

國立臺灣師範大學運動與休閒學院  
運動競技學系 碩士學位論文

走跑身體加速度與行進速度之關係



研究生：張簡旭芳

指導教授：相子元

中華民國 105 年 05 月

中華民國臺北市

# 走跑身體加速度與行進速度之關係

2016 年 05 月

研究生：張簡旭芳

指導教授：相子元

## 摘要

**前言：**國民運動人口數逐年增加，而運動的目的是為了促進健康，因此精準地測得身體活動量就變得很重要。近年來電子產業興盛及穿戴式技術純熟，加速規在準確度、體積與便利性都有大突破，目前已成為大眾記錄身體活動量的必需品。雖然加速規普遍應用在身體活動量計，但加速規的運算方式多樣化，到目前為止尚未有一標準。行進速度為運動強度指標，但身體加速度與行進速度之間的關係到目前為止也尚未明確。故本研究目的在探討（一）身體加速度與行進速度、心跳儲備率（HRR%）之間關係為何。（二）不同速度走跑，比較身體加速度運算方式何者為佳。**方法：**招募 19 名非運動選手的健康男性作為實驗參與者，測試過程中穿戴心率帶及三軸加速規，分別在不同速度下進行走路和跑步的實驗，每個速度各進行 3 分鐘，中間休息至恢復站立休息心率，每個試驗分別收取穩定心率時的一分鐘資料進行數據分析，加速度經不同運算方式處理後，分別與行進速度、心跳儲備率（HRR%）做相關分析。統計使用皮爾森積差相關，比較走路、跑步及整個走跑過程，身體加速度與行進速度、心跳儲備率（HRR%）之相關性。**結果：**在走路、跑步及整個走跑過程中，合加速度峰值與前後軸加速度 MAD 值皆與行進速度 ( $r=.829^{**}$ 、 $.514^{**}$ 、 $.836^{**}$ ； $r=.833^{**}$ 、 $.637^{**}$ 、 $.780^{**}$ )、HRR% ( $r=.771^{**}$ 、 $.517^{**}$ 、 $.856^{**}$ ； $r=.837^{**}$ 、 $.651^{**}$ 、 $.787^{**}$ ) 呈高度相關。**結論：**身體合加速度峰值及前後軸加速度 MAD 值推估走路、跑步及整個走跑過程的運動強度是可行的，此結果可作為未來身體活動量計應用之基礎。

**關鍵字：**轉換速度、心率、加速規

# Relationships between Body Acceleration and Velocity during Different Gait Pattern.

May, 2016

Author: Hsu-Fang Chang Chien

Advisor: Tzyy-Yuang Shiang

## Abstract

**Introduction** : The population engaged in exercise increases annually. One of the main reasons for exercising is for promoting overall health; therefore, the accuracy of measuring physical activity is critical. In recent years, the electronic industry has been booming and wearable technology is getting increasingly mature. The accelerometer has made a big breakthrough in accuracy, volume and convenience and is now a necessity for recording physical activity. Although accelerometers are commonly used in measuring physical activity, the algorithms are quite diverse and not yet standardized. The moving speed is an index of exercise intensity but the correlations between the physical acceleration and moving speed are not yet clear. **Purpose**: The purpose of this study is to examine: 1) the correlations between the physical acceleration, moving speed and heart rate reserve (HRR%); 2) a better algorithm for estimating physical acceleration at different walking and running speeds. **Method**: This study recruited 19 healthy males who were asked to wear a heart rate monitor and a tri-axis accelerometer to perform walking and running at different speeds. Each speed was tested for 3 minutes followed by a rest until the participants returned to their standing rest heart rate. A one-minute stable heart rate of each trial was gathered for data analysis. After being processed with different algorithms the acceleration values were analyzed with moving speeds and HRR% respectively. The *Pearson* product-moment correlation coefficient was used to examine the relationships between walking, running, the entire walking-running period, physical acceleration, moving speeds and HRR%. **Result**: In the walking, running, and the entire walking-running period, the peak values of resultant acceleration and the MAD

values of anterior-posterior acceleration showed significant correlations with moving speeds ( $r=.829^{**}$ 、 $.514^{**}$ 、 $.836^{**}$ ;  $r=.833^{**}$ 、 $.637^{**}$ 、 $.780^{**}$ ) and HRR% ( $r=.771^{**}$ 、 $.517^{**}$ 、 $.856^{**}$ ;  $r=.837^{**}$ 、 $.651^{**}$ 、 $.787^{**}$ ). **Conclusion:** It is feasible to estimate the exercise intensity for walking, running and the entire walking-running period with the peak values of resultant acceleration and the MAD values of anterior-posterior acceleration. The results can be used as a foundation for the future application in measuring physical activity.

**Keywords:** prefer transition speed, heart rate, accelerometer.



# 目次

中文摘要.....	i
英文摘要.....	ii
目次.....	iv
表次.....	vi
圖次.....	vii
第壹章 緒論.....	1
第一節 研究背景.....	1
第二節 研究問題.....	4
第三節 研究目的.....	4
第四節 研究假設.....	5
第五節 研究範圍.....	5
第六節 研究限制.....	5
第七節 名詞操作定義.....	5
第八節 研究之重要性.....	6
第貳章 文獻探討.....	7
第一節 加速規推估身體活動量之運算方式.....	7
第二節 心跳儲備率、身體加速度分別與行進速度之關係.....	10
第三節 相關文獻探討總結.....	13
第參章 研究方法.....	14
第一節 實驗參與者.....	14
第二節 實驗設備.....	14
第三節 實驗步驟.....	15
第四節 實驗設計.....	16
第五節 資料處理.....	18
第六節 統計分析.....	19
第肆章 結果.....	20

第一節	不同動作型態，比較身體加速度之運算方式.....	21
第二節	身體加速度與行進速度、心跳儲備率之關係.....	23
第伍章	討論.....	25
第一節	身體加速度與行進速度、心跳儲備率之關係.....	25
第二節	不同動作型態，比較身體加速度之運算方式.....	26
第三節	結論與建議.....	28
引用文獻	.....	29
附錄一	實驗參與者須知.....	34
附錄二	實驗參與者同意書.....	35
附錄三	實驗參與者基本資料表.....	36



# 表次

表 1	身體活動量測量方式.....	2
表 2.1	加速規與心率、攝氧量之相關推估身體活動量之文獻整理.....	9
表 2.2	走跑過程心率、加速度與速度之關係文獻整理.....	12
表 3	加速度與速度、心跳儲備率之相關係數.....	22
表 4	加速度推估速度及心跳儲備率之線性迴歸方程式.....	23



## 圖次

圖 1	加速規擺放位置及座標軸向.....	17
圖 2	實驗流程圖.....	18
圖 3	加速度峰值、積分值之運算圖示.....	19
圖 4	各速度下完成人數及心跳儲備率.....	20
圖 5	參與者實際實驗過程.....	21



# 第壹章 緒論

## 第一節 研究背景

2014 年教育部體育署指出國民規律運動的人口比例不斷攀升。參與人口比例最多的運動項目是走路和跑步，其中走路佔了 42.7%、慢跑佔了 25.7%，走路和跑步為大眾普遍接受的運動模式，因為走路和跑步是人類與生俱來、最直接且自然、技巧性較少的運動，並且適合各年齡層、方便又低消費。侯彥竹與相子元 (2014) 在體適能趨勢調查中發現，運動與減重的趨勢逐年攀升，認為減重等於追求健康，現代人運動主要的目的是為了健康而動，其次才是為了身材與興趣。所以了解什麼樣的運動強度才能促進健康，也就成為大眾所關注的議題。世界衛生組織 (WHO) 在 2010 年提出，建議 5 至 17 歲學生，每日中高強度活動的時間累積要高於 60 分鐘，且每周至少 3 次高強度活動，另 18-64 歲成年人，每周至少完成 150 分鐘中等強度活動或 75 分鐘高強度活動；美國運動醫學會 (ACSM) 在 2011 年建議，在心肺耐力運動，每週 3-5 天，運動強度 45-90% 最大攝氧量或 65-95% 最大心跳，持續時間 20-60 分鐘；阻力運動則是每週兩天，運動強度 60-70% 一次反覆最大重量，每組重複 8-12 下，2-4 組。由上述可知運動強度基本包含四個面向，運動模式、頻率、強度和持續時間，而隨著全民健康意識抬頭，記錄每日的運動強度更顯重視。

近年來隨著微機電系統 (Micro Electro Mechanical System) 發展成熟，穿戴式裝置利用運動科學和運動生物力學原理偵測人體動作的能力益發容易，人體訊號感測器日漸精準且體積輕巧、便於攜帶，因此感測技術應用於一般運動及日常生活的紀錄也越來越普遍。許多運動族群在運動過程中開始穿戴身體活動量計，透過數據量化的方式加以記錄並給予回饋，進而強化鍛鍊並改變生活行為，從中獲得自我認知的成就與快樂，這也就是量化自我 (Quantify Self) 的最高宗旨 (Wikipedia, 2015)。Caspersen, Powell, 與 Christenson (1985) 將身體活動 (Physical Activity) 定義為藉由身體骨骼肌肉的收縮並導

致身體移動所引起的能量消耗。Montoye, Kemper, Saris, 與 Washburn (1996) 指出身體活動的測量沒有固定的標準，可以用不同方式做量化，例如：總活動時間、在不同運動強度下所花的時間，METs (Metabolic Equivalent) 或心跳率變化、動作單位 (如步數) 或能量的消耗 (kcal) 來表示。過去有學者將測量身體活動量的方法加以分類，其分類方式是根據研究的花費、干擾平常活動程度、可被接受性、能提供身體活動的形式、頻率、持續時間和強度等資料，將測量身體活動的方法分為四大類，包含熱量測量法、調查法、生理指標、電子式測量儀器，提供方便、可信又準確的評估方式有助於量化身體活動及能量消耗 (表 1) (Laporte, Montoye, & Caspersen, 1985; United States Department of Health and Human Services, 1996)。

表 1、身體活動量測量方式

測量工具	族群	研究經費	研究時間	個人時間	個人努力	干擾日常生活	個人接受度	社會接受度	特定活動
<b>熱量測量法</b>									
直接	W	VH	VH	VH	H-VH	H-VH	NO	NO	YES
間接	A、E	H-VH	VH	VH	M-VH	H-VH	NO	NO	YES
<b>調查</b>									
日誌調查	A、E	L-M	L-M	H-VH	VH	VH	?	YES	YES
回憶問卷	A、E	L-M	L-M	M-H	M-H	L	YES	YES	YES
量化歷史	A、E	L-M	L-M	L-M	L-M	L	YES	YES	YES
<b>生理指標</b>									
攝氧量	W	M-VH	M-H	M-H	M-VH	L	?	?	NO
雙重標定水法	W	H-VH	M-VH	M	M	L-H	YES	YES	NO
<b>電子測量儀器</b>									
心率錶	W	H-VH	M-VH	M-H	M-H	L-M	YES	YES	NO
計步器	W	L-M	L	L	L	L-M	YES	YES	NO
加速規	W	L-M	L-M	L	L	L-M	YES	YES	NO

