

# 國立交通大學

機械工程系

碩士論文

開發一利用慣性感測器與肌電訊號分辨日常生活與  
跌倒的偵測系統

**Developing an inertial sensor system integrated with  
electromyography for distinguishing falls from  
activities of daily living**

研究生：王致中

指導教授：楊秉祥 博士

中華民國九十八年十一月

開發一利用慣性感測器與肌電訊號分辨日常生活與跌倒的偵測系統

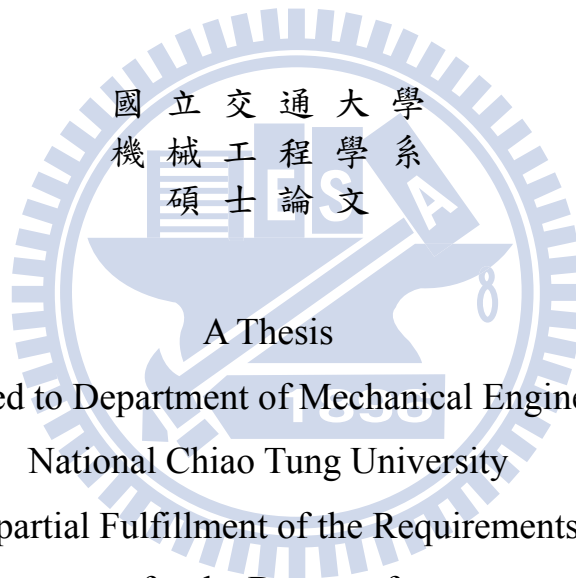
Developing an inertial sensor system integrated with electromyography for  
distinguishing falls from activities of daily living

研究生：王致中

Student : Chih-Chung Wang

指導教授：楊秉祥 博士

Advisor : Bing-Shiang Yang, Ph.D.



A Thesis

Submitted to Department of Mechanical Engineering

National Chiao Tung University

in partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of

Master

in

2009

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十八年十一月

## 中文摘要

### 開發一利用慣性感測器與肌電訊號分辨日常生活與跌倒的偵測系統

學生：王致中

指導教授：楊秉祥 博士

國立交通大學機械工程學系

## 摘 要

本研究以實驗評估肌電訊號於跌倒辨識之可行性，主要目標為開發一結合慣性感測器與肌電訊號(electromyography)量測系統之跌倒辨識系統，期能提高現有穿戴式跌倒辨識技術的速度與準確率，未來用以結合跌倒防護系統降低跌倒傷害的發生率或嚴重性。

於實驗室環境中同步利用光學式動作擷取系統擷取運動學資訊，以及肌電訊號量測系統取得肌肉活化程度，紀錄受測者進行日常生活動作（例如坐到站、彎腰檢物與行走等）與行走中不預期遭絆倒之資料，用以建立跌倒判別之數學模式。僅使用運動學資訊（速度與加速度）之跌倒辨識率約為 85%，而單獨使用肌電訊號之跌倒辨識率則約為 70%，然而使用肌電訊號之辨識速度快於使用運動學資訊。除此之外，合併使用運動學與肌電訊號辨識跌倒，可將跌倒辨識率提升至 95%，同時辨識速度也有相當的提升，相較於單獨使用運動學或肌電訊號資訊，有較佳之跌倒辨識率與較快之辨識速度。此一成果證實了肌電訊號於跌倒辨識之潛力，以及結合慣性系統取得運動學資訊以辨識跌倒的應用方式。

## 英文摘要

# An inertial sensor system integrated with electromyography for distinguishing falls from activities of daily living

student : Chih-Chung Wang

Advisors : Bing Shiang Yang, Ph.D.

Department of Mechanical Engineering  
National Chiao Tung University

The logo of National Chiao Tung University is a circular emblem. It features a central shield with a scale of justice, a book, and a gear. The letters 'E', 'S', and 'A' are arranged vertically in the center. Below the shield is a banner with the year '1896'. The entire emblem is surrounded by a gear-like border.

### ABSTRACT

Falls are leading cause of unintentional injuries and deaths, especially in the elderly. To detect falls early and accurately, and activate fall protecting devices in time, is important and could reduce fall-related socioeconomic cost. Kinematic variables obtaining by inertia sensors, such as accelerometers and gyroscopes, have been used to distinguish falls from activities of daily living (ADLs). Using inertial sensors could detect a fall in 300-400 ms after the fall initiation. However, by using electromyography (EMG) of selective muscles, it is possible to reduce this time to ~200 ms. The purpose of this study is to examine the possibility of combing inertial and EMG sensors to develop a fast and accurate fall detecting device. Laboratory simulated trip falls were corrected identified with 85% accuracy by kinematic data alone, with 70% accuracy by EMG alone, and 95% accuracy by using both kinematics and EMG. Among the corrected identified falls, the fall detect time was significantly shorter when using EMG as compared with using kinematic variables alone. Therefore, EMG sensors could be combined with inertial sensors for developing a faster fall detecting device.

## 誌謝

首先誠摯的感謝指導教授楊秉祥 博士，悉心的指導使我得以略窺學術領域的深奧，不吝花費時間與學生討論，並指點正確的方向，使我在這些年獲益匪淺。老師對研究的嚴謹與要求更是我的學習典範。

本論文的完成亦須特別感謝「動作生物力學與醫學應用實驗室」的各位成員，尤其是博班學長玉瑤的大力協助修訂、同儕馨云、學箴與學弟顯庭的建議與鼓勵。因為有你們的中肯建議及幫忙，使得本論文能夠更完整而嚴謹。

感謝松緯提醒我各個生活與學業中的注意事項，補齊我腦袋裡少掉的好幾條神經迴路；也感謝貽婷學姊在我碩一時三不五時陪我閒聊；感謝柏伽、祥晴、廷昇，陪我吃飯玩鬧打電動發洩鬱悶；感謝碩一學弟妹，禮拜一三老是要麻煩你們順便幫忙買正餐；感謝博班學長奕霖，讓我多了一張空桌子可以用；也感謝目前還不是我女朋友的不知名女子，因為還沒認識妳，所以我有許多時間專注於學業與自己的興趣。

兩年多的日子，實驗室生活雖然偶有苦悶，但實驗室裡共同的生活點滴，學術上的討論、言不及義的閒扯跟胡說八道、死線趕進度的革命情感，在論文完成時都成為閃耀的回憶。感謝各位實驗室夥伴的共同砥礪，大家的陪伴讓兩年多的研究生活變得絢麗多彩，良師益友實為本實驗室最大的資產。

最後，謹以此文獻給我摯愛的雙親，感謝你們的鼓勵、栽培與教誨，沒有你們的支持我無法一路成長至今。

「得之於人者太多，出之於己者太少。」  
「因為需要感謝的人太多，就感謝天吧。」  
-陳之藩 謝天-

## 目錄

中文摘要.....	i
英文摘要.....	ii
誌謝.....	iii
目錄.....	iv
表目錄.....	v
圖目錄.....	v
一、前言.....	1
1.1 研究背景與動機.....	1
1.2 研究目的.....	4
二、文獻回顧.....	6
2.1 跌倒相關研究.....	6
2.1.1 跌倒的定義.....	6
2.1.2 跌倒的風險因子.....	6
2.1.3 年紀與性別對跌倒盛行之影響.....	7
2.1.4 跌倒後之回復反應 (fall recovery).....	9
2.1.5 跌倒後之應對策略 (fall strategy).....	12
2.1.6 模擬跌倒的形式.....	13
2.2 跌倒與日常生活動作辨識.....	15
2.2.1 跌倒辨識.....	15
2.2.2 日常生活動作辨識.....	21
2.3 跌倒相關肌電訊號(EMG)研究.....	22
2.4 跌倒防護裝置.....	23
2.5 小結.....	24
三、研究方法.....	27
3.1 量測與分析參數.....	28
3.2 實驗設備.....	29
3.2.1 光學式動作擷取系統.....	29
3.2.2 肌電訊號(EMG)量測設備與 LabVIEW 8.5.....	29
3.2.3 跌倒模擬設備.....	29
3.3 受測者.....	31
3.4 實驗步驟.....	32
3.4.1 實驗準備.....	32
3.4.2 一般日常活動.....	33
3.4.3 模擬絆倒.....	37

3.5 數據處理與分析 .....	38
四、實驗結果 .....	41
4.1 日常生活動作與跌倒的肌電訊號(EMG)峰值之比較.....	41
4.2 絆倒與日常生活動作肌電訊號(EMG)之差異.....	43
4.3 慣性辨識門檻與肌電訊號(EMG)門檻的辨識速度比較.....	45
4.4 肌電訊號(EMG)與加速度辨識的 Sensitivity 與 Specificity .....	49
4.5 日常生活動作誤判列表 .....	50
五、討論 .....	53
六、參考文獻 .....	62

### 表目錄

表 1 Population of fall (%) by age group. (Campbell, Reinken et al., 1981) ....	14
表 2 跌倒辨識率指標：Sensitivity 與 Specificity .....	15
表 3 跌倒感測器比較簡表 .....	19
表 4 初步跌倒模擬實驗數據 (單位：秒).....	25
表 5 日常生活與跌倒的平均 EMG 峰值之比較結果.....	42
表 6 加速度、EMG 與使用兩者綜合判別之辨識率與辨識速度列表.....	49
表 7 各受測者日常生活動作之加速度誤判列表 (次數).....	50
表 8 各受測者日常生活動作之肌電訊號誤判列表 (次數).....	51
表 9 回顧之感測系統綜合比較.....	57

### 圖目錄

圖 1 防護氣囊裝置 (Shi, G, Chan, CS et al., 2006) .....	23
圖 2 模擬絆倒裝置之繩套與護踝.....	30
圖 3 實驗流程圖 .....	32
圖 4 執行日常活動實驗時動作擷取系統攝影機配置圖.....	34
圖 5 受測者的反光式標記(reflective markers)設置 .....	35
圖 6 皮膚表面肌電訊號(EMG)貼片設置 .....	35
圖 7 絆倒與日常生活之肌電訊號(EMG)平均峰值長條圖 .....	43
圖 8 獨立使用肌電訊號門檻、加速度門檻之平均辨識時間 .....	46
圖 9 辨識成功累計比率分布圖 .....	47
圖 10 每 100 毫秒時間區間內之成功辨識百分比.....	48
圖 11 跌倒現象之歸納整理簡圖 .....	58



# 一、前言

## 1.1 研究背景與動機

根據臺灣衛生署國民健康局與國家衛生研究院針對2003年臺灣地區中老年身心社會生活狀況調查之成果報告(行政院衛生署國民健康局, 2006), 與2005年國民健康訪問暨藥物濫用調查(財團法人國家衛生研究院, 2007)中顯示, 臺灣地區六十五歲以上高齡人口過去一年之跌倒盛行率, 2003年與2005年之調查皆高達20%; 此外, 2005年高齡跌倒者當中高達59.0%跌倒一次, 17.7%跌倒兩次, 19.3%跌倒三次以上, 且將近一半的跌倒意外發生於住家之中。依據行政院主計處2005年社會發展趨勢調查顯示: 65歲以上高齡人口最近三個月內的事故傷害類型, 跌倒所佔的比例高達72.8%。在國外對於高齡者跌倒盛行率之研究調查亦有相似之結果, 每年有將近30%之高齡者曾經跌倒, 而有15%為經常性之高齡跌倒者(O'Loughlin, Robitaille et al., 1993; Tromp, Smit et al., 1998; Stel, Smit et al., 2003)。

跌倒對於青壯年族群造成的傷害或許並非嚴重的問題, 然而對於高齡族群卻可能會帶來嚴重的肢體創傷與後遺症, 例如: 造成行動力下降、需要輔助器具輔助高齡跌倒者行動。更嚴重的情況甚至可能造成高齡跌倒者癱瘓, 無法自由行動, 必須額外聘請照護人員看護, 增加社會資源的消耗(Nyan, M. N., Tay, F. E. H. et al., 2006)。除此之外, 跌倒的發生不僅有可能造成高齡



族群生理上的傷害，也有可能帶來心理上的後遺症，使高齡跌倒者傾向於減少日常活動或避免與外界交流以降低跌倒再次發生的風險(Scheffer, A. C., Schuurmans, M. J. et al., 2008)，長久下來將會對高齡跌倒者的身心造成不良影響。根據臺灣衛生署調查，1999 年至 2005 年中，經歷跌倒意外後害怕再度跌倒的受訪者中，有將近六成藉由減少活動的頻率減低未來再次跌倒的風險。這些資料顯示跌倒對於高齡族群是一不可輕易忽視的威脅(蔡益堅等, 2007)。2008 年內政統計通報的資料顯示，至 2007 年底止，我國 65 歲以上之高齡人口計 234 萬 3 千人，占總人口比例 10% 以上，且呈現逐年上升之現象，與國際間眾多高度工業化國家相似。臺灣此一高齡人口比例雖較歐美及日本等已開發國家低，但較亞洲之其他國家為高(臺灣內政部統計處, 2008)。隨著臺灣社會高齡化的普及和人口的增長，醫療照護的資源將會越來越難以應付日趨龐大的需求。於此高齡化以及醫療資源壓力日漸攀升的背景下，致使本研究開始關注兩個深切相關的主要目標：

從積極避免跌倒的觀點出發，希望營造出合適的環境以積極減少高齡人口跌倒的發生(Yang, Bing-Shiang and Hu, Hsin-Yun. 2008; Yang, Bing-Shiang, Hu, Hsin-Yun et al., 2009)。然而跌倒的風險因素尚有許多與年齡增長導致身體機能退化的相關因素，無法完全藉由改善環境克服(Sheldon, J. H., 1960; Campbell, A. J., Reinken, J. et al., 1981; Blake, A. J., Morgan, K. et al., 1988; Wickham, C., Cooper, C. et al., 1989; Pluijm, S. M., Smit, J. H. et al., 2006)。因此，希望減少跌倒對高齡人口造成的傷害，並不能完全仰賴環境的改善。

而與積極改善生活環境以防範跌倒相呼應的另一重要目標，即是在高齡人口跌倒發生後，跌倒傷害發生前，關鍵時間內判斷跌倒的發生並且藉由其他輔助防護裝置，例如：安全氣囊(Wu, G and Xue, S; Fukaya, K. 2002; Shi, G, Chan, CS et al., 2006; Fukaya, K and Uchida, M. 2008)，於使用者發生跌倒時充氣，使髖關節(hip joint)等重要部位得到適當的防護。而達成此重要目標——「及時防護」的首要步驟即是建構一迅速且可靠的跌倒辨識系統。

因此，本研究希望能夠經由研究人體運動學及肌肉特性，增進感測系統對於跌倒的辨識能力與感測速度，提升「及時防護」目標之可行性，降低高齡者跌倒傷害的嚴重性與發生率。



## 1.2 研究目的

因應高齡化社會的到來以及跌倒風險的威脅，本研究希望能夠對於跌倒有更深入的防護與分析，預期結合由加速規(accelerometer)等慣性感測器以及肌電訊號(electromyography, EMG)可以建構一新型的跌倒感測系統與跌倒辨識標準，達成迅速且正確的跌倒辨識。因此，本研究之目的為評估肌電訊號(EMG)在跌倒感測系統領域之適用性，並且希望能夠結合肌電訊號與慣性感測器辨識跌倒的發生。

