

國立臺灣體育運動大學
National Taiwan University of Physical Education and Sport
體育研究所碩士學位論文

高精度三軸加速規之能量預測以角力選手為例
High Precision Triaxial Accelerometers Energy Forecast
Wrestling Players, National Taiwan University of Physical
Education and Sport



研究生：施錫麟 撰
指導教授：陳裕鏞 博士
協同指導：謝坤昌 博士

中華民國 102 年 7 月

論文名稱：高精密三軸加速規之能量預測以角力選手為例

總頁數：69 頁

院校組別：國立台中體育運動大學體育研究所自然科學組

畢業時間即提要別：101 學年第 2 學期碩士學位論文題要

研究生：施錫麟

指導教授：陳裕鏞 博士

中文摘要

本實驗藉靈敏度 $g/1333$ 為 1count 單位、測量計錄頻率為 0.005~50Hz 之高精密三軸加速規於角力選手執行靜坐、走路、慢跑、快跑等身體活動，以頻率 20.Hz 精確計錄身體活動於三軸產生之加速情況。算得身體活動之能量消耗設為自變項，同時與效標呼吸儀測得之能量消耗定為依變項，求得皮爾森相關係數 (Pearson correlation) 之實驗設計；結果顯示高精密三軸加速規與呼吸儀之 R 平方 = .924, 估計標準誤 (SEE) = .084, $P < .05$ 達顯著水準。並與呼吸儀測得之代謝當量 (MET) 依線性回歸統計得能量消耗預測方程式 $METs = .055 \text{counts/分} + .240$ ；之前學者研究步頻、體重將是影響能量消耗之因子之一，本實驗首度將步頻依多重回歸之統計，步頻取加速規計錄身體活動之垂直軸之十秒算出步頻，得能量消耗預測方程式 $METs = 13.137 \text{ count/min} + 1.371Sf - 3.120$, Sf 為步頻(步/秒)，估計標準誤 (SEE) = 1.302, $F(2,7) = 140.815$, $P = .000$ 呈顯著差異，更高之 R 平方 = .943, 較簡單線性回歸多解釋變異數 2%；不過，體重的多重線性回歸中在本實驗之統計結果並未達顯著標準，故本實驗在角力選手之能量預測方程式中不納入體重因子。結論：本實驗之樣本只針對角力選手完成實驗設計之身體活動，的確，高精密三軸加速規與呼吸儀具有相當高之統計關係，試值得信賴之能量消耗評估工具之一；希望能量預測方程式，對之後研究有相當大的助益。

關鍵字：高精密三軸加速規、身體活動、能量消耗、角力選手

1 Shih,Hsi-Lin (2012) . High precision triaxial accelerometers energy forecast wrestling
2 players,National Taiwan University of Physical Sport

4 **Abstract**

5 The experiments by sensitivity $g/1333$ for 1count unit, the gauge recorded a frequency
6 of 0.005 ~ 50Hz high-precision three-axis accelerometers wrestling players perform
7 sit-ins, walk, jog, run physical activity frequency 20.Hz accurate count recorded of
8 physical activity accelerated in triaxial generated. Regarded physical activity energy
9 consumption is set to the independent variable, while respirometer measured criterion of
10 energy consumption as the dependent variable, obtained Pearson correlation coefficients
11 (Pearson correlation) experimental design; results show that high-precision three-axis
12 accelerometer regulation respirometer R-squared = .924, the estimated standard error
13 (SEE) = .084, $P < .05$ significant level. And breathing instrument measured the
14 metabolic equivalent (MET) is obtained by linear regression statistics energy
15 consumption prediction equation $METs = .055 \text{ counts / min} + .240$; before the scholars
16 stride frequency, weight will be one of the factors that affect energy consumption, this
17 experiment the first step frequency step frequency to take physical activity
18 accelerometer count recorded ten seconds of the vertical axis calculated by multiple
19 regression statistics, step frequency, in energy consumption prediction equation $METs =$
20 $13.137 \text{ count / min} + 1.371 \text{ Sf} - 3.120$, Sf steps frequency (step / sec) , the estimated
21 standard error (SEE) = 1.302, $F(2,7) = 140.815$, $P = .000$ was a significant
22 difference, the higher the R-squared = .943, relatively simple linear regression model
23 explained variance the number of 2%; However, the weight of multiple linear regression,
24 the statistical results of this experiment did not reach significant standard in the
25 experiment are not included in the weight factor in the the wrestling athletes' energy
26 prediction equation. Conclusion: In this study, samples only for wrestling players to
27 complete the experimental design of physical activity, indeed, high precision triaxial
28 accelerometers and breathing instrument has a very high statistical relationship trial
29 worthy of the trust of the energy consumption assessment tools; hope the energy
30 prediction equation after study quite helpful.

31
32 Keywords: high-precision three-axis accelerometer, physical activity, energy
33 consumption, wrestling athletes

謝誌

只為不想蹉跎時光，於不惑之年重拾一本本厚重課本，沒想到記憶力已不復往昔，總是念完後面章節卻忘記前面章節，記得考試當日，走入學校縱眼周遭莘莘學子，盡皆青年才俊，念的參考書又多補習班的講義；爾獨我拿出是整年伴我度過無數晨昏的厚重課本，頓時，壓力鋪天捲地而至，倒吸一口氣，重新擦亮二十幾年來荒蕪的戰鬥力，終於，幸運地錄取體育研究所。在研究所的日子裡，發現我的指導教授陳裕鏞博士在無遠弗屆的學術上處處可看到他令人肅然起敬的努力，孜孜教誨我們研究之真諦，課程中對主題必引經據典，提出事實之舉證，讓驚鈍的我潛移默化、如沐春風知道做為學者必須多讀書，說的話是有憑有據不致空口說白話，研究不正是如此嗎！謝坤昌老師在本次論文中適時、不厭其煩地給了我許多關鍵性的指導、建議與解釋，讓我寫作過程得以順利，真是衷心感謝。另劉總經理毓毓、勞委會陳組長志勇、呂學冠博士不吝指教與建議，令本人受益良，更加融會貫通，對於缺失的改進、交代不清處也都一一指出，為文章的深入性潤飾不少，真是良師益友。研究室的學長陳柏州、同學哲宇與永檉於實驗與寫作之過程都極力幫忙，在茫然、煎熬的過程中宛然明燈乍現，同儕之愛表露無遺，點點滴失常駐心頭，使志不敢忘。此時此刻，除了感謝師長、同學，還要感謝家人的支持，讓我無後顧之憂，勇往直前，謝謝！

施錫麟 謹識

中華民國 101 年 8 月

目錄

中文摘要	I
Abstract	II
謝誌	III
目錄	IV
表目錄	VI
圖目錄	VII
第壹章 緒論	1
第一節 研究背景	1
第二節 研究動機	3
第三節 研究目的	8
第四節 研究假設	9
第五節 研究範圍與限制	9
第六節 預期結果	10
第七節 解釋名詞	11
第貳章 文獻探討	12
第一節 身體活動與能量消耗之關係	12
第二節 身體能量消耗測量方法	14
第三節 加速規在身體活動運用研究	17
第四節 加速規與能量消耗之研究	20
第參章 研究方法	23
第一節 研究架構	23
第二節 研究步驟	23
第三節 研究對象	25
第四節 實驗地點與時間	25

表目錄

表 4-1 受測者基本資料之描述性統計	29
表 4-2 呼吸儀與高精密三軸加速規之相關	30
表 4-3 呼吸儀與高精密三軸加速規之相關	31
表 4-4 呼吸儀與高精密三軸加速規之相關	34
表 4-5 呼吸儀與高精密三軸加速規之相關模式	34
表 4-6 呼吸儀與高精密三軸加速規之回歸模式	34
表 4-7 呼吸儀與高精密三軸加速規 X 軸之實驗數據	39
表 4-8 呼吸儀與差分三軸加速規 Y 軸之實驗數據	40
表 4-9 呼吸儀與差分三軸加速規 Z 軸之實驗數據	41
表 4-10 MET、count/分、步頻之相關	44
表 4-11 MET、count/分、步頻之回歸模式	44
表 4-12 MET、count/分、步頻之回歸模式摘要	45
表 4-13 MET、count/分、步頻、體重之相關	46
表 4-14 MET、count/分、步頻、體重之回歸模式	47

圖目錄

圖 1-1 高精密三軸加速規	11
圖 3-1 高精密三軸加速規硬體規格	26
圖 4-1 EE/kg，高精密三軸加速規 counts 之回歸分佈圖	30
圖 4-2 呼吸儀能量消耗 (TEE)，高精密三軸加速規 counts 之線性回歸分佈圖 ..	31
圖 4-3 MET 與 counts/分 (百萬) 之線性回歸分佈圖	36
圖 4-4 MET，X 軸回歸散布圖	40
圖 4-5 MET，Y 軸回歸散布圖	41
圖 4-6 MET，Z 軸回歸散布	42
圖 4-7 加速規中垂直軸所計錄 sub1 慢跑之步頻	43

第壹章 緒論

第一節 研究背景

加速規目前已經是廣泛、相當受歡迎，使用於計錄身體活動並藉以精確估算能量消耗的工具之一，併藉由加速規的介入改善生活之型態、提供身體活動直接、量化證據，改善一些久坐生活導致的慢性疾病如肥胖及第二型糖尿病等。研究中指出肥胖始肇於能量攝取量多於消耗量，為證實前述，學者研究取樣自兩個不同區域，墨西哥、美國之同族皮馬族印第安人做比較，因美國皮馬族印第安人平均體重高於居住在墨西哥皮馬族印第安人，結果顯示：二區域身體活動程度（PAL）（ 1.97 ± 0.34 vs 1.57 ± 0.16 , $P < 0.0001$ ）而其調整體重的活動能量消耗（AEE）是（ 1243 ± 415 vs 711 ± 415 kcal/day, $P < 0.0001$ ）。上述結果顯示同族人於不同居住環境、從事不同經濟活動、身體活動程度明顯不同，能量消耗亦明顯不同；更重要地是身體活動程度是預防肥胖的重要角色之一（Esparza et al., 2000）。加速規與能量消耗之間的關係則是使用加速規計錄身體活動中身體在三軸產生之加速度計算身體活動數目（counts）再利用回歸方程式，計算能量之消耗。如學者利用 RT3 三軸加速規測量小朋友走、跑的能量消耗，同時利用心跳監視器作為能量消耗的效標，採 52 位平均年齡 12.2 歲的志願者於跑步機上水平和坡度（0% grade and 6% grade）以 4 公里／小時和 6 公里的速度行走，另在水平 8 公里／小時的速度跑步；能量消耗與攝氧量以標準方法算得之，結果：RT3 的數目（counts）預測的能量消耗，指出跑步機各速度走、跑的能量消耗比平地明顯地不同（ $P <$

0.01)，走在水平和坡度之間能量消耗並無明顯差異，而加速規的估計值與非直接卡洛里計計錄值有中、高強度的相關性（ $r = 0.633 \sim 0.850$, $P < 0.01$ ）。所以，RT3 三軸加速規是計錄小朋友測量走、跑能量消耗有用、有效的工具(Kavouras, Sarras, Tsekouras, & Sidossis, 2008)。

加速規的應用不只對日常身體活動程度作精確的計錄及量化，且是能量消耗的精確預測工具。同時在臨床上也作過相當多的研究與運用如使用加速規靈敏收集小動作來與正常動作比較，如測定呼吸暫停綜合症狀在呼吸動作有額外使用一些肌肉或增加一些不正常的動作且同時偵測心跳 心跳變異,交感、副交感、壓力器反射、呼吸節律如此簡單方法提供診斷睡眠呼吸中止症或其他呼吸疾病(Morillo, Ojeda, Foix, Rendon, & Leon, 2007)。

臨床也對平衡作研究，如跌倒是老年人最常見的意外且最常發生的地點就在家裡，也因為跌倒而造成疼痛或骨質疏鬆易骨折造成日常活動無法自己獨立，或需忍受開刀的壓力，甚至完全臥床，死亡。診斷、治療跌倒者須精確評估平衡的生理參數的工具，臨床上具有效度的工具如柏格平衡表（Berg Balance Scale（BBS））和計時起走測驗（Timed Up and Go test（TUG））然而 BBS 傾向主觀判斷而 TUG 雖量化但也須主觀做平衡測試，其他量化的設備卻都非常昂貴老舊設備；計算重心的加速則相當便宜、輕便，裝在身體加速規正式解決此問題的適當設備。所以，學者嘗試 1.訂出加速規與臨床上量表的關係，2.進行更有挑戰性平衡測驗，3.訂出跌倒者與非跌倒者間加速型態。實驗設計：將三軸加速規