L=low 低；M=medium 中；H=high 高；VH=very high 很高；

W=whole 所有人；A=adult 成人；E=elder 老年人

其中熱量測量法、調查法及生理指標因為所需耗費時間較長、花費昂貴及空間受限等因素之下，電子測量儀器在近代廣被大眾所接受並用來測量身體活動量。電子測量儀器最主要有三種，計步器、心率計和加速規。計步器是一種紀錄步數的小型儀器，可以記錄垂直方向動作，作用原理是靠步行過程中軀幹產生上下震動，改變計步器水平位置，紀錄內部簧片遭震動的次數，能得知步頻、運動時間和行走距離，即能利用單位時間內彈簧震動次數來推估身體活動量。但對於沒有垂直方向的身體活動，例如騎車、游泳屬於水平或旋轉方向，則無法利用計步器來準確監測，且無法藉由計步器區分走路和跑步不同強度之間的震動，因此容易低估跑步時的實際身體活動量 (Bassett Jr, 2000; Rowlands, & Eston, 2005)。

心率計是在從事身體活動時，活動的強度對心臟、呼吸系統造成的壓力之指標。心率經常作為運動員在監測運動強度之生理指標 (Andrew et al., 2013)，過去文獻提到孩童或成人在跑步機上的步行速度，在速度低於 6km/hr 時與心率呈線性關係 (Pearce et al., 1983; Waters, Lunsford, Perry, & Byrd, 1988)，同樣情形在腦性麻痺孩童身上也是如此 (Rose, Gamble, Medeiros, Burgos, & Haskell, 1989)，因此過去文獻認為速度和心率是可以拿來當作能量消耗的指標 (Stallard, Rose, Tait, & Davies, 1978; Stallard & Rose, 1980)。

近年來電子科技進步，穿戴裝置技術純熟，三軸加速規體積輕巧便於攜帶，因此利用三軸加速規原理製成的長時間攜帶式身體活動檢測儀器 (如: ActiGraph、RT3 Triaxial、Tritrac-R3D) 也常被拿來應用在測量身體活動量。也已經有相當多文獻探討加速規應用於身體活動量檢測的信度與效度，從日常生活、走路和跑步等運動型態，探討不同年紀、不同性別受試者配戴不同時間的攜帶式身體活動量檢測儀，所測得的數據與各種運動生理學指標做比較，發現加速規是良好的檢測身體活動量的工具 (Boyd, Ball, & Aughey, 2011; Cummins, Orr, O'Connor, & West, 2013; Gustin, McLean, Spittle, & Breed, 2013)。

過去文獻利用加速規收取人類在跑步機上步行或動物游泳的身體加速度，發現與身體活動量消耗有關，其中在動物實驗裡發現其身體加速度與速度呈線性關係，但人類的身體加速度與速度並非線性 (Halsey, Shepard, Quintana, Laich, Green, & Wilson, 2009; Halsey et al., 2008)。進一步了解發現，人類走路時的身體加速度與速度呈線性關係，而

跑步時的身體加速度與速度之間關係則沒有達線性關係，學者推測其原因可能在於步態的改變或身體垂直加速度變化所造成 (Halsey et al., 2008; Gleiss, Gruber, & Wilson, 2009)。

## 第二節 研究問題

近年來三軸加速規大量被使用來客觀的監督與評估人類的動作與活動，並且在過去的文獻中提到三軸加速規的量測方法是最重要的 (Freedson, Bowles, Troiano, & Haskell, 2012)。三軸加速規的運算方式到目前為止尚未有特定標準，近年來幾乎所有以三軸加速規為主的身體活動量計都是以計數 (Count) 為測量方式，而加速規原始訊號的處理方式常見有單位時間內超過某閾值的峰值次數與峰值數值、單位時間內的活動強度累積 (積分值) (Chen & Bassett, 2005)，但不同的身體活動量計，即使輸入相同的加速規原始訊號，也會產生不同的計數值 (Marschollek, 2013)。因此不同身體活動量計之間的比較或不同實驗的相同身體活動量計之間的比較目前都是不可行的，由此可知計數的運算方式目前尚屬多樣。

過去文獻大多探討舒適速度步行、舒適速度跑直到耗竭時，心率、身體加速度分別與速度的關係，並且測試過程多為速度漸進式增加，且連續至耗竭 (不間斷) 之測試，而這個連續運動型態的測試，對於生理訊號上的影響例如：心率，是否會因為肌肉微損傷、乳酸堆積等現象，而提早達到該運動強度之心率平原 (Karvonen & Vuorimaa, 1988)；在動作訊號的呈現包含：速度、加速度等參數，在連續運動型態時仍有持續上升的空間，並即時呈現該運動強度下之動作訊號。因此在速度非漸進式增加並間斷時，身體加速度與行進速度之間的關係為何，目前尚未明確。

## 第三節 研究目的

走跑速度為非漸進式增加且不連續時，藉以探討身體加速度分別與速度、心跳儲備

率之相關性，證實：

- 一、 不同速度走跑，身體加速度與行進速度、心跳儲備率之關係為何。
- 二、 不同速度走跑，比較身體加速度運算方式何者為佳。

#### 第四節 研究假設

- 一、 不同速度下走跑，身體加速度與行進速度、心跳儲備率呈高度相關。
- 二、 不同速度走跑，身體加速度其中之一運算方式與行進速度、心跳儲備率皆呈高度相關。

#### 第五節 研究範圍

文獻中使用的儀器多是利用加速規原理製成的長時間攜帶式身體活動量檢測儀器，利用內建的迴歸公式將原始加速度訊號轉換成一數值（單位為 counts per minute），再利用此數據計算並推估出實際能量消耗。但本研究使用的是一般三軸加速規（單位為 G 值）。

#### 第六節 研究限制

同一運動型態下，身體各部位產生的加速度值皆不同，本研究將三軸加速規穿戴於腕關節，因此本研究結果僅適用於上述部位。

#### 第七節 名詞操作定義

計數 (Count)：原始加速規訊號在單位時間內超過某閾值的峰值次數與峰值數值、

單位時間內的活動強度累積 (積分值)。

轉換速度 (Preferred Transition Speed, PTS)：當行進速度慢慢增加時，人類可以自然由走路轉換為跑步的速度，是一種自發性地轉換，並且在此速度下可同時執行走路或跑步動作，此速度稱為轉換速度 (Nilsson & Thorstensson, 1987)。

## 第八節 研究之重要性

- 一、以速度為校標，確認並量化身體加速度在不同速度下相對應的活動資訊，提供將來使用身體活動量檢測儀器的理論基礎。
- 二、提供一般健康族群使用身體活動量檢測儀器時，日常以及劇烈運動的強度辨識指標，協助使用者自我安排所需運動強度。
- 三、提供一般競技運動選手使用身體活動量檢測儀器時，熱身、動作練習以及實際比賽的強度辨識指標，協助教練或是選手安排所需運動強度的資訊。



## 第貳章 文獻探討

近年來國民健康意識抬頭，運動風氣大幅提升，加上台灣電子產業興盛，穿戴式裝置也日趨成熟，開啟運動族群在運動過程中穿戴身體活動量計量測身體活動量的概念。身體活動量對人類健康的益處已經廣為認可 (US Department of Health and Human Service, 1996)。其中電子式監測器 (心跳率、計步器、加速規)，提供方便、可信又準確的評估方式有助於量化身體活動及能量消耗 (Laporte et al., 1985)。因為近年來微電子科技的進步，硬體突破許多過去限制，輕巧可長時間攜帶並隨時蒐集資料等優勢，讓加速規廣泛被應用在身體活動量的測量上 (相子元、石又、何金山，2012; Butte, Ekelund, & Westererp, 2012; Chen, Janz, Zhu, & Brychta, 2012)。

文獻探討分為兩部分呈現：一、加速規推估身體活動量之運算方式。二、身體加速度分別與行進速度、心跳儲備率之關係。

### 第一節 加速規推估身體活動量之運算方式

過去有許多文獻指出利用加速規推估日常生活與運動時的身體活動量是可行的。Mejier 等人 (1989) 在靜坐、坐姿下寫字、坐站交替、跑步機速度 3-7 km/hr 步行等活動下，發現坐姿下的腰部加速度各軸向積分值、步行的前後軸積分值分別與攝氧量呈線性關係 ( $r=.82$ 、 $.96$ )。Haymes 等人 (1993) 在跑步機速度 2-5 mile/hr 步行、4-8 mile/hr 跑等測試下，發現髖關節加速度 (count、卡路里) 在走路時與攝氧量達高度相關 ( $r=.87$ 、 $.91$ )，跑步時的相關度則降低 ( $r=.71$ 、 $.29$ )。Welk 等人 (2000) 在跑步機速度 4.8 km/hr 走、6.4 km/hr 快走、9.6 km/hr 跑、做家事及園藝等活動下，發現髖關節合加速度平均 (Tritrac-R3D) 與攝氧量在跑步機上的相關 ( $R=.92$ ) 高於家事及園藝 ( $R=.59$ )。Strath 等人 (2001) 男女性分別在跑步機上步行 4 km/hr、5.6 km/hr 各 3 分鐘，每 3 分鐘再增加 2% 坡度直到耗竭或達 80-85% 的最大心率、戶外活動 15 分鐘 (家事、園藝、慢走、快走、上樓梯等)，發現髖關節加速度 (count) 與心率分別與攝氧量達線性相關

( $R=.536$ 、 $.667$ )。McGregor 等人 (2009) 招募專業與業餘跑者在跑步機起始速度 2 km/hr 做測試，每 2 分鐘增加 2 km/hr 直到耗竭，發現專業或業餘跑者的腰部合加速度與攝氧量皆呈高度相關 ( $R=.90$ 、 $.85$ )，但業餘跑者略差。D'silva 等人 (2015) 在跑步機起始速度 3 km/hr 做測試，每 3 分鐘增加速度 1 km/hr 直到耗竭，發現走跑過程的下背合加速度與攝氧量呈線性相關 ( $R=.45$ 、 $.60$ )。