根據此一目標，綜合比較各種可做為動作擷取之元件的相關文獻，顯示由加速規之慣性系統適合作為一般居家環境中簡單量測與判定人體活動的感測器(Bouten, C. V. C., Koekoek, K. T. M. et al., 1997; Aminian, K., Robert, P. et al., 1999; Mathie, M., 2003)。而本研究考量實驗數據之取得、不同儀器之同步擷取、取樣頻率以及準確度，將會以光學式動作擷取系統之反光標記模擬加速規所能取得之加速度資料。本研究希望開發此系統來辨識或解析跌倒發生時的運動學狀態或特徵，藉由將此系統裝置在使用者身上，除了可以作為跌倒感測器即時防護跌倒的發生，在未來此研究完成後追加資料記錄功能，亦可以蒐集跌倒發生前後的所有運動學資料，作為日後對於跌倒領域更深入的研究與追蹤評估跌倒風險之用。

評估肌電訊號(EMG)應用在跌倒辨識領域的適用性是本研究之主要目標。肌電訊號是用以評估肌肉運動的重要指標，在人體欲進行動作時，由

大腦發出的訊號導致肌纖維內外離子濃度不均衡而產生肌肉收縮，即是所謂的肌電訊號。一般而言，人體自主之動作應是先由大腦產生神經電訊號促使肌肉收縮進而產生動作；反射機制(reflex)則不須經由大腦，可以產生較自主動作迅速的肌電訊號反應。而人體在不預期失去平衡之情況下可能會藉由反射機制或自主補償動作(voluntary compensatory movement)，亦或兼具兩者之機制產生回復平衡動作。所以本研究使用可能含有上述機制之肌電訊號作為判斷跌倒辨識的參數，能夠快於使用速度與加速度等慣性資料作為跌倒判斷門檻(threshold，當訊號超過門檻即判斷為跌倒，若無則判斷為日常生活動作或其他情況)的辨識速度。而整合使用加速規以及肌電訊號作為一隨身的動作感測器將可以提供更迅速與完善的跌倒辨識。

## 二、文獻回顧

### 2.1 跌倒相關研究

#### 2.1.1 跌倒的定義

根據 Shumway-Cook 與 Woollacott 著作之 ”Motor Control: Translating Research into Clinical Practice” (2006)一書，在臨床上，跌倒通常定義為患者跌落於地面，或是被發現躺在地面，除此之外也常被定義為不預期的接觸到支撐面(supporting surface)，如桌面或牆壁。而在研究領域，為了受測者的安全考量，跌倒實驗通常以模擬的方式進行，並且以護具、軟墊及吊帶保護受測者。在實驗方法的部份，舉例來說可能以移動受測者所站立的支撐面，使受測者產生模擬跌倒(滑倒)的反應。在此情況下，跌倒的發生可以定義為受測者的質心(center of mass)離開 base of support 的邊界導致受測者失去平衡(Pai, YC and Iqbal, K. 1999; Maki, BE and McIlroy, WE. 2006)。

#### 2.1.2 跌倒的風險因子

目前已經有相當多的研究投入於調查與分析可能導致跌倒的影響因素，其中包含：性別、年齡、肌肉力量、感覺受器衰退、感覺運動功能(sensorimotor function)之影響、移動力、使用之輔助器材、過去曾有過的跌倒經歷、慢性疾病、日常動作能力、藥物、環境與其他因素(Sheldon, J. H., 1960; Campbell, A. J., Reinken, J. et al., 1981; Blake, A. J., Morgan, K. et al.,

1988; Wickham, C., Cooper, C. et al., 1989; Pluijm, S. M., Smit, J. H. et al., 2006)。研究發現特定藥物的混合使用將會增加跌倒的風險，例如抗憂鬱與降低血壓藥物的混合使用(Blake, A. J., Morgan, K. et al., 1988)。環境因素包括採光影響視線、障礙物、地面摩擦力等。上述研究也發現性別將會影響高齡族群的跌倒盛行率，年長女性發生跌倒的比例高於年長男性。

在感覺運動功能(sensorimotor function)的部份，Lord 與 Ward (1994)之研究，對總共 550 位高齡與年輕之受測者施行視覺、前庭平衡、感覺運動功能、平衡功能的實驗。感覺系統、運動系統與平衡系統之測試結果，皆隨著年齡改變有顯著差異。根據分析之結果，在一般的情況下，下肢的感知能力為一重要的運動感知因子；而在更具挑戰性的平衡條件下，肌力、反應時間與前庭(vestibule)功能則扮演更重要的角色。研究感知系統與視覺能力對控制軀幹晃動(body sway)與平衡之貢獻，發現受測者較依賴視覺控制平衡，而 65 歲以上之高齡族群由於視覺能力的衰退將導致軀幹晃動之範圍增加。

### 2.1.3 年紀與性別對跌倒盛行之影響

延續上述風險因素，根據研究調查之結果，年齡和性別與跌倒之發生具有顯著相關(Campbell, AJ, Reinken, J et al., 1981; Blake, AJ, Morgan, K et al., 1988; O'Loughlin, JL, Robitaille, Y et al., 1993; Schultz, A, Ashton-Miller, JA et al., 1997)。而可能造成高齡者較易意外跌倒之原因包含：視覺衰退、前庭



(vestibule)功能異常、反應時間與神經系統遲緩、肢體肌肉與機動力(mobility)之衰退(Manchester, D, Woollacott, M et al., 1989; Judge, JO, King, MB et al., 1995; Lord, SR, Lloyd, DG et al., 1996)等，以及前述所提及之跌倒風險因子。這些生理衰退皆影響平衡之表現，例如視覺可以提供神經與認知系統獲知環境內的資訊及危險源，研究顯示當人體閉上眼睛遮斷視覺站立時，軀幹的晃動(body sway)相對於視覺未遮斷時，將增加 20%到 70%(Paulus, WM, Straube, A et al., 1984)，顯示視覺能力與平衡息息相關。而這些生理機能皆可能隨著年齡的提升而衰退，例如 isometric muscle strength 一般約於二十五歲到達最大值後逐漸降低，且約於六十五歲時降低至年輕時最大值的三分之二(Cathcart, EP, Hughes, DER et al., 1935)。

在性別差異方面，上述肌力因素，成年女性之肌力通常約為成年男性的三分之二(Schultz, AB. 1992)。關節力矩到達最大值之速率也是一個重要的平衡相關生物力學參數，研究發現高齡女性的腳踝關節力矩到達最大值的速率低於高齡男性(Thelen, DG, Schultz, AB et al., 1996)。同時，Thelen et al. 也發現關節力矩之速率與關節最大之力矩強度呈現高度相關之關係。

上述這些因素可能是造成年長女性相較於年長男性於平衡受到干擾時較不易回復，或是較不容易避免跌倒之原因。



#### 2.1.4 跌倒後之回復反應 (fall recovery)

一般人的平衡受到干擾之後，通常必須在三百到四百毫秒(Chen, HC, 1993)的短時間內藉由關節產生的力矩與運動回復平衡(Thelen, DG, Schultz, AB et al., 1996)，如利用軀幹的擺動或使用下肢向前跨步(Luchies, CW, Alexander, NB et al., 1994)。然而關節之力矩卻未必能在如此短的時間內到達最大值，因此除了最大肌力，關節力矩之最大值與產生時間可能也是影響藉由跨步回復平衡的重要因素。上述 Thelen, Schultz et al. (1996)之研究結果發現：高齡者隨著生理的衰退，關節力矩需要耗費較多的時間達到指定的力矩大小。

根據此研究結果，Thelen, Wojcik et al. (1997)假設隨著年齡的衰退，將會降低高齡者藉由跨步回復平衡的能力。實驗藉由將高齡受測者與年輕受測者之腰部以纜繩繫住，使其往前傾倒一固定角度後釋放纜繩，藉此評估高齡受測者與年輕受測者藉由跨步回復平衡的能力。實驗結果顯示，在小傾斜角度時高齡族群與年輕族群之結果相似；然而於最大傾斜角度時，高齡族群成功藉由跨步以回復平衡之結果顯著小於年輕族群。此一結果證實隨著年齡提升造成的生理衰退，將會降低高齡族群在失去平衡時，藉由跨步回復平衡的成功率。Wojcik, Thelen et al. (2001)也發現隨著傾斜角度增加，受測者也會以較大的膝蓋與髖關節(hip joint)運動範圍應對，且無論年輕或著高齡之受測者通常會以最大之關節力矩嘗試回復平衡。因此，高齡

人口能否在跌倒之後關鍵的三百至四百毫秒短時間內，藉由身體軀幹及四肢輸出合適的反應，將是避免嚴重跌倒傷害的關鍵因素。

在不同年齡族群使用的回復策略方面，除了上述所說之力矩展開速度與大小差異外，高齡族群可能較為仰賴髖關節的運動以控制姿勢的穩定性，而年輕族群則可能較依賴腳踝關節之運動(Okada, S, Hirakawa, K et al., 2001)。

Horak (2006)將回復平衡之策略整理為腳踝策略(the ankle strategy)、髖關節策略(the hip strategy)、跨步(take a step)三種模式，其中前二項策略之腳步不改變，而後者藉由跨步或抬手等方式改變 base of support 之範圍(Horak, FB. 1987; McIlroy, WE and Maki, BE. 1996)。腳踝策略(the ankle strategy)，在可靠穩固之站立平面將腳踝當作倒單擺之固定支點以維持身體平衡，應對小範圍之軀幹晃動(body sway)。髖關節策略(the hip strategy)，利用髖關節之力矩迅速改變身體之質心，通常用於站立之平面不允許使用腳踝策略或需要快速改變質心之情況。跨步(steping)則為行走中常見之回復平衡策略。Eng, Winter et al. (1994)將跨步的模式分為 elevating strategy 與 lowering strategy。在 elevating strategy 的部份，跌倒者在 swing phase 中受到障礙物阻礙之下肢將會嘗試以升高下肢的方式克服(跨過)障礙物以繼續進行中的步態；而 lowering strategy 則是讓受到障礙物阻礙之下肢保持在障礙物之後，藉由未受阻礙之下肢克服障礙物以回復平衡。

除了前後向的跨步之外，在失去平衡時有效的控制質心側向的運動也是一個影響回復平衡動作重要的因素。研究顯示，側向的穩定性與跌倒風險有相當之關係(Maki, BE, Holliday, PJ et al., 1994; Lord, SR, Rogers, MS et al., 1999)。且側向之跌倒也較容易導致髖關節骨折(Hayes, WC, Myers, ER et al., 1993; Nevitt, MC and Cummings, SR. 1993; Cumming, RG and Klineberg, RJ. 1994)。Rogers, Hedman et al. (2001)研究對年輕成人、高齡跌倒者與高齡且未有跌倒經歷的三種受測族群，使用馬達系統與繩套隨機出力，從受測者腰部進行前後向的平衡干擾，使受測者產生跨步。結果顯示高齡跌倒者相較於其他受測者顯著在跨步側方向有較多的身體移動以及側向跨步。

在回復平衡反應的起始時間方面，Pijnappels, Bobbert et al. (2005)之研究指出：支撐腳的肌電訊號(EMG)之起始反應與峰值約在跌倒發生後之 200 毫秒內。且模擬滑倒(slip)實驗之研究亦得到相似之結果(Hughes, M. A., Schenkman, M. L. et al., 1995; Marigold, D. S., Bethune, A. J. et al., 2003; Sakai, M., Shiba, Y. et al., 2008)。Chen, Ashton-Miller et al. (1994)使用虛擬光柵(virtual light band)模擬障礙物之出現，藉由改變障礙物出現之時機，研究受測者反應時間是否充足以克服(跨過或及時停止)虛擬光柵障礙。其結果顯示，供受測者反應之時間越長，受測者將越容易克服忽然出現之障礙。顯示當平衡受到干擾時，能夠反應之時間長短亦為平衡回復動作成功與否的重要因素。

### 2.1.5 跌倒後之應對策略 (fall strategy)

DeGoede and Ashton-Miller (2002)研究受測者向前跌倒時雙手與地面接觸時的衝擊力峰值，並且在實驗前要求受測者以三種不同的指示行動：(1)自然的跌倒與接觸，(2)盡可能的保持頭部離地越遠越好，(3)盡可能的降低手部會受到的衝擊力。實驗結果證實受測者手腕受力的峰值相對於跌倒衝擊發生時手肘的角度與手腕速度，顯示受測者在跌倒發生時可以藉由選擇不同的策略改變手腕部位受力的最大值，以避免手腕骨折或其他嚴重傷害。相對於此結果，DeGoede and Ashton-Miller (2003)模擬跌倒時的上肢應對策略與女性年齡造成的肌力衰退，結果顯示隨年齡增長的上肢肌力衰退可能會影響跌倒時上肢防護策略的實行，而缺乏實行這些防護策略的能力，將會提升軀幹或頭部發生撞擊的風險。

髖關節骨折為跌倒可能對高齡人口造成的眾多傷害中最嚴重的傷害，輕則可能導致高齡跌倒者需要複雜的手術與復健，重則使其癱瘓。在美國因為髖關節骨折而住院者，大約一半無法恢復原本活動機能之水準(Stevens, JA and Olson, S. 2000)。髖關節與跌倒風險相關的研究指出：高齡人口側向的跌倒相較於其他方向的跌倒將會導致髖關節骨折的機率提升約三到五倍(Nevitt, MC and Cummings, SR. 1993; Greenspan, SL, Myers, ER et al., 1994; Greenspan, SL, Myers, ER et al., 1998; Schwartz, AV, Kelsey, JL et al., 1998)。另外，跌倒導致髖關節直接的撞擊或撞擊發生在髖關節附近也會大幅的提升髖關節骨折的風險。綜合上述結果，高齡者於跌倒發生時應該盡量避免

腕關節直接的發生撞擊，以避免嚴重的跌倒傷害。

因此，教育與訓練高齡人口跌倒發生後的應對策略，包括以手部維持彈性的保護軀幹、頭部，以及腕關節的保護、避免直接撞擊，培養高齡人口持續運動的習慣、訓練四肢的肌力將有助於減低嚴重跌倒的相關傷害產生。

### 2.1.6 模擬跌倒的形式

Smeesters, Hayes et al. (2001)研究關於不同步伐速度與造成跌倒的方式，對跌倒的方向與骨盆撞擊位置的影響，歸納可能跌倒的方式建立了四種跌倒模型，分別為暈眩(faint)、滑倒(slip)、踩空(step down)與絆倒(trip)。目前的模擬跌倒之研究通常可歸納於此四種模型或其調整型。如暈眩常以受測者自主模擬暈眩的發生，在身體盡量不出力的情況下讓身體由站立傾斜倒下至護墊；滑倒以不預期的移動受測者所站立的支撐面來模擬；踩空則可將受測者行走之走道設置凹陷之機構，並且予以掩飾使受測者無法察覺，進而模擬踩空；絆倒以走道上隱藏之拘束機構，於受測者行走經過時不預期出現，拘束受測者之行進腳步使其模擬絆倒之發生。

研究結果顯示步伐速度與造成跌倒方式對於撞擊位置及方向有顯著影響。絆倒與踩空通常無論步伐的速度皆容易造成前向的跌倒與撞擊，而在快速的步伐速度時滑倒與暈眩一樣傾向於前向跌倒與撞擊；當步伐速度降低時，滑倒則容易導致側向、後向的跌倒以及臀部的撞擊，暈眩則大多數為側向跌倒。除此之外，高達一半以上的跌倒撞擊速度都落在可能會使高



齡人口股骨骨折的範圍內，顯示無論哪一種跌倒方式都會對於高齡人口的身體安全造成相當的風險與威脅。

根據 Campbell, Reinken et al. (1981)的研究調查發現：在 553 位高齡跌倒經驗者中，絆倒(trip)的發生佔了最高的比率，如下表 1 引用自 Campbell, Reinken et al 著作 ”Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors” 之 Table I，表中整理不同跌倒類型與不同年齡族群之跌倒盛行率：

表 1 Population of fall (%) by age group. (Campbell, Reinken et al., 1981)

Type of fall	Age group (year)					Pop. E* (%)
	65-74.	75-79.	80-84.	85-89.	≥90.	
No fall	75	55.7	58	50	44.2	65.6
Trip	13.5	21.5	17.9	15.1	13.5	16.1
Drop, syncopal VBI	1.9	8.9	10.7	14.4	15.4	5.9
Postural hypotension	3.8	1.3	1.3	4.8	1.9	2.9
Increased sway, loss of balance	1.9	2.5	4.9	8.2	13.5	3.2
Bed/chair	0	1.3	4	6.8	5.8	1.4
Other	3.8	8.9	3.1	0.7	5.8	4.8
Number of respondents	52	79	224	146	52	
<b>*These figures have weighted to remove the effect of stratified sampling.</b>						

(Pop. E: population estimate.)