固定在第三腰椎計算軀幹的加速在四個情境下:站立無扶持張眼 (EO), 閉眼 (EC), 墊上張眼 (MAT EO), 閉眼 (MAT EC); 採樣本數 21 位平均 78 歲接受日間照護之老年人, 依跌倒史分為跌倒者, 非跌倒者, 分析加速規平均平方根 (root mean square (RMS)) 與 BBS 和 TUG 之查爾斯皮爾曼相關係數 (Spearman's rank correlation), 跌倒與非跌倒間的不同用 t 檢定。結果: 工作複雜性增加隨而增加加速規平均平方根, 發現加速規很容易區別各種測試特別是 EO 與 EC ($P < .005$), MAT EO 的加速數據和 BBS 數據有負相關 ($P = -0.829, P < .001$) 而與 TUG 呈正相關 ($r = 0.621, P < 0.01$) 另分析加速平均平方根 (root mean square (RMS)) 在跌倒者與非跌到者有明顯不同 ($P < 0.011$)。加速規對老人家平衡測驗是具效度、量化之工具 (O'Sullivan, Blake, Cunningham, Boyle, & Finucane, 2009)。

如上述, 三軸加速規不只可精確的計錄身體活動程度, 並預測能量消耗, 作為久坐生活型態者防止肥胖、心血管疾病及第二型糖尿病的發生, 更在臨床上運用於睡眠品質偵測、平衡的訓練工具。所以, 加速規的研究愈來愈多、運用隨之愈深愈廣。

第二節 研究動機

對於人類於自然環境中身體能量總消耗, 包含基礎能量代謝、身體活動消耗能量, 也就是說身體總能量消耗 (TEE) = 內在功 (internal work) + 外顯功 (external work) 要測得

能量總消耗最佳的辦法就是直接卡洛里計，再者是非直接卡洛里計，或非直接的計算方法，其中以直接卡洛里計方法最為精確、最具信效度；但是造價不祇、測量方式不夠方便與自然，況需要較長期或大量測身體總活動能量消耗則更是不方便，如果只需測量身體活動之能量消耗即外顯功則端賴以下之工具。茲將身體活動能量消耗之工具及比較介紹如下：

一、自我身體活動問卷 (self report physical activity questionnaire)：

身體活動問卷提供各區域身體活動之頻率、時間 (duration)、強度、模式，如居家活動、休閒、職業、運輸等，但區域或模式間並無法如加速規或心跳監視器可客觀計算身體活動。其主要目的是從事各種身體活動的時間，次要目的依自行報告活動強度或型式推測其能量消耗。所以身體活動問卷不能有效得到能量消耗或極少效度對於個別到團體之身體活動加以分級。另提醒問卷之使用對於各年齡層有所不同；而問卷最佳的好處是經濟、容易使用。而且有學者研究十種常用身體活動問卷之信效度，採 78 位 25-59 歲極少運動習慣之男女性，一個月內之信度都比較高除了問卷問到上星期或上個月，以測試—重測 (test—retest) 長期之信度都傾向較低，效度相關則以問卷與跑度機運動表現、心肺能力、身體肥胖、4 星期身體活動史、2 日加速規計錄，發現沒有問卷是與 2 日加速規計錄有相關，與心肺能力都明顯較低；大部份問卷對於重度身體活動或跑步機運動表現都呈現相關。較少問卷對輕中度身體活動呈現相關，另學者建議問卷應包含睡眠與輕、中、重度的休閒活動與最近活動習慣 (Jacobs,

Ainsworth, Hartman, & Leon, 1993)。如此表示問卷是簡單、經濟的評估工具對於身體活動之強度難以客觀界定，只能提供身體活動資訊並無法客觀評估身體活動能量消耗之工具。

二、計步器 (pedometer):

學者對十種電子計步器於測量步數、距離、能量消耗研究其效度問題，採 10 位受試者同時戴上 Yamasa Skeletone (SK), Sportline 330 (SL330) and 345 (SL345), Omron (OM), Yamax Digiwalker SW-701 (DW), Kenz Lifecorder (KZ), New Lifestyles 2000 (NL), Oregon Scientific (OR), Freestyle Pacer Pro (FR), Walk4Life LS 2525 (WL) .等十種計步器於手上，在跑步機以 54, 67, 80, 94, 107 公尺/分之速度行走 5 分鐘，以非直接卡洛里計測得能量消耗，每一廠牌各戴於左、右手計錄一次，結果左、右手相關係數都超過 0.81 除了 OR (0.76) 與 SL345 (0.57)，大部分計步器在速度 54 公尺/分都較低估，不夠，隨速度增加步數精確度就增加，在速度 80 公尺/分鐘以上，6 種型式 (SK, OM, DW, KZ, NL, WL) 之計步器與真實步數只 $\pm 1\%$ ，此 6 種計步器在速度 80 公尺/分鐘測得距離呈 $\pm 10\%$ ，較低速距離都超估，相反地，高速則低估。10 種計步器除了 KZ, NL 都無法反應出真實或總 (Daly et al.) 能量，如假設呈現是真實能量，所有計步器都超估能量消耗，如假設呈現是總能量則 8 種計步器有 7 種與能量消耗 $\pm 30\%$ 。結論：計步器較適用於計錄步數；對於距離、與能量消耗則較不精確 (Crouter, Schneider, Karabulut, & Bassett, 2003)。且對於身體活動之執行速度也難以區分。

有一種產品加計步器加加速規之複合式產品，學者在身體活動之走路運動常用來增加肥胖者之身體活動程度在此背景下，研究腳踝穿戴單軸 Stepwatch 加速規計步器評估其能量消耗預測之精確、精準性，採 20 位健康（10 瘦、10 胖）同時穿戴一彈簧式計步器（Accusplit）一電子式計步器（Omron HF-100）與 stepwatch 加速規計步器，受試者在跑步機 1, 2, 和 3 哩/小時與 1, 1.85 哩/小時之走路速度，結果各計步器與人工計算步數（manual counts），在 1 哩/小時之情況 stepwatch 計步器之步數（ $99.7 \pm 0.67\%$ （mean \pm SEM）），Omron HF-100 計步器為（ $61 \pm 3.3\%$ ），Accusplit 計步器（ $26 \pm 2.8\%$ ）；在 3 哩/小時情況下所有計步器都 $> 98\%$ ，在重複計算 stepwatch 呈現可忽略之變異數（ $SD=0.36$ ），其餘計步器都呈現非常大之變異數（ $SD=4\sim 13$ ），所以 stepwatch 如再加體重矯正可作為能量消耗預測工具決定變異數 $R^2 > 0.8$ (Foster et al., 2005)。

三、三軸加速規（triaxial accelerometer）

加速規對於計錄日常、運動時身體活動的精密工具，更是眾多學者們研究身體能量消耗不可或缺的測量工具之一；但多少仍與實際能量消耗有或多或少的差距。所以，作修正的研究也相當多。於是，有學者以單一加速規計錄特定的身體活動的數目推估能量消耗是否可直接改善能量消耗推估值，研究中採 15 位樣本以二重標識水法（double-labeled water）來計算完全的能量消耗（TEE），身體活動程度 $PAL = TEE / SMR$ ，加速規計錄每天六種通常活動，每天的活動數目（AC(D)）以加速規計錄計算，一日代謝當量（MET

(D)) 以每日中各種活動時間代謝值的平均值表示，之前研究完全的能量消耗 (TEE) 使用 AC (D) 與體重或與無脂肪質量做預測其估計標準誤 (SEE) 是 1.47 百萬焦耳-每日 (MJ/day) 與 1.2 百萬焦耳-每日；如果這個模型中完全消耗能量用一日代謝當量取而代之則發現一日代謝當量較總能量消耗更能增加解釋變異性 9%、減少估計標準誤為 0.14 百萬焦耳-每日 0.18 百萬焦耳-每日；另身體活動程度與一日代謝當量有較高關係 ($R(2) = 51\%$) 比身體活動程度與每天的活動數目 ($R(2) = 46\%$) 所以學者結論：確定活動型式合併代謝當量 (MET (D)) 較單一加速規計錄活動數目可以更精確評估能量消耗 (Bonomi, Plasqui, Goris, & Westerterp, 2009)。又有學者研究 Caltrac 三軸加速規是否為預測活動能量消耗 (AEE) 的適當工具，而計算公式 $AEE = TDEE - RMR$ 總能量消耗 (TDEE) 以二重標識水法計算得知，取 31 位平均 8.2 歲小朋友的樣本，戴上 Caltrac 三軸加速規紀錄三日日常活動數目 (AC)，三日計錄中含一日周末，結果活動能量消耗與性別相關係數 ($r = 0.42, P = 0.02$) 與含脂肪質量相關係數 (FM, $r = 0.32; P = 0.07$) 與非脂肪質量相關係數 (FFM, $r = 0.32; P = 0.07$) 但是與日常活動數目幾乎無相關 ($r = -0.09; P = 0.63$)，如果將性別、競速、身體質量、非脂肪質量做多重分析回歸 ($R = 0.53$) 且日常活動數目也沒明顯增加解釋活動能量消耗的變異數。所以，Caltrac 三軸加速規對小孩並不是一個有意義的能量消耗工具 (Johnson, Russ, & Goran, 1998)。

如上述之工具運用，有的無法測得能量消耗、只能提供

身體活動型式或資訊，有的只能計錄步數之真確性對於能量消耗之預測，學者大都認為不適合；第三者為一般叁軸加速規可測得能量消耗但有些精準性較低或不適用。

本研究動機即是利用高精密三軸加速規計錄 5 位健康角力選手於靜坐、走路、慢跑、快跑等各種不同身體活動，計算出各種活動的能量消耗；並以呼吸儀測得各種活動能量消耗做為效標。是否高精密三軸加速規能提高一般叁軸加速規之精密性；二者，高精密三軸加速規與效標之間是否相關係數更高、誤差更小，是否為單一、簡便即可精確計算出身體活動的能量消耗？

第三節 研究目的

- 一、高精密三軸加速規計錄各種身體活動的能量消耗，與非直接卡洛里計呼吸儀所測得能量消耗作相關、簡單線性回歸，希望藉此研究得到高度相關回歸係數，證明高精密三軸加速規是更貼切、更適合計算出年輕運動員各種身體活動能量消耗，作為身體能量消耗之預測工具。
- 二、有些研究指出三軸加速規是不準確或不適用，如利用 Caltrac 三軸加數規計算三種運動的能量消耗，採 31 位平均年齡 22.6 歲運動員女性於競走、賽跑、登階紀錄三種運動的 counts 數；並偵測最大攝氧量與心跳率，每個運動中對最大攝氧量與心跳率做回歸分析，並以能量消耗對心跳率做回歸分析，兩個 Caltrac 三軸加數規分別以腰袋繫在對側，一是計算能量消耗，一是計錄運動的

counts 數，心跳率利用心跳監視器紀錄之，結果：能量消耗與心跳率在各種運動型式無顯著差異，加速規計算的能量 ($P < 0.01$) 在賽跑運動超估 15%、在競走超估 19%、在登階則是低估 10% ($P = 0.12$)，所以，Caltrac 三軸加數規並無法精確分辨賽跑、競走、登階時的能量消耗 (Swan, Byrnes, & Haymes, 1997)。

第四節 研究假設

身體於三度空間中移動，將移動座標精準定位，然誤差在所難免；本高精密三軸加速規測得之頻率為 0.005-50 (Hz)，如此積分之結果應可減少誤差，更精確測得肢體或軀幹加速度。據此能精確估算出活動程度、活動能量消耗。

第五節 研究範圍與限制

一、受試者範圍

本研究採 5 位平均年齡 $21.4 \pm .839$ 歲，無呼吸道疾病、心血管疾病健康男性。受試者於各種活動中全程戴上差分衛星定位三軸加速規，呼吸儀。

身體活動活動 > 6 小時/周

二、研究內容的主要變項

本研究自變項則是高精密加速規記錄各活動的加速度 counts，依變項則為靜坐、走路、慢跑、快跑各活動呼吸儀

偵測到氧氣攝取。

三、研究限制

- 1.本研究採靜坐、走路、慢跑、快跑等四個身體活動，代表日常活動輕度、中度、重度的身體活動；非實驗室進行之實驗，較實際於自然生活中身體活動。
- 2.研究以青年為實驗樣本、不以小朋友及老年人為實驗樣本。且同是男性，減少組內間之誤差，因為性別、年齡也是影響能量消耗的原因之一。
- 3.活動能量消耗以呼吸儀為效標，無法用直接卡洛計測得。