另外，有文獻利用 ActiGraph、Gulfcoast、Hookie 三種身體活動量計，分別在靜態活動（平躺床、靜坐、坐姿下用電腦、靜站、站著移動桌上 1 公斤物品）及動態活動（慢走、舒適速度走、快走、舒適速度跑、快跑）下測試，發現腰部的三種身體活動量計 (Count) 皆與心跳達高度相關 ( $r=.95$ 、 $.962$ 、 $.972$ )，但在跑步時所偵測到數值三者皆不同 (Vähä-Ypyä, Vasankari, Husu, Suni, & Sievänen, 2015)。此作者在後續研究中，發現合加速度利用 MAD (Mean Amplitude Deviation) 演算方式運算後，不論在成年人或青少年族群皆與心跳、攝氧量達高度相關，MAD 是算取單位時間內合加速度與平均加速度之間的絕對差異，並在計算過程中濾掉靜止不動時的重力加速度值，相對只考慮到動態動作下的資料，因此利用 MAD 分析原始加速規訊號以辨別不同強度的身體活動量也是可行的 (Aittasalo et al., 2015; Vähä-Ypyä et al., 2015)。

由上述文獻可知 (表 2.1)，利用加速規推估行走或跑步時的身體活動量，分別與攝氧量、心跳皆達高度相關，因此利用加速規與心跳、攝氧量之相關性來推估身體活動量是可行的，但加速度運算方式多樣，其中三軸加速規是目前國際上較常被拿來使用且被認為有其精準性的身體活動檢測儀器，而市面上常見利用三軸加速規製成長時間攜帶式的身體活動量計，如：RT3 (Stayhealthy, Inc., Monrovia, USA) 和 ActiGraph (GT1M, Fort Walton Beach, USA)，近年來這些身體活動量計大多是以計數 (Count) 為測量方式，並提供總能量消耗的結果 (卡路里)。然而每篇研究和每個身體活動量計取得計數 (Count) 的方式不盡相同。計數 (Count) 來自加速規原始訊號的再運算，常見方式有單位時間內超過某閾值的峰值次數與峰值數值、單位時間內的活動強度累積 (積分值)。預設閾值的方式，當加速規原始訊號超過設定好的閾值後，就代表著動作產生，而最後的數據是以加速規訊號超過此閾值的次數作為最後計數的結果，即為單位時間內的次數；另一種方

式為偵測在每個時段內加速規數據的最大值，以這個數據做為這個時段內計數的結果，即為單位時間內峰值的平均；還有一種方式是以加速規與時間積分後的面積做為最後計數的結果 (Chen et al., 2005)。

超過 30 個以上以計數 (Count) 方式為測量身體活動量的研究中，發現測量出來的結果大相逕庭，差距甚大，意謂著不同身體活動量計，即使輸入相同的加速規原始訊號，也會產生不同的計數值 (Crouter, James R, & Bassett Jr, 2006; Rothnry, Schaefer, Neumann, Choi, & Chen, 2008; Kozey, Lyden, Howe, Staudenmayer, & Freedson, 2010; Staudenmayer, Zhu, & Catellier, 2012; Marschollek, 2013)。因為加速規原始訊號再運算的方式不同，造成計數 (Count) 的結果有所差異，由此可知加速規的運算方式目前尚未有特定標準，運算方式尚屬多樣。

表 2.1 加速規分別與心率、攝氧量之相關推估身體活動量之文獻整理

作者	測試流程	受試者	配戴位置	資料分析	結果
Meijer 等人 (1989)	靜坐、坐姿下寫字、坐站交替、3-7km/hr 走，各速度維持 3 分鐘，每次增加 1km/hr	11 名男性	腰部	最後一分鐘攝氧量；中間 30 秒三個軸向的積分值	坐姿下各軸向積分值、走路前後軸向積分值分別與能量消耗呈線性關係( $r=.82$ 、 $.96$ )
Haymes 等人 (1993)	2-5miles/hr 走、4-8miles/hr 跑，各速度維持 3 分鐘	10 名男性、10 名女性	髖關節*2	Count、卡路里	走路加速度與攝氧量相關為( $r=.87$ 、 $.91$ )，跑步的相關降低( $r=.71$ 、 $.29$ )
Welk 等人 (2000)	4.8km/hr 走、6.4km/hr 快走、9.6km/hr 跑，各速度維持 6 分鐘；家事與園藝活動各 6 分鐘	52 名	髖關節*3	最後兩分鐘攝氧量與加速度 count、卡路里、合加速度之平均	走跑時 Tritrac 與攝氧量的相關( $R=.92$ )高於家事園藝 ( $R=.59$ )
Strath 等人	4、5.6km/hr 走各 3 分鐘，後各 3 分鐘再	16 名男性、14	髖關節	第 5-15 分鐘 count 平均值與	心跳、加速規分別與攝氧量

(2001)	增加 2% 坡度，直到耗竭或答 80-85% 最大心率；戶外活動 15 分鐘（家事、園藝、慢走、快走、上樓梯、啞鈴）	名女性	*2、慣用手腕*1	心率。	達線性相關 (R=.667、.536)
McGregor 等人 (2009)	起始速度 2km/hr，每 2 分鐘增加 2km/hr，直到耗竭	專業與業餘跑者各 9 名	下背部	最後一分鐘攝氧量、加速度 (三個軸向和合加速度)	合加速度與攝氧量呈高度相關 (R=.90、.85)
D'silva 等人 (2015)	起始速度為 3km/hr，每 3 分鐘增加 1km/hr 直到參與者耗竭	15 名男性，自主運動習慣	T10 中心	1 分鐘加速度之平均與心率間隔 (RR)。利用線性迴歸	走跑過程，攝氧量與身體加速度 (R=.45、.60)、心率 (.30、.38) 之相關度佳，跑步結果更好
Vähä-Ypyä 等人 (2015)	靜態 (平躺床、坐椅子、用電腦、站、站著移動桌上 1kg 物) 與動態 (慢走、舒適速度走、快走、舒適速度跑、快跑)，每個活動各 2 分鐘，動作之間休 15 秒	4 名男性，17 名女性	腰部 *3	起始心率、第一和第二分鐘心率；第 30、60、90 秒收取合加速度平均值。線性分析	動態時的加速度與心率有較大相關
Vähä-Ypyä 等人 (2015)	200 公尺跑道，起始速度 2.16km/hr，每 2.5 分鐘增加 1.44km/hr 直到耗竭	15 名男性，14 名女性	髖關節 *1	取末兩分鐘加速度資料，每 6 秒一筆 (合加速度總和/資料筆數)。皮爾森積差相關	MAD 分別與攝氧量、速度達高度相關，單獨走路最佳 (r=.995、.990)、單獨跑步次之 (r=.976、.988)

## 第二節 心率、身體加速度分別與行進速度之關係

過去研究指出孩童和成人在跑步機上的步行速度，在低於速度 6 km/hr 前的速度分別與心率、攝氧量呈線性相關，隨著速度增加，心率和攝氧量也隨之提升 (Pearce et al., 1983; Waters et al., 1988)，甚至在腦性麻痺孩童身上也同樣情形 (Rose et al., 1989)。Rose,

Gamble, Lee, Lee, 與 Haskell (1991) 在平地及跑步機上進行不同速度下的步行測試，平地分為舒適速度走、較快或較慢於舒適速度下的走，跑步機上為速度 1.29 到 7.88 km/hr 下行走，發現不論哪個場域，心率皆隨著走路速度增加而增加，並呈線性關係。Bailey 與 Ratcliffe (1995) 在跑步機上進行舒適速度下走路測試，發現不同時間收取的心率（初始一分鐘、最後一分鐘、運動後）也與速度達線性相關。Fudge 等人 (2007) 在跑步機上進行連續測試，步行速度 (3、5、7 km/hr) 和跑步速度 (8、10、12、14、16、18 km/hr) 各 3 分鐘，跑步過程中，在各速度之間以速度 4 km/hr 走 3 到 5 分鐘做為緩衝，速度增加至耗竭為止，發現在走路和跑步過程的心率和速度皆呈線性關係 ( $r=.664$ 、 $.644$ )，但髖關節垂直軸向加速度 (CSA、ActiGraph) 分別在速度 10-12 km/hr 及 14-16 km/hr 時達平原現象，而其中髖關節的合加速度 (3dNX) 在走跑過程與速度呈線性關係 ( $r=.960$ 、 $.892$ )。Brage 等人 (2003) 在跑步機與戶外進行連續測試，跑步機在步行速度 (3、6 km/hr) 和跑步速度 (8、9、10、12、14、16、18、20 km/hr) 各 5 分鐘進行，速度增加至耗竭為止，戶外的速度則是在 3-14 km/hr 下進行，發現兩個場域下的心率與行進速度皆呈線性關係，跑步機上的相關度更佳 ( $R=.88$ )，而腰部加速度 (Count) 與行進速度在速度 9 km/hr 前為線性相關 ( $R=.92$ )，但之後加速度達平原現象。

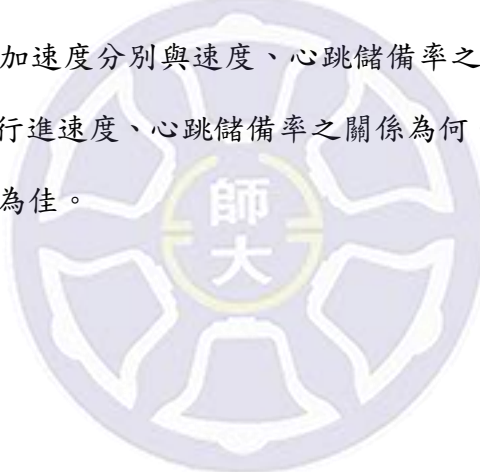
綜合以上文獻可知 (表 2.2)，跑步機上走跑時的速度與心率呈線性關係，隨著行進速度增加，心率也呈線性增加，因此認為心率、速度可拿來當作能量消耗的重要指標之一 (Stallard et al, 1978;1980)。身體加速度與速度之間的關係在步行過程已證實與速度為線性關係，隨步行速度增加，身體加速度也隨之增加；跑步過程的身體垂直軸向加速度，在行進速度超過 10-12 km/hr 及 14-16 km/hr 時達平原現象，而身體合加速度則隨速度增加呈線性上升，是否因為加速範圍太小或運算方式造成此結果，其原因尚未明確，由此可知跑步速度與身體加速度之間的關係尚未明朗化。過去文獻多為速度漸進式增加，連續進行至耗竭，根據過去文獻指出，行進過程運動強度 (速度) 增加，心率會隨之漸增至穩定，因此心率與速度呈線性正關係 (黃芊芊、王顯智，2005)，但反之在速度非漸進式增加且間斷 (休息至站立休息心率) 時，身體加速度與行進速度、心率之關係為何，目前尚未明確。