Roudsari, Ebel et al. (2005)與 Berg, Alessio et al. (1997)的研究得到相同結果，絆倒(trip)之盛行率約 60%。在 Blake, Morgan et al. (1988)的研究調查中，絆倒在四種跌倒類型中亦佔最高之盛行率約 53%。

## 2.2 跌倒與日常生活動作辨識

### 2.2.1 跌倒辨識

在開始回顧跌倒或動作辨識系統之前，首先必須介紹感測器關於跌倒辨識準確率的兩個重要指標 Sensitivity 與 Specificity 於下表 2：

Sensitivity 的計算方式為  $(I)/[(I)+(II)]$ ，而 specificity 則為  $(IV)/[(III)+(IV)]$ 。Sensitivity 的意義為：跌倒實驗被正確辨識為跌倒的比例，而 specificity 則為日常動作實驗被正確辨識為非跌倒的比例。

表 2 跌倒辨識率指標：Sensitivity 與 Specificity

		Actual Condition	
		+	-
Test Result	+	True Positive (I)	False Positive (III)
	-	False Negative (II)	True Negative (IV)

(圖中標記：「Actual Condition +」表示跌倒，「Actual Condition -」表示為日常生活動作；「Test Result +」表示辨識為跌倒，「Test Result -」表示辨識為日常生活。)

目前已經有相當的人體動作研究或是跌倒辨識方法使用慣性門檻辨識跌倒的發生，在此整理這些跌倒辨識文獻如下：



Wu (2000)研究一般日常活動與絆倒、前向與後向跌倒時的數據資料，發現一般活動的情況下軀幹的水平速度與垂直速度會控制在一定範圍內（約 1m/s），且通常只有水平或是垂直其中一個方向的速度增加幅度較大。反之，跌倒時水平與垂直速度會同時劇烈增加為一般活動的二到三倍，且通常發生於跌倒結束前約 400 毫秒。Wu 認為此特性將可以作為一跌倒辨識之門檻。

在使用加速規作為感測器的部份，Noury, Barralon et al. (2003)使用雙軸加速規放置於受測者腋下作為傾斜計以量測矢狀面方向(sagittal plane)傾斜角度  $\alpha$  與傾斜角速度  $d\alpha/dt$ 。以角度判定  $\alpha$  屬於站立、彎腰、平躺中的何種姿勢以及傾斜速度  $d\alpha/dt$  屬於慢速、中等、快速的速度層級，最後以初始和結束階段的姿勢與過渡階段的層級作為判別動作的標準。如 "Standing - high speed - lying" 可能為跌倒發生，而 "Standing - medium speed - lying" 則可能為躺下的動作。所進行的日常生活動作為：受測者坐到床上後躺下、行走、彎腰、雙膝跪地、坐椅子與從坐到站立；模擬跌倒實驗由受測者自主進行前向傾倒、後向傾倒、坐下後躺下等各項動作於防護厚墊上。模擬跌倒的實驗結果：sensitivity(將跌倒正確辨識為跌倒)為 79%，specificity(將日常生活正確辨識為非跌倒)為 83%。

Diaz, Prado et al. (2004)同樣使用三軸加速規，但放置於人體腰部高度處，並且利用一演算法訂立門檻值為加速度 1.4g，若訊號超過此值則將其

判別為非日常活動。實驗則分為衝擊實驗與一般日常活動的實驗，一般活動包含慢速行走、中等速度行走、快速行走、上樓梯與下樓梯等五種動作；衝擊實驗則包含原地垂直跳躍、曲膝跌倒、從五十公分處水平翻落，且地面分為軟硬材質。進行模擬實驗結果 sensitivity(將跌倒正確辨識為跌倒)為 100%，specificity(將日常生活正確辨識為非跌倒)為 92.5%。

Bourke, O'Brien et al. (2007)則使用三軸加速規設置於前胸與大腿量測受測者從站立往前向、後向、左側與右側向跌倒，並且分為大腿伸直與彎曲，總共八種跌倒模式。而日常生活則進行從有扶手的椅子站起與坐下、無扶手椅子站起與坐下、在床上從坐到躺與從躺到坐、行走十公尺、進出車輛座位…等動作。受測者分為十名年輕受測者進行模擬跌倒實驗以及十名高齡受測者進行日常生活實驗。所訂立之加速度門檻值：胸部 3.52g、大腿 2.74g。進行模擬跌倒實驗得到不同日常生活的 specificity(將日常生活正確辨識為非跌倒)與 sensitivity(將跌倒正確辨識為跌倒)皆為 100%，且置於胸部的加速規辨識率優於大腿。

在使用陀螺儀作為跌倒感測器的部份，則有 Nyan, Tay et al. (2006)使用雙軸陀螺儀研究後向、側向跌倒與一般日常活動的差異，陀螺儀貼於前胸、前腰、右下臂。日常動作的部份從坐姿開始依序進行：從椅子上站立、行走五秒、彎腰撿起地上物品、行走八秒、坐到床上、躺下、從床上坐起、從坐姿到站立、行走回椅子並且坐下。在模擬跌倒實驗的部分使用一可以

利用氣壓推動的平台讓受測者站立其上產生不平衡跌倒於厚墊上，歸納其跌倒模型為滑倒。經由受測者進行一般日常動作與跌倒實驗並且將數據統計分析之後，訂立前胸的角速度門檻值為  $130^{\circ}/s$ 、前腰為  $100^{\circ}/s$ 、右下臂則為  $170^{\circ}/s$ 。以上述門檻值進行跌倒模擬實驗，sensitivity(將跌倒正確辨識為跌倒)為 100%，而 specificity(將日常生活正確辨識為非跌倒)為 84%。除此之外，Nyan, Tay et al.也量測此感測方法從感測器辨識跌倒的發生，直到受測者與地面接觸的時間(稱之為 lead time)約為 200 毫秒。

在進行上述研究之後，Nyan, Tay et al. (2008)改進 2006 年的辨識方法，藉由判斷軀幹與大腿日常活動與受測者模擬暈眩自主跌倒時角速度的一致性來判別跌倒的發生與否。最後的結果得到 100%的 specificity(將日常生活正確辨識為非跌倒)與 100%的 sensitivity(將跌倒正確辨識為跌倒)，同時 lead time 也提升到最高 700 毫秒。

Hwang, Kang et al. (2004)同時使用加速規與陀螺儀置於受測者胸部，進行前向、側向、後向的受測者自主跌倒以及行走與從坐到站的實驗，達成了 95.5%的 sensitivity(將跌倒正確辨識為跌倒)與 100%的 specificity(將日常生活正確辨識為非跌倒)，然而受測者數量只有三人以及日常行動的選擇只有行走、坐、站三種動作為其主要限制。

本文將上述回顧之感測器辨識結果與實驗使用之跌倒類型依年份順序列於表 3。由表可以發現，目前已經可以利用慣性感測器，在實驗室環境

中獲得相當的辨識率。且較多的模擬跌倒方式為受測者由站立自主模擬暈眩後自由落體跌倒於防護軟墊，以及讓受測者站立於平台並且不預期的使平台移動，導致受測者失去平衡的模擬滑倒方式。

表 3 跌倒感測器比較簡表

Author	Signals	Subjects	Sens(%)	Spec(%)	type of fall
Noury, N. (2003)	acc	10 young	79	83	faint
Diaz, A. (2004)	acc	8 young	100	92.5	impact (jump, kneeling fall...etc.)
Hwang, J.Y. (2004)	acc,gyro	3 young	95.5	100	faint
Nyan, M.N. (2006)	gyro	10 young	100	84	slip
Bourke & Lyons (2007)	acc,gyro	ADL:10 elder Fall:10 young	100	100	faint
Nyan, M.N. (2008)	gyro	10 young	100	100	faint

(acc: accelerometer, gyro: gyroscope, Sens: sensitivity, Spec: specificity, ADL: activities of daily living.)

在確認成功可採用之模擬跌倒的發生方面，據前述文獻回顧「2.1.5 跌倒後之應對策略」小節，不同之模擬跌倒方式將會影響受測者使用不同的跌倒回復策略以應付跌倒的發生(Horak, FB. 1987; Horak, FB. 2006)。因此，不同模擬跌倒實驗需要依據可能之跌倒反應策略，定義成功模擬跌倒之條件。一般來說，使用移動支撐面方式造成模擬滑倒，或是受測者自主假裝暈眩的情況，可能會以受測者身體軀幹或大腿傾斜的角度(Nyan, MN, Tay,

FEH et al., 2008)以及受測者身體倒下與防護軟墊的接觸，作為成功模擬跌倒發生的確認、或是如同 Mathie (2003)藉由研究日常生活上半身的運動範圍確認成功模擬跌倒的發生。而在較複雜的模擬絆倒實驗中，除了同樣以受測者身體角度以及肢體與防護墊接觸以外，也有以懸吊防護裝置於受測者向前傾倒時所撐起受測者的體重百分比或是以目視判定受測者是否由懸吊防護裝置支撐體重的方式(Pijnappels, M, van der Burg, JCE et al., 2008)確認何者為成功之模擬跌倒。

在決定門檻值的部份，若是將門檻值定的太低容易產生日常活動被誤判為跌倒的情況，即 specificity 降低。可能導致所使用的防護裝置如安全氣囊 (Fukaya, K. 2002)於誤判之後啟動，將可能會造成使用者的困擾與徒增器材消耗。而門檻值太高則可能造成較低的 sensitivity，代表使用者有發生跌倒但是感測器沒有辨識出跌倒的情形提升，降低感測器的周全性。因此，如何合適的制定門檻值與演算法以使感測器具有完美的 sensitivity 與 specificity 也成為感測器從跌倒模擬實驗進入實際應用的重要課題。

## 2.2.2 日常生活動作辨識

在人體動作辨識的部份則有較多的研究同時使用陀螺儀與加速規，例如 Najafi, Aminian et al. (2003)便結合加速規與陀螺儀為一感測器並放置於胸前量測。藉由重力加速度、加速規的量測結果及判斷動作的演算法來區別一些日常動作(站、坐、走、躺)，例如躺下的情況，垂直方向的加速規量到的值近似於  $0g$  ( $m/s^2$ )；反之如果為坐或站則垂直方向會量到近似  $1g$  ( $m/s^2$ ) 的加速度，躺下的狀況為側躺或仰躺則由水平加速規與重力加速度的夾角判別。

而 Vlastic, Adelsberger et al. (2007)則結合超音波、加速規與陀螺儀的混合式感測器系統，以演算法(Extended Kalman Filter)結合加速規與陀螺儀量測資料，再輔以超音波判定各感測器與接受器之間的距離做位置的判定，藉由資料重建之後得到與受測者動作相當接近的成果。上述研究雖然不直接辨識跌倒的發生，然而若能建立判斷一般日常生活的門檻值與演算法，則跌倒應也能以相仿方式制定門檻值。



### 2.3 跌倒相關肌電訊號(EMG)研究

在人體失去平衡時會以手抓取臨近物體，或以手進行保護性的動作是人體的重要保護機制，McIlroy and Maki (1995)利用肌電訊號(EMG)及動作擷取系統，發現當受測者站立的平台快速移動使受測者發生不預期滑倒(slip)時，肩膀的肌肉短時間內就開始活化，其時機與腳踝為了維護身體平衡而快速反應的時間相當接近，且反應時間隨著平台移動速度改變，約為 90 到 106 毫秒。Hughes, Schenkman et al. (1995)則使用肌電訊號(EMG)與動作擷取系統觀察受測者站立的平台急速前進或後退時受測者下肢的反應，實驗結果顯示這些下肢部位對於不預期滑倒(slip)的反應時間都在 100 至 200 毫秒之間。除此之外，Marigold, Bethune et al. (2003)與 Sakai, Shiba et al. (2008)於研究模擬滑倒實驗時人體肌肉的反應時間也約在 100 到 200 毫秒左右，Pijnappels, Bobbert et al. (2005)研究模擬絆倒(trip)實驗的結果同樣顯示人體回復平衡反應之起始肌電訊號約在跌倒起始後 60 毫秒至 100 毫秒間，而可能在 100 毫秒至 200 毫秒之區間內產生峰值。



## 2.4 跌倒防護裝置

Fukaya (2002)的研究中提出夾克形式的跌倒防護氣囊裝置，包含充氣裝置與氣囊，此夾克能夠在感測到跌倒後充氣以吸收跌倒撞擊時的能量。

Fukaya and Uchida (2008)同樣以夾克形式製作防護裝置，並且爲了因應：從較高處落下、自輪椅上因急轉翻落、自行走高度跌倒三種情況而各自設計

了針對三種不同意外形式特化的氣囊防護裝置。Shi, Chan et al. (2006)設計

之防護氣囊裝置則穿戴於腰間，能夠在氣壓 0.4Mpa 的條件下於 300 毫秒內

充氣完畢。Kannus, Parkkari et al. (2000)與 Ekman, Mallmin et al. (2000)之研

究則提出穿戴在衣物內，大腿與髖關節處，可吸收跌倒衝擊之非充氣式護

墊。

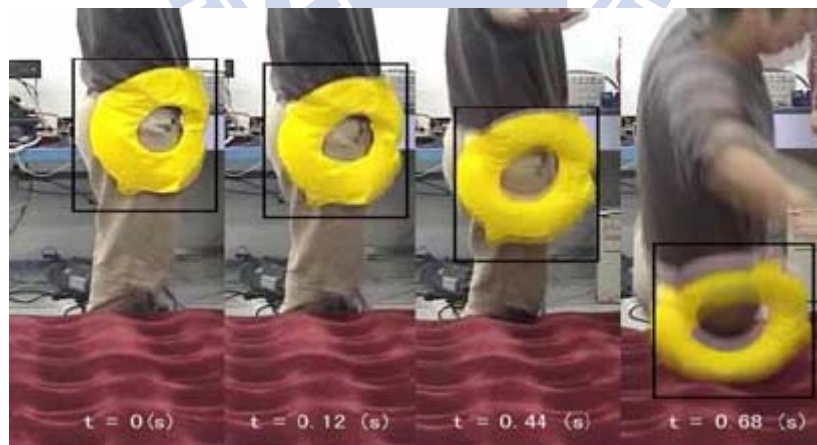


圖 1 防護氣囊裝置 (Shi, G, Chan, CS et al., 2006)

## 2.5 小結

目前跌倒感測器領域對於加速規的應用已有相當程度的研究，判斷跌倒的加速度門檻值與辨識一般簡單日常動作的演算法也因應不同情況發展出各式的方法；陀螺儀於跌倒判斷的應用雖然較晚起步，但是與加速規結合量測將能使跌倒辨識的研究更進一步發展。肌電訊號則為神經與肌肉相關科學領域的重要指標，通常用於解析人體動作、分析肌肉作動時機、使用程度與效率。

