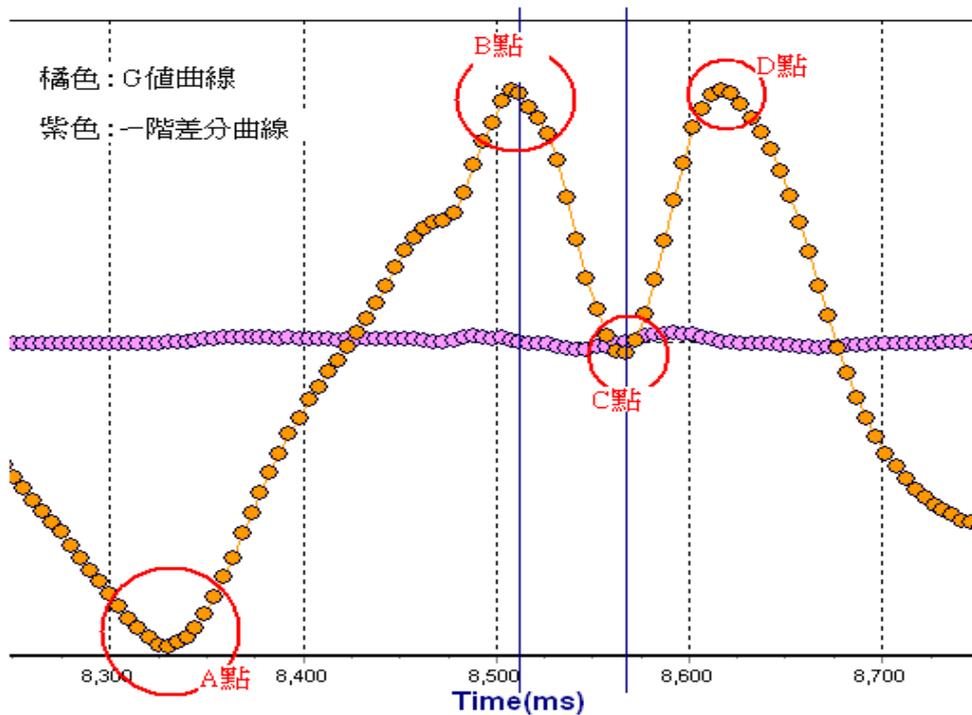


圖 13 找尋到部份局部高/低點，尚有部分未能找到

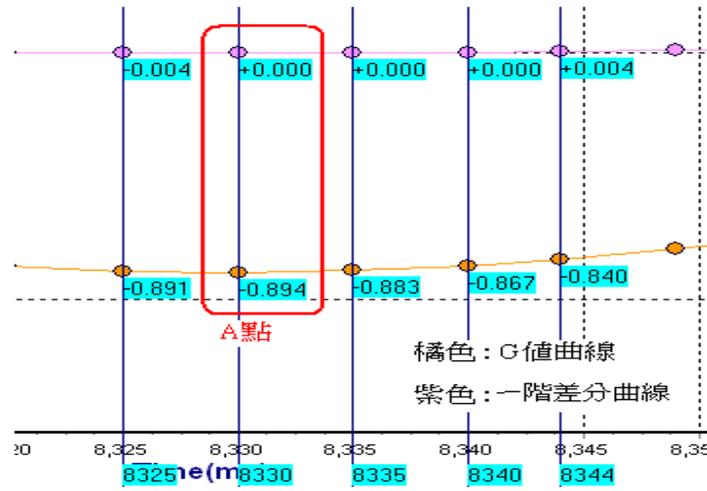


圖 14 A 點放大圖

● 問題解決：過濾連續的 0 值

在兩個分別擁有正負值點中間，如有連續的0值點，過濾、縮減到只剩一個。

3-2-3 問題發生：連續找到兩個轉折點

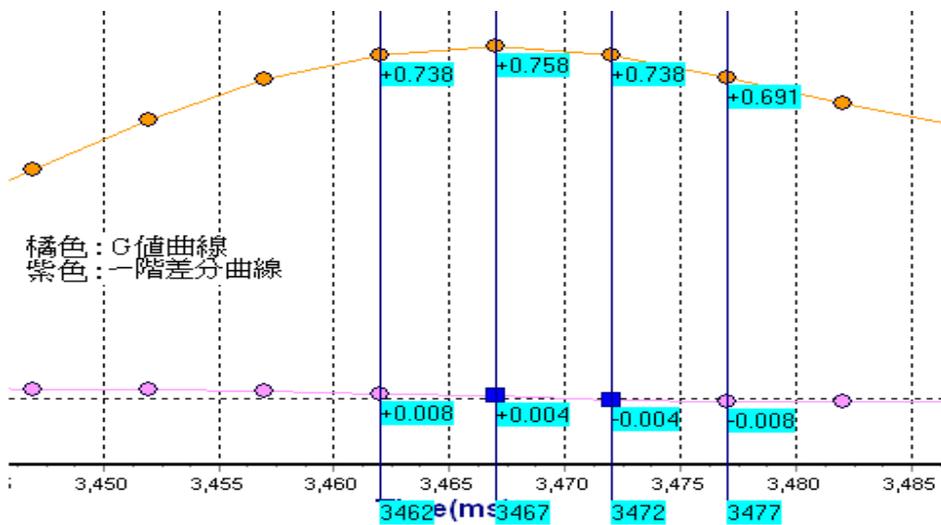


圖 15 連續找到兩個轉折點(藍色方塊點)

由圖 15 可知，連續找到兩個轉折點(藍色方塊點)，由原本演算法可知

1. 一階差分曲線的 $0.008 \Rightarrow 0.004 \Rightarrow -0.004$ ，因此 0.004 (對應到點 0.0758)為轉折點。
2. 一階差分曲線的 $0.004 \Rightarrow -0.004 \Rightarrow 0.008$ ，因此 -0.004 (對應到點 0.0738)為轉折點。

因此原因發生於，連續兩點有符合演算法的要求。

- 問題解決：每個完整的週期，會有一個正與一個負的 G 值。

以圖 16為例，紅色圈圈，A對應A'，B對應B'，而C並沒有對應的C'，可以將該點過濾掉，直到D對應D'。

藍色框框處，內有數個轉折點，但是並沒有完整的週期(一個正與一個負值的 G 值)，因此，可以整合成一個轉折點D。

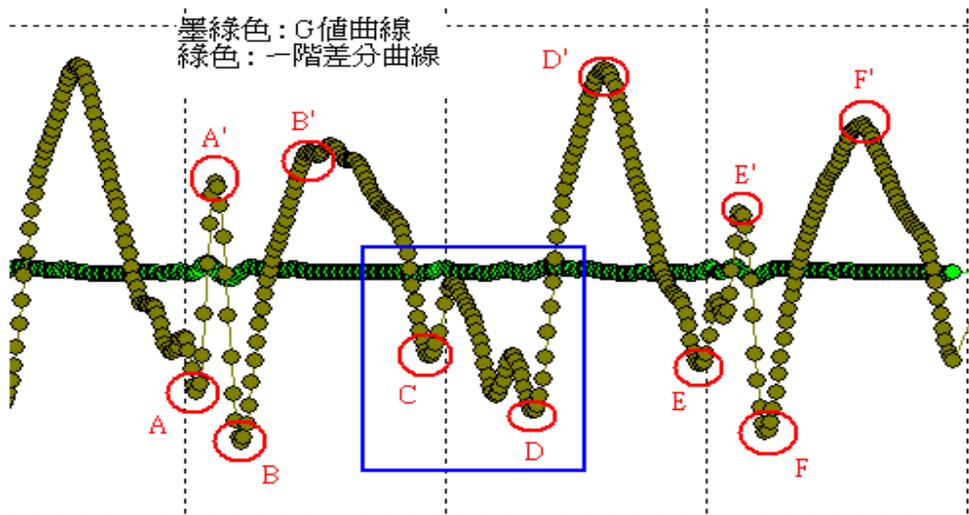


圖 16 週期的變化

3-2-4 問題發生：轉折點的有效性

例如走路動作，會有許多的轉折點，但是有部分的轉折點是由於身體運動的慣性造成的，並非是踏下那一步時的轉折點。

以圖 17，綠色線條為G值Y軸變化狀況，橘色線條為X軸G值變化狀況，用目視清算，G值Y軸往下的變化(-G值)，有26個大的轉折點，符合走路26步的情況。而G值X軸往下的變化只有13個大的轉折點。

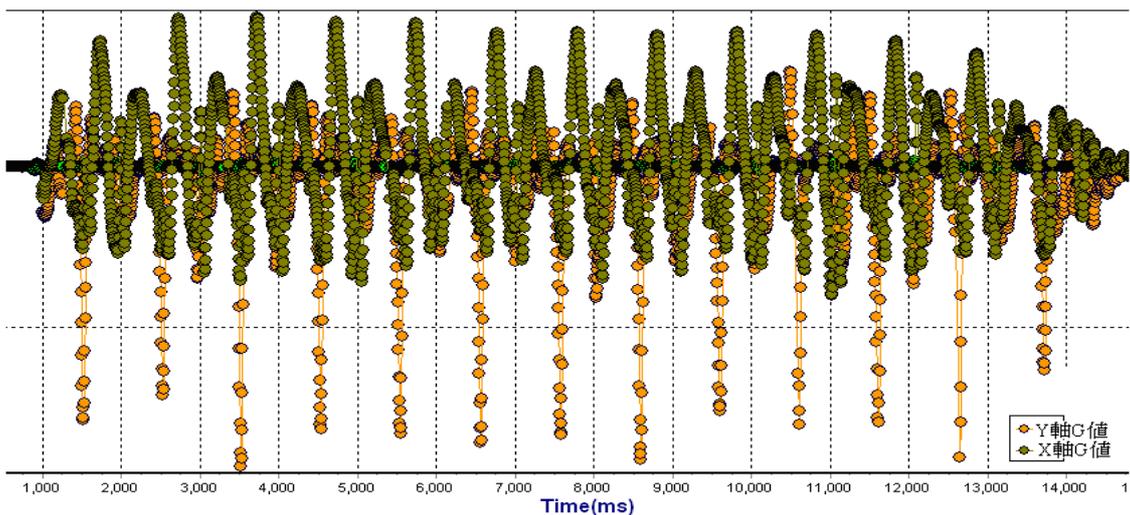


圖 17 走路 - 26 步

由圖 18放大圖 17來檢視，會發現第n步與第(n+2)步，在G值Y軸上的變化，有雷同的狀況，但第(n+1)步的時候，值的變化卻比較小。而且藍色圓圈處，可以看到G值的轉折點有多個，卻不見得有效。