表 2.2 走跑過程心率、加速度分別與速度之關係文獻整理

作者	測試流程	受試者	配戴位置	資料及統計	結果
Rose 等人(1991)	平地 3 種速度的行走測試 (自選速度走、較快或慢於自選速度走); 跑步機行走測試 (速度 1.3-7.9 km/hr) 每個速度各進行 2 分鐘	102 名		最後 30 秒穩定 心率之平均; 距離 (總圈數) 與時間換算平均速度。線性迴歸。	隨走路速度增加, 心率也隨之增加, 並呈線性相關
Bailey, M. J., & Ratcliffe, C. M. (1995).	跑步機自選速度步行測試, 一次 4 分鐘。	15 名女性		第 30 秒開始收取一分鐘心率 (不穩定), 第三分鐘開始收取一分鐘心率 (穩定), 停止後每兩秒收取一筆心率, 共 10 秒。線性迴歸。	不同狀態下之心率 (不穩定、穩定、運動後) 和自選速度的關係, 驗證生理耗能指標的信效度, 也得到高度相關。
Brage 等人 (2003)	跑步機走路 (3、6 km/hr) 和跑步 (8、9、10、12、14、16、18、20 km/hr) 測試, 每個速度 5 分鐘連續不間斷直到耗竭, 另外在戶外進行 3-14km/hr 的測試, 每個速度 5 分鐘。	12 名男性	腰部	最後一分鐘加速度; 第三分半到結束的心率平均。線性迴歸。	心跳與速度呈線性相關, 跑步機上更佳 (R=0.88), 而加速度與速度在 9km/hr 前為線性相關(R=.92), 之後速度增加但加速度持平。
Fudge 等人 (2007)	跑步機走路速度(3、5、7 km/hr)連續走, 跑步速度(8、10、12、14、16、18 km/hr) 間斷跑, 每個速度各 3 分鐘, 間斷過程以 4km/hr 走 3 到 5 分鐘作完緩衝, 速度增加致參與者耗竭	16 名男性, 受過耐力訓練	髖關節*4	3 分鐘加速度之平均; 最後 30 秒穩定心率之平均。皮爾森積差相關。	走跑過程, 合加速度與速度呈線性關係 (r=.960、.892), 但跑步過程垂直軸向加速度呈平原現象; 心率和速度在走路和跑步皆呈線性關係(r=.664、.644)

### 第三節 相關文獻探討總結

綜合上述所有文獻可知，以心率、攝氧量為校標，利用髖關節或腰部加速度推估身體活動量具有一定信效度，但上述文獻所運用的加速度運算法，包含計數 (Count)、積分值、合加速度、卡路里等，運算方法多樣；心率經常作為運動員在監測運動強度之生理指標 (Andrew et al., 2013)，步行和跑步時的速度與心率皆達線性關係，可得知速度也可作為監測運動強度指標之一。走路時的身體加速度目前也已證實與速度具有高度相關，但在跑步時的身體加速度則未明確。過去文獻多為速度漸進式增加，連續進行至耗竭，但反之在速度非漸進式增加且間斷（休息至站立休息心率）時，身體加速度與行進速度、心率之關係為何，目前尚未明確。因此本篇研究目的希望在走跑速度為非漸進式增加且不連續時，藉以探討身體加速度分別與速度、心跳儲備率之相關性，證實：(一) 不同速度走跑，身體加速度與行進速度、心跳儲備率之關係為何。(二) 不同速度走跑，比較身體加速度運算方式何者為佳。



# 第參章 研究方法

## 第一節 實驗參與者

招募 19 名一般健康男性為實驗參與者，基本資料 (年齡  $22.5 \pm 3.0$  歲、身高  $176.9 \pm 6.0$  公分、體重  $69.1 \pm 7.1$  公斤、平躺安靜心率  $66.4 \pm 6.6$  下/分鐘)。所有參與者在參與實驗的近六個月內，皆無下肢神經、肌肉、骨骼、肌腱、韌帶和心血管方面的疾病，並且擁有從事一般有氧活動的心肺能力，也可以適應在跑步機上跑步，每周運動 2 到 3 次，每次至少 30 分鐘。在每位參與者參與本實驗之前，予以告知及說明研究內容、步驟及注意事項，之後詳閱參與者須知，瞭解實驗內容後簽署參與者同意書，同意參與本實驗。

## 第二節 實驗設備

### 一、 Magtonic MAG-7310 (Tainan, Taiwan.) 跑步機

本實驗使用的跑步機，為台灣台南出產的跑步機，可作為復健用，為了使用上安全，跑道長達 60 英吋，並設有緊急按鈕。跑步機的速度為每小時 0 到 13.6 英哩，可承受 450 磅體重，坡度可從百分之 0 到 25。跑步機 181.4 公斤重，馬達 3.0 匹馬力，可自行對速度和坡度做校正。

### 二、 Biopac MP150 生理訊號擷取器

此為電腦化多功能生理訊號擷取紀錄器，提供高解析度 (16 位元)，類比及計算不同之取樣率，16 個類比輸入以及 2 個類比輸出，數位輸入/輸出 (自動控制其他 TTL 電平設備) 及 16 個即時計算頻道。本研究使用軟體 AcqKnowledge 4.1 進行實驗所得類比訊號分析及運算。

### 三、 加速規

本研究使用一個由 CROSSBOW 公司所生產的三軸加速規，型號為 CXL50LP3，

加速度範圍為  $\pm 25$  g。

#### 四、 心率錶

本研究使用 POLAR 公司所生產的心率錶，型號為 S625X，這是以跑步為主的心率錶，可透過 IrDA 紅外線傳輸的方式將跑步的相關資料（跑步時間、跑步距離、心跳變化、總消耗卡路里）傳輸至電腦。並可以預先透過 Polar 個人優化訓練功能，規劃多組訓練內容，達到目標強度與適合的間歇時間，讓使用者的訓練與競賽更有效率。本研究使用軟體 Polar ProTrainer 5 進行實驗所得心跳與時間之運算。

### 第三節 實驗步驟

先告知實驗參與者實驗流程，並為參與者解釋實驗所有流程，在徵得參與者同意後，讓參與者填寫基本資料。

#### 一、 校對各項儀器：

##### (一) 跑步機速度

量出電動跑步機之跑帶長度後，在跑帶上用粉筆畫一條直線，透過單位時間內跑帶繞的圈數來推算螢幕顯示之速度是否有誤差，並進行調整。

##### (二) Polar S625X 心率錶

讓參與者全身平躺放鬆，閉上雙眼且不對談靜待五分鐘，第五分鐘過後使用心率錶收取一分鐘（第六分鐘）的心跳率，實驗進行者同時測量脈搏一分鐘來進行比對。

#### 二、 心率錶：

先將心率傳輸帶電極部分充分濕潤，之後將心率傳輸的連結器扣在彈性帶上，並將連結器上大寫字母 L 的部分放置在彈性帶上的單詞 LEFT（左側）上，然後用力扣上帶扣。調整彈性帶的長度，使其貼身舒適，將彈性帶圍於胸部（恰好在胸肌下方），然後扣上第二道扣帶。檢查濕潤的部分緊貼於皮膚，連結器上 Polar 的標誌位於正中偏左側的位置。使用 Polar S625X 與軟體 Polar ProTrainer5 進行實驗，每五秒收取一筆心跳

資料，取樣頻率 12 次/分鐘。將心率錶固定在跑步機螢幕旁，心率錶與心率傳輸帶的距離保持在一公尺以內，確認四周沒有同樣配戴心率錶的人，以及高壓電線、電視等其他電磁干擾源。

### 三、 加速規

在實驗參與者的左側髖關節（股骨頭大轉子上方，髌骨）放置一個三軸加速規，先以雙面膠將加速規固定在左側髖關節部位，再使用透氣膠布將加速規的線貼牢，以免在實驗過程中影響參與者的行走或跑步動作。使用 Biopac MP150 生理訊號擷取器與軟體 AcqKnowledge 4.1 進行實驗。

### 四、 跑步機的速度選取

人類在較低的速度下步行和較高的速度下跑步，其中速度是改變人類行進模式的重要因子 (Biewner, Farley, Roberts, & Temaner, 2004)。隨著速度增加，人類的步態到達某個速度後會自發性的從走轉換為跑 (Nilsson & Thorstensson, 1987)，而過去文獻指出人類的轉換速度 (Preferred Transition Speed, PTS) 大約在 2 m/s，人類可以在轉換速度下自然地變換走路與跑步動作 (Thorstensson & Roberthson, 1987; Prilutsky & Gregor, 2001)。本實驗希望探討速度範圍涵蓋較廣的步行與跑步過程，並且在轉換速度下同時收取走路和跑步時的髖關節加速度，以利了解整個走路過程與跑步過程的身體加速度、心率分別與速度之關係。因此實驗進行前先個別測得參與者之轉換速度，試驗分別在轉換速度下走跑、轉換速度± 3 km/hr 走跑、轉換速度±5 km/hr 走跑、轉換速度+7 km/hr 跑、轉換速度+9 km/hr 跑情況下進行。

## 第四節 實驗設計

許多文獻證實將加速規穿戴在腰部 (Ward, Evenson, Vaughn, Rodgers, & Troiano, 2005) 或髖關節 (Strath et al., 2001; Grant, Ryan, Tigbe, & Granat, 2006; Ryan, Grant, Tigbe, & Granat, 2006) 推估身體活動量具有高準確度，因為較接近人體重心的位置，且從事身體活動時是因為身體整體的移動而造成的位移，因此加速規所偵測出來的數值較

接近實際的身體活動量。因此本實驗將三軸加速規固定於左側髖關節（股骨頭大轉子上方處，髌骨）。加速規擺放位置及座標軸向（圖 1）。採用解剖學定義髖關節前後軸為肢段往前後的方向（X axis），髖關節縱向軸為肢段末段（Y axis）。心率傳輸帶固定於肋骨下緣，及監控手錶（Polar S625X）於跑步機螢幕旁，實驗開始前先量取包含平躺與站立時的安靜心跳，參與者全身平躺放鬆，收取第五分鐘過後一分鐘（第六分鐘）的心跳率，視為平躺時安靜心跳；請參與者站立於跑步機上，身體靜止不動且不對談，同樣流程收取站立時安靜心跳（Chan, Spangler, Valcour, & Tudor-Locke, 2003）。實驗進行前量取轉換速度。試驗分為轉換速度下走跑、轉換速度 $\pm 3$  km/hr 走跑、轉換速度 $\pm 5$  km/hr 走跑、轉換速度 $+7$  km/hr 走跑、轉換速度 $+9$  km/hr 走跑，速度繼續以時速每小時 2 公里的速度增加，每個試驗各進行 3 分鐘測試，直到參與者無法執行該次試驗超過 2.5 分鐘即結束測試（Fudge et al., 2007; D'silva et al., 2015），測試流程採隨機選取（圖 2）。執行各試驗時即開始紀錄心率，10 秒後再開始收取加速度資料，以利進行心率和加速規的同步處理，每次試驗皆重複相同動作。同時實驗進行者確認參與者的心跳達到穩定（連續 60 秒，誤差 $\pm 3$  下），即為實驗參與者該試驗下的穩定心跳。