然而，回顧目前跌倒感測器領域的研究，發現大部分的研究專注於跌倒感測器的準確率，而且已經可以在受測者自主模擬暈眩的情況下獲得相當優異的準確率。但是上述研究對於跌倒發生至跌倒感測器辨識出跌倒所需的時間，以及受測者自主跌倒至軟墊上模擬暈眩(faint)以外的其他三種跌倒模式：滑倒(slip)、絆倒(trip)、踩空(step down)卻較少為研究者所注目，而此三者之中尤以盛行率最高，卻較少被研究的絆倒(trip)實驗之模擬令我們感興趣。此外，上述所整理之跌倒實驗皆著重於已確認受測者失去平衡後落下過程之模擬；然而現實生活中受測者遭遇到跌倒後，可能會藉由各種反應嘗試回復平衡，而這些人體反應並非百分之百能夠避免跌倒的發生或避免可能遭遇到的跌倒傷害。因此，本研究認為跌倒之模擬實驗不應停留於已確認跌倒發生之落下過程，而應納入更大範圍的遭遇跌倒反應，如：失去平衡後之跨步或移動四肢等試圖回復平衡之動作。

依據 Mathie (2003) 的研究，一般日常生活站立動作時上半身傾斜角度約為 20° 左右，假定以此範圍界定為跌倒發生起始點而軀幹碰撞地面為跌倒結束，並且以 Wu 所發現之跌倒速度特性：「一般日常生活垂直面與水平面速度約在 1m/s 內」為跌倒發生的運動學辨識門檻。依上述文獻回顧之結果，於本實驗室使用光學式動作擷取系統進行簡單的自站立高度落下至護墊的模擬跌倒實驗。實驗數據附於下表 4。

表 4 初步跌倒模擬實驗數據 (單位：秒)

Trial	detecting time	lead-time
02	0.280	0.452
03	0.300	0.404
05	0.304	0.460
06	0.388	0.536
07	0.328	0.580
08	0.636	0.480
09	0.252	0.576
10	0.336	0.504
13	0.256	0.436
14	0.240	0.556
Mean	0.332	0.498
Std. Dev.	0.116	0.062

(Detecting time 為自跌倒發生至偵測所需時間，Lead time 為自偵測至跌倒碰撞所需之時間，Std. Dev. 為 Standard deviation)

實驗 1 為起始測試實驗故不採用、實驗 04 與實驗 11 數據為極大值與極小值不採用、實驗 12 則為實驗開始量測時間延遲因而不採用。Detecting time

為自跌倒發生後至跌倒被判斷所需之時間，而 lead-time 則為自跌倒發生被感測器判斷後至受測者跌倒結束之時間。從數據結果可以得知，以速度特性作為跌倒辨識門檻，從跌倒發生至跌倒判定平均所需時間約為 330 毫秒。此一結果顯示，若 EMG 訊號反應時間約為 100 至 200 毫秒，則以 EMG 訊號作為跌倒辨識門檻值，將可大幅增進跌倒辨識的速度。另外，本實驗進行之自站立自由落下之 lead time 約為 500 毫秒，若行進中絆倒、滑倒或是跌倒落下過程中，人體關節與家具撞擊等情況，皆有可能大幅縮短 lead time 而導致防護裝置來不及啟動保護人體。

綜合上述，本研究認為結合慣性感測器與肌電訊號(EMG)判別跌倒的發生，以及盛行率高的絆倒之模擬還有相當的研究空間，其中肌電訊號能夠迅速判斷跌倒發生的可能性，是本研究關注的焦點。

### 三、研究方法

為了驗證肌電訊號(EMG)於模擬絆倒之跌倒感測的準確率與感測速度，本研究使用動作擷取系統與肌電訊號量測裝置同步量測受測者在日常生活動作與模擬絆倒的運動學資料與肌電訊號，並將量測所得之資料予以比較。

在動作擷取方面，使用動作擷取系統可以精確取得人體在一般活動與跌倒時運動學資料的差異。參照文獻回顧數個跌倒感測器的放置部位，如薦骨(Diaz, A., Prado, M. et al., 2004)、軀幹脊椎處(Wu, G., 2000; Bourke, A. K., O'Brien, J. V. et al., 2007)，以及四肢參考位置貼上反光式標記(reflective markers)，並使用光學式動作擷取系統量測在一般日常活動(如：站、蹲、坐、彎腰撿物)與模擬跌倒實驗時的運動學資料，並且同步量測肌電訊號(EMG)。在完成實驗之後利用統計分析方法訂立日常生活與模擬跌倒的運動學門檻與肌電訊號門檻，當訊號超過門檻即將其判定為跌倒，若無則判定為日常生活動作。經確立跌倒辨識之門檻值後，便可以驗證此感測方法的辨識能力與辨識速度。

### 3.1 量測與分析參數

1. 同步量測受測者的肌電訊號(EMG)與光學式動作擷取系統之軀幹慣性資料。
2. 分析肌電訊號在日常活動與跌倒之平均峰值(特徵值)是否有顯著差異。
3. 以預訂之分辨日常生活動作與跌倒門檻值，計算慣性辨識與肌電訊號辨識之辨識速度與辨識率。
4. 比較獨立使用慣性門檻辨識跌倒，與獨立使用肌電訊號門檻辨識跌倒之辨識速度與辨識率，以及評估結合慣性系統與肌電訊號於跌倒辨識領域之適用性。





## 3.2 實驗設備

### 3.2.1 光學式動作擷取系統

此研究使用之動作擷取系統為光學反射式動作擷取系統：BTS Bioengineering SMART-D (BTS Bioengineering, Milano, Italy)，擷取頻率：250Hz，準確率：3×3×2 立方公尺的體積內小於 0.2mm 的誤差，解析度：800×600 pixels。以六台動作擷取攝影機量測受測者的運動學資料。

### 3.2.2 肌電訊號(EMG)量測設備與 LabVIEW 8.5

肌電訊號量測系統(Bortec Biomedical, AMT-8 EMG system, 8 channels, Canada)，用以量測人體動作時肌肉的作動時機與出力，採用表面肌電訊號量測系統。EMG 貼片使用前須先將該部位剔除體毛並以肥皂或清潔劑清洗之後再以去角質專用洗潔劑與酒精清理皮膚表面以確保擷取肌電訊號之品質。

LabVIEW 8.5 (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench, National Instruments, Texas, USA)，由 National Instrument 公司開發的圖形介面軟體，可供使用者依照需求自行開發及撰寫所需功能。用於擷取肌電訊號(EMG)及實驗後數據的分析與處理。

### 3.2.3 跌倒模擬設備

使用兩條登山繩以及海棉與護踝做成一繩套，用以拘束受測者的雙腳腳踝，模擬受測者行走中跌倒的產生。下頁圖 2 為實際實驗中錄影之截圖。

肌電訊號(EMG)量測系統之前置放大器訊號線由透氣膠帶固定於皮膚表面以便受測者自由行動。

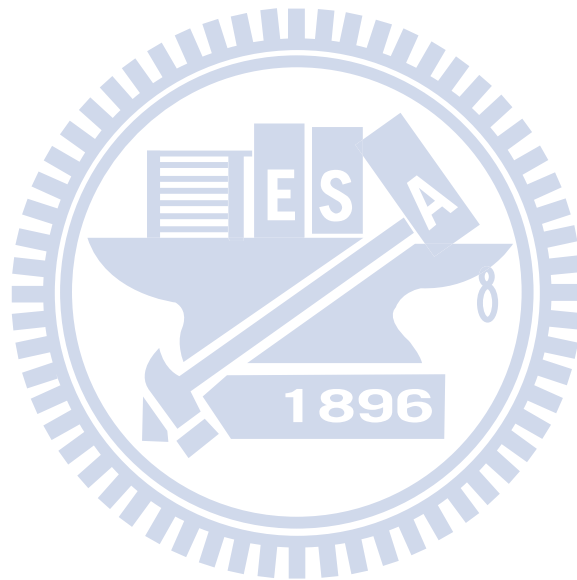


圖 2 模擬絆倒裝置之繩套與護踝

由登山繩、護踝製成之繩套(圖中框起處)將繫於受測者雙腳腳踝。

### 3.3 受測者

受測者為 12 名健康成年人，身高  $174.8\pm 4$  公分，體重  $76.1\pm 13.7$  公斤，年齡  $23.3\pm 1$  歲。受試者在實驗前 6 個月內皆無下肢骨骼肌肉損傷之病史及平衡感覺缺失(視覺、前庭損傷)、在受測前亦無下肢疼痛。同時排除一般運動習慣以外受過特別加強平衡訓練的受測者。



### 3.4 實驗步驟

圖 3 為進行實驗儀器的設置流程，包含光學式動作擷取系統的校正、將擷取系統所用的反光式標記以及表面肌電訊號(EMG)貼片貼於受測者，確認可以正確量測得到訊號之後進行一般日常活動與模擬跌倒實驗量測受測者運動學資料。待資料收集完畢後進行後續之統計分析與評估。

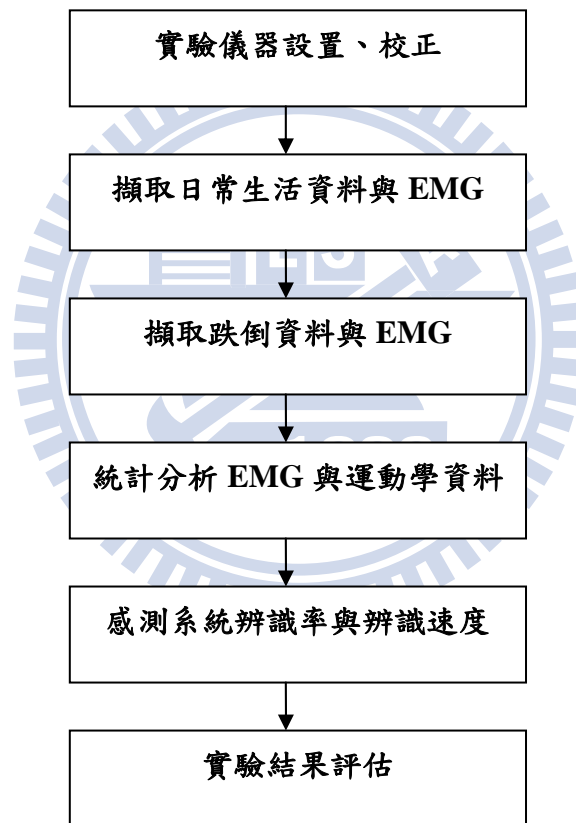


圖 3 實驗流程圖

#### 3.4.1 實驗準備

實驗前需向受測者說明實驗流程及可能遭遇之狀況，經受試者同意並簽

署實驗同意書後，方進行實驗。實驗中若受測者感覺身體不適，施測者應立即中斷實驗，且該次實驗不納入數據分析。

### 3.4.2 一般日常活動

使用光學式動作擷取系統獲得受測者進行日常生活動作與模擬絆倒實驗時，軀幹的運動學資料，如加速度，以便量化分析後可以藉由統計方法取得區分日常生活動作(Activities of daily living, ADLs)與跌倒的門檻值，同時以肌電訊號(EMG)量測系統量測跌倒時可能做動的肌肉之肌電訊號值與活化時機。光學式動作擷取系統的攝影機架設於受測者的前方與後方各三台，為求有較好的資料擷取成果，每台攝影機的高度及拍攝受測者的角度各不相同，以確保同一時間每一個反光式標記(reflective markers)至少能被兩台以上攝影機拍攝、擷取資料。如圖 4，中間之長方區域為前後六台動作擷取系統攝影機所建構之虛擬空間，受測者黏貼反光式標記後於此空間之動作將會被動作擷取系統記錄。

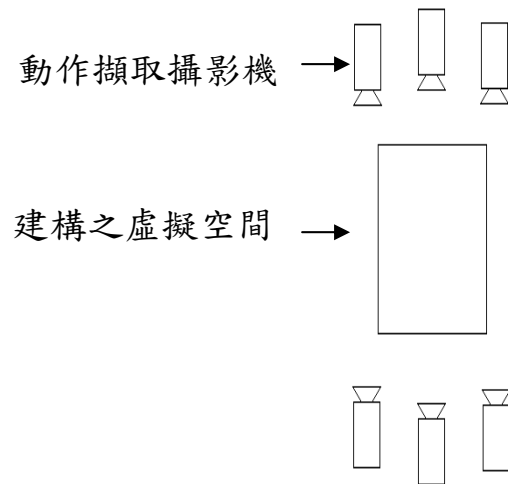


圖 4 執行日常活動實驗時動作擷取系統攝影機配置圖

光學式動作擷取系統的反光式標記(reflective markers)主要黏貼於受測者的頸椎第七節處(c7)與薦骨(sacrum)以量測軀幹之慣性資料，並且以薦骨(sacrum)所量得反光式標記之加速度代表慣性感測器所得之訊號。此外還有其他參考用之反光式標記，黏貼於：手腕兩側骨頭凸起處(styloid process of radius, styloid process of ulna)、手肘(elbow)、肩膀(shoulder)、腸骨前上脊(anterior superior iliac spine, ASIS)、腳踝兩側，參照下頁圖 5。肌電訊號貼片貼於受測者身體四肢於回復平衡動作中可能用到的肌肉，包括可能影響跌倒時伸手扶物或倒下時撐地之上肢肌肉：三角肌(deltoid)、斜方肌(trapezius)，以及可能用於回復平衡動作的下肢肌肉：脛前肌(tibial anterior)、腓腸肌外側(gastrocnemius lateralis)。身體左右兩側四個肌肉部位共八個貼片，此四個部位肌肉都是靠近體表，較容易尋找位置以及量測肌電訊號的肌肉群。貼片方向與肌肉纖維方向平行且貼於肌肉纖維中間處(軸向收縮方