第六節 預期結果

本研究預期高精密三軸加速規，確實是紀錄身體加速狀況與活動能量消耗的精準測量工具之一，更具備簡單、方便、長期、低價格的能量消耗測量性。

找出能量預測方程式，作為日後研究之重要工具，推廣到實際之應用。

第七節 解釋名詞

壹、高精密三軸加速規

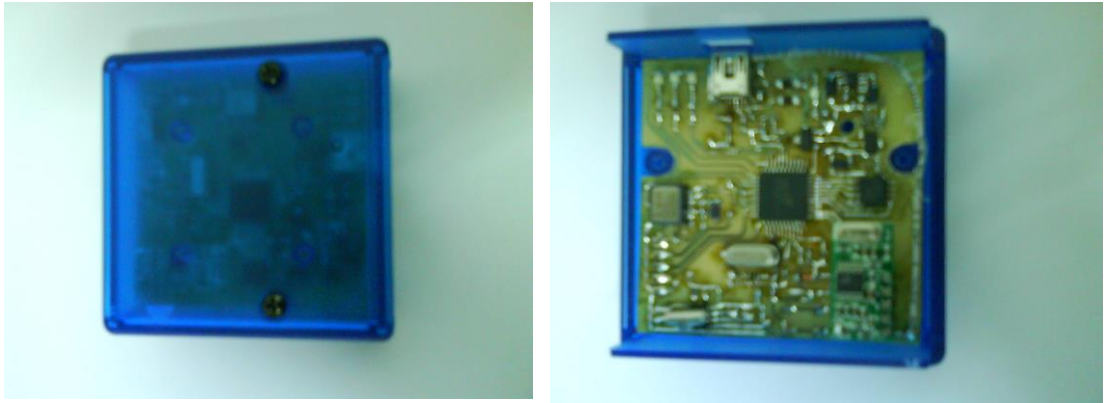


圖 1-1 高精密三軸加速規

- 貳、靜坐：受試者安靜，不處理額外一些上、下肢動作，僅保持正常呼吸，保持雙膝 90 度，雙腳平放於地面。
- 參、走路：受試者保持自己認為是正常之步頻與步長，輕鬆走完 35×10 (公尺) 直到超過 12 分鐘。
- 肆、慢跑：受試者僅以高於走路之速度，有出現雙腳離地之速度，跑完 35×10 (公尺)，不計距離直到超過 12 分鐘。
- 伍、快跑：受試者僅以高於慢跑之速度，自行決定速度，可以跑完 12 分鐘之速度。

第貳章 文獻探討

第一節 身體活動與能量消耗之關係

影響身體活動程度與總能量消耗的因素包含：身體尺寸、性別、性成熟、活動習慣、坐的時間、區域、社會環境、職業、飲食習慣、抽菸、喝酒等；因此有學者研究青少年與成年人之間在總能量消耗、身體活動程度是否有差異？於是在七天特定的活動中對瑞典居住在不同地區：一是住大學區、一是住工業區的十五歲和二十一歲之樣本進行分析，結果：在十五歲與二十一歲這二組總能量消耗、身體活動是與性別、坐的時間、活動習慣有較高相關，在二十一歲這組是與職業和母親教育程度較明顯相關，這組的相關與變異比十五歲組較為複雜，主要是坐的時間降低與活動習慣被改變，因此得知減少日常生活中坐的時間將是影響身體活動程度與總能量消耗的主要因素(Bratteby, Sandhagen, & Samuelson, 2005)。學者將十八位南印度人分成三族：第一組城市人，第二組城市貧民窟人，第三族農村人計算他們之間的總能量消耗(TEE)和基礎代謝率(BMR)，使用二重標識水法計算總能量消耗，當然身體活動程度(PAL)則由上資料中算出。總能量消耗測的數據第一組：11.2 百萬焦耳/天、第二組：7.1 百萬焦耳/天第三組：12.2 百萬焦耳/天；身體活動程度算出分別是：1.79, 1.54 和 1.90 上述結論是農村生活的人比城市人有較高的身體活動亦又較高總能量消耗即便他們的基礎代謝率是較低(Borgonha, Shetty, & Kurpad, 2000)。

有學者選擇 374 位瑞典居住不同二區域健康十五歲的青

少年，評估每日活動程度、能量消耗和各種活動的能量消耗、時間。而模式 (MODEL): 身體活動程度 = 總能量消耗 / 基礎代謝率 (PAL = TEE/basal metabolic rate (BMR))。選擇其中五十位在七天算出每日日常活動 (AD) 和預測基礎代謝率代表全部三百七十四位，結果發現二區域的總能量消耗 (14.2 與 10.9 百萬焦耳/天)、活動程度 (1.95 與 1.80) 並無明顯差異，但活動程度較低組比較高組每日多花三到六小時在坐姿生活上，此結果指出在瑞典十五歲的青少年，日常活動中如走路、腳踏車活動將關鍵性的影響活動程度值且身體活動程度與能量消耗有極高相關性甚至一致性 (Bratteby, Sandhagen, Lotborn, & Samuelson, 1997)。

另藉動物之研究以區分年齡對於身體組成、調節葡萄糖、身體活動、能量消耗是否不同？研究將公、母印度恆河猴、分成 3 組：年輕成猴 (YA, 7-9 years)，中年成猴 (MA, 13-17 years)，老年成猴 (OA, > 23 years)，結果，老年成猴具較低身體組成 ($P < 0.05$) 和最低的能量消耗 ($P < 0.06$)；年齡在運動與休息之間的關係，老年成猴花最多休息時間、最少垂直運動時間，同時葡萄糖對胰島素的敏感性較低，這結果與人類的發現具一致性 (Ramsey, Laatsch, & Kemnitz, 2000)。

在飲食習慣上，有學者研究低脂高碳水化合物食物的食物具較高能量消耗比全脂低碳水化合物的飲食，採 17 位女性 20 位男性 (年齡 20-35 歲; BMI 22-28 kg/m²) 經六個月隨意分組、控制實驗一組食用 45% 低脂食物，一組食用全脂食物，六個月後，此二組的能量有 6% 平均差異 ($P < 0.01$)；然二組：

睡覺代謝率 (SMR)、平均每日代謝率 (ADMR)、身體活動 (Aoyagi & Shephard) 無差異，此結果發現改變飲食對於身體活動、能量消耗並無影響，不過，較高身體活動消耗較多碳水化合物 ADMR/SMR: $r = 0.49$, $P < 0.01$; AO: $r = 0.57$, $P < 0.001$) (Westterterp et al., 1996)。換句話說，飲食習慣將對能量攝取有明顯相關，對於身體活動與能量消耗無明顯相關；能量消耗與身體活動有明顯相關。

第二節 身體能量消耗測量方法

身體能量消耗的測量依評估代謝的需求、燃料的利用、不同食物與飲品的產熱效應、藥物與情緒作用的能量消耗等，可分為三大類：直接卡洛里計 (direct calorimeter)、非直接卡洛里計 (indirect calorimeter) 以及非卡洛里計數值技術 (non-calorimeter techniques) 三大類 (Levine, 2005)。

身體經由輻射與傳導所流失的熱能約佔身體整體熱流失的百分之八十，而蒸發占其餘的部分。直接卡洛里計主要是直接測量身體經由輻射、對流 (蒸發) 與傳導所流失的熱能，主要有下列幾種方式：隔熱系統 (Heat or adiabatic system) 此種系統是利用艙室內的液態冷卻交換系統將受測者所產生的熱能帶出，使艙室的牆壁內外一致，造成一個零溫度梯度牆，這液態冷卻交換器的效率即是受試者所產生的熱能。對流系統 (Convection systems) 此系統包含有一個附有固定空氣流速通道的絕緣艙室，這通道的空氣流速、艙室內空氣含熱能力與抽離艙室的空氣溫度差代表受試者的熱能流失。等

溫卡洛里計系統 (Isothermal systems) 是利用內牆覆蓋一層絕緣物質的艙室來收集受試者熱能散失的系統，這絕緣層的內層與艙室內的溫度相同，而絕緣層的外層與艙室的牆壁溫度相同，絕緣層的內外溫度梯度代表非蒸發性的熱能流失。

非直接卡洛里計乃是利用收集受試者呼吸的氣體來分析受試者的耗氧量與二氧化碳的產生量，利用身體燃料代謝所需氧氣與二氧化碳產生量的公式來計算身體代謝所產生的能量，也就是身體能量的消耗。一般可分為整體收集系統 (total collection systems)、開放式非直接卡洛里計 (open-circuit indirect calorimeter systems) 與封閉式系統 (closed-circuit systems) 等形式。整體收集系統是利用固定的容器 (如 Tissot gasometer 的玻璃鐘) 或可折疊的柔軟容器 (如 Douglas bag) 收集受試者呼出的氣體，計算呼出的氣體容積，再取氣體樣本分析氧氣和二氧化碳濃度，套入公式計算能量消耗。另一種非直接卡洛里計為開放式非直接卡洛里計，主要有兩種形式，一為通道式開放非直接卡洛里計 (ventilated open-circuit system)，一為收集呼出氣體式開放非卡洛里計 (respiratory open-circuit system)，前者為利用通道收集樣本氣體分析以及氣體流通速率，樣本氣體的分析，氧氣通常是利用順磁分析儀 (paramagnetic analysers) 分析，二氧化碳通常是利用紅外線分析；而後者只收集呼出的氣體，實驗最後階段，再取部份樣本分析。

直接卡洛里計與間接卡洛里計的儀器通常需將受試者置於一固定的艙室或配戴氣體分析儀，這樣的方式，對於要監測長時間的能量消耗或真實的日常生活的能量消耗，並非理

想，因此，除了監測身體熱能的散失量、身體氧氣消耗量與身體二氧化碳生成量，也可利用其他生理特徵的數值來推估能量的消耗，統稱為非卡洛里計數值技術，例如同位素重水法、心跳率、肌電圖、肺活量及熱影像等。同位素重水法因受試者無須受限於同一艙室，且可長時間收集資料，故常用於監測長時間活動的能量消耗，此種方法是利用無放射性同位素將水分子的氧與氫原子標示出 (D_2O_{18})，再將此標示的重水給予受試者，其中的氧原子會隨水份及二氧化碳排出，氫原子則只會隨水分子排出，經過一段時間後，再收集受試者的尿液、唾液及血液，使用質譜儀分析 D_2 與 O_{18} 的濃度，計算二氧化碳的生成量與能量消耗。另外，一些學者利用多重回歸方程式來推估心跳率與能量消耗間的關係，發現心跳與能量消耗間有潛在的關係，因此發展出利用心跳推估能量消耗的方程式。

能量消耗的測量方式很多，每種方式的成本各異，準確度也不盡相同，然而實驗端賴現有資源，故本實驗採用非直接開放式卡洛計。

對於非直接能量消耗測量計算公式，若單純以氧氣消耗量來推估能量消耗，並忽略蛋白質的代謝，有學者提出能量消耗的公式為每公升氧氣所產生的能量消耗為 4.71 千卡，他們並觀察到在禁食十二小時後的呼吸商為 .82，若以這呼吸商來估算，並假設蛋白質的衝擊效應非常小，則理論上氧化三酸甘油酯（63%的產熱）與碳水化合物（37%的產熱）的混合物的產熱為 4.81 千卡，這與學者的推估相差不到 2% (Daly, et al., 1985)。若以氧氣消耗量與二氧化碳生成量來推估能量消

耗，有學者利用數學模式推算出身體能量消耗 (Kcal) = 3.941 × 氧氣消耗量 (公升) + 1.106 × 二氧化碳生成量 (公升) - 2.17 × 尿氮 (公克) (Weir, 1949)。近年有學者整理提出，蛋白質所參與提供的能量非常微小，故提出能量消耗 (Kcal) = 3.941 × 氧氣消耗量 (公升) + 1.11 × 二氧化碳生成量 (公升) (Branson & Johannigman, 2004)，本實驗因只收集十分鐘能量消耗，尿液生成時間較無明確屬於實驗階段，故採此公式計算。

第三節 加速規在身體活動運用研究

壹、久坐生活型態 (sedentary lifestyle)

是慢性疾病的危險因子之一，藉加速規來記錄身體活動量 (physical activity) 已是相當受歡迎的工具 (Sirard & Pate, 2001)。加速規於日常身體活動運用與信效度之研究，加速規行之多年，大都以日常活動、身體運動為主如加速規對於身體活動量檢測有很高的信效度，對於平台測試 (bench testing) 與測試—重測 (test-retest) 得 ICC 是 .97 且加速規活動數 (Actigraph) 計算得皮爾森相關係數 $r = .77, P = .001$ 所以加速規是可信用的身體活動測量工具 (Kochersberger, McConnell, Kuchibhatla, & Pieper, 1996)，加速規對日常活動評估信效度被廣泛接受，且是身體活動評估的客觀工具，雖對能量單位沒有直接計算效果但也是間接參考證據。

另學者研究比較 RT3 與 Tritrac 三軸加速規的 counts 於評估身體活動之精確性，採 19 位小孩 (年齡: 9.5 +/- 0.8 歲) 與 15 成年 (年齡: 20.7 +/- 1.4 歲) 於中強度活動 ($> \text{or} = 3 <$

6 METs) 或高強度活動 (> or =6 METs) 計錄加速規 counts 的數據，在靜坐、走路、跑步機跑步、踢球、跳房子等活動中將 RT3 戴在小男孩右腕，左腕戴上 Tritrac 計錄之，氧消耗量用與身體質量的比例表示高於最大 power 的 0.75 (S VO₂)，結果，RT3 的 count 數與小孩氧消耗($r = 0.87, P < 0.01$) 與成年人 ($r = 0.85, P < 0.01$) 有明顯相關，不過小孩在跑步機的 counts 明顯較高於成年人只是跑步機成年人計錄的 count 低於將近 400 個 count 數 ($P < 0.05$)；而中、高強度的身體活動 counts 則是相似結果(中強度 = 970.2 小孩，984.0 成年男性；高強度 = 2333.0 小孩，2340.8 成年男性)，Tritrac 的 count 只與小孩 S VO₂ 呈明顯相關 ($r = 0.87, P < 0.01$)，各種活動 Tritrac 的 count 明顯的相關性低於 RT3($P < 0.05$) (Rowlands, Thomas, Eston, & Topping, 2004)。經上述研究比較得知 RT3 三軸加速規於中高強度計錄身體活動較為有意義，相關性較高，對於靜坐或較低之身體活動有較大之變異性。