圖 1 加速規擺放位置及座標軸向，髖關節前後軸 (X)、縱向軸 (Y) 以及橫向軸 (Z)。

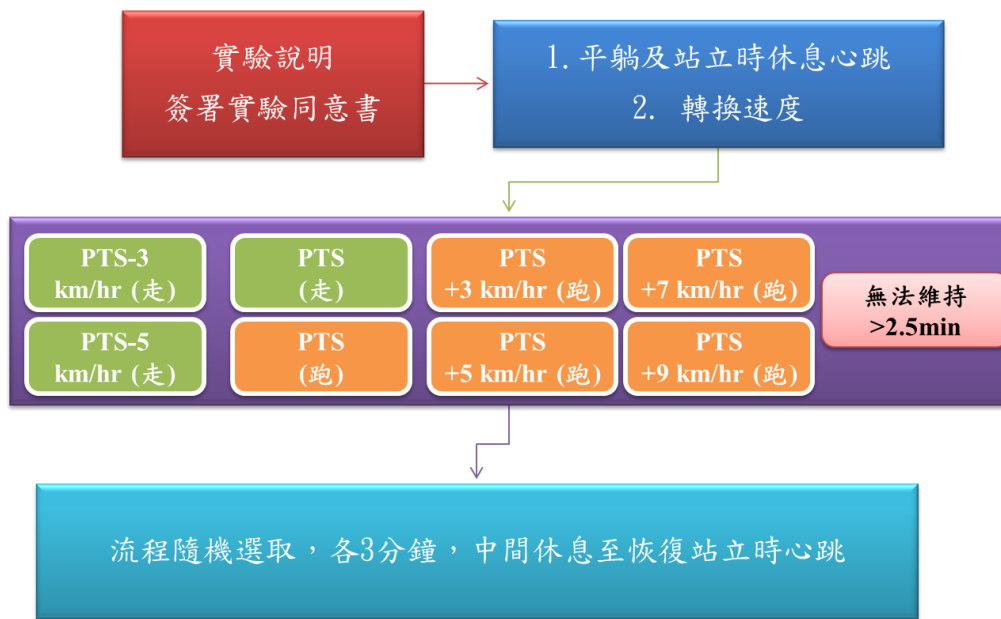


圖 2 實驗流程圖。

## 第五節 資料處理

### 一、加速度

取一分鐘穩定心率下之腕關節加速度，原始加速規訊號經過 10 Hz 低通濾波 (Wundersitz, Gastin, Richter, Robertson & Netto, 2015; Wundersitz, Netto, Aisbett & Gastin, 2013)，加速度運算方式分為前後軸 (X 軸)、縱向軸 (Y 軸)、橫向軸 (Z 軸)、矢狀面 (XY 平面)、水平面 (XZ 平面)、額狀面 (YZ 平面) 以及合加速度 (XYZ 軸) 之峰值、積分值以及 MAD。一分鐘內各軸向加速度、平面加速度及合加速度，利用前後軸 (X 軸) 判斷一分鐘內之步數，取每一步峰值的平均值即為峰值數據，單位為  $\text{meter}/\text{sec}^2$  (Zijlstra & Holf, 2003)；計算一分鐘內各軸向加速度、平面加速度及合加速度-時間曲線下的面積即為積分值，單位為  $\text{meter}/\text{sec}$  (圖 3)；計算一分鐘內各軸向、平面及合加速度與各個參數之平均加速度的絕對差異之平均值即為 MAD (Vähä-Ypyä et al., 2015)，計算過程中濾掉靜止不動時的重力加速度值，相對只考慮到動態動作下的資料，單位為  $\text{meter}/\text{sec}^2$ ，MAD 公式如下：

$$MAD = \frac{1}{n} \sum |r_i - \bar{r}|$$

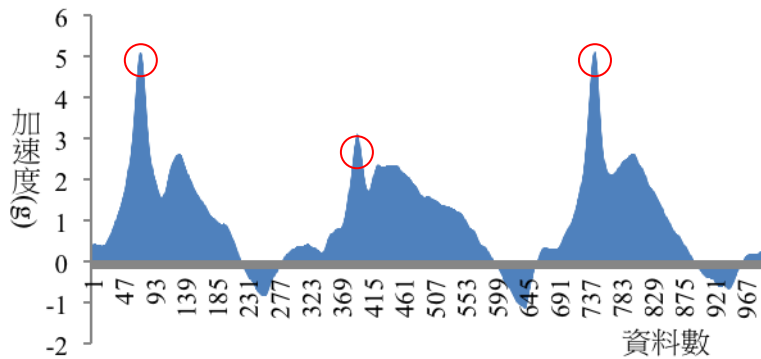


圖 3 加速度峰值（紅圈）、積分值（藍底面積）圖示說明。

## 二、 心率

擷取最後一分鐘穩定心率，並取其平均值，單位為 bpm (beats per minute)，將心率進行個別標準化成心跳儲備率 (HRR%) (Graser, Groves, Prusak, & Pennington, 2011)，心跳儲備率 (HRR%) = [(各速度之一分鐘穩定心率平均 - 安靜心率) / (最大心跳 - 安靜心率)]%，最大心跳 = 208 - 0.8 \* 年齡 (Tanaka, Monahan, & Seals, 2001)。

## 第六節 統計分析

實驗結果以 SPSS 21.0 軟體分析。利用皮爾森積差相關 (Pearson product-moment correlation) 比較不同速度下走跑時，髖關節加速度各軸向、平面及合加速度之不同運算方式分別與速度、心率(HRR%)之間的相關性，顯著水準訂為  $\alpha = .05$ 。將各參數以線性迴歸 (Linear regression) 表示，達顯著差異者做為預測速度的迴歸方程式。

## 第肆章 結果

19 位參與者的平均行進速度分別為：2.2±0.5 km/hr 走、4.2±0.5 km/hr 走、7.2±0.5 km/hr 走和跑、9.9±1.3 km/hr 跑、12.2±0.5 km/hr 跑、14.3±0.6 km/hr 跑、16.1±0.7 km/hr 跑、18.1±0.5 km/hr 跑，其中在速度 PTS+7 km/hr (平均速度 14.3 km/hr) 的完成人數為 17 人、PTS+9 km/hr (平均速度 16.1 km/hr) 的完成人數為 9 人、PTS+11 km/hr (平均速度 18.1 km/hr) 則沒有人跑完 3 分鐘 (圖 4)，但仍收取最後一分鐘資料呈現。實驗速度採隨機進行，並恢復至站立休息心跳才進行下一個試驗 (圖 5)。

以下結果分為兩部分呈現：(一) 不同動作狀態，比較身體加速度運算方式，(二) 不同速度走跑，身體加速度與行進速度、心跳儲備率之關係。

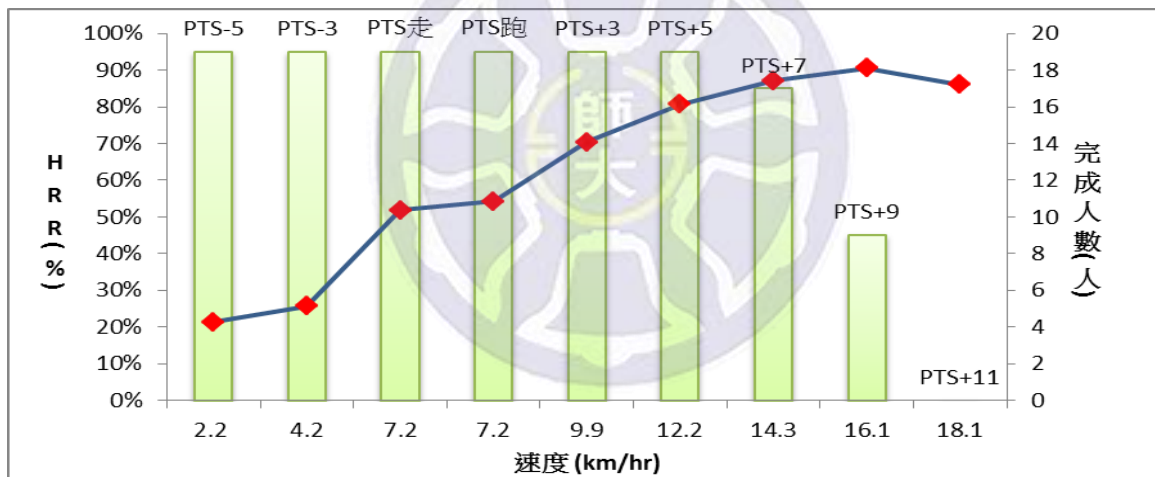


圖 4 各速度下完成人數及心跳儲備率 (HRR%)。

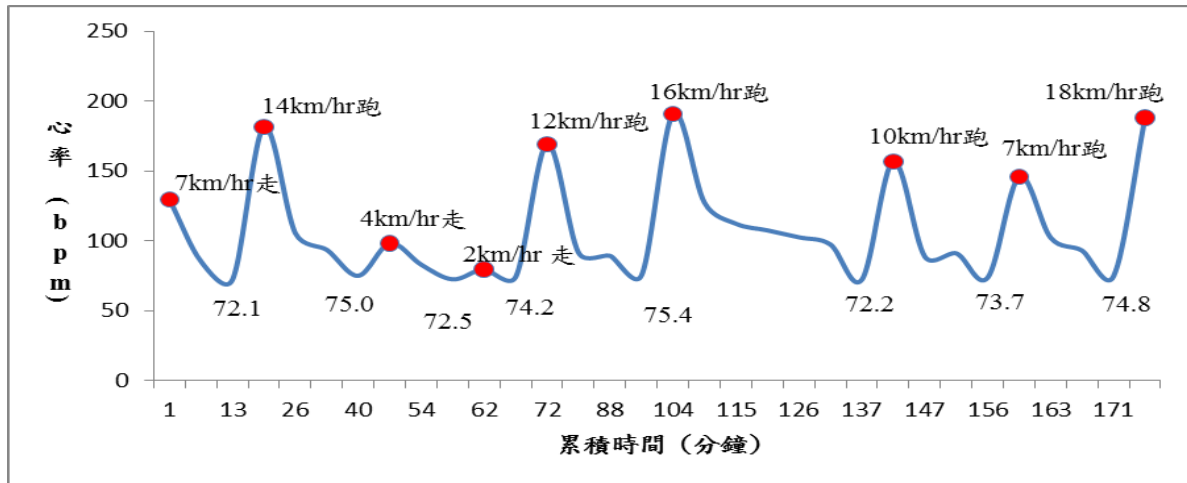


圖 5 一位參與者實際實驗過程為例，速度（紅點）及恢復休息站立心率所需之時間。

### 第一節 不同動作型態，比較身體加速度之運算方式

將實驗結果分為單獨走路、單獨跑步及走跑過程呈現，並探討身體加速度（前後軸、縱向軸、橫向軸、矢狀面、橫狀面、額狀面及合加速度）之峰值、積分值和 MAD 值分別與速度、心率 (HRR%)之相關。