向)之皮膚表面，參照下圖 6。肌電訊號之前置放大器訊號線將會以透氣膠帶預留人體活動之自由度後固定於體表，以避免妨礙受測者自由活動。



圖 5 受測者的反光式標記(reflective markers)設置

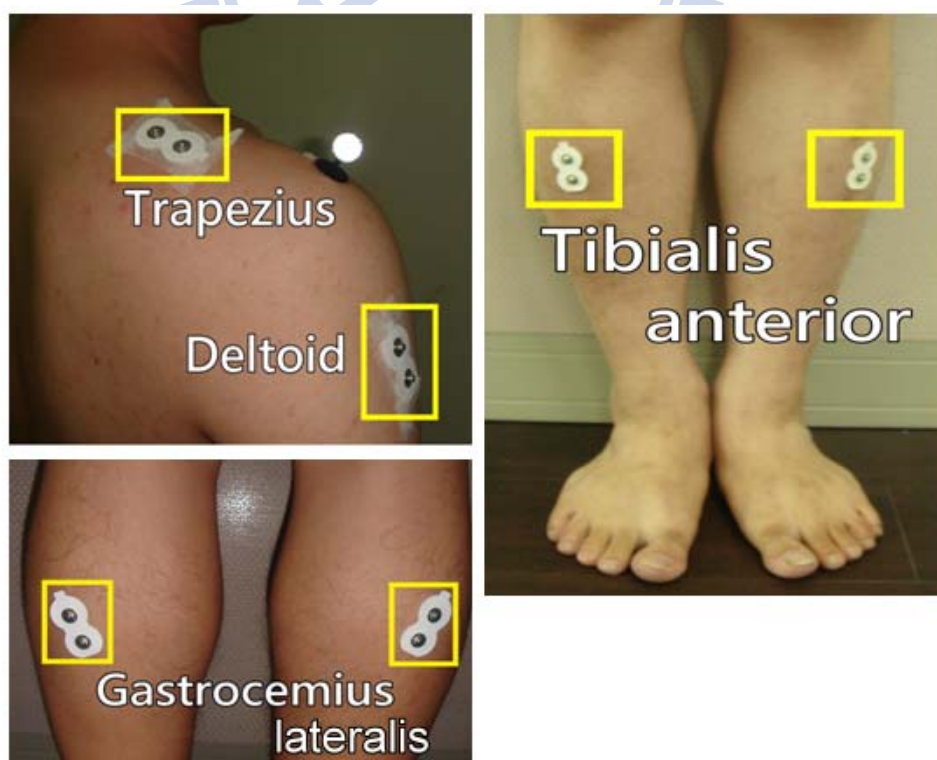


圖 6 皮膚表面肌電訊號(EMG)貼片設置

在肌電訊號量測之前，必須先讓受測者按照規定的動作，進行各個肌電訊號量測處之肌肉的最大自主收縮(Maximal Voluntary Contraction, MVC)肌電訊號的量測，請受測者依序讓各量測部位的肌肉使出最大的出力維持六秒並且紀錄大小，以便不同受測者間肌肉活化資料分析時之正規化。在進行最大自主收縮動作的部份，量測三角肌的動作以受測者手臂平舉(abduction)，以外力固定受測者手肘後讓受測者出力抬手以收縮三角肌；肩膀之斜方肌的量測動作以外力於肩膀處向下拘束受測者肩膀，並請受測者以向上抬肩之動作收縮斜方肌；脛前肌，請受測者站立，以外力拘束腳背前端，並進行以足踵(heel)為支點全力抬起足部之動作(dorsiflexion)，以收縮脛前肌；腓腸肌則請受測者坐於一椅，腳部向前伸直與軀幹成垂直，以外力拘束足部前端，後請受測者伸展足部(plantarflexion)，全力收縮腓腸肌。

待施測者下達口令後，請受測者依序在光學式動作擷取系統攝影機建構出的虛擬空間中，由施測者亂數選取並指示受測者做出下列動作：

- 1.蹲下
- 2.由蹲下到站立
- 3.由站立到坐在無扶手的椅子上
- 4.從無扶手的椅子上起身
- 5.彎身撿地板上的物品
- 6.行走

每次實驗的每個動作受測者皆需要執行十次重複試驗，並且以光學式動作擷取系統及肌電訊號成功量測資料為完成一次實驗。於各項動作執行實驗前，施測者須先請受測者練習該項動作數次以使受測者的動作能夠自然如同一般日常生活動作，若受測者自覺該次實驗動作不自然可以立即暫停並且重複練習直至受測者覺得動作自然不窒礙。

### 3.4.3 模擬絆倒

使用上述的繩套分別繫於受測者的左右腳腳踝處，並且貼上反光式標記(reflective markers)後，請受測者行走於覆有防護用軟墊之走道上。施測者將會依照隨機抽取決定於受測者行走中利用繩套拘束住受測者的左腳或是右腳，並於受測者行走抬腳時，swing phase 中之 initial swing(Perry, J. 1992)階段固定繩索長度，使受測者因為腳踝被拘束而產生例如：跨步、跪下、趴倒、抬手，諸如此類面臨意外絆倒可能出現的跌倒反應或是嘗試由失去平衡中取回平衡的反應。定義成功之模擬絆倒試驗，分為跌倒與回復平衡動作兩個部份，皆為具有跌倒傷害風險之可能情況。跌倒為受測者腳踝受到拘束後膝蓋以上任一身體部位與防護軟墊接觸，而回復平衡動作包括：腳踝被拘束後之另一隻腳跨步(定義超過平均步伐三個標準差或低於平均步伐三個標準差、且此步之後無法繼續進行步伐稱之為跨步)、腳踝被拘束後受測者為保持平衡彎腰使上半身改變角度超過 30 度(依據前述文獻回顧之小結部份，Mathie (2003)研究之人體上半身日常動作角度變化通常於 20 度

以內，本研究考量訂為 30 度)。此部分實驗將試驗行走總次數限制於四十次，以隨機方式取得十次以上、二十次以下的成功模擬跌倒數據。

### 3.5 數據處理與分析

我們選用有限脈衝響應濾波器(Finite Impulse Response Filter)去除肌電訊號中的雜訊。Moving average 演算法將會以一滑動之視窗一次讀入二十五資料點，用此資料點之平均值取代這視窗之第十三點資料值。每移動一點重複運算下一批進入視窗之資料。所有的肌電訊號數據將會以前述之最大自主收縮(MVC)之 EMG 平均值正規化，以便進行不同受測者間肌肉活化程度之比較。正規化過程以所量測得之六秒間肌肉自主收縮的肌電訊號，取中間三秒之數據資料整流後計算平均值，並將各部位肌肉的所有量得之肌電訊號除以各肌肉之 MVC 平均值正規化。此正規化之過程將會由於量測 MVC 時不同量測動作的適用範圍，或是由於肌肉之反射機制，而導致正規化後之肌電訊號資料具有超過 100% 之可能性，但此情況並不影響數據之相對比較。

受測者每一次日常生活試驗的各部位肌肉之肌電訊號(EMG)將會被記錄，並且以所有日常生活實驗的峰值計算出各肌肉在此日常生活動作試驗中可以出力的平均最大峰值與標準差。各肌肉的平均值與標準差將會用以訂立辨識日常生活與模擬絆倒之門檻值，即每一個受測者將會依照日常生活實驗的表現針對八個肌肉分別設立八個門檻值。而門檻值的訂定標準則



為各肌肉群的日常生活肌電訊號峰值之平均加上 2 倍標準差(此門檻訂定標準為：經由測試平均值加數倍標準差為門檻後，以下述之方法辨識，並且以 95%以上之 specificity 為前提下，sensitivity 最高者選定作為各肌肉之門檻訂定方式)。

在使用上述肌電訊號門檻分辨模擬跌倒與日常生活的方法部份，本研究設定在兩百毫秒的時間區間內如果八個肌肉群中有任意三個肌肉的肌電訊號超過預設的門檻值即判定為跌倒的發生。選擇任三個肌肉作為判斷標準是為了避免只以單一肌肉判斷，可能因為受測者單一肌肉持續的過度用力或反射機制而導致訊號超過此門檻，而若以四個肌肉的肌電訊號超過門檻才判定跌倒的發生，可能讓門檻過於嚴苛導致 sensitivity 降低。

在慣性的門檻部分，本研究以量測所得之加速度代表常見之慣性感測器(如加速規)，為 sacrum 處反光式標記所擷取得到之總合加速度資料設置約  $0.85g$  ( $m/s^2$ )之加速度作為慣性資料的跌倒辨識門檻，門檻設定之選擇依據同樣為：在 95%以上的 specificity 前提下，能夠達到最高之 sensitivity。此外，本研究設定慣性與肌電訊號有效判斷跌倒的時間區間為跌倒發生至發生後的 700 毫秒。此 700 毫秒之區間是依據 Nagata 與 Ohno (2007)使用一急速滑動之平台與假人(dummy)模擬人體向後跌倒的落地時間之研究，得出假人自實驗開始最快碰撞至地面的時間約為 800 毫秒，本研究為了安全之考量，選擇 700 毫秒定為跌倒發生後成功判定跌倒的區間。

在日常生活動作與絆倒的肌電訊號之比較，本研究將所有日常生活動作及絆倒實驗之肌電訊號峰值依受測者八個肌肉各自平均作為日常生活動作與絆倒實驗各肌肉之特徵值後，分日常生活動作與絆倒，依照受測者順序，進行各肌肉之配對 T 檢驗(paired T-test)。設定「\*」為  $p$  值小於 0.01，「\*\*」為  $p$  值小於 0.001，以此方法比較兩種不同情況下之肌肉活化程度是否具有顯著差異。





## 四、實驗結果

### 4.1 日常生活動作與跌倒的肌電訊號(EMG)峰值之比較

受測者八個肌肉所量測得到的 EMG 訊號以 MVC 值正規化後，將各肌肉之日常生活動作及絆倒實驗的肌電訊號峰值數據，各自取平均作為該肌肉日常生活動作與絆倒實驗的特徵值。將日常生活動作與絆倒實驗的肌電訊號特徵值，依序排列並進行比較，得到表 5 之結果。結果顯示八條肌肉群皆有顯著差異( $p < 0.01$ , paired T-test)，左右之斜方肌與右腳小腿之脛前肌與外側腓腸肌具有特別顯著之差異( $p < 0.001$ , paired T-test)，且於模擬絆倒時之平均峰值皆大於一般日常生活之表現。

表 5 日常生活與跌倒的平均 EMG 峰值之比較結果

Muscle	Activity types	EMG mean peak (%MVC)	<i>p-value</i>
R. deltoid	ADL	15.79	0.0029*
	trip	78.55	
L. deltoid	ADL	9.57	0.0039*
	trip	68.50	
R.trapezius	ADL	27.96	0.0008**
	trip	87.96	
L.trapezius	ADL	18.85	0.0008**
	trip	68.39	
R. TA	ADL	41.53	0.0001**
	trip	109.63	
L. TA	ADL	43.38	0.0009**
	trip	127.41	
R. GL	ADL	45.65	0.0003**
	trip	148.15	
L. GL	ADL	39.52	0.0080*
	trip	157.70	

(ADL: activity of daily living, R.: right side, L.: left side, TA: tibial anterior, GL: gastrocnemius lateralis; \* $p < 0.01$ , \*\* $p < 0.001$ , paired T-tests.)

## 4.2 絆倒與日常生活動作肌電訊號(EMG)之差異

將上述結果之平均峰值繪製成長條圖。實心長條為日常生活動作實驗之平均峰值，斜線長條為模擬絆倒實驗之平均峰值，峰值大小在縱軸以最大自主收縮(Maximal Voluntary Contraction, MVC)之百分比表示，如圖 7。

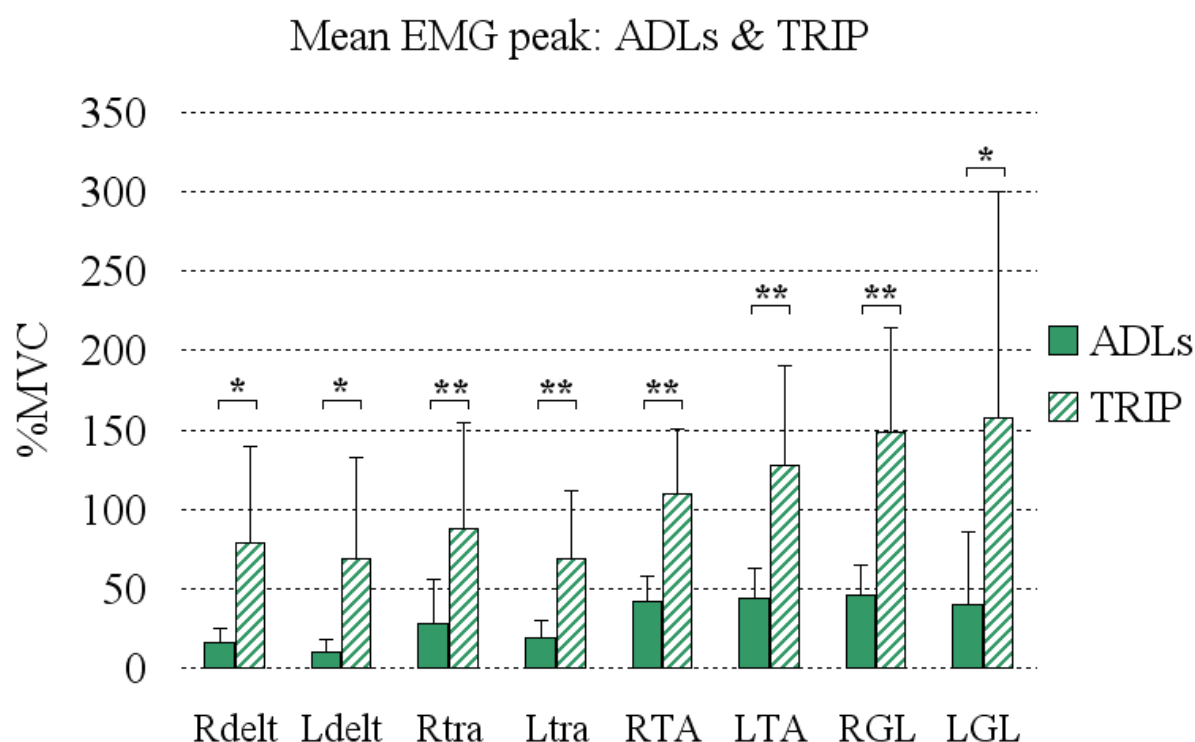


圖 7 絆倒與日常生活之肌電訊號(EMG)平均峰值長條圖

(MVC: Maximal Voluntary Contraction, ADL: activities of daily living, L: left side, R: right side, delt: deltoid, tra: trapezius, TA: tibial anterior, GL: gastrocnemius lateralis. \* $p < 0.01$ , \*\* $p < 0.001$ , paired T-tests.)

日常生活動作之肌電訊號平均峰值皆於 50%MVC 以下；而在模擬跌倒實驗時之訊號，上肢之平均峰值超過 50%MVC，下肢則超過 100%MVC。

此超過 100%MVC 之原因可能為量測 MVC 時預設量測動作之適用範圍不全

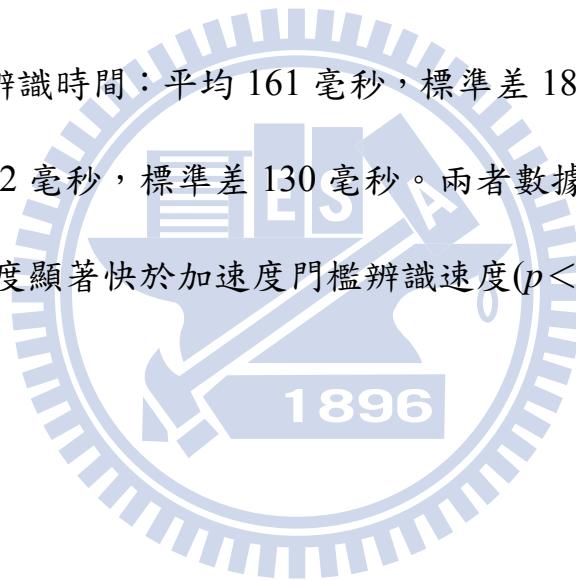
然適用實驗中可能出現之動作，以及反射機制爲了快速活化肌肉群產生的大量肌電訊號所造成。然而此現象並不影響以 MVC 正規化各受測者間比較肌肉活化程度的相對結果與比較。



#### 4.3 慣性辨識門檻與肌電訊號(EMG)門檻的辨識速度比較

在此以加速度訊號代表慣性感測器，從模擬跌倒實驗中取獨立使用肌電訊號門檻與獨立使用加速度門檻，皆正確辨識出絆倒之實驗共 133 組模擬跌倒，以計算平均辨識速度。此處所指之辨識速度僅為加速度或肌電訊號自跌倒發生至訊號達到跌倒辨識門檻之時間，不為實際之隨身感測系統辨識跌倒所需要耗費之時間，實際之辨識速度仍須考量計算與傳輸等過程所可能耗費之時間。

肌電訊號門檻辨識時間：平均 161 毫秒，標準差 181 毫秒；加速度門檻辨識時間：平均 282 毫秒，標準差 130 毫秒。兩者數據經過比較，顯示肌電訊號門檻辨識速度顯著快於加速度門檻辨識速度( $p < 0.01$ , paired T-test)，如下頁圖 8。