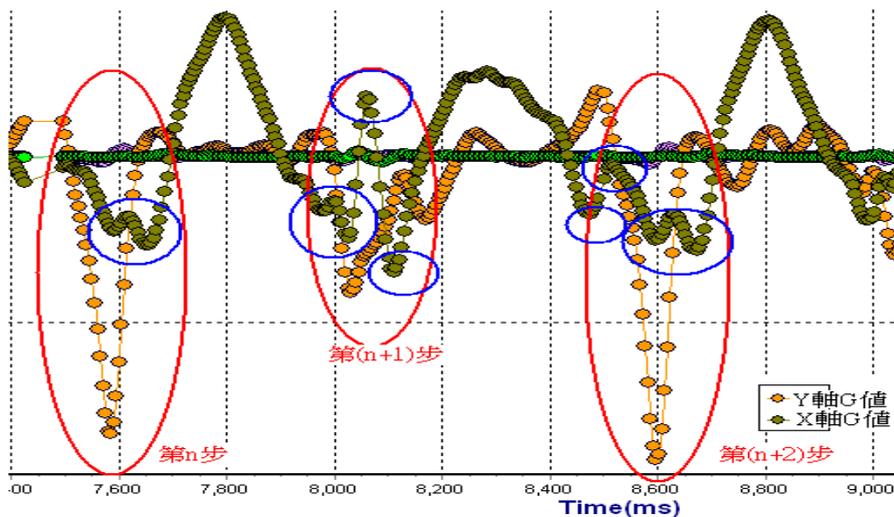


圖 18 走路 - 26 步 放大圖

- 問題解決：設定閾值來過濾掉有過小值的轉折點。

通常身體的大動作，例如走路或是跑步，都會有超過一定幅度的上下振幅，因此設定閾值，可以過濾掉身體小動作所造成的雜訊。

例如圖 19 橘色線為G值曲線，藍色橫線為設定閾值(-0.4G)，因此過濾出26個大的轉折點(藍色方塊點所示)。

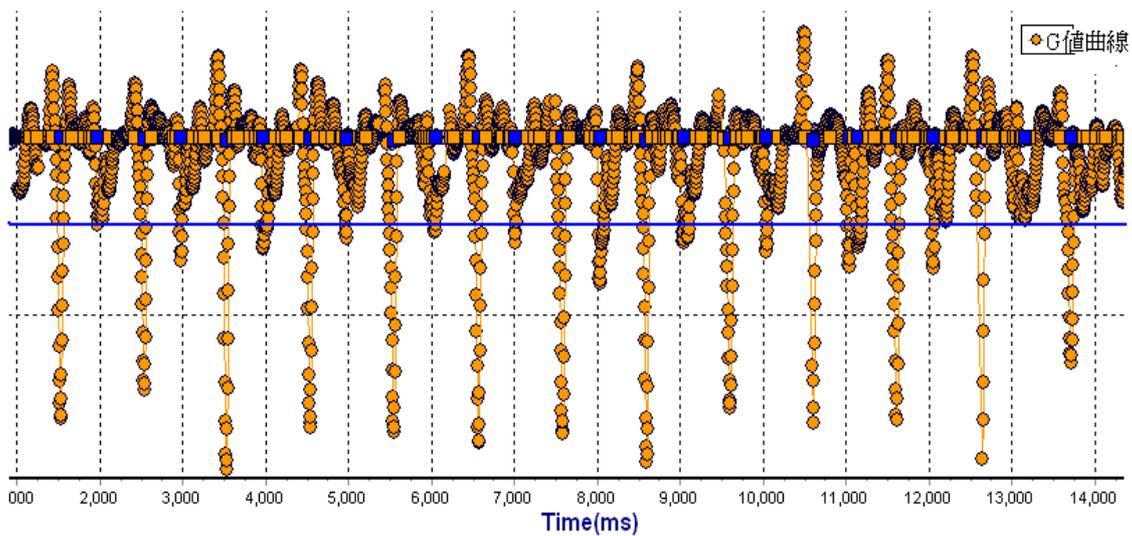


圖 19 步數偵測：走路 – 26 步

3-2-5 問題發生：閾值的設定

上個問題，藉由設定閾值來過濾掉身體小動作所造成的雜訊，但是閾值應該要設定為多少呢？

男生與女生的閾值就有所差異。如圖 20，該測試者為女性，走路的動作較小，因此設定閾值為0.3就會造成如圖中紅色橢圓框的漏失，因此過濾出來的步數為83步，少於108步甚多。

如果將閾值設定為0.2，則如圖 21，就能過濾出103步。但若閾值

設為0.1，則會把雜訊也計算進去，如圖 22圓框所示。

另外，考慮每個人的身體動作大小與模式，閾值就會有所不同，因此，如何設定閾值，是一個問題。

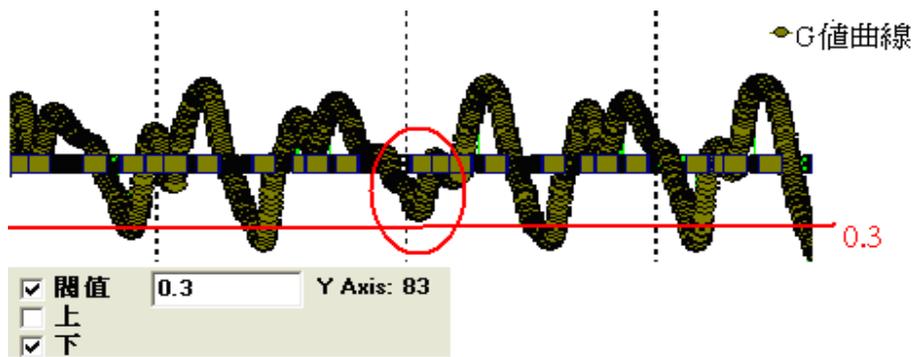


圖 20 步數偵測：走路 106 步(閾值 0.3)

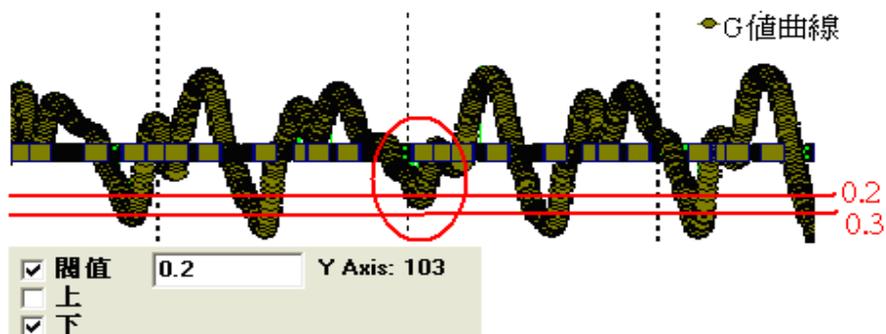


圖 21 步數偵測：走路 106 步(閾值 0.2)

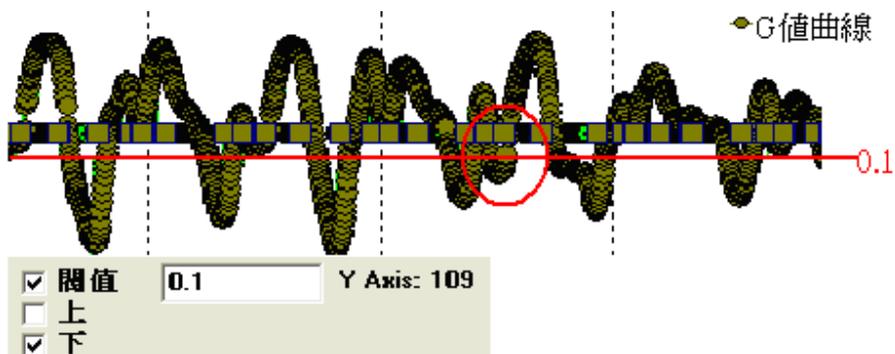


圖 22 步數偵測：走路 106 步(閾值 0.1)

3-3 初始值的賦予

原始得到的資料，是直接由加速度感測器所取得的絕對值，因此會偏離原點甚多，如圖 23 的方框所示，Z軸與Y軸所取得的資料，偏離原點甚多。

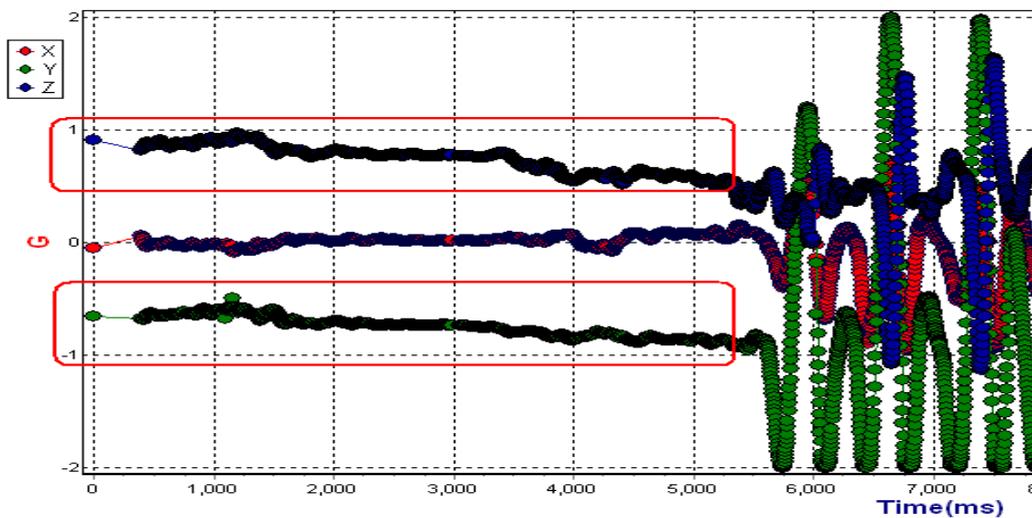


圖 23 由 GSensor 取得的原始資料

因為身體動作(如走路、跑步等)，曲線的變化，是相對值，因此，要取得相對值的曲線，也就需要定義出初始值後，所有取得的原始資料減去初始值後，就會得到以G值0為原點而上下振動的相對值曲線圖。

3-3-1 第一點當初始值

前提：在感測器啟動之後，第一點就是初始值，不會有變化。

方法：將取得的第一點資料當作初始值，之後所有取得的資料，都減去第一點初始值，得到相對於第一點的相對資料。所得的曲線圖如圖 24 紅框所示，整個曲線平移到原點為起始點。

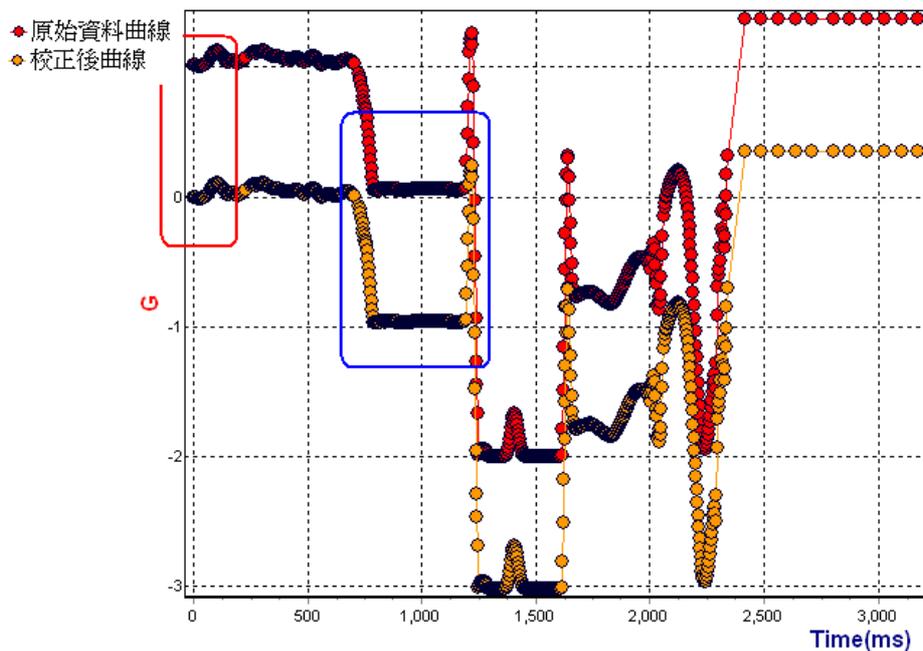


圖 24 第一點當初始值

問題：如圖 24 藍框所示，因為在正式開始動作前(例如走路或是跑步)，機器的翻轉或是移動，使得以第一點為初始點，未能得到理想的曲線圖(讓曲線振幅沿著基準軸上下振動)。

3-3-2 固定數量的資料作平均值當初始值

前提：在感測器啟動之後，與身體大幅度動作之前，會有一段時間，取得的資料都不會有大幅度的變化。

方法：在最初一段資料裡，取固定數量的資料，作平均，得到的值作為初始值；之後所有取得的資料，都減去第一點初始值，得到相對於第一點的相對資料。所得的曲線圖如下圖 25 所示，整個曲線平移到原點為起始點。

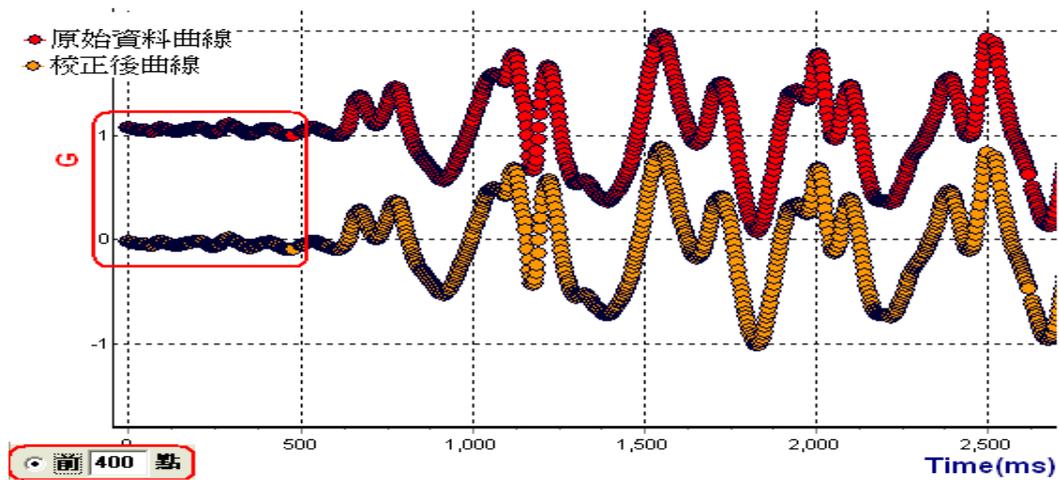


圖 25 固定數量的資料作平均值當初始值

問題：如圖 26 紅框所示，因為在正式開始動作前(例如走路或是跑步)，機器的翻轉或是移動，使得以第一點為初始點，未能得到理想的曲線圖(讓曲線振幅沿著基準軸上下振動)；雖然有比第一點當初始值所得到的圖形略微修正，但仍然不盡理想。