由表 3 得知，在單獨走路過程中發現，同時與行進速度及心跳儲備率 (HRR%) 呈高度相關 ( $r>0.7$ ) 之加速度運算方式，分別為前後軸、矢狀面、橫狀面、額狀面及合加速度峰值，另有前後軸、橫狀面、額狀面及合加速度 MAD 值，其中身體加速度與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 之相關係數值皆大於.80 的參數，分別為前後軸 MAD 值 ( $r=.833^{**}$ 、 $.837^{**}$ ， $p<.001$ )、橫狀面加速度 MAD 值 ( $r=.850^{**}$ 、 $.881^{**}$ ， $p<.001$ )；而單獨跑步過程中發現，同時與行進速度及心跳儲備率 (HRR%) 呈中度相關 ( $0.4<r<0.69$ ) 之加速度運算方式，分別為前後軸及橫狀面積分值，前後軸、橫狀面及合加速度峰值，前後軸及橫狀面 MAD 值，其中身體加速度與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 之相關係數值皆大於.60 的參數，分別為前後軸積分值 ( $r=.669^{**}$ 、 $.669^{**}$ ， $p<.001$ ) 及前後軸 MAD 值 ( $.637^{**}$ 、 $.651^{**}$ ， $p<.001$ )；在走跑過程中發現，同時與心跳儲備率 (HRR%) 及行進速度呈高度相關 ( $r>0.7$ ) 之加速度運算方式，分別為前後軸積分值，縱向軸、額狀面及合加速度峰值，前後軸、縱向軸、額狀面及合加速度 MAD 值，其中身體加速度與

行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 之相關係數值皆大於.80 的參數，分別為合加速度峰值 (r=.836\*\*、.856\*\*，p<.001)、額狀面加速度 MAD 值 (r=.821\*\*、.816\*\*) 及合加速度 MAD 值 (r=.821\*\*、.815\*\*)。

整體來說，同時在單獨走路時、單獨跑步及走跑過程中，與行進速度、心跳儲備率皆呈中、高度相關以上的身體加速度運算方式，分別為合加速度峰值及前後軸 MAD 值。以動作型態來看，發現整個走跑過程，身體加速度運算方式與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 達顯著相關之參數最多，其次為單獨跑步，而單獨走路為最差。

表 3 走路、跑步及走跑過程，加速度各運算方式與速度、心跳儲備率之相關係數 (r)

	走路 (r, n=57)		跑步 (r, n=102)		走跑 (r, n=159)	
	S-ACC	HRR-ACC	S-ACC	HRR-ACC	S-ACC	HRR-ACC
前後-積	.573**	.733**	.669**	.669**	.745**	.752**
縱向-積	-.005	-.180	.230*	.067	.360**	.261**
橫向-積	.073	.162	.326**	.237*	.298**	.261**
矢狀-積	.154	.025	.380**	.226*	.536**	.446**
橫狀-積	.367**	.552**	.614**	.563**	.644**	.631**
額狀-積	.054	-.036	.380**	.169	.523**	.412**
合-積	.243	.206	.509**	.322**	.660**	.565**
前後-峰	.794**	.805**	.509**	.554**	.666**	.687**
縱向-峰	.658**	.512**	.332**	.306**	.734**	.736**
橫向-峰	.349**	.387**	.348**	.284**	.494**	.461**
矢狀-峰	.769**	.710**	.257**	.350**	.670**	.721**
橫狀-峰	.735**	.811**	.426**	.525**	.634**	.684**
額狀-峰	.791**	.759**	.345**	.465**	.764**	.819**
合-峰	.829**	.771**	.514**	.517**	.836**	.856**
前後-MAD	.833**	.837**	.637**	.651**	.780**	.787**
縱向-MAD	.850**	.695**	.255**	.092	.767**	.758**
橫向-MAD	.603**	.649**	.299**	.237*	.536**	.514**
矢狀-MAD	.429**	.484**	.306**	.119	.602**	.620**
橫狀-MAD	.850**	.881**	.425**	.444**	.698**	.721**
額狀-MAD	.902**	.762**	.353**	.146	.821**	.816**
合-MAD	.915**	.796**	.363**	.147	.821**	.815**

\*\*顯著水準為 0.01 時，相關顯著；\*顯著水準為 0.05 時，相關顯著；S 代表速度，HRR 代表心跳儲備率，ACC 代表加速度。

若以運算方式作呈現，積分值的結果與峰值和 MAD 值相較之下為最差，積分值在走路過程與行進速度、心跳儲備率大多無顯著相關；在單獨走路和單獨跑步型態下，峰值的結果最佳；在走跑過程則是 MAD 值的結果為最佳。整體來說，在各動作型態下發現同時與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 呈中度相關以上，且相關係數值最高之運算方式，在單獨走路過程中發現前後軸 MAD 值為高、在單獨跑步過程中發現前後軸積分值為高、在走跑過程則以合加速度峰值結果為高。

## 第二節 身體加速度與行進速度、心率之關係

由表 3 可知，可以知道在單獨走路、單獨跑步及走跑過程中，合加速度峰值及前後軸加速度 MAD 值與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 皆達顯著相關，且皆達中、高度相關以上，因此分別利用合加速度峰值、前後軸加速度 MAD 值兩個參數建立推估速度、心跳儲備率 (HRR%) 的線性迴歸方程式 (表 4)。不論在走路、跑步或走跑過程中，利用合加速度峰值及前後軸加速度 MAD 值皆可推估行進速度與心跳儲備率 (HRR%)，本結果證實在任何動作型態下，利用身體加速度來推估運動強度，以行進速度或心跳儲備率 (HRR%) 作為校標，結果都是可行的。

表 4 加速度推估速度及心跳儲備率之線性迴歸方程式

	迴歸方程式	相關係數 (r)	決定係數 (R)
<b>走路</b>			
合-峰值	$S=2.917 * P - 1.5089$	.829**	.688**
	$H=0.2006 * P - 0.0869$	.771**	.594**
前後-MAD	$S=17.929P + 1.491$	.833**	.694**
	$H=1.3331M + 0.1024$	.837**	.701**
<b>跑步</b>			
合-峰值	$S=2.6601 * P + 6.5812$	.514**	.264**
	$H=0.0916 * P + 0.3904$	.517**	.267**

前後-MAD	$S=47.768*M+2.057$	.637**	.401**
	$H=0.7738*M+0.5188$	.651**	.424**
<b>走跑</b>			
合-峰值	$S=3.2659*P-1.5554$	.836**	.699**
	$H=0.1777*P+0.0068$	.856**	.732**
前後-MAD	$S=27.836*M+2.0594$	.780**	.601**
	$H=1.4922*M+0.6195$	.787**	.620**

\*\*顯著水準為 0.01 時，相關顯著；P 表示峰值及 M 表示 MAD 值；S 表示速度；H 表示心跳儲備率



## 第五章 討論

由本實驗結果得知，合加速度峰值及前後軸加速度 MAD 值在單獨走路、單獨跑步和走跑過程中皆與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 呈線性關係。以下討論分為兩部分呈現：一、不同速度走跑，身體加速度與行進速度、心跳儲備率之關係。二、不同動作型態，比較身體加速度之運算方式。

### 第一節 身體加速度與速度、心跳儲備率之關係

過去文獻指出若未將走路與跑步的身體加速度分開作討論，會造成加速度範圍差距較大而影響迴歸結果 (D'silva et al., 2015; Qasem et al., 2012)。因此本實驗結果將行進過程分為三種型態做討論，分別為單獨走路、單獨跑步與走跑過程。

本實驗結果發現在單獨走路、單獨跑步及整個走跑過程，身體加速度之運算方式含積分值、峰值及 MAD 值皆與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 呈線性相關。單獨走路過程，身體加速度運算方式與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 達顯著相關之參數最少。推估其可能原因有三，一為走路速度僅三種，相較於跑步速度的五至六種資料來源相對較少，因此無法有效地在相關程度上有所呈現；二為本實驗的走路速度範圍相較過去實驗的速度範圍較廣 (2.2、4.2、7.2 km/hr)，過去實驗的走路速度大多集中在 3-7 km/hr 或自選舒適速度，本實驗的最低平均速度為  $2.2 \pm 0.5$  km/hr，並非一般人所能立即適應之緩慢速度，因此造成單獨走路時的身體加速度各運算方式與行進速度大多無法達成線性關係；三為本實驗的操作流程為間斷式進行，過去實驗的走路速度大多集中在 3-7 km/hr 或自選舒適速度，且為連續進行，當人體在某特定強度進行運動時，心率會因為身體漸漸適應該強度而逐漸達穩定，當運動強度漸漸增強時，運動心率也會呈正比逐漸上升至穩定 (黃芊芊、王顯智，2005)，因此在速度連續漸增的走路過程中，心率勢必會因為適應該行進速度而逐漸上升。而本實驗設計採取的是兩個試驗之間休息至恢復站立時休息心跳，並沒有連續運動過程，因此本實驗得知的是該走路速度當下的心率，而此時的身

體加速度運算方式與心跳儲備率達顯著相關之參數較少。反之在單獨跑步及走跑過程中，大部分身體加速度演算方式與心跳儲備率 (HRR%) 呈線性關係，則與過去許多文獻提出之結論一致，因此更能代表恢復至休息站立心率的實驗操作是必要的，也更突顯代表生理訊號的心率容易受到外在因素影響。