貳、加速規介入讓身體活動證據化、預防疾病、改善生活

雖然很多人認為他的生活方式有走路運動幾個小時應足夠，殊不知強度對身體助益是不足；所以，學者藉加速規研究社區老年女性人口，生活中各種身體活動的效率及量化、質化每日身體活動 (DPA) 和心肺耐力 (cardiorespiratory endurance) 將六十八位 (60-78 歲) 社區老人分成生活組與控制組，生活組每二周給與登階、中等強度身體活動並以加速規計錄其數目與時間，控制組則是原本生活型態；經 12 周結果發現生活組登階能力增加 16%，中等身體強度增加

53%、心肺耐力增加 10%；因此，以加速規計錄身體活動強度，做為改善社區老婦人每日身體活動並明顯量化身體活動之工具(Koizumi et al., 2009)。

因開刀、疾病住院亦或長途飛行的旅行者都增加深層靜脈阻塞的危險，尤其是白種人流行率特別高。預防醫學方面的研究：利用三軸加速規裝在小腿後肌藉以提醒長途的旅客於旅途中做小腿後肌收縮，並計錄量化以增加血液回流減少深層靜脈阻塞（deep vein thrombosis（DVT））的機會(O'Donovan, O'Keeffe, Grace, & Lyons, 2005)。

參、加速規與計步器之研究

心跳監測器（Heart rate telemetry）常用於估計小朋友日常活動與評估其他方法的效標。有研究利用心跳監測器、計步器、三軸加速規、單軸加速規之間做比較，估計小朋友在典型日常活動氧氣消耗。小朋友在跑步機上走、跑，玩球、跳房子等活動中，計錄心跳、計步數、三軸身體加速情形還有氧氣攝取各四分鐘。氧氣攝取與身體質量比例來表示，統計上可升高到 power 值的 0.75[scaled oxygen uptake (sVO₂)], 所有的計量值都與 sVO₂ 有明顯相關 (P < 0.001)，以多重回歸方程式包含三軸加速規加上心跳率預測的 sVO₂ 比其他任一單一項的預測精確 (R² = 0.85)；單一最好的測量工具是三軸加速規 (R² = 0.83) 結論：三軸加速規提供了最佳的活動評估工具(Eston, Rowlands, & Ingledew, 1998)。

不過，另有學者在跑步機與鋪路時騎機車的情況下同時比較加速規（CSA accelerometer）與計步器（Yamax

pedometer) 的準確性，結果在慢速跑步機 (54 m.min⁻¹) 下計步器測得較少的步數 (75.4% vs 98.9%, $P < 0.05$)，而鋪路騎機車的情況下加速規的錯誤是計步器的 17 倍 (250 vs 15 步數, $P < 0.05$)，如上述，二者對於正常情況下評估身體活動應不會有太大的問題，不過對於虛弱行動緩慢的老者計步器就會有所疑慮、對於久坐或騎機車加速規測得的效度就會有所疑慮 (Le Masurier & Tudor-Locke, 2003)，換句話說，三軸加速規較實用於行動加速較大、較快的族群。

第四節 加速規與能量消耗之研究

目前市面上常見的加速規：單軸有三種 (the Lifecorder, the Caltrac, and the CSA/MTI/Actigraph)、雙軸有一種 (the Actiwatch AW16)、三軸加速規有二種 (the Tritrac-R3D and the Tracmor)；在上述的加速規已 CSA/MTI/Actigraph 和 the Tracmor 最是廣泛有效度的工具，有學者利用雙重標識水法 (doubly labeled water (DLW) technique) 作為能量消耗的黃金標準比較相互之效度，發現 the Tracmor 得到的結果最好 (Plasqui & Westerterp, 2007)。

研究使用加速規 (Actigraph CSA/MTI) 預測的總能量消耗與二個方程式 (Ekelund 和 Puyau et al.) 之間差異，作者採八十五位小朋友，平均年齡四點六歲，總能量消耗以雙重標識水法得知，學齡前小朋友帶上加速規計錄七天中三天走路時的數據、學齡小朋友帶上加速規計錄十天中七天的走路數據，平均總能量消耗 5.8 百萬焦耳/天 ($SD = 1.6$)，與

Ekelund 方程式 + 0.3 百萬焦耳/天，而與 Puyau et al 方程式 -0.3 百萬焦耳/天如上述，加速規 (Actigraph CSA/MTI) 不適合作為年紀小的能量消耗測量工具 (Reilly et al., 2006)

同樣地，學者研究三軸加速規 RT3，與總能量消耗之間效度問題，一樣，總能量消耗式以二重標識水法取得；活動能量消耗 (AEE) = 總能量消耗 - 休息能量消耗，於三十六位成年人連續戴十四天 RT3 三軸加速規，結果加速規所預測的平均總能量消耗、活動能量預測值較消耗較雙重標識水法低估一點，分別為：539 kJ (4%)、485 kJ (15%)。雖然，三軸加速規 RT3 雖較低估一些，但仍可精確的評估總能量消耗與活動能量消耗 (Maddison et al., 2009)

運動可增加肌力、增加心肺功能、代謝能力但運動者與不運動者是否於平常能量消耗為一致？於是徵召 7 位滑雪運動員與 8 位久坐人口，每日能量消耗 (Md) 使用心跳率和氧攝取相關計算得之，休息代謝率 (Mr) 使用非直接卡洛里計計算得之，結果顯示：每日能量消耗 (Md) 與休息代謝率 (Mr) 在滑雪運動員這組較高；每日沒運動時的能量消耗 (Md,ne) 二組並無明顯差異。這表示運動員在運動時將增加能量消耗，而同樣是坐姿型態，運動員、久坐人口二者並無差異 (Almeras, Mimeault, Serresse, Boulay, & Tremblay, 1991)。

先前，也有在實驗室外使用 Tritrac 三軸加速規計算能量消耗，其研究是採 20-29 歲女性完成六個身體活動：走路、慢跑、爬樓梯、走斜坡、固定式腳踏車、手搖機，六個身體活動全程以加速規 (Hemokinetics Inc., Madison WI) 與呼吸

儀 (Cosmed K4b (2)) 得實驗數據分析，結果：三軸加速規對走路超估 -1.45 (千卡/分)，對慢跑超估 -1.75 (千卡/分)；然而對爬樓梯低估 2.76 (千卡/分)，對固定式腳踏車低估 2.75 (千卡/分)，對手搖機低估 1.20 (千卡/分)。走斜坡平均差最低 -0.11，組內間相關係數為中度相關：走路 ($r = 0.568, < 0.05$)、慢跑 ($r = 0.666, < 0.05$)、爬樓梯 ($r = 0.503, < 0.05$)，其餘從 $r = 0.290 (> 0.05)$ 到 $r = 0.480 (< 0.05)$ 。之前 Tritrac 三軸加速規與非直接卡洛里計呈現非線性的模式，取得各活動的高低估值、明顯改善 Tritrac 三軸加速規在走路、慢跑、走斜坡與 K4b 非直接卡洛里計之間的關係，如此告訴我們，各種身體活動需個別的回歸方程式作為計算能量消耗工具 (Campbell, Crocker, & McKenzie, 2002)。如上述之研究學者建議 Tritrac 三軸加速規加速規計算身體各種活動與 K4b 非直接卡洛里計，須依據活動給予個別之能量之計算方式，始可減少超估或低估能量消耗以增加準確性，或利用各別身體活動的能量回歸方程式，方可得各身體活動之能量消耗。而本實驗，高精密三軸加速規所得能量消耗之回歸方程式，則適用於健康年輕運動員走、跑活動之能量預測，其準確度與信效度都相當高

第叁章 研究方法

第一節 研究架構

本研究設計自變項為加速規紀錄活動中三軸計錄之加速數據，而依變項為樣本身體活動：靜坐、走路、慢跑、快跑呼吸儀測得氧攝取量與二氧化碳產生量。

在能量消耗相關方面，採加速規加速度紀錄的 counts 算出能量與呼吸儀測得能量之間皮爾森相關係數 (Pearson correlation) 之實驗設計，並做線性回歸分析。

統計值計小數點後三位，取四捨五入。

第二節 研究步驟

壹、加速規與身體穿戴位置之討論

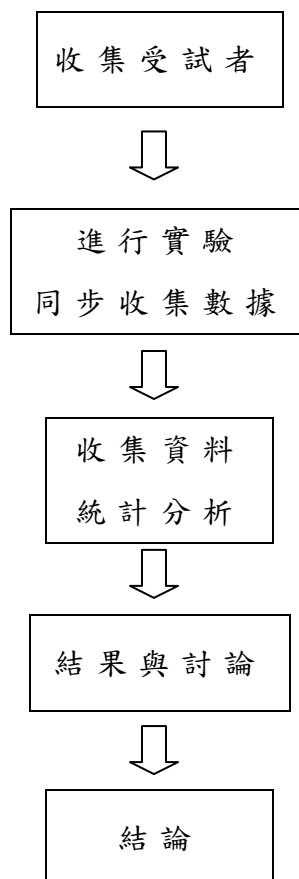
有學者研究將活動計錄器 (model WAM 7164) 同時固定在受試者之腰部與髖部計錄走路與慢跑活動 count 數兩者並無差異 (Yngve, Nilsson, Sjostrom, & Ekelund, 2003)；不過，另有學者於研究中試圖找到加速規在估計能量消耗模式中比較方程式決定係數哪個位置對身體活動具最少限制是最佳解釋之位置，採 17 位平均年齡 27.23 \pm 2.18 歲健康男性樣本，將加速規穿戴於背、膝、腕、踝等處並同時戴上氣體呼吸儀同步計錄於次最大運動中的個別數據，依變項式呼吸儀的數據，自變項加速規數據與身體各別差異如年齡、身高、體重、身體質量指數，對身體四個位置做相關係數與線性回歸，得實驗結果：加速規與能量消耗相關係數最高是膝處，最低相關則是腕處。不過回歸方程式的決定係數 (R²) 在腰部最高

相關($R^2 = 0.873$)最低相關處是腕部($R^2 = 0.852$)(Kim, Kim, Yoon, & Shin, 2009)。且學者研究三軸加速規評估阻力運動之能量消耗，於統計之回歸分析，結果，腰部之加速規可解釋變異數較高為 73%(Stec & Rawson)。

本實驗將高精密三軸加速規穿戴在右腰際處接近身體重心的位置也是比照上述研究，在腰部加速規回歸決定係數具有最高相關。

貳、研究步驟

先收集受測者資料，每星期超過六小時的身體活動，角力運動員，男性，進行實驗，收集資料，統計分析資料，做出結論。



第三節 研究對象

本實驗以 5 位 19 到 21 歲之角力運動員，同為男性，每周從事身體活動超過 6 小時，無心臟血管疾病、呼吸道疾病的健康男性。

第四節 實驗地點與時間

實驗地點：國立台灣體育運動大學體操館三樓實驗室與大樓前廣場

實驗時間：民國 100 年 12 月

第五節 實驗儀器與設備

本研究主要儀器為氣體分析儀。本實驗採用 Metamax 3B 攜帶式氣體分析儀 (Cortex Biophysik GmbH, Germany)，測量方式採逐口氣分析法，並監測心跳率，儀器使用前先依操作手冊進行環境壓力校正、氣體流量校正與標準氣體兩點 (CO₂, O₂) 校正，再進行實驗。

受試者以貼布固定高精密三軸加速規於右側髂脊處，與氣體分析儀同步計錄靜坐、走路、慢跑、快跑等身體活動加速狀況。

高精度三軸加速規：(如圖 3-1)

本實驗室開發之高精度、高速、大容量三維加速計

硬體規格

參數	規格	備註
記憶體大小(EEPROM)	512Kbytes	一般約為64Kbytes
最長操作時間	30天	
電池壽命	120天	
輸出裝置	RS-232C	
操作溫度	-40至80°C	
加速度測量範圍	-2g至+2g	
操作模式選項	重置,作用,動作監測	
數位I/O Vdd	1.7至2.7V	
靈敏度	1333 Count/g=5332Count	一般同型專業儀器約為400count
非線性誤差	+3至-3% 全量程	
資料輸出率	200-300Hz	
測量紀錄頻率	0.005-50Hz	
軸向	三軸	
SPI 時鐘週期	1.6 MHz	