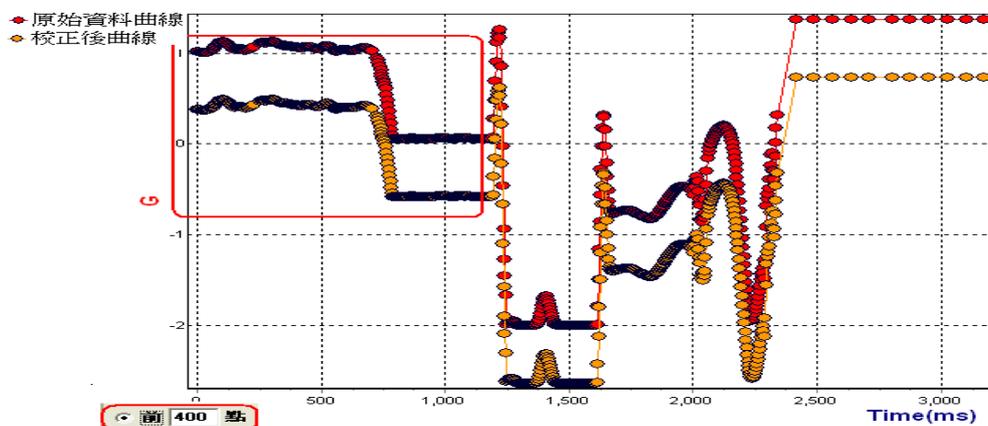


圖 26 固定數量的資料作平均值當初始值(二)

3-3-3 固定時間間隔的資料作平均值當初始值

前提：在感測器啟動之後，在身體做大幅度動作之前，會有一段時間沒有大動作。

方法：，在這段沒有大動作的時間裡，將資料取平均值做為初始值。
所得的曲線圖如下圖 27 所示，整個曲線平移到原點為起始點。

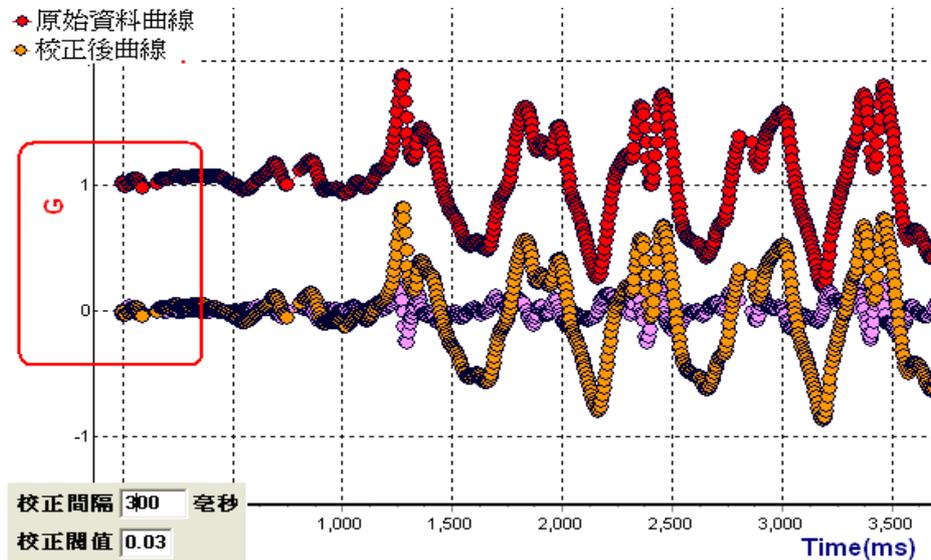


圖 27 固定時間間隔的資料作平均值當初始值(一)

解決：如圖 28 紅框所示，當有持續一段時間，未有大的動作發生，就將這段時間的資料作平均，作為初始值，之後的資料以這初始值為基準來計算；因此可以看到藍框部份，解決了4-3-1、4-3-2所遇到的問題，使得曲線能夠以基準軸為主做上下振動；另外，這樣的方式可以動態調整初始值，每當有持續一段時間沒有動作，就可以拿來做初始值的計算，對照人們散步或跑步時，常會有停下來休息的時候，此時即使感測器有移動(絕對值的變化)，也能夠即時作初始值的修正。

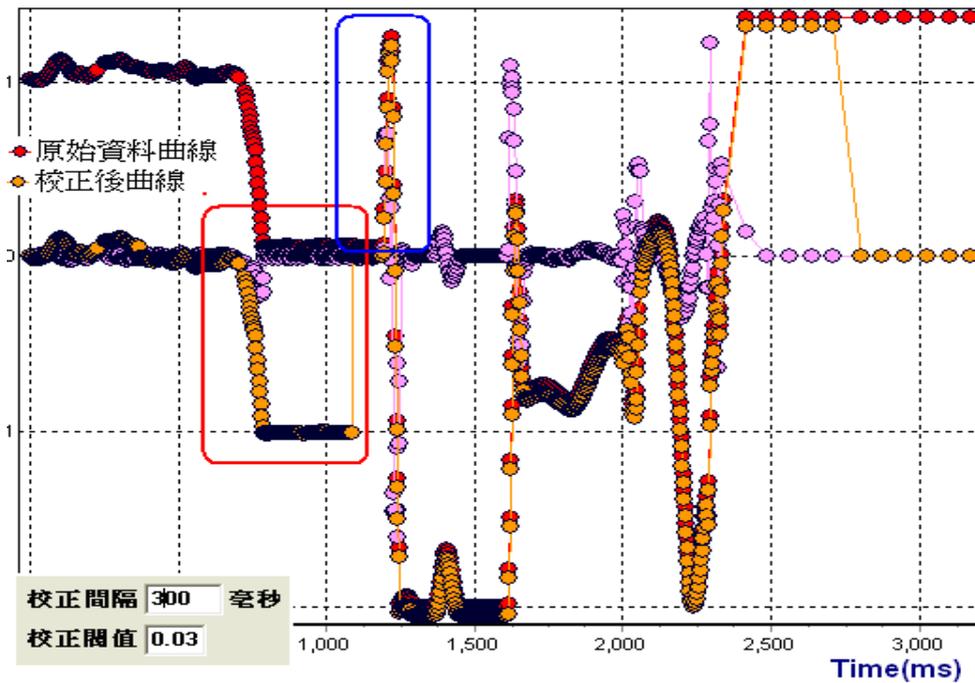


圖 28 固定時間間隔的資料作平均值當初始值(二)

3-4 閾值的計算

3-4-1 固定閾值

前提： 假設每個人走路的習慣與體型相同，理論上就會有相同的閾值。

方法： 依照經驗，設定一個固定的閾值，每次計算得到一個高/低點，就與閾值比較，超過閾值者，就辨認為有效的步伐；未超過者，視為雜訊過濾之。

問題： 實際上每個人的體型與走路習慣不同，有的人習慣拖行腳掌，因此身體的上下運動幅度不大；有的人腰圍較寬廣，脂肪圈較為豐厚，脂肪的緩衝效果，會使得上下運動的頻率變多(雜訊)；或是機器固定方式鬆垮，使得晃動厲害，都會使得雜訊變多，固定的閾值無法過濾掉多餘的雜訊。

如圖 29為某一使用者行走113步的期間，重力感測器在Y軸上取得的連續運動的線圖；當閾值設為-0.2且低點超過該閾值時視為一步，得到如圖 30，計算得到104步；當閾值設為-0.4且低點超過該閾值時視為一步，得到如圖 31，計算得到40步；因此閾值的設定，失之毫釐差之千里，該設定為多少？才會是最佳數值？

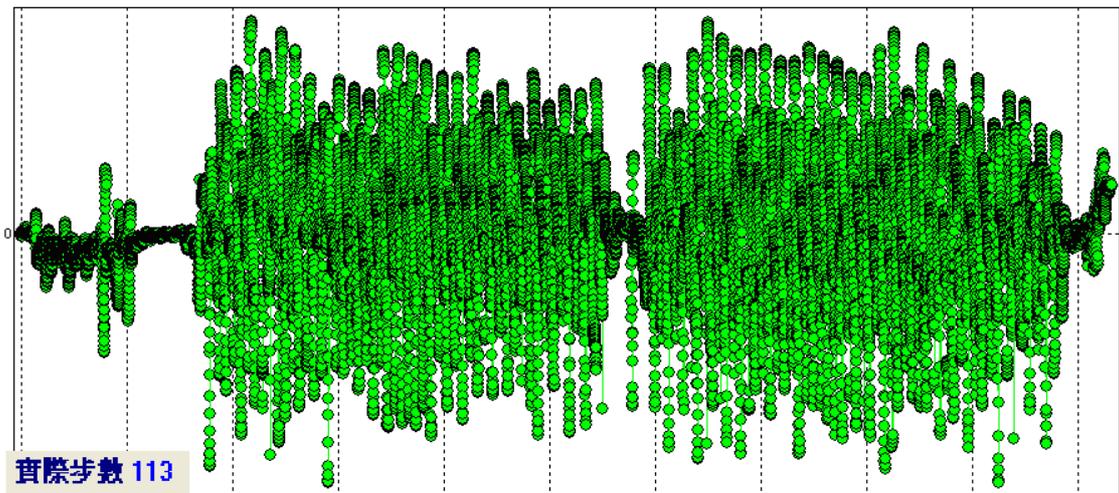


圖 29 實際步數為 113 步的 Y 軸運動圖

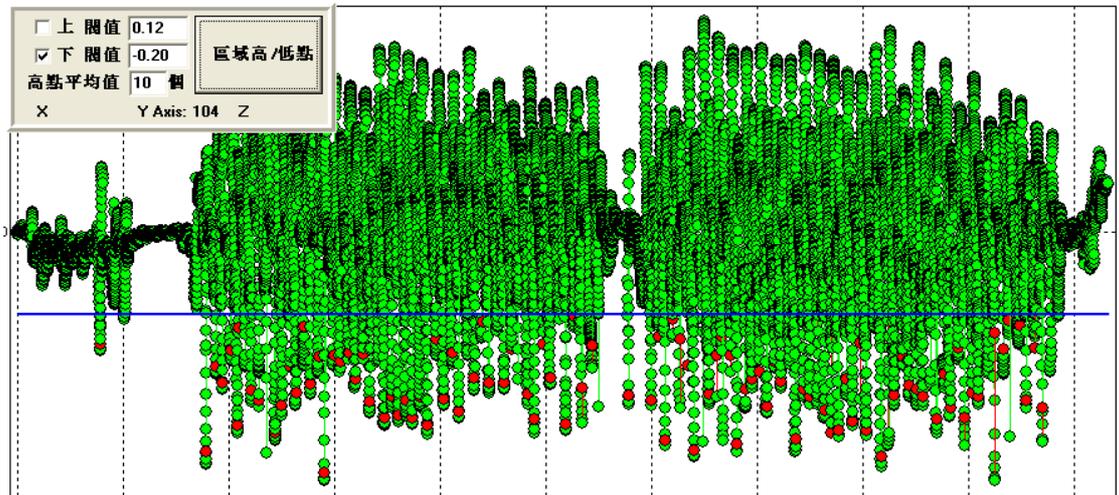


圖 30 固定閾值-0.2，計算出 104 步

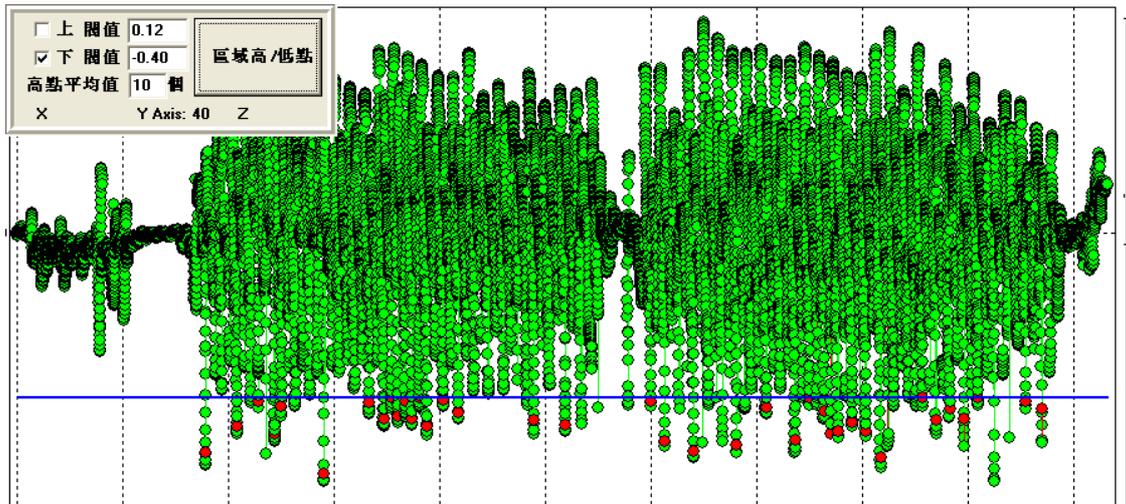


圖 31 固定閾值-0.4，計算出 40 步

3-4-2 動態閾值

前提： 因為每個人的體型與走路習慣不同，理論上閾值應該是針對個人而調整。

方法： 將連續數個高點(低點)相加求得一個平均值，並將該平均值乘以一個權值，就能得到一個閾值。

將該閾值與高(低點)比較，超過閾值者，就辨認為有效的步伐；未超過者，視為雜訊過濾之。

解決：

1. 數個連續高點(低點)相加求得一個平均值，可以避免突然一個高點(低點)，例如一個蹣跚，使得閾值的變化太過極端。
2. 藉由使用者的一開始的數個步伐來取得一個閾值，藉由累積各別使用者的初始數個步伐的經驗，來決定閾值。