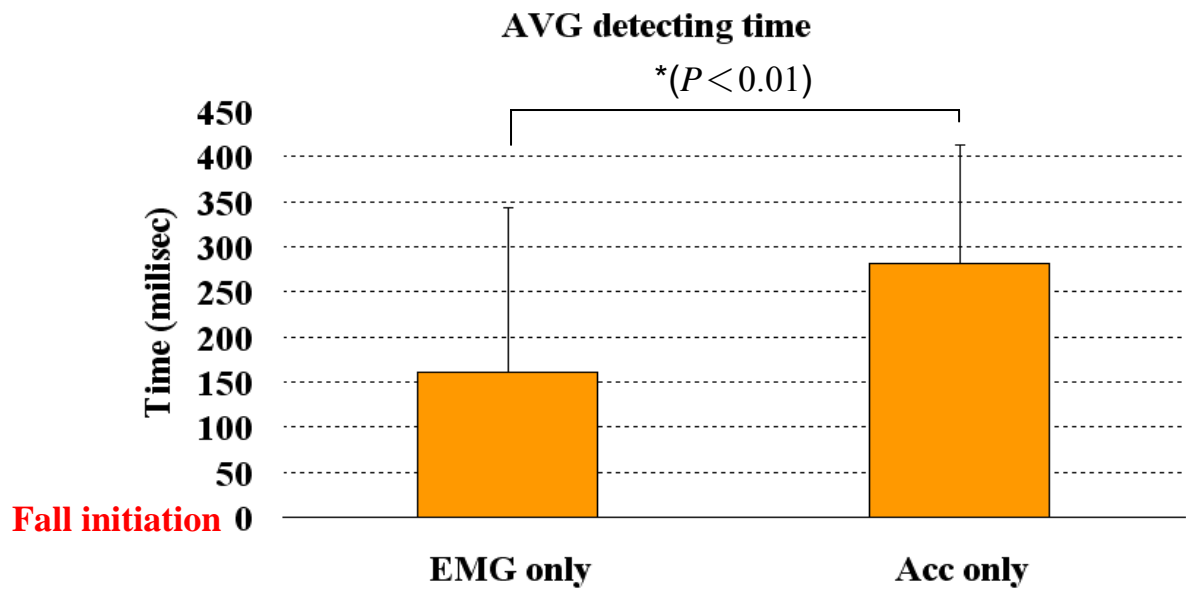


圖 8 獨立使用肌電訊號門檻、加速度門檻之平均辨識時間

(EMG only: 僅使用肌電訊號門檻辨識跌倒, Acc only: 僅使用加速度門檻辨識跌倒。)

另外，本研究統計上述成功辨識之 133 組模擬跌倒實驗，自跌倒發生至跌倒後 700 毫秒內，以 100 毫秒遞增的時間區間，累計截至該時間點前之辨識成功次數，以累計比例(%)表示如下頁圖 9。橫軸為時間區間(ms)，縱軸為累計比率(%)。



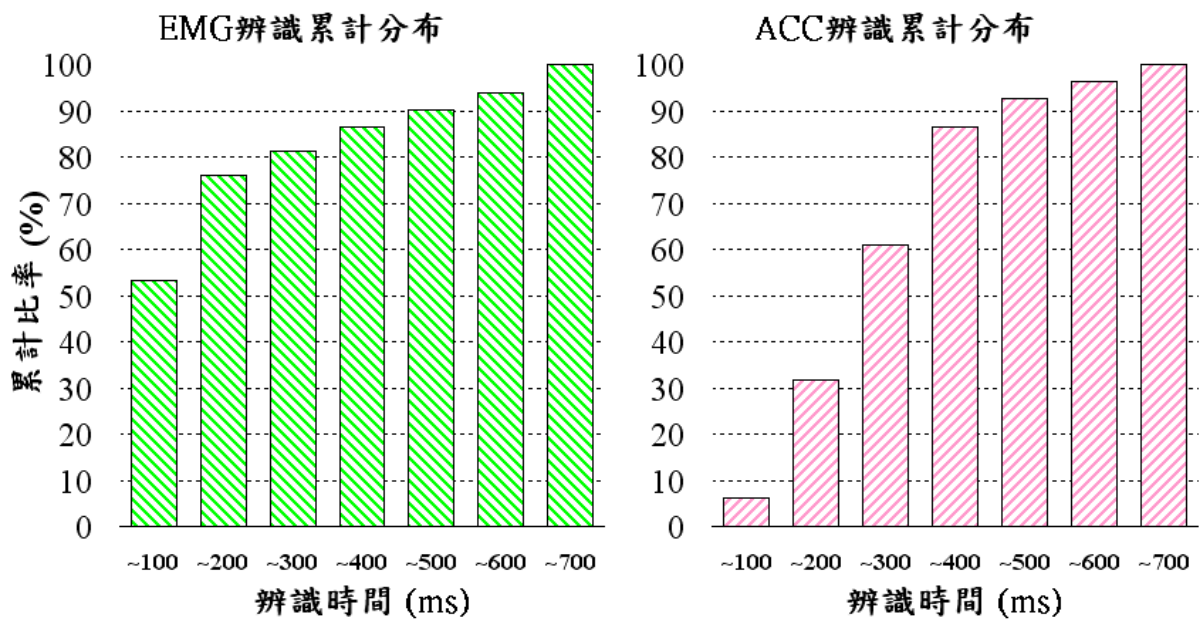


圖 9 辨識成功累計比率分布圖

獨立使用肌電訊號(EMG)門檻於跌倒發生後之 100 毫秒內可辨識出 133 組總絆倒實驗的 53.4%(71 組絆倒實驗)，於跌倒發生後的 300 毫秒內可辨識出 81.2%(108 組實驗)，於跌倒後 500 毫秒內可辨識出 90%之絆倒。而獨立使用加速度門檻於跌倒發生後之 100 毫秒內僅辨識 133 組總絆倒實驗的 6%(8 組絆倒實驗)，於跌倒後 300 毫秒內可辨識出約 61%(81 組實驗)，同樣約於 500 毫秒內可辨識出 90%之絆倒。

此分析結果顯示，在跌倒可供反應時間越急促的情況下(如本研究之行走中絆倒，或於居家環境中，跌倒落下過程中髖關節可能撞擊到傢俱之情況)，使用肌電訊號辨識跌倒較有安全考量上之優勢；但若跌倒者為自靜止站立之高度跌落至地面(如暈眩)，且無落下途中遭遇撞擊、具有較長反應時

間之情況，則肌電訊號門檻辨識與加速度門檻辨識兩者優勢相當。

再以上述之 133 組肌電訊號門檻以及加速度門檻皆成功辨識之數據，呈現自跌倒開始至 700 毫秒時，每 100 毫秒之區間內成功辨識次數佔總實驗次數之百分比，如圖 10。

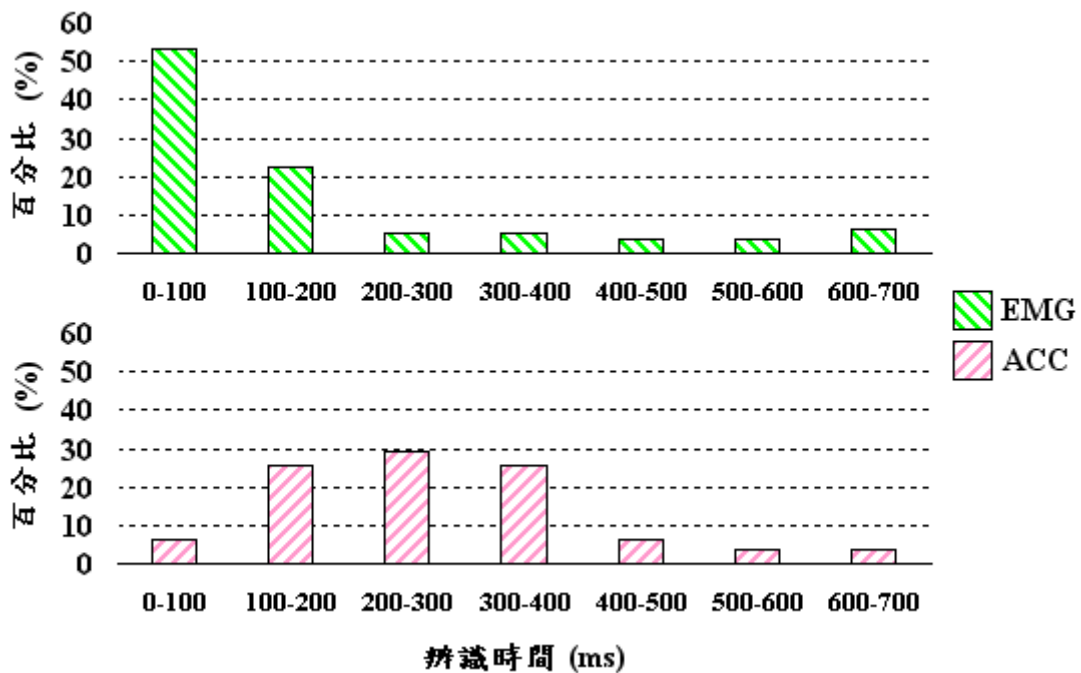


圖 10 每 100 毫秒時間區間內之成功辨識百分比

此圖較直接呈現肌電訊號門檻辨識，以及加速度門檻辨識絆倒，於不同時間區間辨識成功之分布趨勢，圖上方之肌電訊號門檻主要辨識區間為自絆倒開始後的 0 至 300 毫秒以內(累積約 80%總實驗次數)，而加速度門檻主要辨識時間區間則集中於自絆倒發生後的 100 至 400 毫秒之區間(累積約 80%總實驗次數)。此處呈現之結果呼應上圖 9。

#### 4.4 肌電訊號(EMG)與加速度辨識的 Sensitivity 與 Specificity

表 6 為使用不同感測參數之跌倒辨識率與辨識時間。Acceleration 表示獨立使用加速度門檻辨識，EMG 表示獨立使用肌電訊號門檻辨識，Combined 則為以 OR 邏輯間結合兩者共同辨識。Sensitivity 為模擬跌倒實驗正確辨識為跌倒之比例，Specificity 則為日常生活動作正確辨識為非跌倒之比例。Detecting time 為平均辨識所需之時間，定義為自跌倒發生到被感測器辨識為跌倒之時間。

表 6 加速度、EMG 與使用兩者綜合判別之辨識率與辨識速度列表

	Acceleration	EMG	Combined
Sensitivity	87.76%	76.02%	95.92%
Specificity	95.42%	99.30%	95.42%
Detecting Time (ms)	282±130	161±181	135±120

(Combined：合併使用加速度門檻與肌電訊號門檻辨識跌倒，Detecting Time：自跌倒發生至跌倒辨識所需之時間。)

分析結果為加速度門檻辨識之 sensitivity: 87.76%、specificity: 95.42%、平均辨識時間 282 毫秒。肌電訊號辨識之 sensitivity: 76.02%、specificity: 99.30%、平均辨識時間 161 毫秒。而合併使用加速度與肌電訊號辨識之結果 sensitivity: 95.92%、specificity: 95.42%、平均辨識時間 135 毫秒。結果顯示結合兩者共同辨識絆倒之 sensitivity，相較於獨立辨識具有相當之提升。

#### 4.5 日常生活動作誤判列表

在日常生活動作實驗的部份，各項動作之實驗進行十次，十二位受測者各自進行六種日常動作，共計 720 個實驗數據。將使用加速度門檻辨識各受測者之日常生活辨識結果列於表 7：

表中數字為各受測者進行日常生活動作實驗之誤判次數。Pick：站立原地彎腰撿物，Sq2st：由蹲下到站立，Squat：由站立到蹲下，Walking：直線行走，Si2st：由坐姿到站立，St2si：由站立到坐下。

表 7 各受測者日常生活動作之加速度誤判列表（次數）

Subject ID	pick	sq2st	squat	walk	si2st	st2si
01	0	0	0	0	0	0
02	0	0	0	0	0	1
03	0	0	0	0	0	0
04	0	0	0	0	0	0
05	0	0	8	0	0	1
06	0	5	8	0	0	1
07	0	1	0	0	1	2
08	0	0	0	0	0	3
09	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0
11	1	1	0	0	0	0
12	0	0	0	0	0	0
total	1	7	16	0	1	8

(pick: bending to pick an object, sq2st: from squat to stand, si2st: from sit to stand, st2si: from stand to sit.)

其中以加速度門檻辨識日常生活跌倒與否較多誤判者依序為：站立到蹲

下、站立到坐下、蹲下到站立三者。列表之結果顯示：較多之誤判發生於蹲下之動作，共計 16 次；其次則為由站立到坐之動作，共計 8 次；再其次則為由蹲下至站立之動作，共計 7 次。720 組日常生活動作資料中，加速度門檻辨識之 specificity 為 95.42%。

將使用肌電訊號(EMG)門檻辨識各受測者之日常生活辨識結果列於表

8：

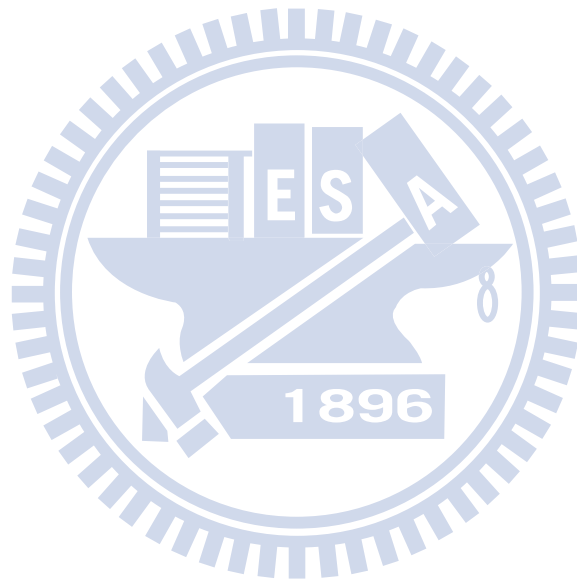
表 8 各受測者日常生活動作之肌電訊號誤判列表 (次數)

EMG	pick	sq2st	squat	walk	si2st	st2si
subject01	1	0	0	0	0	0
subject02	0	0	0	0	0	0
subject03	0	0	0	0	0	0
subject04	0	0	0	0	0	0
subject05	0	0	1	0	0	0
subject06	0	0	0	0	0	0
subject07	0	0	0	0	0	0
subject08	1	0	0	0	0	0
subject09	0	0	0	1	1	0
subject10	0	0	0	0	0	0
subject11	0	0	0	0	0	0
subject12	0	0	0	0	0	0
total	2	0	1	1	1	0

(pick: bending to pick a object, sq2st: from squat to stand, si2st: from sit to stand, st2si: from stand to sit.)