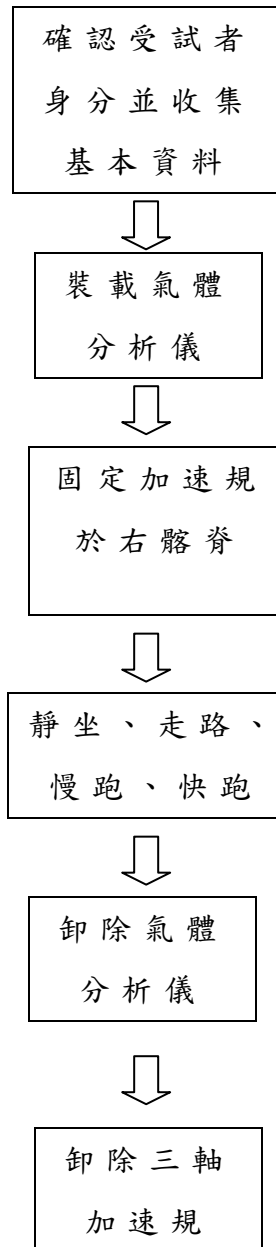
第一版硬體原型機

圖 3-1 高精度三軸加速規硬體規格

6 × 5 × 1.2 (公分)，重量：250 公克；記憶體容量：512 kbyte，記憶模式：各軸之加速度 (raw x、raw y、raw z)，靈敏度：1333count/g，測量計錄頻率：0.005～50Hz，製造商：啟德電子公司

第六節 實驗流程與步驟

壹、 實驗流程



貳、 實驗操作方法

一、穿戴呼吸儀、以肌內效貼步固定三軸加速規于右腰際。

二、同時啟動呼吸儀與加速規，五位受試者完成靜坐→走路→慢跑→快跑等身體活動。

第七節資料處以與分析

本實驗利用 SPSS 14 版作資料處理。描述性統計資料資料包含年齡、身高、體重。推論性統計資料包含高精密三軸加速規、X 軸、Y 軸、Z 軸 counts/分與呼吸儀 EE、EE/kg、MET，統計分析則使用 Pearson 相關係數，與回歸分析，統計顯著水準定為 $P < .05$ 。

第肆章 結果與討論

第一節 受測者基本資料描述性統計

本實驗共 5 位男性參與實驗，健康無虞之角力選手，都能配合完成靜坐、走路、慢跑及快跑之身體活動，其平均年齡為 21.4 ± 0.839 歲，平均身高為 171 ± 3.949 公分，平均體重為 67.6 ± 9.810 公斤（如表 4-1）。

表 4-1 受測者基本資料之描述性統計

	個數	最小值	最大值	平均數	標準差
年齡（歲）	5	21	23	21.4	0.839
身高（公分）	5	165	177	171	3.949
體重（公斤）	5	56	85	67.6	9.810

第二節 高精度三軸加速規（vector magnitude）與呼吸儀之實驗結果與討論

本實驗擷取靜坐、走路、慢跑、快跑各動作十分鐘之實驗數據如表 4-1 做簡單線性回歸得非常高回歸相關係數 $R=0.961$ ，可解釋依變項 92.4% 的變異 R 平方 = 0.924, $P < .05$ 達顯著水準。

表 4-2 呼吸儀與高精度三軸加速規之相關

		加速規	TEE/kg
Pearson 相關	加速規	1.000	.961
	TEE/kg	.961	1.000
顯著性	加速規		.000
	TEE/kg	.000	

單位：TEE/kg 為呼吸儀為 kcal/kg, 高精度三軸加速規為 count

散佈圖

依變數: 加速規

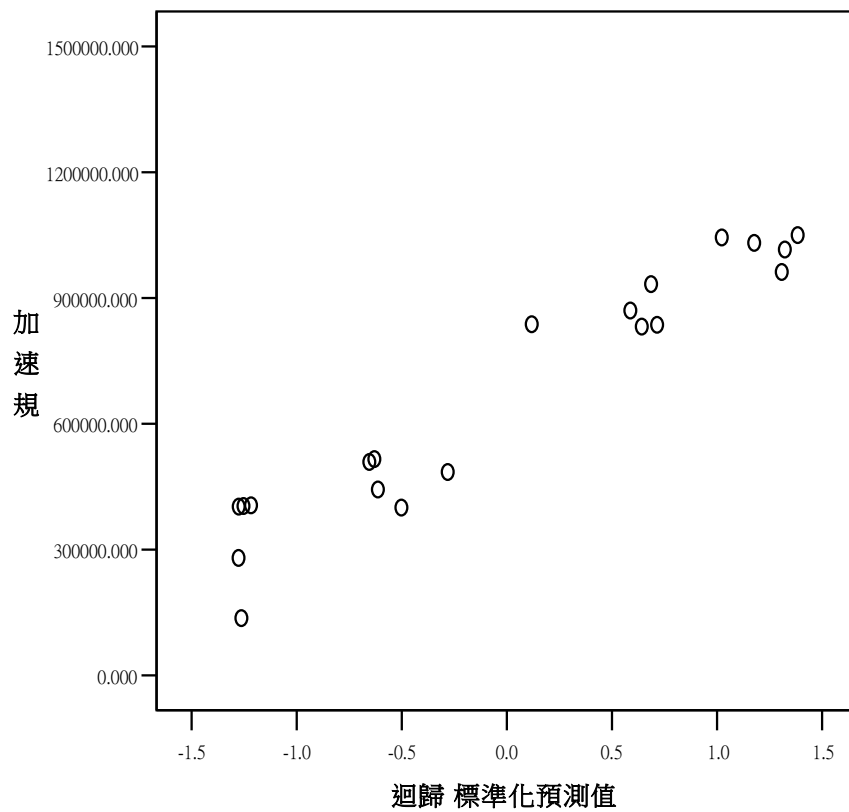


圖 4-1 E E/kg，高精度三軸加速規 counts 之回歸分佈圖

表 4-3 呼吸儀與高精度三軸加速規之相關

		加速規	TEE
Pearson 相關	加速規	1.000	.912
	TEE	.912	1.000
顯著性	加速規		.000
	TEE	.000	

單位：呼吸儀 TEE 為 kcal，高精度三軸加速規為 count

散佈圖

依變數: 加速規

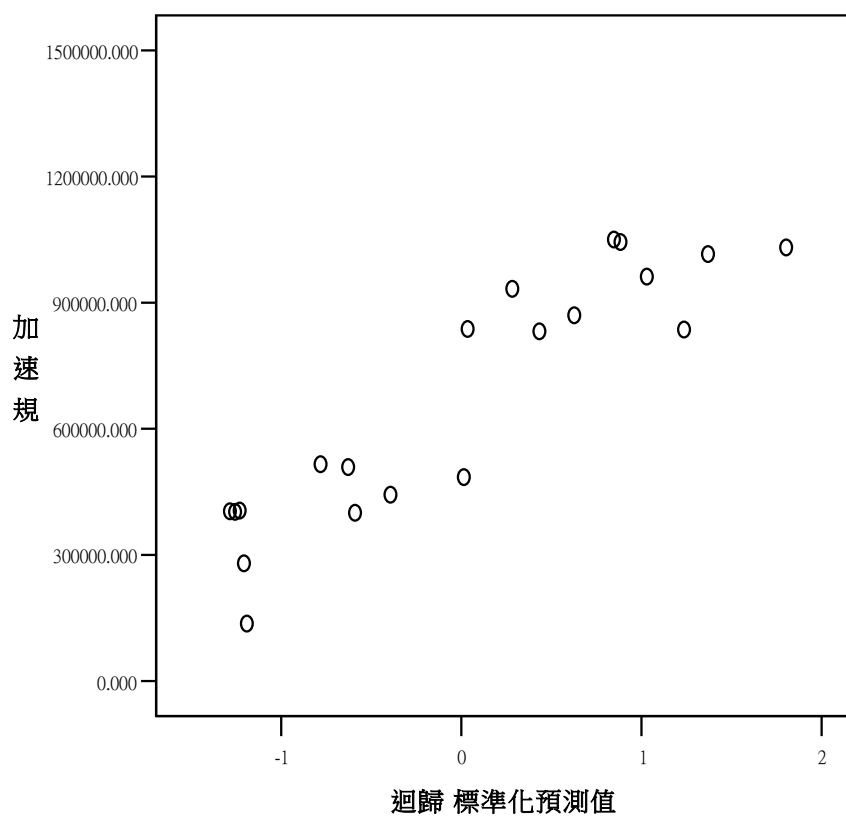


圖 4-2 呼吸儀能量消耗 (TEE)，高精度三軸加速規 counts 之線性回歸分佈圖

如果將表 4-3 依變項呼吸儀十分鐘能量消耗，自變項為高精密三軸加速規十分鐘之 count 數，同樣做簡單線性回歸得非常高回歸相關係數 $R=0.912$, $R^2=0.832$ ，顯著性 $P<.05$ 。如上述之實驗結果，高精密三軸加速規實為準確之能量消耗預估工具。上述二個 R 值之差異討論如下：

本實驗使用之效標呼吸儀所測得之總能量消耗實包含內在功與外顯功，而依變項高精密三軸加速規所測得之能量消耗則是實為外顯功，兩者之間有些許之差距；而功之計算方程式為 $W=F * S$ 再依牛頓第二運動定律 $F=m * a$ ，則 $W=m * a * S$ 其中 S 表示距離，呼吸儀所表示之能量消耗應比三軸加速規測得之能量消耗較大，功計算方程式所得應等於高精密加速規測得之能量消耗。故將呼吸儀各身體活動總能量消耗除以受試者之體重與高精密加速規所得之回歸相關係數是 $R=0.961$ ，而未除以受試者體重之回歸相關係數則是 $R=0.912$ 。換句話說，呼吸儀之總能量消耗/公斤 (TEE/kg) 與高精密三軸加速規所得回歸相關係數較高，可解釋之變異量亦較高。如此意涵建議：能量預測以總能量/受試者體重，較精確，如此表示呼吸儀之能量消耗則幾乎等於外顯功。

又本實驗之結果與之前之研究出現相近隻結果，學者以 CSA 三軸加速規紀錄小朋友身體活動，穿戴二個同款式三軸加速規于左腕、右腕，結果能量消耗 (EE) 與活動 count 相關係數 $r= .86$ 和 $r= .87$ ， $P < .001$ (Troost et al., 1998)。本實驗 TEE/kg 與活動 count 之皮爾森相關係數 $r= .961$ ， $P < .05$ 如此，高精密三軸加速規實具信效度計錄身體活動之工具。

另學者對三軸加速規研究室外中等強度身體活動之效度，也與本實驗實為相近，學者採 25 位樣本，自行決定速度完成 4 次走路、打二洞高爾夫、室內洗窗戶、室外除草修剪樹木，能量消耗以攜帶式代謝系統測得，且同時穿戴 CSA、Tritrac 三軸加速規，算出各別之 MET。結果 MET 與總身活動相關係數較走路活動與總身體活動相關（CSA, $r = 0.59$; Tritrac, $r = 0.62$ ）呈現較高相關（CSA, $r = 0.77$; Tritrac, $r = 0.89$ ）；MET 和加速規之 count 端賴身體活動之執行與型式，但無法測得上肢之活動或上肢載重（Hendelman, Miller, Baggett, Debold, & Freedson, 2000）。如上述之研究與本實驗應同運用於實驗室外身體活動只是將能量消耗改成 MET，本實驗將能量消耗也化為 MET 則呼吸儀與高精密加速規向量大小之皮爾森相關係數 $r=.961$ ， $P < .05$ ，甚至高於上述研究之 r 值甚多（表 4-3），且使用調過後 R 平方為 $.920$ ， $F(1,18) = 218.765$ 呈顯著相關之統計（表 4-4）；另當身體活動愈大則能量消耗愈大如同本實驗快跑之能量消耗必大於走路與靜坐之身體活動；高精密三軸加速規也測得較大之 counts，所以，高精密三軸加速規實具信效度作為能量預測之工具。

表 4-4 呼吸儀與高精密三軸加速規之相關

		加速規 counts	MET
Pearson 相關	加速規 counts	1.000	.961
	MET	.961	1.000
顯著性 (單尾)	加速規 counts		.000
	MET	.000	
個數	加速規 counts	20	20
	MET	20	20

加速規 counts 為 $\times 10^6$

表 4-5 呼吸儀與高精密三軸加速規之相關模式

模式	R	R 平方	調整後的 R 平方	估計的標準誤	R 平方改變量	F 改變	變更統計量 df1	df2	顯著性 F 改變
	.961	.924	.920	.084	.924	218.765	1	18	.000

表 4-6 呼吸儀與高精密三軸加速規之回歸模式

模式	未標準化係數	標準化係數	t	顯著性	
	B 之估計值	標準誤差	Beta 分配		
(常數)	.240	.035	.961	6.957	.000
Count (百萬)	.055	.004		14.791	.000

第三節 呼吸儀總能量消耗與高精密加速規三軸向量大小之回歸關係

本實驗結果得能量消耗與高精密三軸加速規簡單回歸方程式 $y = .055x + 0.240$ 亦即為 $METs = .055 \text{ counts/分} + .240$ (表 4-6)，其回歸統計圖為 4-3，估計標準誤為 .0839， $P < .05$ ，較 Brooks, et al. (2005) 研究 Actigraph 對中年人於走路之能量預測方程式： $2.32 + (0.000289 \times \text{count/min})$ 增加解釋變異數 41%，減少估計標準誤 35%；與 Freedson, et al., (1998) 之能量預測方程式增加可解釋變異數 10%，可觀的是減少估計標準誤為 100%。