一樣的某一使用者行走113步的期間，如圖 29，重力感測器在Y軸上取

得的連續運動的線圖。採用動態閾值的方式，如圖 32，動態閾值變化為藍色曲線，連續取10個低點作平均值，權值為0.5，則閾值為平均值乘以權值所得，這樣的參數，計算得出112步，相較於圖 30，計算得到104步，效果較好。

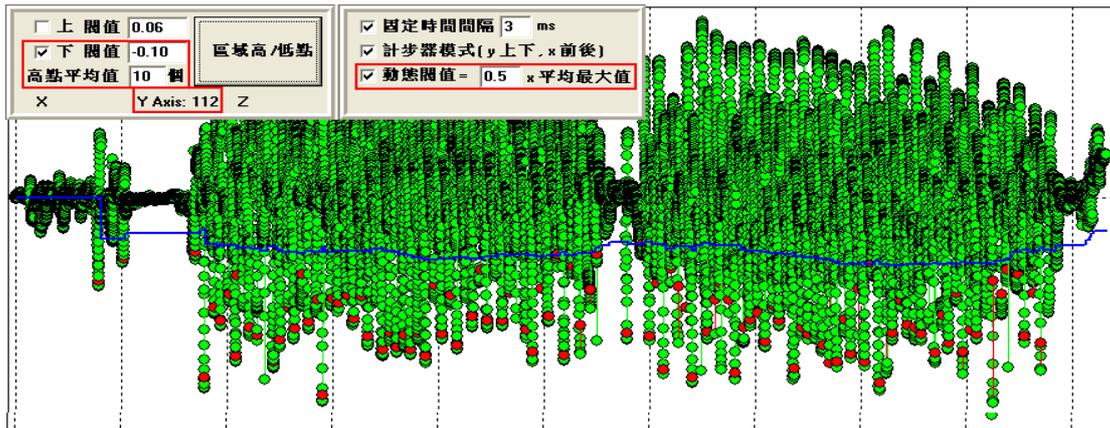


圖 32 動態閾值(取 10 個平均，權值 0.5)，計算出 112 步

而圖 33，將權值更改為1，也就是平均值等於閾值，計算出步數為68；圖 34，將平均值取的個數改為5個，計算出步數為110步。由此可知，動態閾值的方式雖然優於固定閾值，但是在取幾個作為平均值與權值多少，也是一個需要斟酌的地方。

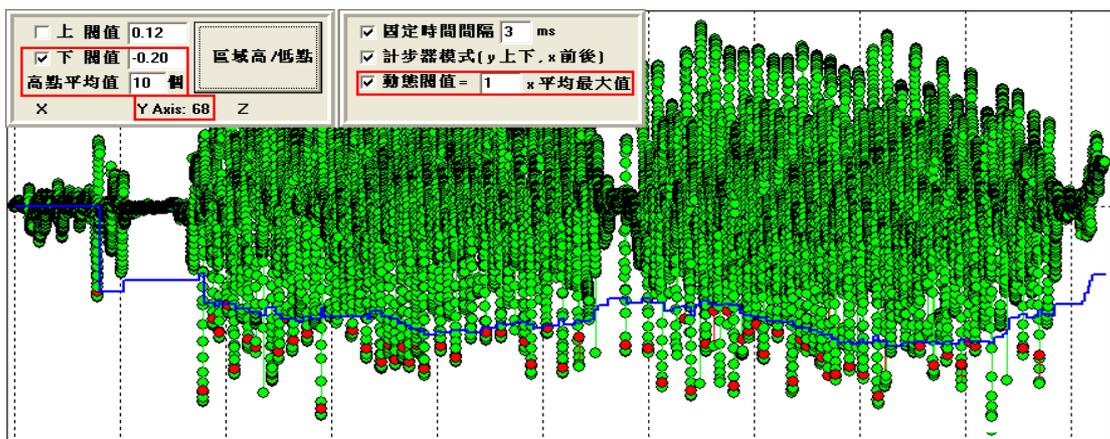


圖 33 動態閾值(取 10 個平均，權值 1)，計算出 68 步

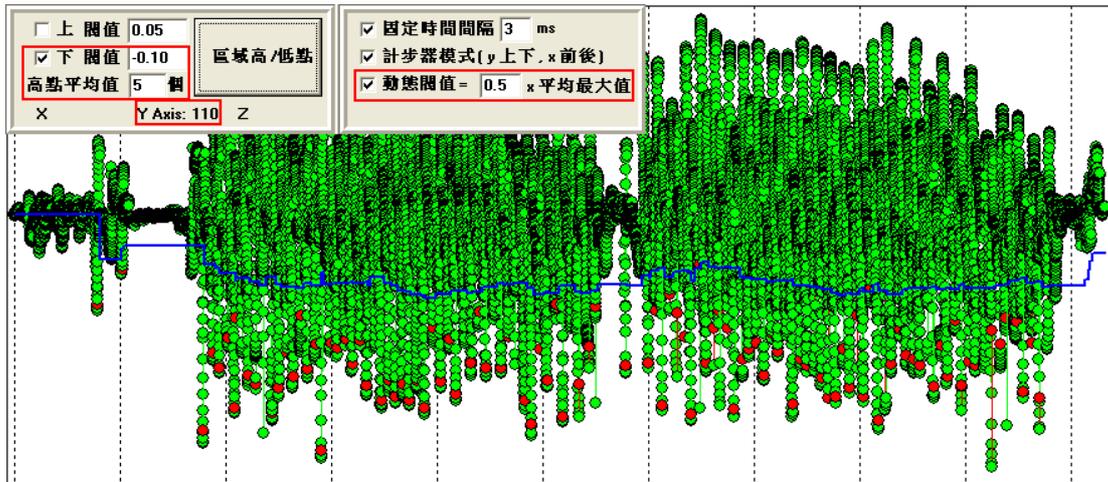


圖 34 動態閾值(取 5 個平均，權值 0.5)，計算出 110 步

四、實驗結果與討論

4-1 實驗的軟體與環境

4-1-1 硬體環境

- PDA(Personal Digital Assistant) with GSensor
 - GSensor Chip : Bosch-SMB380，規格如表 1，參考線路如圖 35 [28]。
 - PDA : Toshiba G810
- Notebook
 - Toshiba Satellite Harman/kardon
 - CPU : Intel Core 2 Duo CPU, T5550, 1.83GHz
 - RAM : 2GB
- Programming Language : Borland C++ 6, Virtual Studio 2008

表 1 Bosch-SMB380

Product Overview	
Switchable g-Range	+/-2g, +/- 4, +/-8g
Resolution	4mg @ 1500Hz BW (digital 10bit)
Accuracy (inclination)	0.2°
Sensitivity (high-g,low-g)	51LSB/g, 256LSB/g
Cross Axis Sensitivity	3%
Power consumption	200µA @ 2.5V _{VDD} 1µA stand-by
Wake-up time	1ms
Operating Temperature	-40°C ... +85°C
Package	SMB380 QFN (3x3x0.9mm ³) BMA150 LGA (3x3x0.9mm ³)
6 timed & programmable Interrupts	Zero-g detection (free-fall detection)
Interface	SPI & I2C
Mechanical shock	10,000g @ 50µs

資料來源：[28]

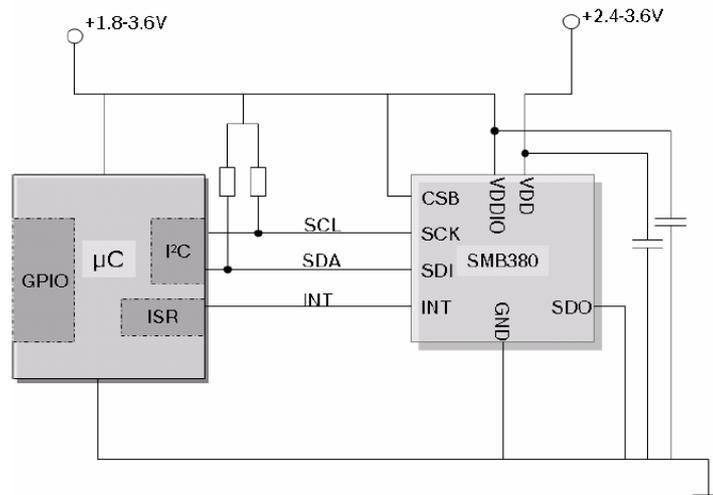


圖 35 Connection Diagram for use with I2C interface

資料來源：[28]

4-1-2 軟體環境

- PDA(Personal Digital Assistant) with GSensor
 - Operation System : Windows Mobile 6.1 Professional, CE OS 5.2.19581(Build 19581.1.1.1)
 - Programming Language: Virtual Studio 2008
- Notebook
 - Operation System : Microsoft Windows XP Professional Version 2002 , Service Pack2
 - Programming Language : Borland C++ 6

4-1-3 軟體架構圖

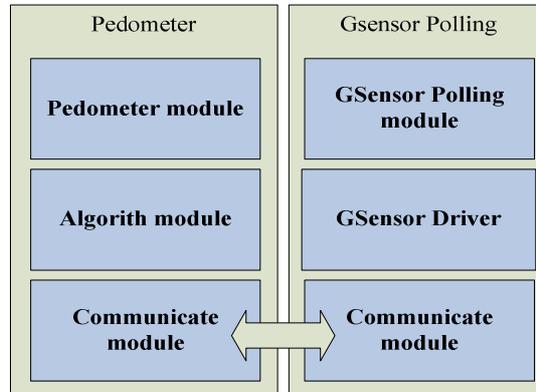


圖 36 軟體架構圖

- Pedometer module
 - User interface let user configure parameters.
 - Control Gsensor active/deactive
- Communicate module
 - Recevie message from Gsensor polling module
 - Pass data to algorithm module
 - Save data to local file
- GSensor Polling module
 - Active/Deactive by Communicate module
 - Setup Gsensor through gsensor driver
 - Polling data from gsensor by driver
- GSensor Driver
 - Response to control gsensor chip
 - supply services to upper application
- Algorith module

4-1-4 實驗軟體限制

- 輪詢 GSensor Chip 最短的時間間距，約 4 million second
 - 紀錄在記憶體檔案，時間間距約 4 million second。

- 傳送到遠端的 PC Logger，時間間距約 220 million second。
- 時間間距拉長的後果，會造成靈敏度的降低。

4-1-5 G值計算

- Bosch-SMB380 所取得的 X、Y、Z 軸變化值，置放於暫存器 [29]
 - acc_x (02h, 7-6; 03h, 7-0)
 - acc_y (04h, 7-6; 05h, 7-0)
 - acc_z (06h, 7-6; 07h, 7-0)
- 軸變化值需要經過「2's complement」，以設定 ±2g 為測量範圍，則軸變化值與加速度值間的對照如下 [29]：