心率經常作為運動員在監測運動強度之生理指標，並且被證實可以拿來預測能量消耗 (Andrew et al., 2013; Hiilloskorpi, Pasanen, Fogelholm, Laukkanen, & Mänttari, 2003)，但因為心率易受到年齡、性別、體能及情緒的影響，因此在低強度運動時，利用心率推估攝氧量具有其限制 (Livingstone et al., 1990; Luke, Maki, Barkey, Cooper, & McGEE, 1997)。當運動強度接近身體最大運動負荷時，心率反而會有緩和上升的現象，意謂著心率不再隨運動強度增加而上升 (黃芊芊、王顯智, 2005; Karvonen & Vuorimaa, 1988)。心率有其極限，而且因人而異，然而動作的強度包含：速度、加速度等參數還是有持續上升的空間。

而走跑過程之身體加速度與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 的整體相關結果較單獨跑步時佳，與過去文獻證實之結論相異，過去文獻認為走跑過程的速度範圍相較單獨跑步的速度範圍差距大，加速度的變異也較大，因此造成走跑過程加速度與速度、心跳儲備率之關係較差，但本篇實驗與過去結果不同，推估原因在於實驗操作流程的不同，過去研究採取速度漸進式連續增加，本篇實驗的走跑速度為非漸進式增加且不連續，隨著速度範圍變化越大，也更能準確擷取該運動強度當下的動作訊號及生理訊號，因此造成此結果。

由本實驗結果可知，不論在單獨走路、單獨跑步或整個走跑過程中，合加速度峰值及前後軸 MAD 值皆與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 達顯著，因此利用身體合加速度峰值、前後軸 MAD 值作為推估運動強度的指標是可行的。

## 第二節 不同動作型態，比較身體加速度之運算方式

單獨走路過程中，前後軸加速度 MAD 值、橫狀面加速度 MAD 值與行進速度、心跳儲備率 (HRR%) 達顯著相關，與過去文獻提出走路過程之合加速度與行進速度呈線性相關 ( $r=.960$ ) 之結果不同 (Fudge et al., 2007)，探討其可能原因與身體質心位置變化有關，走路過程的質心垂直位置會隨著走路速度增加而減少，取而代之是水平位移增加，如前後或左右方向 (Ortega & Farley, 2005)，因此在本實驗結果發現，前後軸加速度 MAD 值、橫狀面加速度 MAD 值相較於合加速度峰值與速度、心跳儲備率 (HRR%) 間的關係有較佳結果。

單獨跑步與走跑過程中大部分加速度運算方式皆與行進速度達顯著相關，與過去學者 Brager 等人 (2003) 發現之結果相異，該學者發現行進速度低於 9km/hr 時，縱向軸加速度與行進速度呈線性相關 ( $R=.92$ )，但跑步時 (行進速度大於 9 km/hr) 的縱向軸加速度值都持平，因此認為跑步過程的身體加速度與行進速度之間並無線性關係存在，但在本篇實驗可發現單獨跑步和走跑過程中，縱向軸加速度積分值、峰值及 MAD 值皆與速度呈線性關係，皆隨速度增加而增加；過去學者 Cavagna 與 Zamboni (1976) 也提出，當跑步速度在 7-32 km/hr 時，水平加速度 (橫向軸、前後軸或橫狀面) 在跑步行進速度大於 10 km/hr 時會開始增加，也應證本篇實驗結果，在本篇實驗發現單獨跑步及走跑過程中，橫向軸、前後軸及橫狀面加速度不論在峰值、積分值或 MAD 值皆與行進速度存在線性正相關，水平加速度隨行進速度增加而上升，因此利用身體加速度來推估跑步行進速度並預測跑步時的運動強度是可行的。Fudge 等人 (2007) 也證實隨跑步機速度增加，髖關節前後軸與橫向軸加速度也隨之增加，因此跑步過程中髖關節合加速與行進速度呈線性關係 ( $r=.892$ )。

加速度不同運算方式之比較發現，積分值在所有動作型態中的結果最差；在單獨走路及單獨跑步過程中，加速度峰值與行進速度之間的關係最佳，推論其可能原因在於走路過程因為接觸地面時間較多，閉鎖性動作時間較長，峰值相較之下更能代表整個動作過程，而跑步過程隨著速度增加，騰空時間增加而提升接觸地面時的衝擊力，因此增加垂直方向峰值。而走跑過程中，加速度 MAD 值與行進速度之間的關係最佳，因為 MAD 是算取單位時間內合加速度與平均加速度之間的絕對差異，並在計算過程中濾掉靜止不

動時的重力加速度值，相對只考慮到動態動作下的資料，因此利用 MAD 分析原始加速規訊號可以辨別運動強度範圍較廣的不同動作型態。

### 第三節 結論與建議

撇除心率帶穿戴的不舒適性，以速度及心跳儲備率 (HRR%) 作為運動強度之校標，利用身體合加速度峰值及前後軸 MAD 值來推估走路、跑步及整個走跑過程的運動強度是可行的，此結果可提供同年齡層男性在身體活動量計未來應用之基礎。

而對未來研究之建議，走路過程的速度選取可再增加多種速度資料以利相關之呈現，並可將本研究之環境延伸至不同年齡層、女性、平地走跑、受過訓練之短跑選手提升測試速度，以確認本研究結果之應用範圍。



## 引用文獻

- 侯彥竹、相子元 (2014)。從 2015 年全球體適能調查探討未來趨勢。《運動表現期刊》,1(2), 33-37。
- 相子元、石又、何金山 (2012)。感測科技於運動健康科學之應用。《體育學報》,45(1), 1-12。
- 黃芊芊、王顯智 (2005)。心率變異度分析在運動之應用。《大專體育》,(77)63-69。
- Aittasalo, M., Vähä-Ypyä, H., Vasankari, T., Husu, P., Jussila, A. M., & Sievänen, H. (2015). Mean amplitude deviation calculated from raw acceleration data: a novel method for classifying the intensity of adolescents' physical activity irrespective of accelerometer brand. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 7(1), 18.
- Andrew, M. E., Shengqiao, L. I., Wactawski-Wende, J., Dorn, J. P., Mnatsakanova, A., Charles, L. E., ... & Sharp, D. S. (2013). Adiposity, muscle, and physical activity: predictors of perturbations in heart rate variability. *American Journal of Human Biology*, 25(3), 370-377.
- Bailey, M. J., & Ratcliffe, C. M. (1995). Reliability of physiological cost index measurements in walking normal subjects using steady-state, non-steady-state and post-exercise heart rate recording. *Physiotherapy*, 81(10), 618-623.
- Bassett Jr, D. R. (2000). Validity and reliability issues in objective monitoring of physical activity. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 71(sup2), 30-36.
- Biewener, A. A., Farley, C. T., Roberts, T. J. & Temaner, M. (2004). Muscle mechanical advantage of human walking and running : implications for energy cost. *Journal of Applied Physiology*. 97:2266-2274.
- Boyd, L. J., Ball, K., & Aughey, R. J. (2011). The reliability of MinimaxX accelerometers for measuring physical activity in Australian football. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6(3), 311-321.
- Brage, S., Wedderkopp, N., Franks, P. W., Andersen, L. B., & Froberg, K. (2003). Reexamination of validity and reliability of the CSA monitor in walking and running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(8), 1447-1454.
- Butte, N. F., Ekelund, U., & Westerterp, K. R. (2012). Assessing physical activity using wearable monitors: measures of physical activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(1 Suppl 1), S5-12.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Reports*, 100(2), 126.
- Cavagna, G. A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 262(3), 639.
- Chan, C. B., Spangler, E., Valcour, J., & Tudor-Locke, C. (2003). Cross-sectional

- relationship of pedometer-determined ambulatory activity to indicators of health. *Obesity Research*, 11(12), 1563-1570.
- Chen, K. Y., & Bassett, D. R. (2005). The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11), S490.
- Chen, K. Y., Janz, K. F., Zhu, W., & Brychta, R. J. (2012). Re-defining the roles of sensors in objective physical activity monitoring. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(1 Suppl 1), S13.
- Crouter, S. E., Churilla, J. R., & Bassett Jr, D. R. (2006). Estimating energy expenditure using accelerometers. *European Journal of Applied Physiology*, 98(6), 601-612.
- Cummins, C., Orr, R., O'Connor, H., & West, C. (2013). Global positioning systems (GPS) and microtechnology sensors in team sports: A systematic review. *Sports Medicine*, 43(10), 1025–1042.
- D'silva, L. A., Cardew, A., Qasem, L., Wilson, R. P., & Lewis, M. J. (2015). Relationships between oxygen uptake, dynamic body acceleration and heart rate in humans. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 55(10), 1049-1057.
- Freedson, P., Bowles, H. R., Troiano, R., & Haskell, W. (2012). Assessment of physical activity using wearable monitors: recommendations for monitor calibration and use in the field. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(1 Suppl 1), S1.
- Fudge, B. W., Wilson, J., Easton, C., Irwin, L., Clark, J., Haddow, O., ... & Pitsiladis, Y. P. (2007). Estimation of oxygen uptake during fast running using accelerometry and heart rate. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(1), 192-198.
- Gastin, P. B., McLean, O., Spittle, M., & Breed, R. V. P. (2013). Quantification of tackling demands in professional Australian football using integrated wearable athlete tracking technology. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(3), 589–593.
- Gleiss, A. C., Gruber, S. H., & Wilson, R. P. (2009). Multi-channel data-logging: towards determination of behavior and metabolic rate in free-swimming sharks. *Tagging and Tracking of Marine Animals with Electronic Devices* (pp. 211-228).
- Gleiss, A. C., Wilson, R. P., & Shepard, E. L. (2011). Making overall dynamic body acceleration work: on the theory of acceleration as a proxy for energy expenditure. *Methods in Ecology and Evolution*, 2(1), 23-33.
- Grant, P. M., Ryan, C. G., Tigbe, W. W., & Granat, M. H. (2006). The validation of a novel activity monitor in the measurement of posture and motion during everyday activities. *British Journal of Sports Medicine*, 40(12), 992-997.
- Graser, S. V., Groves, A., Prusak, K. A., & Pennington, T. R. (2011). Pedometer steps-perminute, moderate intensity, and individual differences in 12-14-year-old youth. *Journal of Physical Activity & Health*, 8(2), 272-278.
- Halsey, L. G., Shepard, E. L., Hulston, C. J., Venables, M. C., White, C. R., Jeukendrup, A. E., & Wilson, R. P. (2008). Acceleration versus heart rate for estimating energy expenditure