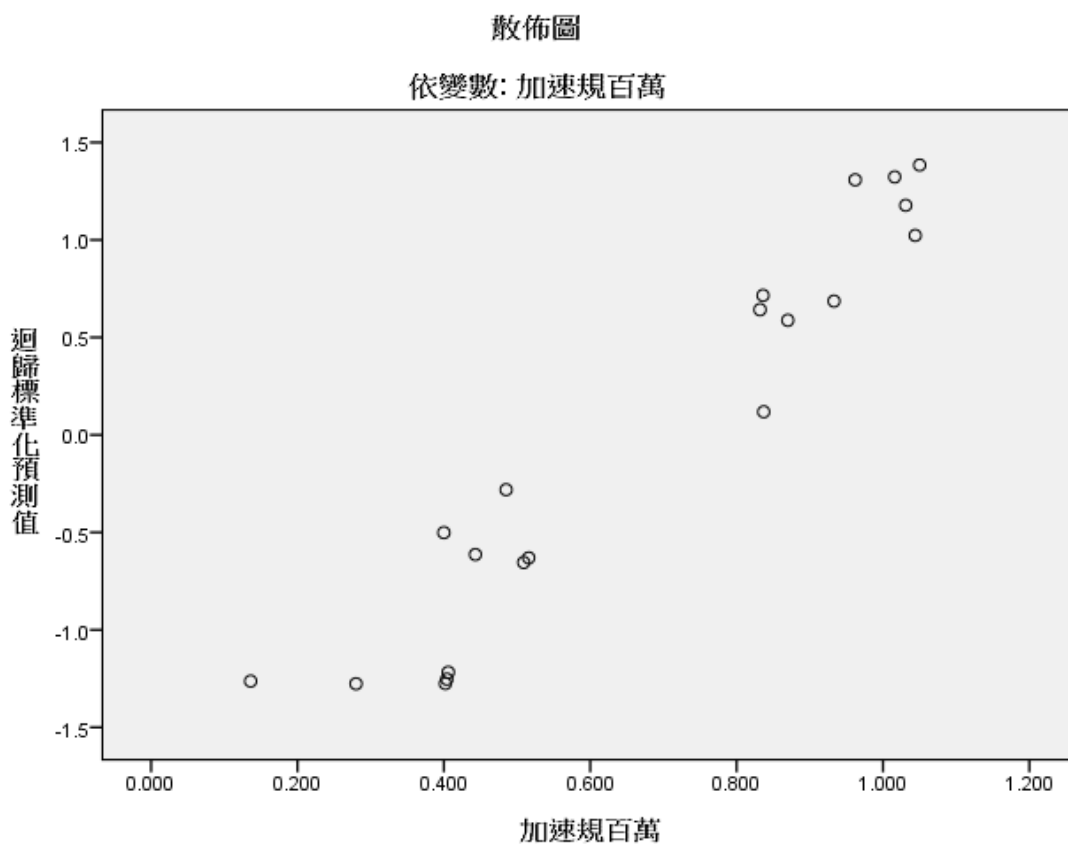


圖 4-3 MET 與 counts/分 (百萬) 之線性回歸分佈圖

第四節 呼吸儀總能量消耗與高精度加速規三軸間之關係與討論

本實驗中每個受試者都完成四個身體活動至少 12 分鐘，前 2 分鐘呼吸儀仍處於無數據狀況，故同時取 10 分鐘以 counts/秒差分衛星定位三軸加速規與呼吸儀之數據做為簡單線性回歸比較之單位，加速規三軸狀況：Z 軸(內-外側軸)) 所測得活動 counts 數值特別低，X 軸(垂直軸)，Y 軸(前、後軸)，活動 counts 最高值(含重力加速度)為 X 軸(垂直

軸)；且各軸的活動 counts 隨身體活動之強度增加而增加。

而本實驗將呼吸儀之能量消耗設為自變項與加速規三軸簡單回歸之統計結果得與 X 軸活動 counts 回歸相關係數 $R=0.940$ ， R 平方 = .883， $P < .05$ 呈明顯相關（如表 4-7）。與 Y 軸活動 counts 之回歸相關係數 $R=0.932$ ， R 平方 = .869， $P < .05$ （如表 4-8）。與 Z 軸活動 counts 之回歸相關係數 $R=0.039$ ， R 平方 = .002， $P > .05$ （如表 4-9）。

換句話說，本實驗結果：5 位受試者完成活動，靜坐、走路、慢跑、快跑等 4 個身體活動，三軸中，垂直軸（X 軸）與前後軸（Y 軸）測得之加速度對於能量消耗較高。

在 Y 軸（前後軸）方面之討論：(Bouten, Westerterp, Verduin, & Janssen, 1994)之研究也出現相近之結果，學者研究利用加速規計錄身體在各種活動加速情形與身體活動能量消耗（EEact）兩者之間的關係，在實驗室中，以十一位男性為樣本實行坐式活動和在馬達驅動的跑步機以（3-7 km/h）的速度前進，全部能量消耗（EEtot）用非直接卡洛里計得，睡覺代謝率（SMR） $EE_{tot} = EE_{act} + SMR$ 身體活動加速數據以三軸加速規固定於下背計錄之。一次分析三軸中的單一方向得到以下結果：在坐式活動，參軸數據的整體加總取絕對值（IAAtot）呈現與 EEact 為線性關係，出現 $r = 0.82$ ， $P < 0.001$ ， $S_{y,x} = 0.22 \text{ W.kg}^{-1}$ ，在走路活動中 EEact 與前後軸整體絕對值有高度的相關（IAAx； $r = 0.96$ ， $P < 0.001$ ， $S_{y,x} = 0.53 \text{ W.kg}^{-1}$ ），全部活動以回歸方法發現 EEact 與 IAAtot 有非常高的線性關係（ $r = 0.95$ ， $P < 0.001$ ， $S_{y,x} = 0.70$

W.kg-1)。雖然坐與走不是身體活動的全部但藉由計算加速規 IAA_{tot} 可以預測 EE_{act} 在日常自然的生活環境中。

本實驗得 $EE_{act} = TEE - BMR$ 其中 TEE 為呼吸儀測得之能量消耗，BMR 則依個別方程式算出，與前後軸得回歸相關係數為 $R = 0.911, R^2 = 0.829, P < .05$

本實驗中 MET 與前後軸(Y 軸)回歸相係數 $R = .932, P < .05$ ，也如同 Bouten et al. :EE_{act} 與前後軸有非常高之線性關係，如此之結果可說與本實驗之結果是一致得。因本實驗設計四個身體活動為靜坐、走路、慢跑、快跑，測得水平直線加速較高亦得較高之皮爾森相關係數。

在 X 軸（垂直軸）之討論：本實驗之結果 MET 與垂直軸（X 軸）回歸相關係數 $R = .940$ ，可解釋變異數 $P < .05$ 呈顯著水準。許多研究指出垂直軸之活動 counts 與能量消耗都有一定程度之相關；以下二個研究都與本實驗結果是相近之結果

Stec et al. 研究三軸加速規對於阻力運動估計能量消耗結果顯示垂直軸與能量消耗較有明顯相關 ($r = 0.67, p < 0.001$) (Stec & Rawson)。又 Brage et al. 對於三軸加速規垂直軸研究報告：以 12 位男性完成走路 (3 and 6 km/h) 與跑步 (8, 9, 10, 12, and 14 km/h)，垂直軸隨走路活動之速度呈現線性關係，與跑步活動速度 (8, 9 km/h) 亦呈現線性關係 ($R^2 = 0.92, P < 0.001$)，超過 10 km/h 則保持一定 counts 之常數，不呈現線性關係 (Brage, Wedderkopp, Franks, Andersen, & Froberg, 2003)。換句話說，身體重心在走路與跑步 (< 10km/h) 重心上下位移隨速度增加而增加，直到加速度大於 10km/h 垂直

軸之加速度就保持恆定之常數；身體只增加水平軸之加速度以增加前移之效率不必要增加垂直軸之加速度。

在 Z 軸（內 - 外軸）之討論：本實驗之身體活動經高精密三軸加速規測得 Z 軸與呼吸儀測得之能量消耗 $R=.039$ R 平方 $=.002$ ， $P>.05$ ，呈現無明顯之差異，結果表示內外軸於實驗設計之身體活動之能量消耗相關性相當低。如此結果與 Cavagna et al., 研究走路之外顯功之結果相近，學者採三軸加速規計錄身體重心於走路活動前後、內外、上下之位移，從計錄資料分析外顯功可忽略內外軸之 counts，而只加總前後軸、垂直軸二軸之能量。尤其在走路速度 4km/h 最具走路之效率（0.1 kcal/km kg），在此速度內在功也可忽略，因為身體重心呈現出靜態平衡，除非走路速度增加，才考慮身體上下或前後軸之能量消耗 (Cavagna, Saibene, & Margaria, 1963)。