-2.000g	:	10 0000 0000
-1.996g	:	10 0000 0001
...		
-0.004g	:	11 1111 1111
0.000g	:	:00 0000 0000
+0.004g	:	00 0000 0001
...		
+1.992g	:	01 1111 1110
+1.996g	:	01 1111 1111

- 因此，軸變化值 a，加速度值 b，則

$$b = a \times \frac{1.996}{511} \Rightarrow b = 0.003906a \quad (3)$$

4-1-6 實驗對象

此次實驗收集31個樣本，如表 2，總共四位女生，七位男生，讓他們採日常生活中的路徑(從座位到廁所、從客廳到餐廳)來實驗，實驗不同的路徑、不同的性別、不同的體型，在相同的實驗設備下，希望能夠得到一樣準確的計步結果。

表 2 樣本的基本資料

名稱	身高(cm)	體重(kg)	實驗環境
女 1	168	50	客廳到廚房，約 20m
女 2	165	60	辦公座位至廁所，約 80m
女 3	168	52	辦公座位至廁所，約 80m
女 4	165	52	客廳到廚房，約 20m
男 1	173	72	辦公座位至廁所，約 80m
男 2	176	75	辦公座位至廁所，約 80m
男 3	170	65	辦公座位至廁所，約 80m
男 4	172	79	客廳到廚房，約 20m 辦公座位至廁所，約 80m
男 5	185	65	辦公座位至廁所，約 80m
男 6	185	85	客廳到廚房，約 20m
男 7	174	63	客廳到廚房，約 20m

4-2 實驗的數據與比較

分析後的數據分為兩種表示方式：

- 表格：列出所有樣本在不同的變量下，所得到的誤差率。
- 折線圖：將所有樣本的平均誤差率，由折線圖來表示，便於一目了然。

誤差率的計算方式如下：

$$\frac{|\text{估算出的步數} - \text{實際步數}|}{\text{實際步數}} \quad (4)$$

實驗方式是讓樣本繞行實驗環境，不同的實驗環境，並採取不同的繞行方式，讓計步器的實驗環境貼近日常生活：

- 辦公位置廁所：樣本從辦公座位開始往廁所行進，途中經過一個開門，至廁所停止取數據。
- 客廳至廚房：樣本從客廳開始，在客廳與廚房之間繞行二到四圈。

4-2-1 初始值的賦予 – 時間區間的長短

初始值為動態計算，在一段時間內的取樣都小於校正閾值時，將這段區間內的所有樣本作平均，得到校正值。因此時間區間的長短會影響到初始值的計算。

此次實驗總共31組樣本，設定不同的時間區間後，將計算所得的步伐與真實步伐做比較，得出表 3的統計，其餘參數的設定如下：

- 校正閾值 = 0.5
- 平均值 = 10 個
- 動態閾值加權 = 0.6

由圖 37的分布圖來看，時間區間的值為300ms的時候，平均誤差值0.06，因此，其他實驗的校正時間間隔，就以300ms為預設值。

表 3 時間區間的長短的設定

樣本間隔	100	200	300	400	500	600	700	800	900	1000
女1	0.05	0.07	0.01	0.01	0.07	0.02	0.01	0.09	0.05	0.02
女1	0.08	0.00	0.05	0.06	0.08	0.10	0.13	0.13	0.10	0.13
女1	0.27	0.15	0.16	0.21	0.23	0.20	0.28	0.22	0.21	0.25
男1	0.03	0.08	0.05	0.06	0.08	0.09	0.09	0.09	0.09	0.05
男1	0.10	0.06	0.06	0.03	0.04	0.03	0.03	0.01	0.04	0.04
男2	0.05	0.01	0.05	0.10	0.14	0.15	0.17	0.15	0.13	0.14
男2	0.03	0.01	0.01	0.08	0.07	0.11	0.14	0.19	0.17	0.17
女2	0.15	0.15	0.03	0.00	0.08	0.07	0.07	0.06	0.09	0.08
女2	0.28	0.00	0.00	0.01	0.00	0.01	0.01	0.00	0.02	0.01
女2	0.26	0.11	0.08	0.09	0.06	0.04	0.04	0.03	0.04	0.04
女2	0.09	0.11	0.11	0.26	0.21	0.27	0.21	0.26	0.28	0.30
女3	0.01	0.02	0.09	0.22	0.27	0.26	0.26	0.29	0.30	0.30
女3	0.02	0.04	0.07	0.13	0.27	0.28	0.22	0.32	0.30	0.28
男3	0.14	0.04	0.10	0.27	0.33	0.33	0.27	0.23	0.31	0.34
男3	0.30	0.28	0.05	0.21	0.21	0.09	0.23	0.19	0.24	0.08
男3	0.31	0.16	0.01	0.18	0.17	0.09	0.16	0.21	0.17	0.13
男3	0.10	0.08	0.08	0.15	0.25	0.23	0.22	0.22	0.23	0.24
男4	0.15	0.03	0.08	0.04	0.03	0.04	0.07	0.07	0.08	0.08
男4	0.28	0.10	0.09	0.04	0.09	0.08	0.05	0.08	0.11	0.09
男4	0.04	0.01	0.03	0.09	0.03	0.04	0.03	0.05	0.04	0.03
男4	0.16	0.00	0.01	0.01	0.01	0.02	0.02	0.01	0.05	0.03
男4	0.19	0.06	0.07	0.11	0.11	0.12	0.12	0.07	0.15	0.13
男5	0.17	0.07	0.12	0.13	0.16	0.14	0.16	0.14	0.14	0.17
男5	0.12	0.10	0.08	0.08	0.07	0.07	0.07	0.07	0.08	0.07
男6	0.22	0.07	0.12	0.22	0.28	0.28	0.25	0.32	0.27	0.27
女4	0.02	0.01	0.13	0.15	0.14	0.10	0.16	0.15	0.15	0.13
女4	0.08	0.00	0.01	0.01	0.02	0.01	0.00	0.00	0.02	0.00
女4	0.09	0.02	0.04	0.05	0.04	0.11	0.09	0.07	0.07	0.07
女4	0.05	0.03	0.05	0.05	0.07	0.09	0.09	0.12	0.05	0.14
男7	0.05	0.03	0.03	0.07	0.00	0.04	0.01	0.03	0.07	0.08
男7	0.09	0.12	0.10	0.11	0.13	0.15	0.13	0.11	0.18	0.17
Average	0.13	0.07	0.06	0.10	0.12	0.12	0.12	0.13	0.14	0.13

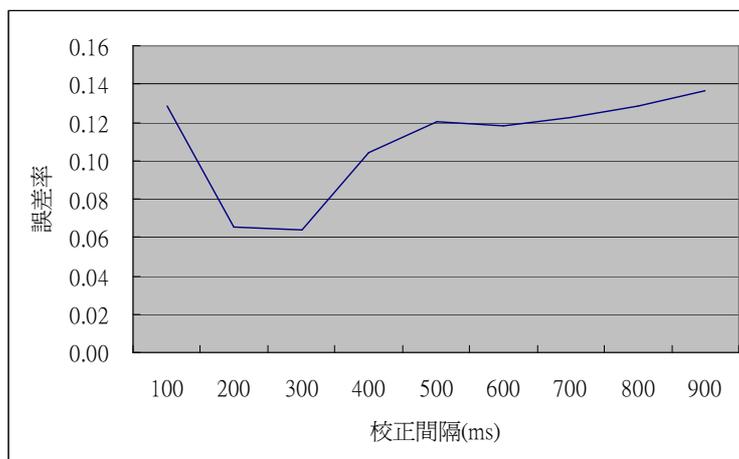


圖 37 時間區間的長短的設定

4-2-2 初始值的計算 – 校正閾值的設定

初始值為動態計算，在一段時間內的取樣都小於校正閾值時，將這段區間內的所有樣本作平均，得到校正值。因此校正閾值的大小會影響到初始值的計算。

此次實驗總共31組樣本，設定不同的校正閾值後，將計算所得的步伐與真實步伐做比較，得出表 4的統計，其餘參數的設定如下：

- 校正間隔 = 300 ms
- 平均值 = 10 個
- 動態閾值加權 = 0.6

如圖 38 所示，誤差值落於0.06~0.13間，當校正閾值設定為0.5時，平均誤差值落於0.06；因此之後的實驗，校正閾值以0.5為預設值。

表 4 校正閾值的設定

樣本	校正閾值	0.10	0.20	0.30	0.40	0.50	0.60	0.70	0.80	0.90
女1		0.27	0.06	0.02	0.00	0.01	0.08	0.08	0.01	0.07
女1		0.10	0.00	0.08	0.06	0.05	0.01	0.02	0.02	0.02
女1		0.20	0.26	0.24	0.24	0.16	0.11	0.14	0.19	0.14
男1		0.03	0.05	0.03	0.05	0.05	0.05	0.06	0.05	0.03
男1		0.03	0.01	0.01	0.04	0.06	0.06	0.07	0.04	0.04
男2		0.15	0.07	0.02	0.06	0.05	0.05	0.06	0.06	0.06
男2		0.05	0.05	0.04	0.12	0.01	0.01	0.02	0.02	0.04
女2		0.08	0.00	0.01	0.00	0.03	0.02	0.03	0.03	0.03
女2		0.03	0.03	0.01	0.01	0.00	0.01	0.00	0.03	0.03
女2		0.05	0.12	0.09	0.07	0.08	0.09	0.08	0.08	0.08
女2		0.26	0.32	0.27	0.15	0.11	0.10	0.10	0.06	0.06
女3		0.30	0.26	0.21	0.09	0.09	0.10	0.16	0.16	0.18
女3		0.19	0.18	0.14	0.07	0.07	0.09	0.16	0.21	0.11
男3		0.27	0.23	0.16	0.07	0.10	0.16	0.19	0.14	0.14
男3		0.15	0.28	0.17	0.16	0.05	0.07	0.12	0.10	0.06
男3		0.14	0.13	0.12	0.02	0.01	0.00	0.01	0.04	0.01
男3		0.24	0.08	0.00	0.01	0.08	0.11	0.12	0.13	0.10
男4		0.08	0.07	0.09	0.07	0.08	0.04	0.06	0.06	0.06
男4		0.10	0.12	0.11	0.06	0.09	0.11	0.14	0.15	0.15
男4		0.03	0.01	0.06	0.03	0.03	0.01	0.01	0.03	0.03
男4		0.02	0.03	0.00	0.00	0.01	0.02	0.05	0.05	0.07
男4		0.06	0.11	0.14	0.11	0.07	0.05	0.04	0.06	0.06
男5		0.12	0.11	0.11	0.12	0.12	0.13	0.12	0.11	0.11
男5		0.10	0.04	0.11	0.08	0.08	0.10	0.08	0.08	0.07
男6		0.28	0.27	0.17	0.13	0.12	0.13	0.13	0.27	0.25
女4		0.15	0.15	0.17	0.13	0.13	0.14	0.17	0.18	0.14
女4		0.01	0.02	0.03	0.03	0.01	0.03	0.02	0.00	0.00
女4		0.09	0.11	0.04	0.09	0.04	0.00	0.05	0.04	0.05
女4		0.05	0.14	0.05	0.09	0.05	0.05	0.02	0.05	0.05
男7		0.02	0.02	0.07	0.04	0.03	0.06	0.04	0.03	0.06
男7		0.24	0.23	0.18	0.09	0.10	0.04	0.01	0.00	0.01
Average		0.13	0.11	0.10	0.07	0.06	0.07	0.08	0.08	0.07

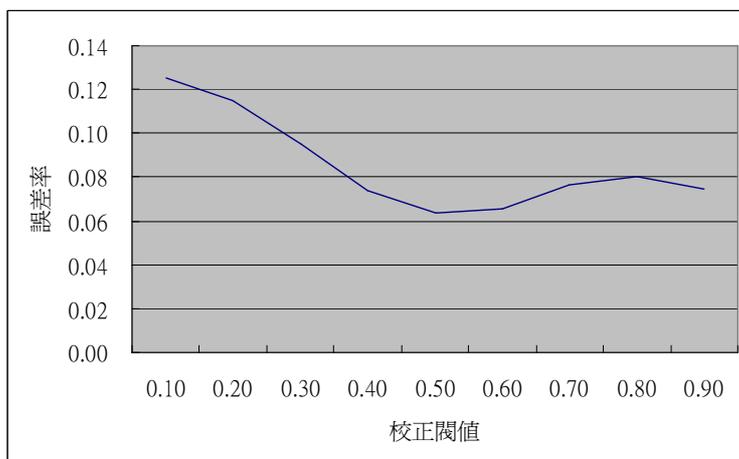


圖 38 校正閾值的設定

4-2-3 閾值的計算 – 固定閾值(上閾值)