- and speed during locomotion in animals: tests with an easy model species, *Homo sapiens*. *Zoology*, *III*(3), 231-241.
- Halsey, L. G., Shepard, E. L. C., Quintana, F., Laich, A. G., Green, J. A., & Wilson, R. P. (2009). The relationship between oxygen consumption and body acceleration in a range of species. *Comparative Biochemistry and Physiology-Part A: Molecular & Integrative Physiology*, *152*(2), 197-202.
- Haymes, E. M., & Byrnes, W. C. (1993). Walking and running energy expenditure estimated by Caltrac and indirect calorimetry. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *25*(12), 1365-1369.
- Hiilloskorpi, H. K., Pasanen, M. E., Fogelholm, M. G., Laukkanen, R. M., & Mänttari, A. T. (2003). Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels. *International Journal of Sports Medicine*, *24*(5), 332-336.
- Jean-Louis, G., Kripke, D. F., Cole, R. J., Assmus, J. D., & Langer, R. D. (2001). Sleep detection with an accelerometer actigraph: comparisons with polysomnography. *Physiology & Behavior*, *72*(1), 21-28.
- Karvonen, J., & Vuorimaa, T. (1988). Heart Rate and Exercise Intensity During Sports Activities. *Sports Medicine*, *5*(5), 303-311.
- Kozey, S. L., Lyden, K., Howe, C. A., Staudenmayer, J. W., & Freedson, P. S. (2010). Accelerometer output and MET values of common physical activities. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *42*(9), 1776.
- Laporte, R. E., Montoye, H. J., & Caspersen, C. J. (1985). Assessment of physical activity in epidemiologic research: problems and prospects. *Public Health Reports*, *100*(2), 131.
- Livingstone, M. B., Prentice, A. M., Coward, W., Ceesay, S. M., Strain, J. J., McKenna, P. G., ... & Hickey, R. (1990). Simultaneous measurement of free-living energy expenditure by the doubly labeled water method and heart-rate monitoring. *The American Journal of Clinical Nutrition*, *52*(1), 59-65.
- Luke, A., Maki, K. C., Barkey, N. A. N. E. T. T. E., Cooper, R. I. C. H. A. R. D., & McGEE, D. A. N. I. E. L. (1997). Simultaneous monitoring of heart rate and motion to assess energy expenditure. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *29*(1), 144-148
- Marschollek, M. (2013). A semi-quantitative method to denote generic physical activity phenotypes from long-term accelerometer data –the ATLAS index. *PLoS One* (8), e63522.
- McGregor, S. J., Busa, M. A., Yaggie, J. A., & Bollt, E. M. (2009). High resolution MEMS accelerometers to estimate VO<sub>2</sub> and compare running mechanics between highly trained inter-collegiate and untrained runners. *PLoS One*, *4*(10), e7355-e7355.
- Meijer, G. A., Westerterp, K. R., Koper, H. A. N. S., & ten Hoor, F. O. P. P. E. (1989). Assessment of energy expenditure by recording heart rate and body acceleration. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *21*(3), 343-347.

- Montoye, H. J., Kemper, H. C., Saris, W. H., & Washburn, R. A. (1996). *Measuring Physical Activity and Energy Expenditure*. Champaign, IL: Human Kinetics, 17-25.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1987). Adaptability in frequency and amplitude of leg movements during human locomotion at different speeds. *Acta Physiologica Scandinavica*, *129*(1), 107-114.
- Ortega, J. D., & Farley, C. T. (2005). Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, *99*(6), 2099-2107.
- Pearce, M. E., Cunningham, D. A., Donner, A. P., Rechnitzer, P. A., Fullerton, G. M., & Howard, J. H. (1983). Energy cost of treadmill and floor walking at self-selected paces. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *52*(1), 115-119.
- Prilutsky, B. I. & Gregor, R. J. (2001). Swing and support related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transition. *Journal of Experimental Biology*. *204*, 2277-2287.
- Qasem, L., Cardew, A., Wilson, A., Griffiths, I., Halsey, L. G., Shepard, E. L., ... & Wilson, R. (2012). Tri-axial dynamic acceleration as a proxy for animal energy expenditure; should we be summing values or calculating the vector? *PLoS One*, *7*(2), e31187.
- Rose, J., Gamble, J. G., Lee, J., Lee, R., & Haskell, W. L. (1991). The energy expenditure index: a method to quantitate and compare walking energy expenditure for children and adolescents. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *11*(5), 571-hyhen.
- Rose, J., Gamble, J. G., Medeiros, J., Burgos, A., & Haskell, W. L. (1989). Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: comparison of heart rate and oxygen uptake. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *9*(3), 276-279.
- Rothney, M. P., Schaefer, E. V., Neumann, M. M., Choi, L., & Chen, K. Y. (2008). Validity of physical activity intensity predictions by ActiGraph, Actical, and RT3 accelerometers. *Obesity*, *16*(8), 1946-1952.
- Rowlands, A. V., & Eston, R. G. (2005). Comparison of accelerometer and pedometer measures of physical activity in boys and girls, ages 8–10 years. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *76*(3), 251-257.
- Ryan, C. G., Grant, P. M., Tigbe, W. W., & Granat, M. H. (2006). The validity and reliability of a novel activity monitor as a measure of walking. *British Journal of Sports Medicine*, *40*(9), 779-784.
- Staudenmayer, J., Zhu, W., & Catellier, D. J. (2012). Statistical considerations in the analysis of accelerometry-based activity monitor data. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *44*(1 Suppl 1), S61-7.
- Strath, S. J., Bassett, D. R., Swartz, A. M., & Thompson, D. L. (2001). Simultaneous heart rate-motion sensor technique to estimate energy expenditure. *Medicine & Science in*

- Sports & Exercise*, 33(12), 2118-2123.
- Stallard, J., & Rose, G. K. (1980). Clinical decision making with the aid of ambulatory monitoring of heart rate. *Prosthetics and Orthotics International*, 4(2), 91-96.
- Stallard, J., Rose, G. K., Tait, J. H., & Davies, J. B. (1978). Assessment of orthoses by means of speed and heart rate. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 2(1), 22-24.
- Tanaka, H., Monahan, K. D., & Seals, D. R. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of The American College of Cardiology*, 37(1), 153-156.
- Thorstensson, A. & Roberthson, H. (1987). Adaptations to changing speed in human locomotion: speed of transition between walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*. 131, 211-214.
- United States. Department of Health & Human Services. (1996). Physical Activity and Health: A Report of the Surgeon General. *DIANE Publishing*.
- Vähä-Ypyä, H., Vasankari, T., Husu, P., Mänttari, A., Vuorimaa, T., Suni, J., & Sievänen, H. (2015). Validation of Cut-Points for Evaluating the Intensity of Physical Activity with accelerometry-Based Mean Amplitude Deviation (MAD). *PLoS One*, 10(8), e0134813.
- Vähä-Ypyä, H., Vasankari, T., Husu, P., Suni, J., & Sievänen, H. (2015). A universal, accurate intensity-based classification of different physical activities using raw data of accelerometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 35(1), 64-70.
- Waters, R. L., Lunsford, B. R., Perry, J., & Byrd, R. (1988). Energy-speed relationship of walking: standard tables. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(2), 215-222.
- Ward, D. S., Evenson, K. R., Vaughn, A., Rodgers, A. B., & Troiano, R. P. (2005). Accelerometer use in physical activity: best practices and research recommendations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11 Suppl), S582-8.
- Wikipedia. (2015). *Quantified Self*. Retrieved from Wikipedia Web site: [https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Quantified\\_Self&oldid=692666419](https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Quantified_Self&oldid=692666419)
- Wundersitz, D. W., Gastin, P. B., Richter, C., Robertson, S. J., & Netto, K. J. (2015). Validity of a trunk-mounted accelerometer to assess peak accelerations during walking, jogging and running. *European Journal of Sport Science*, 15(5), 382-390.
- Wundersitz, D. W. T., Netto, K. J., Aisbett, B., & Gastin, P. B. (2013). Validity of an upper-body-mounted accelerometer to measure peak vertical and resultant force during running and change-of-direction tasks. *Sports Biomechanics*, 12(4), 403-412.
- Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait & Posture*, 18(2), 1-10.

## 附錄一：實驗參與者須知

感謝您參加本項研究，題目為：「不同速度下走跑的身體加速度推估身體活動量」，目的主要在探討跑步機不同速度下步頻、經過不同演算方式後的加速度與心跳之間的相關性。

為避免其他因素的影響，使實驗得以順利進行，敬請遵守下列事項：

- 一、請據實填寫基本資料。
  - 二、事先了解實驗流程。
  - 三、在實驗進行前，做好暖身活動，避免受傷。
  - 四、請穿著輕便的衣物，以方便跑步為主。
  - 五、實驗時，實驗參與者會在跑步機上進行不同速度的步行與跑步。速度分別為轉換速度減時速 5 公里下行走、轉換速度減時速 3 公里下行走、轉換速度下行走、轉換速度下跑、轉換速度加時速 3 公里下跑、轉換速度加時速 5 公里下跑、轉換速度加時速 7 公里下跑，速度繼續以時速每小時 2 公里的速度增加，直到參與者無法執行該次試驗超過三分鐘即結束測試。試驗順序採隨機選取方式，每個試驗之間皆會休息恢復至站立時安靜心跳，才會進行下一個試驗。
- 再次感謝您的熱情參與合作！

## 附錄二、實驗參與者同意書

本人已詳細閱讀實驗參與者須知內容，且經過研究者解說後，已完全了解實驗內容、步驟，以及實驗期間可能發生的狀況。本人同意參加此實驗「不同速度下跑走的身體加速度推估身體活動量」，且在實驗期間會全力配合，並盡自己最大努力來完成此實驗。

**實驗名稱：不同速度下跑走的身體加速度推估身體活動量**

### 參與者保護說明

- 一、 您將具有隱私權和匿名的權力。
- 二、 實驗者在實驗內容和實驗目的有告知您的責任。
- 三、 您可以隨時要求解答有關實驗的各種問題。

參與者：\_\_\_\_\_（簽名）

日期：\_\_\_\_\_

因為您的熱情協助，使本研究得以順利完成，且對運動生物力學領域有所貢獻，誠摯感謝您的支持與配合！

國立台灣師範大學運動科學研究所 研究生 張簡旭芳敬上

### 附錄三、實驗參與者基本資料表

在您瞭解本實驗並且願意參與本實驗後，請填寫下列各項基本資料，讓實驗者瞭解您的生理狀況以及運動背景，讓實驗可以順利進行。而您所填寫的各項資料將會受到嚴格保密，不會有公開的危險。

參與者姓名：\_\_\_\_\_

出生日期：\_\_\_\_\_

身高：\_\_\_\_\_公分

體重：\_\_\_\_\_公斤

近六個月內，是否有下肢肌肉、骨骼、肌腱、韌帶的運動傷害：

是 否

如受過傷，受傷部位：\_\_\_\_\_

是否痊癒：是 否

謝謝您如實的填寫！