表 4-7 呼吸儀與高精密三軸加速規 X 軸之實驗數據

模式	R	R 平方	調過後的 R 平方	F 改變	顯著性 F 改變
1	0.94	0.883	.877	136.968	.000

依變項：MET 自變項：X 軸 counts

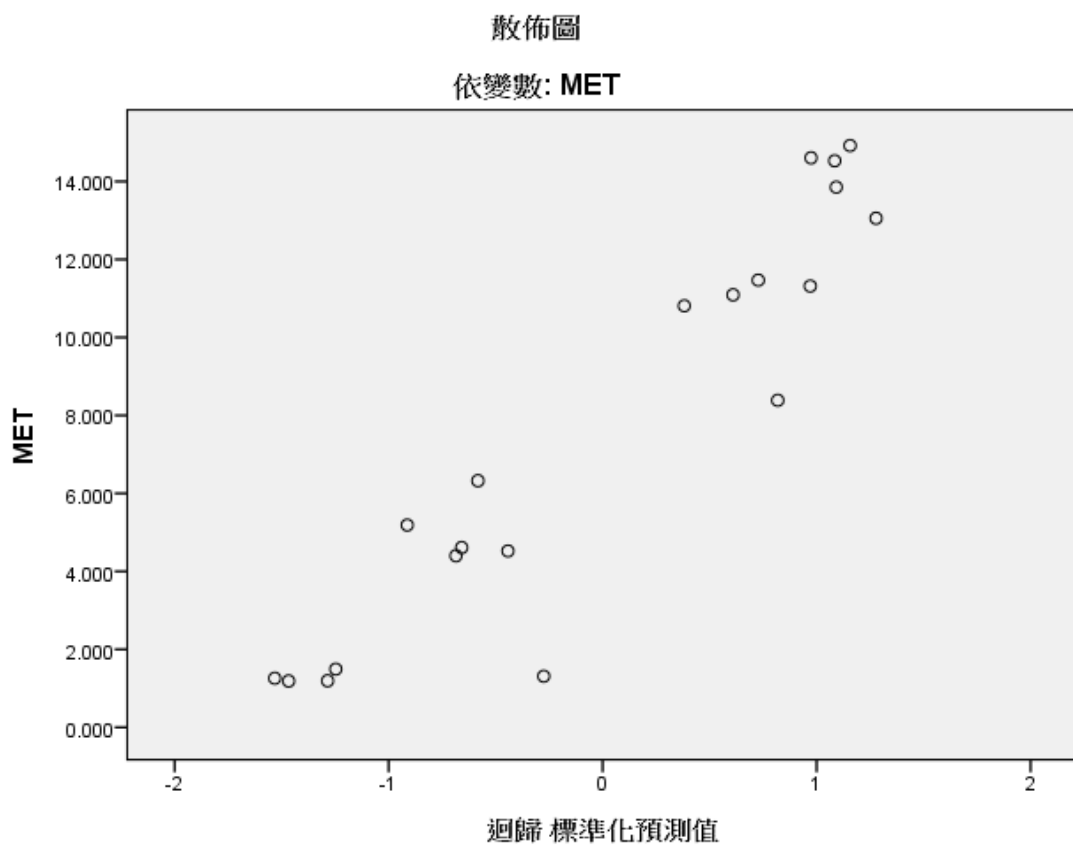


圖 4-4 MET，X 軸回歸散佈圖

表 4-8 呼吸儀與差分三軸加速規 Y 軸之實驗數據

模式	R	R 平方	顯著性
1	0.932	0.869	.000

依變項:EE/kg

自變項: Y 軸 counts

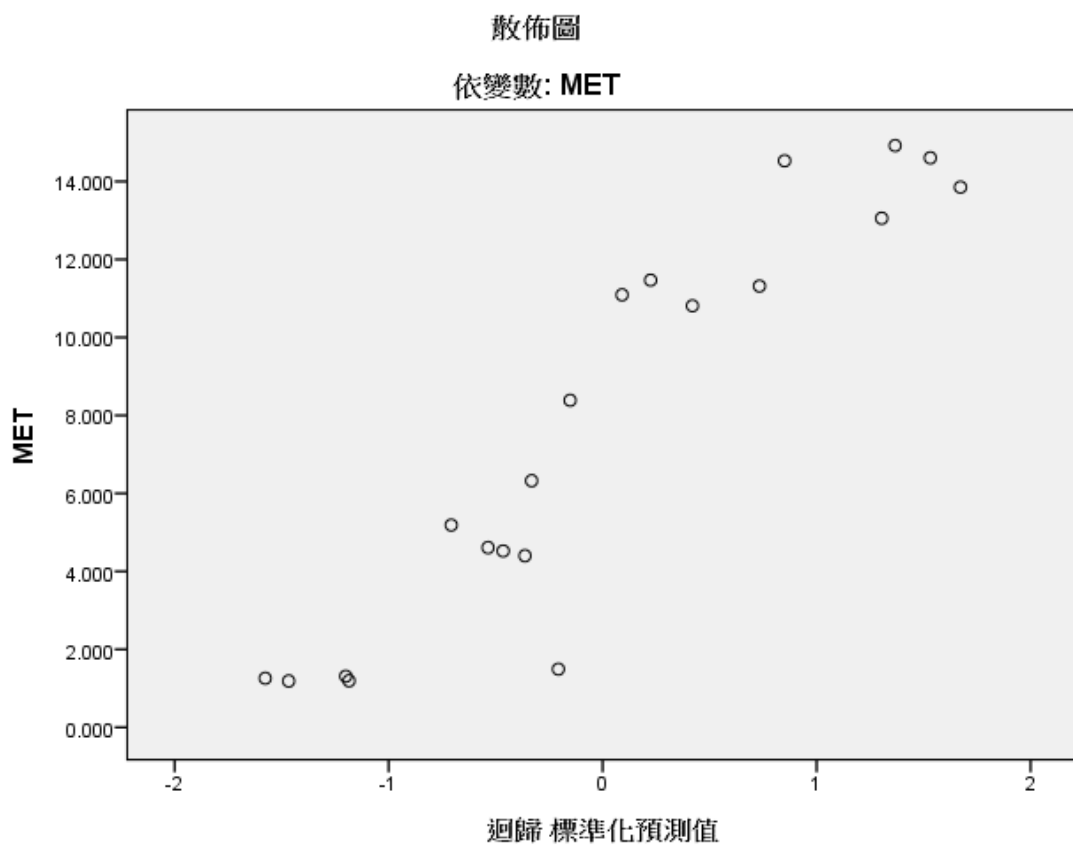


圖 4-5 MET，Y 軸回歸散佈圖

表 4-9 呼吸儀與差分三軸加速規 Z 軸之實驗數據

模式	R	R 平方	顯著性
1	0.039	0.002	.870

依變項: MET

自變項: Z 軸 counts

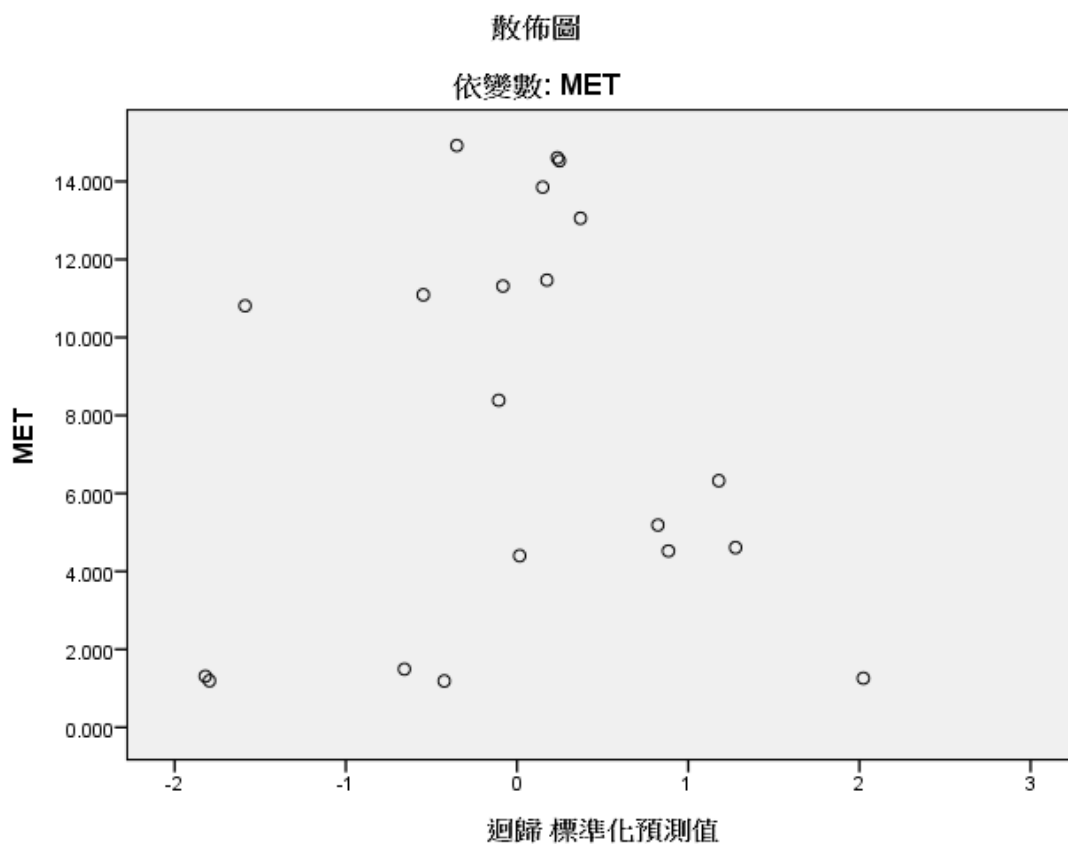


圖 4-6 MET，Z 軸回歸散佈

第五節 呼吸儀總能量消耗與高精度加速規三軸向量大小、步頻之回歸關係

很多學者一致認為步頻也是影響能量消耗重要因素之一，如 Ralston (1958) 提出能量消耗數學方程式 $E = b + mv^2$ ，其表示 E 為能量消耗，v 為步速，步速等於步長×步頻，所以，能量消耗與步長和步頻則呈現雙曲線之關係。(Zarrugh,

Todd, & Ralston, 1974)在對於走路各種形式之理想能量消耗中指出：走路速度大於 145 公尺/分對於特定之步長需配合特定之步頻身體所需之能量最小，如果給一定步長時則步頻之多寡都將增加能量消耗。

不過，許多學者利用線性回歸之能量預測方程式或包含年齡或身高或體重未曾加入步頻因子，本實驗嘗試找出步頻因子於健康運動選手在高精密三軸加速規對能量消耗之關係，本實驗步頻於加速規垂直軸中取十秒內步數而得之，舉例如圖 4-7。與 MET 相關結果顯示高度相關 $r = .876$ ， $P < .05$ (表 4-10)；且 MET、count/分、步頻之多重回歸得能量預測方程式： $METs = 13.137 \text{ count/min} + 1.371Sf - 3.120$ ， Sf 為步頻 (步/秒)，估計標準誤 (SEE) = 1.302， $F(2,7) = 140.815$ ， $P = .000$ 呈顯著差異 (表 4-11)， $R = .971$ 、 R 平方 = .943 較簡單線性回歸方程式可加解釋變異數約 2% (表 4-12)。所以，加入步頻之多重回歸方程式可更精確預測運動員之能量消耗。

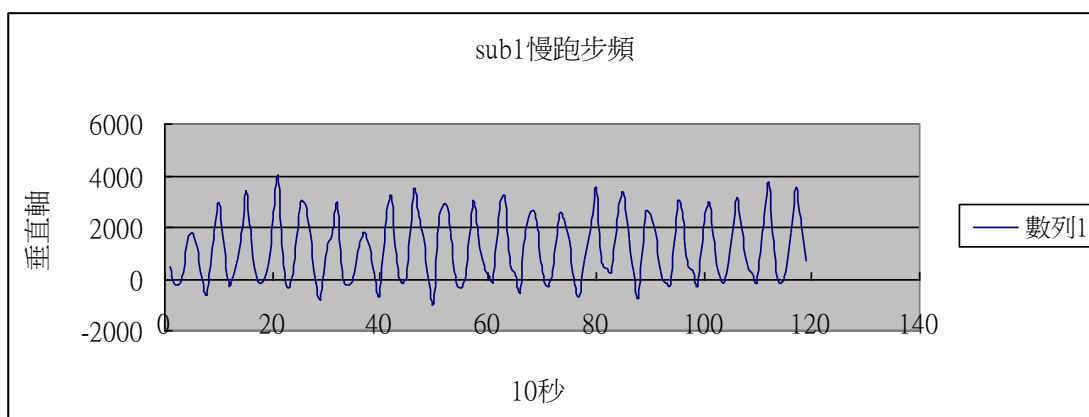


圖 4-7 加速規中垂直軸所計錄 sub1 慢跑之步頻

表 4-10 MET、count/分、步頻之相關

		MET	加速規百萬	stepfre
Pearson 相關	MET	1.000	.961	.876
	加速規百萬	.961	1.000	.832
	stepfre	.876	.832	1.000
顯著性 (單 尾)	MET	.	.000	.000
	加速規百萬	.000	.	.000
	stepfre	.000	.000	.
個數	MET	20	20	20
	加速規百萬	20	20	20
	stepfre	20	20	20

表 4-11 MET、count/分、步頻之回歸模式

模式	未標準化係數	標準化係數	t	顯著性	
	B 之 估計值	標準 Beta 分配 誤差			
(常數)	-3.120	.747	-4.178	.001	
Count/分	13.137	1.815	.754	7.238	.000
步頻	1.371	.574	.249	2.388	.029

表 4-12 MET、count/分、步頻之回歸模式摘要

模式	R	R 平方	調過後的 R 平方	估計的 標準誤	變更統計量				顯著性 F 改變
					R 平方 改變量	F 改變	df1	df2	
1	.971	.943	.936	1.302	.943	140.815	2	17	.000

第六節 呼吸儀總能量消耗與高精密加速規三軸向量 大小、步頻、體重之回歸關係

本實驗鑑於影響能量消耗之因素包含性別、年齡、體重、職業、運動模式與習慣...等，在本實驗之樣本同為男性，年齡也趨一致之角力選手，而體重之因素則較有明顯差異，所以，本實驗嘗試把體重增加為多重回歸之因子，視是否可增加能量預測方程式之準確性。結果：體重與代謝當量 (MET) 之皮爾森相關係數為 .023， $P = .461$ (如表 4-13)，顯著性 F 值 = .084 (如表 4-14)，依結果顯示皮爾森相關係數為低相關，顯著性 P 值 $> .05$ ，所以，體重在�本實驗之能量預測方程式是不顯著，當然也無法增加精確性，自然也不列入考慮。其中之原因應該是代謝當量已將體重列入修正，此觀點應該可從學者發表之能量預測方程式中得到印證，如 Schmitz et al., (2005) 對成年女性之能量預測方程式中提出每增加 1 公斤體重則增加 $EE=0.24 \text{ Kj}\cdot\text{min}^{-1}$ 其依變項為 EE，如果依變項為代謝當量 (MET) 則無將體重訂為自變項如 Treuth, et al. (2004) 就是如此；所以本實驗之能量消耗預測方程式不加入體重為自變項。

另一個原因應該是本實驗之受試者差異較小，受試者體重之描述統計為 67.60 ± 10.065 (Mean \pm SD)，當受試者間變異數較低，造成體重對本實驗之能量消耗預測方面影響不大，故統計上無顯著之意義。

表 4-13 MET、count/分、步頻、體重之相關

		MET	加速規百萬	stepfre	BW
Pearson 相關	MET	1.000	.961	.876	.023
	加速規百萬	.961	1.000	.832	-.088
	stepfre	.876	.832	1.000	-.036
	BW	.023	-.088	-.036	1.000
顯著性 (單尾)	MET	.	.000	.000	.461
	加速規百萬	.000	.	.000	.356
	stepfre	.000	.000	.	.440
	BW	.461	.356	.440	.
個數	MET	20	20	20	20
	加速規百萬	20	20	20	20
	stepfre	20	20	20	20
	BW	20	20	20	20

表 4-14 MET、count/分、步頻、體重之回歸模式

模式	未標準化係數		標準化係數		t	顯著性
	B 之估計值	標準誤差	Beta	分配		
(常數)	-6.715	2.076			-3.235	.005
	13.467	1.709	.773		7.879	.000
Count/分	1.304	.539	.237		2.421	.028
步頻	.051	.028	.100		1.840	.084
體重						

第七節 呼吸儀總能量消耗與高精密加速規 R 值之結果與討論

本實驗結果得相當高之 R 值關係，是否與受試者，具專一性，同為年輕之角力男性選手有關，因為對於較小差異之受試者在執行同樣之身體活動，呼吸儀測得之能量消耗與身體活動之計錄應該有較高之相關。如老年人與青壯年同樣執行走路或慢跑其攝氧量或二氧化碳產生量應該不一樣，則其結果 R 值就可能不會有如此高度相關。

對於本實驗設計之身體活動為靜坐、走路、慢跑、快跑，其中除靜坐外，餘身體活動多為沿水平軸之加速活動，如果實驗設計中融入其他身體活動如跳繩、爬樓梯、操持家務等，則 R 值是否會如此高相關，就有待研究。