為了比較動態閾值與固定閾值的差別，因此特別做了固定閾值的實驗，來比較這兩種不同的閾值計算，對於步數的計算會產生什麼樣的效果。

此次實驗總共31組樣本，設定不同的上閾值後，將計算所得的步伐與真實步伐做比較，得出表 5 的統計，其餘參數的設定如下：

- 校正間隔 = 300 ms
- 校正閾值 = 0.5
- 平均值 = 10 個

如圖 39所示，平均誤差率度隨著閾值的增加而增加。

表 5 固定閾值(上閾值)

樣本上閾值	0.10	0.20	0.30	0.40	0.50	0.60	0.70	0.80	0.90
女1	0.10	0.10	0.48	0.66	0.80	0.94	0.98	1.00	1.00
女1	0.34	0.03	0.49	0.75	0.87	0.95	1.00	1.00	1.00
女1	0.61	0.07	0.48	0.79	0.92	0.97	1.00	1.00	1.00
男1	0.03	0.23	0.50	0.76	0.92	1.00	1.00	1.00	1.00
男1	0.00	0.24	0.45	0.73	0.91	1.00	1.00	1.00	1.00
男2	0.05	0.19	0.51	0.73	0.87	0.96	0.99	1.00	1.00
男2	0.07	0.12	0.37	0.59	0.78	0.93	0.97	1.00	1.00
女2	0.17	0.52	0.89	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
女2	0.30	0.16	0.67	0.89	0.99	1.00	1.00	1.00	1.00
女2	0.02	0.56	0.89	0.95	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
女2	0.67	0.10	0.64	0.98	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
女3	0.10	0.10	0.38	0.69	0.90	0.95	0.97	0.99	1.00
女3	0.04	0.12	0.39	0.74	0.90	0.97	1.00	1.00	1.00
男3	0.06	0.31	0.60	0.82	0.98	1.00	1.00	1.00	1.00
男3	0.01	0.31	0.51	0.83	0.95	1.00	1.00	1.00	1.00
男3	0.03	0.38	0.61	0.91	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
男3	0.01	0.15	0.49	0.64	0.82	0.96	0.99	1.00	1.00
男4	0.01	0.40	0.67	0.92	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
男4	0.01	0.19	0.46	0.70	0.95	1.00	1.00	1.00	1.00
男4	0.09	0.04	0.19	0.36	0.52	0.73	0.81	0.98	1.00
男4	0.11	0.10	0.24	0.41	0.57	0.78	0.89	0.96	1.00
男4	0.09	0.11	0.32	0.58	0.85	0.97	1.00	1.00	1.00
男5	0.14	0.14	0.46	0.70	0.95	0.99	0.99	0.99	0.99
男5	0.12	0.30	0.46	0.66	0.84	0.93	0.96	0.98	0.99
男6	0.10	0.60	0.98	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
女4	0.27	0.25	0.72	0.90	0.98	0.98	1.00	1.00	1.00
女4	0.14	0.29	0.72	0.90	0.97	1.00	1.00	1.00	1.00
女4	0.23	0.28	0.63	0.77	0.86	0.89	0.93	0.95	1.00
女4	0.19	0.22	0.69	0.88	0.97	1.00	1.00	1.00	1.00
男7	0.08	0.46	0.83	0.95	0.99	1.00	1.00	1.00	1.00
男7	0.27	0.24	0.63	0.83	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Average	0.14	0.24	0.56	0.77	0.91	0.96	0.98	1.00	1.00

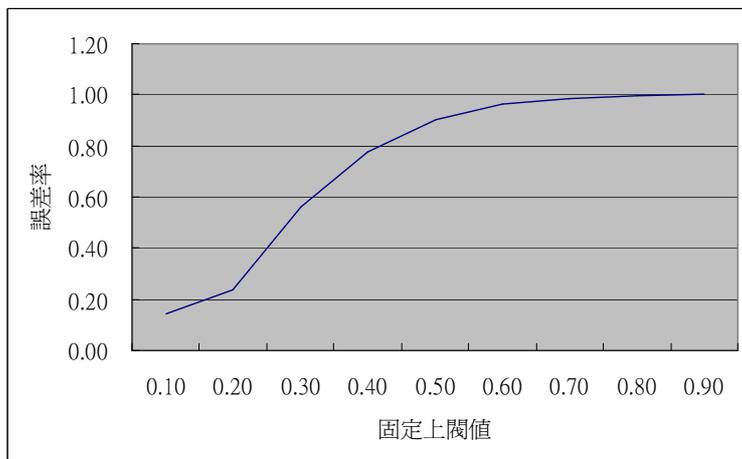


圖 39 固定閾值(上閾值)

4-2-4 閾值的計算 – 固定閾值(下閾值)

為了比較動態閾值與固定閾值的差別，因此特別做了固定閾值的實驗，來比較這兩種不同的閾值計算，對於步數的計算會產生什麼樣的效果。

此次實驗總共31組樣本，設定不同的上閾值後，將計算所得的步伐與真實步伐做比較，得出表 6的統計，其餘參數的設定如下：

- 校正間隔 = 300 ms
- 校正閾值 = 0.5
- 平均值 = 10 個

如圖 40所示，平均誤差值隨著閾值的增加而增加。

表 6 固定閾值(下閾值)

樣本下閾值	0.10	0.20	0.30	0.40	0.50	0.60	0.70	0.80	0.90
女1	0.13	0.24	0.61	0.81	0.84	0.89	0.96	1.00	1.00
女1	0.13	0.19	0.47	0.70	0.78	0.85	0.98	0.99	1.00
女1	0.32	0.01	0.38	0.62	0.74	0.82	0.95	0.99	0.99
男1	0.11	0.02	0.06	0.14	0.27	0.53	0.80	0.95	1.00
男1	0.06	0.03	0.06	0.12	0.31	0.57	0.87	0.97	1.00
男2	0.16	0.10	0.03	0.18	0.48	0.77	0.94	0.99	0.99
男2	0.17	0.02	0.13	0.28	0.48	0.71	0.92	0.99	1.00
女2	0.19	0.10	0.39	0.48	0.66	0.94	1.00	1.00	1.00
女2	0.15	0.01	0.03	0.09	0.37	0.65	0.89	0.98	1.00
女2	0.03	0.09	0.14	0.26	0.54	0.81	0.93	1.00	1.00
女2	0.33	0.02	0.36	0.53	0.75	0.96	0.99	1.00	1.00
女3	0.16	0.11	0.10	0.03	0.05	0.19	0.38	0.70	0.92
女3	0.13	0.07	0.01	0.08	0.22	0.42	0.64	0.85	0.95
男3	0.22	0.13	0.07	0.01	0.22	0.46	0.75	0.93	1.00
男3	0.27	0.15	0.05	0.05	0.14	0.22	0.42	0.72	0.99
男3	0.11	0.04	0.01	0.10	0.21	0.32	0.51	0.79	1.00
男3	0.16	0.11	0.02	0.14	0.40	0.63	0.81	0.95	1.00
男4	0.15	0.05	0.14	0.46	0.84	0.97	1.00	1.00	1.00
男4	0.10	0.08	0.34	0.49	0.70	0.92	0.98	0.99	1.00
男4	0.12	0.08	0.01	0.19	0.45	0.77	0.94	0.99	0.99
男4	0.10	0.02	0.01	0.16	0.46	0.68	0.89	0.96	1.00
男4	0.28	0.05	0.48	0.73	0.91	0.97	0.99	1.00	1.00
男5	0.32	0.13	0.09	0.04	0.07	0.18	0.42	0.70	0.87
男5	0.02	0.06	0.09	0.11	0.18	0.42	0.66	0.80	0.89
男6	0.57	0.20	0.03	0.18	0.28	0.37	0.63	0.83	0.97
女4	0.22	0.07	0.42	0.72	0.86	0.93	0.97	0.98	1.00
女4	0.17	0.08	0.39	0.64	0.86	0.94	0.98	0.99	0.99
女4	0.26	0.09	0.40	0.60	0.79	0.88	0.98	0.98	0.98
女4	0.12	0.09	0.40	0.76	0.90	0.95	0.97	0.98	1.00
男7	0.23	0.18	0.37	0.56	0.76	0.89	0.94	0.97	0.99
男7	0.22	0.07	0.30	0.52	0.73	0.89	0.94	0.98	0.99
Average	0.18	0.09	0.21	0.35	0.52	0.69	0.84	0.93	0.98

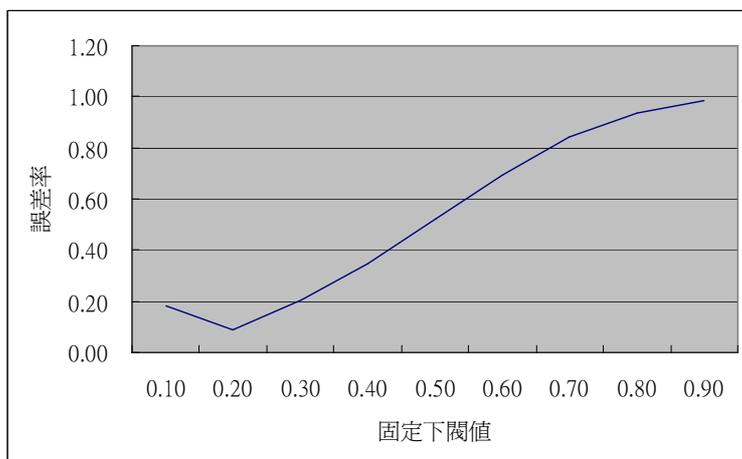


圖 40 固定閾值(下閾值)

4-2-5 閾值的計算 – 動態閾值(上閾值)

動態上閾值的計算是，將連續數個峰值平均，在將取得的值乘以一個加權數值(動態閾值加權值)，得到該區段的合理閾值。

此次實驗總共31組樣本，設定不同的加權值後，將計算所得的步伐與真實步伐做比較，如表 7，其餘參數的設定如下：

- 校正間隔 = 300 ms
- 校正閾值 = 0.5
- 平均值 = 10 個

如圖 41所示，於加權值落於0.5~0.7間時，平均誤差值為最低，為0.15以下。

表 7 動態閾值(上閾值)

樣本加權	0.10	0.20	0.30	0.40	0.50	0.60	0.70	0.80	0.90
女1	0.33	0.28	0.20	0.12	0.04	0.04	0.09	0.17	0.28
女1	0.52	0.45	0.42	0.36	0.33	0.21	0.13	0.05	0.10
女1	0.79	0.78	0.69	0.66	0.53	0.44	0.29	0.17	0.03
男1	0.15	0.14	0.09	0.06	0.02	0.08	0.21	0.24	0.29
男1	0.10	0.03	0.03	0.01	0.03	0.07	0.16	0.21	0.30
男2	0.22	0.16	0.09	0.05	0.01	0.07	0.16	0.23	0.31
男2	0.23	0.17	0.13	0.09	0.02	0.03	0.09	0.13	0.25
女2	0.26	0.22	0.18	0.12	0.01	0.07	0.16	0.21	0.29
女2	0.42	0.40	0.39	0.32	0.27	0.22	0.08	0.02	0.12
女2	0.26	0.21	0.17	0.15	0.10	0.03	0.10	0.19	0.27
女2	0.77	0.77	0.75	0.73	0.69	0.56	0.47	0.27	0.10
女3	0.20	0.17	0.10	0.09	0.01	0.04	0.07	0.17	0.27
女3	0.21	0.15	0.10	0.05	0.00	0.01	0.08	0.12	0.19
男3	0.18	0.14	0.11	0.01	0.07	0.11	0.19	0.24	0.29
男3	0.24	0.19	0.12	0.06	0.01	0.03	0.10	0.23	0.31
男3	0.12	0.10	0.09	0.06	0.03	0.12	0.26	0.32	0.37
男3	0.16	0.11	0.09	0.02	0.02	0.03	0.04	0.13	0.20
男4	0.16	0.12	0.10	0.06	0.03	0.08	0.14	0.23	0.30
男4	0.16	0.15	0.06	0.02	0.02	0.04	0.08	0.15	0.21
男4	0.21	0.12	0.09	0.08	0.00	0.04	0.09	0.17	0.24
男4	0.22	0.15	0.13	0.05	0.05	0.14	0.16	0.21	0.27
男4	0.30	0.27	0.17	0.10	0.05	0.04	0.07	0.11	0.14
男5	0.49	0.41	0.26	0.14	0.08	0.04	0.00	0.08	0.12
男5	0.02	0.07	0.07	0.11	0.17	0.20	0.23	0.31	0.39
男6	0.82	0.75	0.63	0.50	0.38	0.30	0.22	0.10	0.08
女4	0.47	0.41	0.37	0.36	0.31	0.25	0.15	0.03	0.11
女4	0.36	0.30	0.27	0.20	0.16	0.10	0.04	0.03	0.17
女4	0.42	0.39	0.35	0.28	0.28	0.16	0.00	0.11	0.25
女4	0.33	0.29	0.29	0.26	0.16	0.10	0.03	0.00	0.16
男7	0.45	0.39	0.32	0.25	0.19	0.09	0.03	0.09	0.23
男7	0.65	0.57	0.49	0.39	0.29	0.26	0.12	0.02	0.11
Average	0.33	0.29	0.24	0.19	0.14	0.13	0.13	0.15	0.22