在使用肌電訊號之誤判部份，結果顯示在所有受測者中，各項日常生活動作之誤判僅蹲、行走、由坐椅至站立各出現一次誤判，以及彎腰撿物出現兩次誤判。720 組日常生活動作資料中，肌電訊號門檻辨識之 specificity

為 99.31%。比較加速度門檻與肌電訊號門檻辨識日常生活動作之結果，可以發現肌電訊號門檻在 specificity 之整體表現優於加速度門檻。





## 五、討論

在上一章節之 4.1 與 4.2 中，以肌電訊號(EMG)之平均峰值作為各實驗特徵值，根據比較之結果，模擬絆倒時各肌肉的肌電訊號峰值皆顯著大於進行一般日常活動的肌電訊號峰值( $p < 0.01$ , paired T-test)，此一結果顯示利用肌電訊號(EMG)將跌倒從日常活動中分辨出來確實具有可行性。將此結果畫成長條圖，可以發現若試圖將肌電訊號之貼片數量最佳(最小)化，雙腳之脛前肌(tibial anterior)與外側腓腸肌(gastrocnemius lateralis)在日常生活與模擬跌倒之肌電訊號峰值表現相差較大，應為較良好之選擇。而脛前肌與腓腸肌之肌電訊號峰值差異較大之原因可能由於受測者在遭遇不預期之絆倒時採用了「跨步」的回復平衡策略，從前述文獻回顧可以得知跨步之回復平衡策略可分為 elevating strategy 與 lowering strategy(Eng, JJ, Winter, DA et al., 1994)，為了因應危急情況下不同策略之被拘束腳與跨步腳的動作，可能因此提升脛前肌與腓腸肌的活化程度。然而從跨步的回復平衡策略而言，若欲觀察進行跨步策略時之肌肉活化程度，則肌電訊號貼片位置應選擇以大腿與髖部相關之肌肉作為觀測對象，本研究所選擇之脛前肌與外側腓腸肌可能較適合作為針對 ankle strategy 之研究應用。此肌電訊號貼片之位置選擇，於實驗設計階段考慮不夠周全為本研究限制之一。

右腳脛前肌與右腳外側腓腸肌相較於左腳之表現，在絆倒時產生之肌電

訊號特別顯著大於日常生活動作( $p < 0.001$ , paired T-test), 此一結果可能由於本研究之受測者慣用側皆於右手側, 導致失去平衡時使用右腳產生嘗試回復平衡之現象較為活躍。實驗設計模擬絆倒之拘束部位為受測者之腳踝, 亦有可能在模擬實驗拘束受測者腳踝時影響脛前肌與腓腸肌之表現導致此一結果。此外, 受測者雙手之斜方肌在絆倒實驗亦有特別顯著大於日常生活動作肌電訊號之表現( $p < 0.001$ , paired T-test), 且差異程度大於三角肌。本研究認為與受測者面臨絆倒, 軀幹產生前向的傾斜時, 提昇手臂向前或向下撐住防護墊之保護軀幹動作相關, 而三角肌之收縮通常影響上肢動作之外展(abduction)與內引(adduction)動作, 故在前後向傾倒狀況之應用相對少於斜方肌。

在跌倒辨識速度的部份, 肌電訊號之平均辨識時間為 161 毫秒, 而加速度訊號之平均辨識時間則為 282 毫秒, 顯示肌電訊號在辨識速度上可能較速度或加速度等慣性資訊有優勢。圖 9(於 49 頁處)之辨識成功累計比率分布圖結果, 亦顯示在可供辨識之時間區間越短的情況下, 使用肌電訊號門檻辨識之速度優勢將大於使用加速度門檻辨識。

然而, 除了辨識跌倒所需要的辨識時間外, 若要獨立以肌電訊號作為跌倒辨識的門檻, 仍需要比較肌電訊號與慣性門檻的辨識率。將加速度、肌電訊號以及以 OR 邏輯開合併肌電訊號門檻與加速度門檻判別跌倒與日常生活之辨識率、平均辨識時間列於表 6(於 49 頁處)。加速度之 sensitivity

為 87.76%，specificity 為 95.42%；EMG 之 sensitivity 為 76.02%，specificity 為 99.31%；而合併 EMG 與加速度門檻判別之 sensitivity 為 95.92%，specificity 為 95.42%，跌倒之平均辨識速度為 135 毫秒。無論加速度門檻或是肌電訊號門檻在日常生活之判別率 specificity 皆達到 95% 以上，於可以接受之誤判範圍。此外，相較於獨立使用加速度門檻辨識絆倒，獨立使用肌電訊號門檻辨識絆倒之 sensitivity 僅約 76%，本研究評估此一辨識率，認為肌電訊號(EMG)以現階段而言，較不適用於獨立作為跌倒感測器辨識絆倒的發生，或是可能需要針對不同回復平衡動作調整量測肌電訊號的肌肉部位；但合併使用肌電訊號與加速度辨識絆倒，無論 sensitivity 或 specificity 皆可以得到 95% 以上的辨識成果，sensitivity 相較於獨立辨識具有相當顯著之提升。雖然在 specificity 的部份不如獨立使用肌電訊號門檻可以達到 99% 之水準，但是下降幅度有限，且若於實際生活之運用中，sensitivity 之重要性亦高於 specificity，而平均辨識時間相較於原本單獨使用加速度門檻辨識的 282 毫秒，也提升至合併判別的 135 毫秒。此一結果顯示若能以肌電訊號結合加速度或其他慣性門檻辨識跌倒的發生，在辨識率與辨識速度皆有優於單獨使用慣性感測器作為跌倒辨識系統的可能性，提升整體跌倒辨識系統之效能。

在日常生活的辨識方面，根據誤判列表之結果可以發現，由 sacrum 處之加速度門檻判斷日常生活是否為絆倒時，累計較多誤判之動作為受測者

身體質心(center of mass)向上或向下移動較多之情況。推測誤判之原因可能為受測者所採用之動作策略的不同，導致 sacrum 之加速度於站立急起或蹲下急降之時超過預設辨識絆倒門檻導致誤判。例如蹲下時以雙腳同時蹲下或是以雙腳前(後)向移動一步後蹲下，不同之策略將會影響完成動作所需的時間以及過程中加速度等慣性所可能出現的最大值。而肌電訊號由於藉由評估八條肌肉的整體運動程度作為辨識跌倒或日常生活之依據，在日常生活中較不易由於少數肌肉過度活化而誤判，故可以達到較高之 specificity。

在跌倒辨識方面，造成加速度門檻辨識之 sensitivity 降低的原因推測可能是人體在絆倒發生後，立刻藉由四肢或軀幹及時出力亦或移動步伐，將身體跌倒之趨勢控制住，使加速度未超過辨識絆倒之門檻，導致 sensitivity 降低。而造成肌電訊號辨識結果 sensitivity 降低之原因推測可能為：肌電訊號貼片只貼於受測者身上四肢的八個相關肌肉，但受測者在面臨不預期跌倒時不一定會使用本研究預測的這八個身體肌肉出力，或是運動相關的肢段以調節姿勢回復平衡。此外，受測者也有可能只需要一個肌肉部位出力便可調節平衡，然而目前的門檻為了保守起見採用八個肌肉中的任三個肌肉於 200 毫秒內超過門檻才判斷為絆倒以減低誤判，這也可能是導致以肌電訊號辨識之 sensitivity 降低的原因。

合併使用肌電訊號與加速度門檻判別模擬絆倒之 sensitivity 約為 96%，而限制此 sensitivity 提升至 100%之因素，推測除了本身方法之限制以外，

還有可能由於本研究所創造模擬跌倒實驗有不完善之處所致。由於模擬絆倒發生後人體會藉由各種反應試圖取回平衡，而產生複雜且無法預測之動作。若施測者不慎將實際失敗之模擬跌倒反應(慣性資料於日常動作範圍內)，計入成功之模擬絆倒，則由於實際此次實驗不為成功之模擬絆倒，導致無論加速度或肌電訊號門檻皆無法判定其為跌倒，即有可能造成 sensitivity 降低之情形。

在此將此合併辨識之結果與前述文獻之回顧合併列於下表：

表 9 回顧之感測系統綜合比較

Author	Signals	Subjects	Sens(%)	Spec(%)	type of fall	Detecting time
Noury, N. (2003)	acc	10 young	79	83	faint	
Diaz, A. (2004)	acc	8 young	100	92.5	impact (jump, kneeling fall... etc.)	
Hwang, J.Y. (2004)	acc,gyro	3 young	95.5	100	faint	
Nyan, M.N. (2006)	gyro	10 young	100	84	slip	*200ms lead time
Bourke & Lyons (2007)	acc,gyro	ADL:10 elder Fall:10 young	100	100	faint	
Nyan, M.N. (2008)	gyro	10 young	100	100	faint	*700ms lead time
<b>Our research</b>	<b>EMG,inertia</b>	<b>12 young</b>	<b>95.9</b>	<b>95.4</b>	<b>trip (with fall recovery )</b>	<b>140ms after fall</b>

(acc: accelerometer, gyro: gyroscope, Sens: sensitivity, Spec: specificity, ADL: activity of daily living, lead time: the time after signals exceed the threshold to the time when fall impact occur)

自跌倒被感測器辨識後至受測者接觸地面之時間。表 9 由於不同研究使用之模擬跌倒方式以及辨識所需時間之定義各不相同，所以無法直接與其研究結果相互比較。而此研究與先前研究最大差異處在於此研究採用之



跌倒模型，為了較清楚的說明其差異，本研究將跌倒之現象整理歸納於下圖 11。

造成失去平衡之原因可能為絆倒、滑倒、踩空、暈眩(Smeesters, C., Hayes, W. C. et al., 2001)，在失去平衡之後，失去平衡者可能會因應不同之失去平衡原因、地面情況、步態條件選擇不同的回復平衡策略與動作嘗試回復平衡(Eng, JJ, Winter, DA et al., 1994; Horak, FB. 2006)，進而回復平衡成功避免事故傷害之風險。此外，也有可能因為暈眩失去意識，而無法採取回復平衡之動作，或是回復平衡動作失敗而導致軀幹失去控制傾倒落下，發生跌倒事故(如圖 11 之左側虛線框處)。落下過程中軀幹之加速度或是速度等慣性將會快速增加。

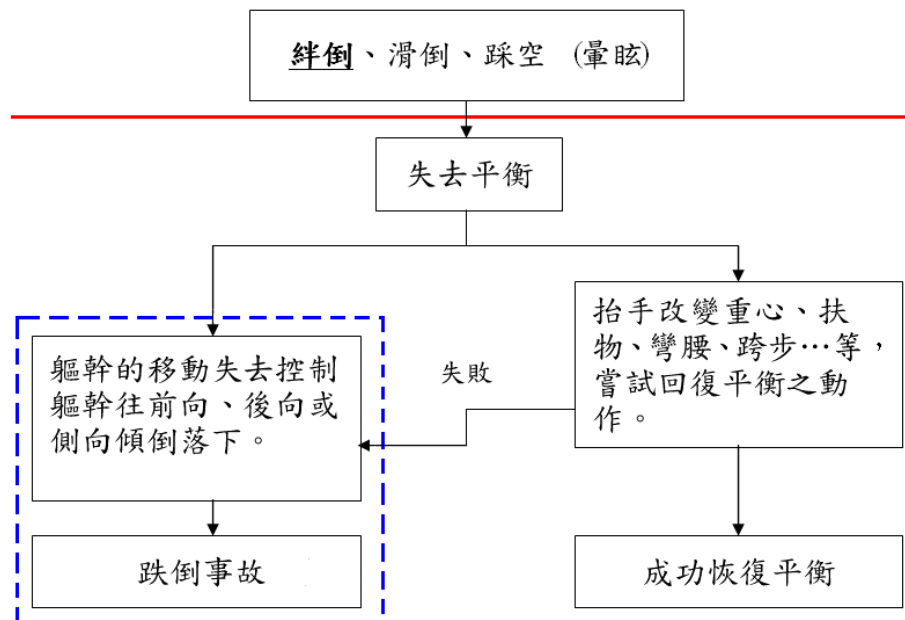


圖 11 跌倒現象之歸納整理簡圖

圖中絆倒、滑倒、踩空、暈眩為常見造成失去平衡之跌倒，其中暈眩將



不會產生跌倒回復平衡之動作。

前述文獻所模擬的跌倒大部分為滑倒、暈眩，而盛行率較高之絆倒 (Campbell, AJ, Reinken, J et al., 1981; Roudsari, BS, Ebel, BE et al., 2005) 卻較少見於跌倒感測器相關之研究，因此本研究選擇了發生率較高之絆倒作為此研究模擬之主題。除此之外，先前之研究較多聚焦於暈眩此種跌倒類型，因此也較常於模擬跌倒實驗中專注於模擬圖 11 左側虛線框處，軀幹直接失去控制落下之過程；但在實際生活中遭遇跌倒時，跌倒者由回復平衡動作途中回復失敗，將可能導致速度或加速度等慣性無法如同直接落下之過程快速增加且超過感測系統之慣性門檻，進而錯失及時防護之可能。而此研究模擬跌倒之方式與先前研究最大不同處，為此研究除了絆倒落下之過程以外，尚包含如跨步與彎腰等不預期失去平衡後嘗試回復平衡之動作(圖 11 中粗實線以下)，此一模擬方式將更加接近實際跌倒感測系統使用者所面臨之失去平衡狀況。

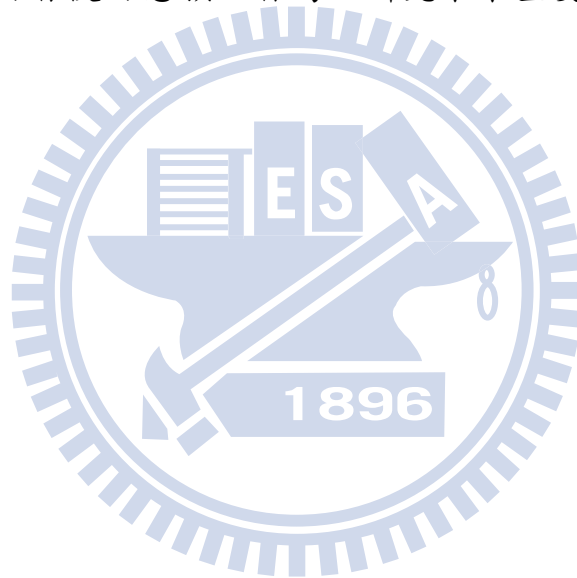
從上述獨立使用加速度、肌電訊號(EMG)、合併使用兩者判別跌倒約 96% 的 sensitivity 之結果及跌倒現象之整理，本研究認為合併使用慣性特徵與肌電訊號兩者辨識跌倒，恰好可以互補實際應用時的不足。若受測者在不預期的跌倒發生後，短時間內藉由肌肉之出力或運動，調節姿勢與重心嘗試阻止跌倒的撞擊發生，而導致使用者的軀幹慣性表現未超過慣性門檻時，本研究依然可以藉由短時間內為了調節姿勢所產生的異於日常生活動

作之肌電訊號(EMG)得知使用者可能發生跌倒；與此相對，若受測者因為暈眩或失去意識之原因跌倒，無法確知使用者能否藉由身體反應避免或減輕跌倒衝擊時，慣性感測依舊可以依照預設之門檻辨識跌倒的發生，並且藉由相對應的跌倒防護裝置減輕或避免使用者可能遭遇到的嚴苛傷害。

總結以上之結果，本研究評估認為肌電訊號(EMG)在提升跌倒感測器之辨識速度具有優勢，在未來應用中可以量測人體回復平衡動作使用之關鍵肌肉的肌電訊號(如本研究之脛前肌與外側腓腸肌)，並且結合慣性跌倒感測器，將能夠達到慣性辨識與肌電訊號辨識互補長短之功效，產生同時兼具高準確率與更快辨識速度之跌倒與動作辨識系統，以及取得使用者更完整之反應與運動資訊的可能性。若以此研究成果應用於醫院、看護機構或是居家環境中之高齡族群與跌倒高風險族群，將可降低或避免這些族群未來可能遭遇的嚴重跌倒傷害。