第五章 結論與未來研究方向

第一節 結論

本實驗以高精密加速規介入健康者於實驗室外，完成靜坐、走路、慢跑、快跑等身體活動之 counts，同時以呼吸儀測得各身體活動能量消耗為效標。結果得相當高皮爾森相關係數，與能量消耗 (EE/kg) 或代謝當量，回歸統計分析亦得相當高回歸相關係數。所以，高精密三軸加速規於幾何空間對於加速度之計錄與減少誤差上，確實可提升三軸加速規之功能，不管計錄身體活動或預測能量消耗都具有相當高之信效度。

高精密三軸加速規具有簡便性、重複性、與快速性之身體活動與能量測量工具。

第二節 研究限制

本實驗於實驗室外進行實驗，對於身體活動之執行有個體之差異，不過呼吸儀與高精密三軸加速規數據，屬同步取得，故不影響加速規之信效度。

屬於實驗室外實驗，接近自然環境之身體活動，將說明加速規非只是用於實驗室內，可適用於日常或臨床等自然環境之研究。

受試者只針對角力選手，未擴及到一般民眾，則受試者變異性較低，可能執行本研究設計之身體活動差異性將較低。

第三節 未來研究方向

目前加速規大都以健康者能量消耗為取向，而臨床上因為神經疾患或骨科疾病容易見到不正常的步態，例如中風患者則因腦部血管阻塞、出血、感染、血栓等情事，造成大腦細胞的缺氧、養或壓迫而死亡之情況，大腦細胞又屬內胚層細胞無再生能力，視大腦細胞受傷的區域、位置；肢體、軀幹或臉部易伴隨無法控制，造成偏癱走路步態不正常，最常見是出現不正常或協同動作的步態，走路當中下肢髖關節和外的增加外轉、外旋的動作，膝額外屈曲，踝關節增加內旋、背屈。上肢出現的外觀是肩外旋、屈曲、肘過度屈曲、腕過度伸展旋後，患者則因上述的動作導致行動困難，如此走路過程額外的動作都造成額外的能量消耗或不一樣的步頻、步幅或步長都可以戴上高精密三軸加速規得到能量消耗的數據，做為營養師營養處方的配置依據，亦可做為治療師訓練治療及癒後的評估依據。

另在骨科疾患或術後都是我們可研究的範圍如走路當中重心內外側的位移，將是評估走路的效率，研究對於開完髖關節置換術的患者評估其身體、骨盆、重心於走路中內外位移情形與正常人之間的差異，採 15 位於 4 個月前單側髖關節置換女性、14 位健康女性為控制組，利用力板做運動的三維分析，計錄 (1) 步速、步長、步頻 (gait speed, stride length, cadence)；(2) 身體、骨盆側移距離 (lateral trunk displacement (LTD))(lateral pelvis displacement (LPD)) (3) 重心側移距離 lateral displacement of the center of gravity; (4) 內在功除體重與走路距離 (the total internal

work done per unit mass and distance walked (a negative index of walking efficiency) (WE (-1)); 結果開刀者身體側移明顯比正常者幅度較大、走路負指數也較大高於控制組 21.4%，此結果顯示早期開刀於走路過程需較大的能量消耗，側移距離較大是因為身體在走路中需代償髖外展肌力之不足，造成更多能量消耗(Nankaku et al., 2007)。所以，三軸加速規對於髖關節術後可以計錄步態與重心多出的位移計算出與正常走路能量消耗的多寡。是否對於膝關節炎及膝關節置換術後將也是我們可研究的課題。

希望藉由高精密加速規對各種身體活動之計錄圖，由於高精密三軸加速規靈敏度非常高，諸如走、跑、爬樓梯時受試者之微小動作都能計錄到，再者，身體活動不同於三軸之加速度絕對不同，只是，這需要資料與經驗之累積；如是，未來研究重點之一，就是確立各種身體活動為何種加速圖譜。

另記憶模式，以 raw X、Y、Z 為記憶單位，如果可將向量大小 (vector magnitude) 也一併算出，於大量實驗中，在使用工具則更為簡單、方便。

參考文獻

- Almeras, N., Mimeault, N., Serresse, O., Boulay, M. R., & Tremblay, A. (1991). Non-exercise daily energy expenditure and physical activity pattern in male endurance athletes. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 63(3-4), 184-187.
- Aoyagi, Y., & Shephard, R. J. A model to estimate the potential for a physical activity-induced reduction in healthcare costs for the elderly, based on pedometer/accelerometer data from the Nakanajo Study. *Sports Med*, 41(9), 695-708.
- Bonomi, A. G., Plasqui, G., Goris, A. H., & Westerterp, K. R. (2009). Improving assessment of daily energy expenditure by identifying types of physical activity with a single accelerometer. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)* 107(3), 655-661.
- Borgonha, S., Shetty, P. S., & Kurpad, A. V. (2000). Total energy expenditure & physical activity level in chronically energy deficient Indian males measured by the doubly labelled water technique. *The Indian journal of medical research* 111, 138-146.
- Bouten, C. V., Westerterp, K. R., Verduin, M., & Janssen, J. D. (1994). Assessment of energy expenditure for physical

- activity using a triaxial accelerometer. *Med Sci Sports Exerc*, 26(12), 1516-1523.
- 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 and science in sports and exercise* 35(8), 1447-1454.
- Branson, R. D., & Johannigman, J. A. (2004). The measurement of energy expenditure. *Nutrition in Clinical Practice*, 19(6), 622-636.
- Bratteby, L. E., Sandhagen, B., Lotborn, M., & Samuelson, G. (1997). Daily energy expenditure and physical activity assessed by an activity diary in 374 randomly selected 15-year-old adolescents. *European journal of clinical nutrition* 51(9), 592-600.
- Bratteby, L. E., Sandhagen, B., & Samuelson, G. (2005). Physical activity, energy expenditure and their correlates in two cohorts of Swedish subjects between adolescence and early adulthood. *European journal of clinical nutrition* 59(11), 1324-1334.
- Campbell, K. L., Crocker, P. R., & McKenzie, D. C. (2002). Field evaluation of energy expenditure in women using Tritrac accelerometers. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(10), 1667-1674.

- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., & Margaria, R. (1963). External work in walking. *J Appl Physiol*, 18, 1-9.
- Crouter, S. E., Schneider, P. L., Karabulut, M., & Bassett, D. R., Jr. (2003). Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Medicine and science in sports and exercise* 35(8), 1455-1460.
- Daly, J. M., Heymsfield, S. B., Head, C. A., Harvey, L. P., Nixon, D. W., Katzeff, H., et al. (1985). Human energy requirements: overestimation by widely used prediction equation. *The American journal of clinical nutrition* 42(6), 1170-1174.
- Esparza, J., Fox, C., Harper, I. T., Bennett, P. H., Schulz, L. O., Valencia, M. E., et al. (2000). Daily energy expenditure in Mexican and USA Pima indians: low physical activity as a possible cause of obesity. *International journal of obesity and related metabolic disorders : journal of the International Association for the Study of Obesity* 24(1), 55-59.
- Eston, R. G., Rowlands, A. V., & Ingledew, D. K. (1998). Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 84(1), 362-371.
- Foster, R. C., Lanningham-Foster, L. M., Manohar, C.,

- McCrary, S. K., Nysse, L. J., Kaufman, K. R., et al. (2005). Precision and accuracy of an ankle-worn accelerometer-based pedometer in step counting and energy expenditure. *Preventive medicine*, 41(3-4), 778-783.
- Hendelman, D., Miller, K., Baggett, C., Debold, E., & Freedson, P. (2000). Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Medicine and science in sports and exercise* 32(9 Suppl), S442-449.
- Jacobs, D. R., Jr., Ainsworth, B. E., Hartman, T. J., & Leon, A. S. (1993). A simultaneous evaluation of 10 commonly used physical activity questionnaires. *Medicine and science in sports and exercise* 25(1), 81-91.
- Johnson, R. K., Russ, J., & Goran, M. I. (1998). Physical activity related energy expenditure in children by doubly labeled water as compared with the Caltrac accelerometer. *International journal of obesity and related metabolic disorders : journal of the International Association for the Study of Obesity* 22(11), 1046-1052.
- Kavouras, S. A., Sarras, S. E., Tsekouras, Y. E., & Sidossis, L. S. (2008). Assessment of energy expenditure in children using the RT3 accelerometer. *J Sports Sci*, 26(9), 959-966.

- Kim, T., Kim, Y., Yoon, H., & Shin, T. (2009). A preliminary study on estimation of energy expenditure at different locations of acceleration sensor during submaximal exercise. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2009*, 4902-4905.
- Kochersberger, G., McConnell, E., Kuchibhatla, M. N., & Pieper, C. (1996). The reliability, validity, and stability of a measure of physical activity in the elderly. *Arch Phys Med Rehabil, 77*(8), 793-795.
- Koizumi, D., Rogers, N. L., Rogers, M. E., Islam, M. M., Kusunoki, M., & Takeshima, N. (2009). Efficacy of an accelerometer-guided physical activity intervention in community-dwelling older women. *Journal of physical activity & health* 6(4), 467-474.
- Le Masurier, G. C., & Tudor-Locke, C. (2003). Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions. *Medicine and science in sports and exercise* 35(5), 867-871.
- Levine, J. A. (2005). Measurement of energy expenditure. *Public Health Nutrition, 8*(7a), 1123-1132.
- Maddison, R., Jiang, Y., Hoorn, S. V., Mhurchu, C. N., Lawes, C. M., Rodgers, A., et al. (2009). Estimating energy expenditure with the RT3 triaxial accelerometer. *Research quarterly for exercise and sport* 80(2), 249-256.

- Morillo, D. S., Ojeda, J. L., Foix, L. F., Rendon, D. B., & Leon, A. L. (2007). Monitoring and analysis of cardio respiratory and snoring signals by using an accelerometer. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007*, 3942-3945.
- Nankaku, M., Tsuboyama, T., Kakinoki, R., Kawanabe, K., Kanzaki, H., Mito, Y., et al. (2007). Gait analysis of patients in early stages after total hip arthroplasty: effect of lateral trunk displacement on walking efficiency. *J Orthop Sci, 12*(6), 550-554.
- O'Donovan, K. J., O'Keeffe, D. T., Grace, P. A., & Lyons, G. M. (2005). Accelerometer based calf muscle pump activity monitoring. *Med Eng Phys, 27*(8), 717-722.
- O'Sullivan, M., Blake, C., Cunningham, C., Boyle, G., & Finucane, C. (2009). Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age and ageing* 38(3), 308-313.
- Plasqui, G., & Westerterp, K. R. (2007). Physical activity assessment with accelerometers: an evaluation against doubly labeled water. *Obesity (Silver Spring), 15*(10), 2371-2379.
- Ramsey, J. J., Laatsch, J. L., & Kemnitz, J. W. (2000). Age and gender differences in body composition, energy expenditure, and glucoregulation of adult rhesus monkeys. *Journal of medical primatology*

29(1), 11-19.

Reilly, J. J., Kelly, L. A., Montgomery, C., Jackson, D. M., Slater, C., Grant, S., et al. (2006). Validation of Actigraph accelerometer estimates of total energy expenditure in young children. *International journal of pediatric obesity : IJPO : an official journal of the International Association for the Study of Obesity*

1(3), 161-167.

Rowlands, A. V., Thomas, P. W., Eston, R. G., & Topping, R. (2004). Validation of the RT3 triaxial accelerometer for the assessment of physical activity. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(3), 518-524.

Sirard, J. R., & Pate, R. R. (2001). Physical activity assessment in children and adolescents. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*

31(6), 439-454.

Stec, M. J., & Rawson, E. S. Estimation of resistance exercise energy expenditure using triaxial accelerometry. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*

26(5), 1413-1422.

Swan, P. D., Byrnes, W. C., & Haymes, E. M. (1997). Energy expenditure estimates of the Caltrac accelerometer for running, race walking, and stepping. *British journal of sports medicine*, 31(3), 235-239.

Trost, S. G., Ward, D. S., Moorehead, S. M., Watson, P. D.,

- Riner, W., & Burke, J. R. (1998). Validity of the computer science and applications (CSA) activity monitor in children. *Medicine and science in sports and exercise* 30(4), 629-633.
- Weir, J. B. (1949). New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. *The Journal of physiology* 109(1-2), 1-9.
- Westerterp, K. R., Verboeket-van de Venne, W. P., Bouten, C. V., de Graaf, C., van het Hof, K. H., & Weststrate, J. A. (1996). Energy expenditure and physical activity in subjects consuming full-or reduced-fat products as part of their normal diet. *The British journal of nutrition* 76(6), 785-795.
- Yngve, A., Nilsson, A., Sjostrom, M., & Ekelund, U. (2003). Effect of monitor placement and of activity setting on the MTI accelerometer output. *Med Sci Sports Exerc*, 35(2), 320-326.
- Zarrugh, M. Y., Todd, F. N., & Ralston, H. J. (1974). Optimization of energy expenditure during level walking. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 33(4), 293-306.