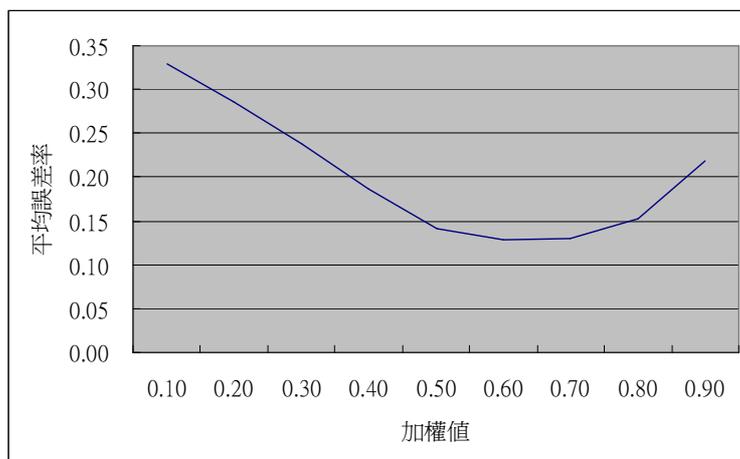


圖 41 動態閾值(上閾值)

4-2-6 閾值的計算 – 動態閾值(下閾值)

動態下閾值的計算是，將連續數個谷值平均，在將取得的值乘以一個加權數值(動態閾值加權值)，得到該區段的合理閾值。

此次實驗總共31組樣本，設定不同的加權值後，將計算所得的步伐與真實步伐做比較，得出表 8的統計，其餘參數的設定如下：

- 校正間隔 = 300 ms
- 校正閾值 = 0.5
- 平均值 = 10 個

如圖 42所示，於加權值落於0.6~0.7間時，平均誤差值為最低；因此其他的實驗，加權值以0.6為預設值，並且採動態下閾值。

表 8 動態閾值(下閾值)

樣本加權	0.10	0.20	0.30	0.40	0.50	0.60	0.70	0.80	0.90
女1	0.26	0.22	0.22	0.17	0.07	0.03	0.15	0.25	0.31
女1	0.21	0.19	0.16	0.15	0.10	0.08	0.01	0.08	0.20
女1	0.45	0.38	0.31	0.21	0.19	0.13	0.05	0.04	0.18
男1	0.18	0.16	0.13	0.03	0.01	0.09	0.21	0.27	0.34
男1	0.37	0.30	0.27	0.23	0.14	0.03	0.16	0.24	0.30
男2	0.34	0.23	0.18	0.13	0.09	0.01	0.05	0.14	0.19
男2	0.31	0.23	0.16	0.13	0.07	0.01	0.10	0.18	0.30
女2	0.17	0.16	0.14	0.11	0.10	0.09	0.04	0.01	0.07
女2	0.31	0.21	0.11	0.05	0.02	0.00	0.01	0.04	0.05
女2	0.20	0.14	0.11	0.11	0.09	0.07	0.04	0.02	0.11
女2	0.51	0.40	0.27	0.14	0.06	0.05	0.12	0.15	0.28
女3	0.21	0.17	0.14	0.13	0.10	0.05	0.01	0.07	0.14
女3	0.27	0.24	0.19	0.14	0.06	0.01	0.03	0.10	0.14
男3	0.72	0.61	0.49	0.36	0.26	0.16	0.05	0.02	0.09
男3	0.19	0.09	0.03	0.01	0.08	0.08	0.08	0.09	0.13
男3	0.42	0.40	0.32	0.25	0.18	0.04	0.02	0.19	0.28
男3	0.38	0.28	0.17	0.14	0.07	0.05	0.02	0.14	0.24
男4	0.72	0.60	0.52	0.43	0.27	0.12	0.00	0.03	0.08
男4	0.14	0.11	0.08	0.05	0.02	0.05	0.08	0.09	0.17
男4	0.12	0.06	0.01	0.00	0.04	0.06	0.07	0.13	0.16
男4	0.45	0.36	0.21	0.16	0.14	0.12	0.11	0.07	0.03
男4	0.19	0.15	0.11	0.11	0.06	0.03	0.03	0.08	0.15
男5	0.67	0.52	0.42	0.32	0.17	0.11	0.04	0.04	0.16
男5	0.60	0.46	0.34	0.29	0.17	0.10	0.01	0.05	0.15
男6	0.23	0.22	0.19	0.16	0.13	0.10	0.07	0.01	0.10
女4	0.33	0.28	0.21	0.14	0.12	0.05	0.03	0.08	0.09
女4	0.11	0.10	0.09	0.04	0.03	0.01	0.06	0.10	0.17
女4	0.04	0.03	0.06	0.08	0.08	0.08	0.09	0.12	0.21
女4	0.21	0.18	0.16	0.12	0.11	0.08	0.03	0.02	0.12
男7	0.22	0.13	0.10	0.02	0.01	0.01	0.00	0.04	0.14
男7	0.37	0.33	0.30	0.28	0.23	0.07	0.03	0.07	0.22
Average	0.32	0.26	0.20	0.15	0.11	0.06	0.06	0.10	0.17

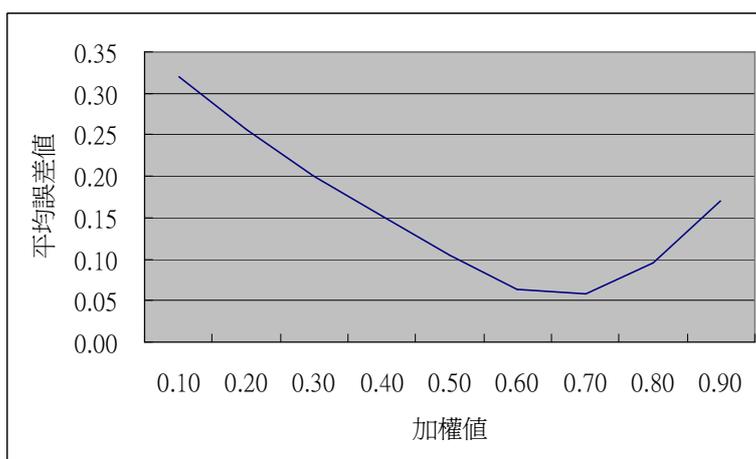


圖 42 動態閾值(下閾值)

4-2-7 閾值的計算 – 平均值的個數(動態閾值)

動態下閾值的計算是，將連續數個峰(谷)值平均，在將取得的值乘以一個加權數值(動態閾值加權值)，得到該區段的合理閾值，因此連續取得多少個值作平均，會影響閾值的變動。

此次實驗總共 31 組樣本，設定不同的校正閾值後，將計算所得的步伐與真實步伐做比較，得出表 9 的統計，其餘參數的設定如下：

- 校正間隔 = 300 ms
- 校正閾值 = 0.5
- 動態閾值加權 = 0.6

如圖 43 所示，當取的個數大於3時，平均誤差值幾乎就維持一個低值。

表 9 平均值的個數(動態閾值)

樣本平均值	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
女1	0.37	0.10	0.03	0.03	0.02	0.01	0.01	0.00	0.01	0.01
女1	0.55	0.12	0.01	0.01	0.02	0.04	0.04	0.05	0.05	0.05
女1	0.82	0.26	0.22	0.19	0.18	0.17	0.17	0.17	0.17	0.16
男1	0.17	0.00	0.00	0.00	0.02	0.03	0.03	0.03	0.05	0.05
男1	0.15	0.03	0.04	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06
男2	0.24	0.13	0.10	0.10	0.08	0.08	0.08	0.07	0.07	0.05
男2	0.32	0.07	0.06	0.03	0.03	0.04	0.03	0.02	0.02	0.01
女2	0.29	0.09	0.00	0.02	0.02	0.03	0.02	0.02	0.02	0.03
女2	0.47	0.03	0.01	0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
女2	0.30	0.05	0.07	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08
女2	0.75	0.19	0.14	0.14	0.14	0.12	0.12	0.12	0.11	0.11
女3	0.23	0.11	0.10	0.10	0.10	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09
女3	0.25	0.11	0.09	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07	0.07
男3	0.24	0.14	0.11	0.11	0.11	0.10	0.10	0.10	0.10	0.10
男3	0.36	0.13	0.12	0.09	0.07	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
男3	0.16	0.03	0.02	0.01	0.01	0.00	0.00	0.00	0.01	0.01
男3	0.23	0.10	0.09	0.09	0.09	0.09	0.09	0.08	0.08	0.08
男4	0.23	0.16	0.12	0.09	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08
男4	0.22	0.05	0.04	0.07	0.06	0.08	0.09	0.09	0.09	0.09
男4	0.28	0.08	0.04	0.03	0.03	0.03	0.01	0.01	0.01	0.03
男4	0.26	0.02	0.00	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
男4	0.38	0.20	0.12	0.08	0.10	0.10	0.08	0.07	0.07	0.07
男5	0.53	0.20	0.14	0.13	0.13	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12
男5	0.11	0.06	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08	0.08
男6	0.87	0.28	0.18	0.17	0.10	0.10	0.10	0.12	0.12	0.12
女4	0.49	0.18	0.15	0.15	0.15	0.14	0.14	0.13	0.13	0.13
女4	0.39	0.09	0.05	0.04	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
女4	0.46	0.19	0.11	0.05	0.07	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
女4	0.43	0.09	0.03	0.03	0.03	0.03	0.05	0.05	0.05	0.05
男7	0.47	0.16	0.08	0.05	0.02	0.02	0.03	0.02	0.02	0.03
男7	0.70	0.16	0.09	0.09	0.07	0.06	0.06	0.09	0.10	0.10
Average	0.38	0.12	0.08	0.07	0.07	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06

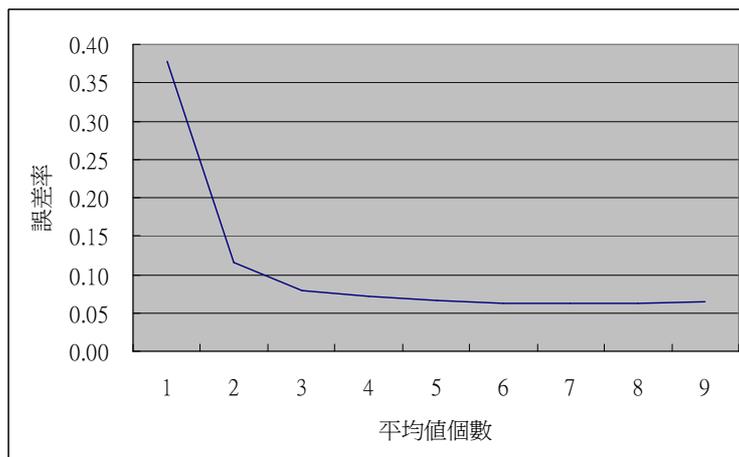


圖 43 平均值的個數(動態閾值)

4-3 與其他計步器的比較

使用其他種類計步器來與本實驗所使用的裝置來做一對照，分別在腰部左右個別掛上機械式計步器，「Hi-Hiker Pro」(Samsung i7500U Android OS v1.5)與本實驗之裝置。

- 「Hi-Hiker Pro」為一個軟體，如圖 44，從 Google Market 所下載，使用內建於 Samsung i7500U 上的 G-Sensor 來計步。



圖 44 The pedometer in Hi-Hiker Pro

資料來源： [32]