目前本研究僅適用於絆倒之情形，而滑倒、暈眩、踩空之適用性尚待未來研究釐清。同時，所選擇的對應回復平衡動作之肌肉部位不夠周全也為本研究限制之一。受測者也由於安全考量，以年輕族群受測者代替高齡族群受測者以避免高齡族群實驗中可能之風險。此外，本研究之辨識速度尚未考慮實際製作為隨身感測裝置時，裝置所需要之計算與傳輸所耗費時間，亦為本研究之限制。由於上述之研究限制，本研究未來之發展方向可以繼續擴展至滑倒、暈眩、踩空等更多情況之適用性，並且可以利用慣性

感測器或隨身型肌電訊號量測系統與資料儲存裝置製成簡單的隨身裝置，於高齡族群居家生活中紀錄其動作資料，增進辨識門檻設定之可信度、提升辨識率、改善跌倒辨識之演算法。在未來實際結合加速規與肌電訊號量測系統辨識跌倒的方法部份，可採用對加速規與肌電訊號之辨識結果分配權重，或其他演算法整合量測所得之資訊，辨識跌倒的發生。此外，藉由研究不同跌倒回復平衡動作主要使用的肌肉群，並且減少肌電訊號貼片的數量以提升高齡使用者使用意願，皆為此研究未來重要發展目標與方向。



## 六、參考文獻

- Aminian, K., Robert, P., Buchser, E. E., Rutschmann, B., Hayoz, D. and Depairon, M., "Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation." Medical and Biological Engineering and Computing, **37**(1), 304-308, (1999).
- Berg, Wp, Alessio, Hm, Mills, Em and Tong, C (1997). Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults, *Br Geriatrics Soc.* **26**: 261-268.
- Blake, A. J., Morgan, K., Bendall, M. J., Dallosso, H., Ebrahim, S. B. J., Arie, T. H. D., Fentem, P. H. and Bassey, E. J., "FALLS BY ELDERLY PEOPLE AT HOME: PREVALENCE AND ASSOCIATED FACTORS." Age and Ageing, **17**(6), 365-372, (1988).
- Blake, Aj, Morgan, K, Bendall, Mj, Dallosso, H, Ebrahim, Sbj, Arie, Thd, Fentem, Ph and Bassey, Ej. "Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors." Age and Ageing, **17**(6), 365-372, (1988).
- Bourke, A. K., O'brien, J. V. and Lyons, G. M., "Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm." Gait & Posture, **26**(2), 194-199, (2007).
- Bouten, C. V. C., Koekkoek, K. T. M., Verduin, M., Kodde, R. and Janssen, J. D., "A triaxial accelerometer and portable data processing unit for theassessment of daily physical activity." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, **44**(3), 136-147, (1997).
- Campbell, A. J., Reinken, J., Allan, B. C. and Martinez, G. S., "FALLS IN OLD AGE: A STUDY OF FREQUENCY AND RELATED CLINICAL FACTORS." Age and Ageing, **10**(4), 264-270, (1981).
- Campbell, Aj, Reinken, J, Allan, Bc and Martinez, Gs. "Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors." Age and Ageing, **10**(4), 264-270, (1981).
- Cathcart, Ep, Hughes, Der and Chalmers, Jg. The physique of man in industry, HM Stationery off.,1935
- Chen, H, Ashton-Miller, Ja, Alexander, Nb and Schultz, Ab. "Effects of age and available response time on ability to step over an obstacle." The Journal of Gerontology, **49**(5), M227, (1994).
- Chen, Hc (1993). Tripping over obstacles: Biomechanical analyses of how young and old try to avoid it, University of Michigan.

- Cumming, Rg and Klineberg, Rj. "Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures." Journal of the American Geriatrics Society, **42**(7), 774, (1994).
- Degoede, Km and Ashton-Miller, Ja. "Fall arrest strategy affects peak hand impact force in a forward fall." Journal of Biomechanics, **35**(6), 843-848, (2002).
- Degoede, Km and Ashton-Miller, Ja. "Biomechanical simulations of forward fall arrests: effects of upper extremity arrest strategy, gender and aging-related declines in muscle strength." Journal of Biomechanics, **36**(3), 413-420, (2003).
- Diaz, A., Prado, M., Roa, L. M., Reina-Tosina, J. and Sanchez, G., "Preliminary evaluation of a full-time falling monitor for the elderly", (2004),
- Ekman, A, Mallmin, H, Michaelsson, K, Ljunghall, S and Kannus, P. "External hip protectors to prevent osteoporotic hip fractures." The New England Journal of Medicine, **343**, 21, (2000).
- Eng, Jj, Winter, Da and Patla, Ae. "Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking." Experimental Brain Research, **102**(2), 339-349, (1994).
- Fukaya, K. "Fall detection sensor for fall protection airbag", (2002),
- Fukaya, K and Uchida, M. "Protection against Impact with the Ground Using Wearable Airbags." Industrial Health, **46**(1), 59-65, (2008).
- Greenspan, Sl, Myers, Er, Kiel, Dp, Parker, Ra, Hayes, Wc and Resnick, Nm. "Fall direction, bone mineral density, and function: Risk factors for hip fracture in frail nursing home elderly." The American journal of medicine, **104**(6), 539, (1998).
- Greenspan, Sl, Myers, Er, Maitland, La, Resnick, Nm and Hayes, Wc. "Fall severity and bone mineral density as risk factors for hip fracture in ambulatory elderly." Jama, **271**(2), 128-133, (1994).
- Hayes, Wc, Myers, Er, Morris, Jn, Gerhart, Tn, Yett, Hs and Lipsitz, La. "Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall." Calcified tissue international, **52**(3), 192-198, (1993).
- Horak, Fb. "Clinical measurement of postural control in adults." Physical Therapy, **67**(12), 1881, (1987).
- Horak, Fb. "Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?", Age and Ageing, **35**(2), (2006).



- Hughes, M. A., Schenkman, M. L., Chandler, J. M. and Studenski, S. A., "Postural responses to platform perturbation: kinematics and electromyography." Clinical Biomechanics, **10**(6), 318-322, (1995).
- Hwang, Jy, Kang, Jm, Jang, Yw and Kim, Hc. "Development of novel algorithm and real-time monitoring ambulatory system using Bluetooth module for fall detection in the elderly", (2004),
- Judge, Jo, King, Mb, Whipple, R, Clive, J and Wolfson, Li. "Dynamic balance in older persons: effects of reduced visual and proprioceptive input." Journals of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences, **50**(5), 263-270, (1995).
- Kannus, P, Parkkari, J, Niemi, S, Pasanen, M, Palvanen, M, Jarvinen, M and Vuori, I (2000). Prevention of hip fracture in elderly people with use of a hip protector. **343**: 1506-1513.
- Lord, Sr, Lloyd, Dg and Keung Li, Sek. "Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women." Age and Ageing, **25**(4), 292-299, (1996).
- Lord, Sr, Rogers, Ms, Howland, A and Fitzpatrick, R. "Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people." Journal of the American Geriatrics Society, **47**(9), 1077, (1999).
- Lord, Sr and Ward, Ja. "Age-associated differences in sensori-motor function and balance in community dwelling women." Age and Ageing, **23**(6), 452-460, (1994).
- Luchies, Cw, Alexander, Nb, Schultz, Ab and Ashton-Miller, J. "Stepping responses of young and old adults to postural disturbances: kinematics." Journal of the American Geriatrics Society, **42**(5), 506, (1994).
- Maki, Be, Holliday, Pj and Topper, Ak. "A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population." The Journal of Gerontology, **49**(2), M72, (1994).
- Maki, Be and Mcilroy, We. "Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention." Age and Ageing, **35**(2), (2006).
- Manchester, D, Woollacott, M, Zederbauer-Hylton, N and Marin, O. "Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult." The Journal of Gerontology, **44**(4), M118, (1989).
- Marigold, D. S., Bethune, A. J. and Patla, A. E., "Role of the Unperturbed Limb and Arms in the Reactive Recovery Response to an Unexpected Slip During Locomotion." Journal of Neurophysiology, **89**(4), 1727-1737, (2003).



- Mathie, M. (2003). *Monitoring and Interpreting Human Movement Patterns Using a Triaxial Accelerometer*, The University of New South Wales.
- Mcilroy, W. E. and Maki, B. E., "Early activation of arm muscles follows external perturbation of upright stance." Neuroscience Letters, **184**(3), 177-180, (1995).
- Mcilroy, We and Maki, Be. "Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations." Journals of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences, **51**(6), 289-296, (1996).
- Nagata, H and Ohno, H. "Analysis of Backward Falls Caused by Accelerated Floor Movements Using a Dummy." Industrial Health, **45**(3), 462-466, (2007).
- Najafi, B., Aminian, K., Paraschiv-Ionescu, A., Loew, F., Bula, C. J. and Robert, P., "Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly." Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, **50**(6), 711-723, (2003).
- Nevitt, Mc and Cummings, Sr. "Type of fall and risk of hip and wrist fractures: The study of osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group." Journal of the American Geriatrics Society, **41**(11), 1226, (1993).
- Noury, N., Barralon, P., Virone, G., Boissy, P., Hamel, M., Rumeau, P., Tinc-Imag, Umrc and La Tronche, F., "A smart sensor based on rules and its evaluation in daily routines", (2003),
- Nyan, M. N., Tay, F. E. H., Tan, A. W. Y. and Seah, K. H. W., "Distinguishing fall activities from normal activities by angular rate characteristics and high-speed camera characterization." Medical Engineering and Physics, **28**(8), 842-849, (2006).
- Nyan, Mn, Tay, Feh and Mah, Mze. "Application of motion analysis system in pre-impact fall detection." Journal of Biomechanics, **41**(10), 2297-2304, (2008).
- O'loughlin, JI, Robitaille, Y, Boivin, Jf and Suissa, S. "Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly." American journal of epidemiology, **137**(3), 342-354, (1993).
- Okada, S, Hirakawa, K, Takada, Y and Kinoshita, H. "Age-related differences in postural control in humans in response to a sudden deceleration generated by postural disturbance." European Journal of Applied Physiology, **85**(1), 10-18, (2001).

- Pai, Yc and Iqbal, K. "Simulated movement termination for balance recovery: can movement strategies be sought to maintain stability in the presence of slipping or forced sliding?", Journal of Biomechanics, **32**(8), 779-786, (1999).
- Paulus, Wm, Straube, A and Brandt, Th. "Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects." Brain, **107**(4), 1143, (1984).
- Perry, J. Gait analysis: normal and pathological function, SLACK incorporated, 1992
- Pijnappels, M, Bobbert, Mf and Van Dieen, Jh. "How early reactions in the support limb contribute to balance recovery after tripping." Journal of Biomechanics, **38**(3), 627-634, (2005).
- Pijnappels, M, Van Der Burg, Jce, Reeves, Nd and Van Die N, Jh. "Identification of elderly fallers by muscle strength measures." European Journal of Applied Physiology, **102**(5), 585-592, (2008).
- Pluijm, S. M., Smit, J. H., Tromp, E. A., Stel, V. S., Deeg, D. J., Bouter, L. M. and Lips, P., "A risk profile for identifying community-dwelling elderly with a high risk of recurrent falling: results of a 3-year prospective study." Osteoporos Int, **17**(3), 417-25, (2006).
- Rogers, Mw, Hedman, Ld, Johnson, Me, Cain, Td and Hanke, Ta. "Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults." Journals of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences, **56**(9), 589-594, (2001).
- Roudsari, Bs, Ebel, Be, Corso, Ps, Molinari, Nam and Koepsell, Td. "The acute medical care costs of fall-related injuries among the US older adults." Injury, **36**(11), 1316-1322, (2005).
- Sakai, M., Shiba, Y., Sato, H. and Takahira, N., "Motor Adaptation during Slip-Perturbed Gait in Older Adults." Journal of Physical Therapy Science, **20**(2), 109-115, (2008).
- Scheffer, A. C., Schuurmans, M. J., Van Dijk, N., Van Der Hooft, T. and De Rooij, S. E., "Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons." Age and Ageing, **37**(1), 19, (2008).
- Schultz, A, Ashton-Miller, Ja and Alexander, Nb. "What leads to age and gender differences in balance maintenance and recovery?", Muscle & Nerve, **20**, (1997).
- Schultz, Ab. "Mobility impairment in the elderly: challenges for biomechanics research." Journal of Biomechanics, **25**(5), 519-528, (1992).

- Schwartz, Av, Kelsey, JI, Sidney, S and Grisso, Ja. "Characteristics of falls and risk of hip fracture in elderly men." Osteoporosis International, **8**(3), 240-246, (1998).
- Sheldon, J. H., "On the Natural History of Falls in Old Age." British Medical Journal, **2**(5214), 1685, (1960).
- Shi, G, Chan, Cs, Luo, Y, Zhang, G, Li, Wj, Leong, Phw and Leung, Ks. "Development of a Human Airbag System for Fall Protection Using MEMS Motion Sensing Technology", (2006),
- Shumway-Cook, A. and Woollacott, M. H., Motor Control: Translating Research into Clinical Practice, Lippincott Williams & Wilkins, 2006
- Smeesters, C., Hayes, W. C. and McMahon, T. A., "Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location." Journal of Biomechanics, **34**(3), 309-317, (2001).
- Stevens, Ja and Olson, S. "Reducing falls and resulting hip fractures among older women." MMWR. Recommendations and reports: Morbidity and mortality weekly report. Recommendations and reports/Centers for Disease Control, **49**(RR-2), 3, (2000).
- Thelen, Dg, Schultz, Ab, Alexander, Nb and Ashton-Miller, Ja. "Effects of age on rapid ankle torque development." Journals of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences, **51**(5), 226-232, (1996).
- Thelen, Dg, Wojcik, La, Schultz, Ab, Ashton-Miller, Ja and Alexander, Nb. "Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall." Journals of Gerontology Series A: Biological and Medical Sciences, **52**(1), 8-13, (1997).
- Vlasic, D., Adelsberger, R., Vannucci, G., Barnwell, J., Gross, M., Matusik, W. and Popovi, J., "Practical motion capture in everyday surroundings." ACM Transactions on Graphics (TOG), **26**(3), (2007).
- Wickham, C., Cooper, C., Margetts, B. M. and Barker, D. J. P., "Muscle Strength, Activity, Housing and the Risk of Falls in Elderly People." Age and Ageing, **18**(1), 47-51, (1989).
- Wojcik, La, Thelen, Dg, Schultz, Ab, Ashton-Miller, Ja and Alexander, Nb. "Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single-step balance recovery from a forward fall." Journal of Biomechanics, **34**(1), 67-73, (2001).
- Wu, G and Xue, S. "Portable Pre-impact Fall Detector with Inertial Sensors."
- Wu, G., "Distinguishing fall activities from normal activities by velocity characteristics." Journal of Biomechanics, **33**(11), 1497-1500, (2000).

- Yang, Bing-Shiang and Hu, Hsin-Yun. "Effects of floor material change on gait stability", (2008), Proceedings of 13th International Conference on Biomedical Engineering 2008.
- Yang, Bing-Shiang, Hu, Hsin-Yun and Chou, Sung-Wei "Influence of floor material change on fall risk during level walking", (2009), Proceedings of XXII Congress of the International Society of Biomechanics.
- 行政院衛生署國民健康局，「民國九十二年台灣地區中老年身心社會生活狀況長期追蹤(第五次)調查 成果報告」，2006。
- 財團法人國家衛生研究院，「國民健康訪問暨藥物濫用調查結果報告. 2005年：No.1 國民健康訪問調查」，2007。
- 臺灣內政部統計處，「九十七年第五週(96年底我國戶籍登記人口結構分析)」，2008。
- 蔡益堅等，「1999年與2005年台灣地區老人跌倒狀況之比較—2005年國民健康訪問暨藥物濫用調查結果」，2007。