4-3-1 步行的比較

每次實驗開始時，先重置各別計步器的數值為零；開始實驗時，實驗者繞行一個固定的範圍，行走一百步，並在一百步屆滿的當下，分別紀錄三個計步器所得到的計步數。如表 10

表 10 三個計步器的計步結果 – 走路 100 步

項目	本實驗裝置	機械式計步器	Hi-Hiker Pro
1	149	5	40
2	120	0	39
3	114	1	28
4	124	1	38
5	134	9	49
6	139	12	24
7	128	11	29
8	125	0	45
9	134	1	29
10	144	5	24
平均	131.1	4.5	34.5
誤差率	0.311	0.955	0.655

4-3-1 跑步的比較

每次實驗開始時，先重置各別計步器的數值為零；開始實驗時，實驗者繞行一個固定的範圍，跑步一百步，並在一百步屆滿的當下，分別紀錄三個計步器所得到的計步數。如表 11。

表 11 三個計步器的計步結果 – 跑步 100 步

項目	本實驗裝置	機械式計步器	Hi-Hiker Pro
1	104	15	76
2	102	76	73
3	103	89	69
4	102	100	72
5	102	98	70
6	103	98	68
7	103	99	72
8	103	92	74
9	101	98	73
10	104	97	72
平均	102.7	86.2	71.9
誤差率	0.027	0.138	0.281

五、結論與展望

5-1 結論

本論文所呈現的計步器，將人走路的動作，使用重力感測器取得三維方向的數據，經過找尋曲線的局部高點/低點，並加以閾值的判斷，來計算步數。

因為人的身形(例如：體態豐腴與否、高矮、腿的長短)、走路的習慣動作(例如：腳跨步的大小、腿提的高低、是否拖行)以及裝置佩帶的狀況(例如：佩帶左邊或右邊、偏向前面或是後面、佩帶的鬆緊度)，都會影響到重力加速器數據的呈現，因此計算步數的誤差是無法避免的，所能做的，是把這些變因加以了解，並且使用演算法加以控制。

在執行的效率上與演算法上面，尚有許多可供加強與改進的地方列於下列：

1. 在人一開始行走與最後停止的時候，走路的動作會趨緩，造成計步器計算出來的步數會有誤差。
2. 不同體型的人，因為走路習慣的不同，有的人習慣拖行腳掌走路，因此身體上下震盪的幅度不大；而有的人走路習慣抬起腿，身體上下震盪的幅度大，因此閾值的選定與計算，應該是有改進的空間。

5-2 展望

坊間現在已經有3D計步器，是使用3D重力感測器來作為偵測震動的元件，但是其準確性，卻是有待商榷。

從本論文的研究與實驗來看，使用3D重力感測器的好處在於可以

有許多的數據可以做更多的計算，取得更多的資訊，例如，如本論文採 Y 軸作為偵測步數的資料來源，而 X 軸的資訊或許可以計算移動距離，得到每走一步的平均距離，比坊間計步器使用估算的步伐(平均約0.7m/步)要來得準確。

另外，本論文只針對 Y 軸方向的G值作分析與實驗，既然 G-Sensor 可以有三軸，也就是 X、Y、Z，因此，其他兩方向的資料，在展望上，應該可以做更多的分析與運算，如圖 45 節錄部份曲線的變化，可知當走路時，不只有 Y 軸方向的G值會有規律變化，X、Z 軸也會有規律變化。

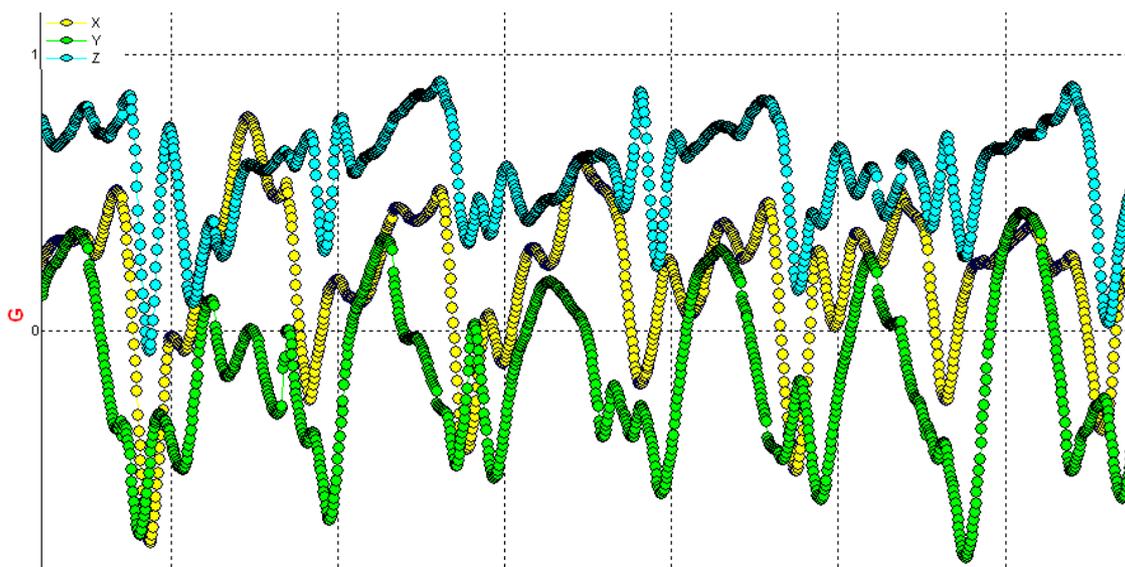


圖 45 走路時的 X、Y、Z 軸的 G 值變化曲線

這樣的規律變化，或許可以進一步做到

- 步伐的大小：坊間的計步器都是估算人的步伐大小為 0.7 公尺，但是事實上不同的人在不同的時間或身體狀態，甚至這一步與下一步的步伐大小都不見得相同，因此，藉由 G-sensor 的資料，應該可以估算出每一步伐的大小。

- 速度的估算：假設能夠估算步伐的大小，那應該也能估算出走路甚至跑步的速度大小。
- 步態分析：分析不同的人的步態，得知走路的人為老人或小孩，男人或女人，是否有骨骼方面的不良...等等的分析。

G-Sensor 的靈敏度，可以使得些微的動作都能夠被偵測到，但是所得的資料到底還能用在多少用途上？是否能有更精準的應用？未來展望，是可以期待的。

參考文獻

- [1] 趙益生, 「基於二維微機電慣性元件定位系統之初步研究」, 國立成功大學, 碩士論文, 2004年6月。
- [2] 黃良吉, 「GPS 與感測器整合於三維地面車輛定位之應用」, 國立台灣科技大學, 碩士論文, 2006年6月28日。
- [3] 黃俊凱, 「微機電感測器於地面車輛定位系統之應用」, 國立台灣科技大學, 碩士論文, 2005年7月9日。
- [4] 鄭穎懋, 「基於三維加速度資訊實現應用於手機環境上之情緒手勢輸入法」, 大同大學, 碩士論文, 2009年7月。
- [5] A. W. Jamie, P. Lukowicz, G. Troster, and T. E. Starner, "Activity Recognition of Assembly Tasks Using Body-Worn Microphones and Accelerometers," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 28, No.10, pp. 1553-1567, 2006.
- [6] M. J. Mathie, J. Basilakis, and B. G. Celler, "A system for monitoring posture and physical activity using accelerometers," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 4, pp. 3654-3657, 2001.
- [7] D. Karantonis, M. Narayanan, M. Mathie, N. Lovell, and B. Celler, "Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 10, pp. 156-167, 2006.
- [8] M. J. Mathie, N. H. Lovell, A. C. F. Coster, and B. G. Celler, "Determining activity using a triaxial accelerometer," *Proc. 2nd Joint EMBS-BMES Conf*, Vol. 3, pp. 2481-2482, 2002.
- [9] P. H. Veltink, E. G. O. Engberink, B. J. Van Hilten, R. Dunnewold, and C. Jacobi, "Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers," *IEEE Trans Rehab Eng*, Vol. 4, pp. 375-385, 1995.
- [10] J. Ben-Arie, Z. Wang, P. Pandit, and S. Rajaram, "Human activity recognition using multidimensional indexing," *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 24, No. 8, pp. 1091-1104, 2002.

- [11] J. Mantyjarvi, J. Himberg, and T. Seppanen, "Recognizing human motion with multiple acceleration sensors," *Proceedings of IEEE Int. Conf. Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 2, pp. 747-752, 2001.
- [12] A.th.M. Willemsen, C. Frigo, and H.B.K. Boom, "Lower Extremity Angle Measurement with Accelerometers, Error and Sensitivity Analysis," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 12, pp. 1186-1193, 1991.
- [13] 謝進順, 「可攜式長時間顫抖記錄與分析系統」, 國立成功大學, 碩士論文, 2004年6月
- [14] J. Chen, K. Kwong, D. Chang, J. Luk, and R. Bajcsy, "Wearable Sensors for Reliable Fall Detection", *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China*, September 1-4, 2005.
- [15] 網路資料 on line resources : 三兄弟生活家電城 : OMRON 歐姆龍計步器 HJ-113。2009年11月26日, 取自 http://sh2.obuy.tw/yh/item.asp?item_id=1235290。
- [16] 網路資料 on line resources : 大集體 : 歐姆龍電子計步器 HJ-302 原理。2009年11月26日, 取自 <http://www.dajiti.com/my/p/187322>。
- [17] 網路資料 on line resources : 个字 : 計步器原理。2008年6月11日, 取自 <http://ks.cn.yahoo.com/question/1590003750369.html>。
- [18] 網路資料 on line resources : acermouse : 動作感應器(計步器)工作原理。2007年2月27日, 取自 <http://zhidao.baidu.com/question/20946226.html>。
- [19] 網路資料 on line resources : 林博文、張譽懷、王逸龍、林裕城 : 生活中的小助手—微感測器。科學發展, 424期, 2008年4月。取自 <http://web1.nsc.gov.tw/public/Data/84914223929.pdf>。
- [20] 網路資料 on line resources : DRETEC CO.LTD : DRETEC 3D 感應步數器 H-225BL。2009年11月26日, 取自 <http://www.dretec.co.jp/products/pedometer/H-225.html>。
- [21] 網路資料 on line resources : 電子工程專輯 : 什麼是 MEMS ?。2009年11月26日, 取自 <http://www.eettaiwan.com/SEARCH/ART/MEMS.HTM>。
- [22] 網路資料 on line resources : Roger H. Grace : 專家觀點 : 回顧漫長的 MEMS 商用化之路...。2008年10月29日, 取自 http://www.eettaiwan.com/ART_8800550087_480102_NT_ddbf57f1.HTM。

- [23]網路資料 on line resources：賴盈霖：GPS 技術再升級，重力感測器實現航位推算。新通訊，2007 年 9 月號 79 期，取自 http://www.2cm.com.tw/technologyshow_content.asp?sn=0708220012。
- [24]網路資料 on line resources：George Leopold：成本下降，MEMS 大舉進攻日常生活。2008 年 11 月 17 日，取自 http://www.eettaiwan.com/login.do?fromWhere=/ART_880055_2736_480502_NT_990054b9.HTM。
- [25]網路資料 on line resources：R. Colin Johnson：利用 MEMS 技術，可與手機整合的超小投影機問世。2008 年 10 月 15 日，取自 http://www.eettaiwan.com/ART_8800497622_480702_NT_860e7db9.HTM。
- [26]網路資料 on line resources：Fabio Pasolini：將 MEMS 感測器用於創新的消費性產品設計。2008 年 02 月 28 日，取自 http://www.eettaiwan.com/ART_8800507008_480502_TA_f14a1a16.HTM。
- [27]網路資料 on line resources：龐晶、牟為華：基于 ADXL202 的計步器。2004 年第 02 期，取自 <http://www.cqvip.com/onlineread/onlineread.asp?ID=9063159&SUID=EGBNBFDHDNCBCOPIBOLGEMCBCDOIPNFP>。
- [28] Bosch，Bosch Sensortec Pioneering Spirit Meets the Power of Innovation，2008 年 2 月。
- [29] Bosch，SMB380 Triaxial acceleration sensor Data Sheet，v1.4，2008 年 1 月 9 日。
- [30]網路資料 on line resources：羅吉娜：瞄準主流應用，製造商持續創新 MEMS 感測技術。2008 年 06 月 02 日，取自 http://www.eettaiwan.com/ART_8800526980_480502_NP_2eee45c0.HTM。
- [31]網路資料 on line resources：Microvision corp.：Pico Projector Displays: Embedded，2009 年 11 月 26 日，取自 http://www.microvision.com/pi_co_projector_displays/embedded.html。
- [32]網路資料 on line resources：AndroLib.com：SCREENSHOT OF HI-HIKER PRO，2009 年 12 月 27 日，取自 <http://www.androlib.com/android.screenshot.app.xt-pij.aspx>。