

整合於跑步機地面反作用力的量測裝置

黃灝緯*、李懿軒、蔡瀛慶、洪志遠、嚴成文

國立中山大學 機械與機電工程學系

(NSC101-2221-E110-004)

*Email: alembee@gmail.com

摘要

跑步機是健身及體能訓練最常見的輔助器具之一。在運動的過程中，如何有效的訓練並避免訓練過度造成運動傷害是相當重要的。

跑者的能量消耗是評估體能狀態的重要指標之一。我們可以由跑者的氧氣攝取量、心率及垂直方向作用力為判斷能量消耗的依據。本研究使用四個荷重元(load cell)安裝於跑步機的四個腳位，由頻域系統鑑別方法建立跑步機的動態模型，將荷重元受力訊號轉換成跑者真正施於跑帶的地面反作用力。利用地面反作用力計算出跑者的垂直方向作用力，以心率為依據建立特徵變數，估測跑者的體能狀態。

此建模方法經驗證，測試訊號的相關係數皆達到0.994以上，諧波失真皆小於0.012。在體能估測方面，本研究實驗人數為8位，實驗次數各9次，速度為時速8.5公里定速，跑程為30分鐘，於跑者運動同時量測跑者之心電圖及地面反作用力。由實驗數據歸納出以下發現：(1)跑程中地面反作用力強度(TVI_{IV})與心率為負相關，每筆實驗的相關係數皆小於-0.6且統計分析假設檢定皆具有顯著性 ($p\text{-value} < 3.7E-07$)。 (2) 跑程地面反作用力強度期望值(TVI_{IV} Mean)與心率回復率(HRR)為正相關，其相關係數為0.46，其統計分析假設檢定具有顯著性($p\text{-value} = 4.2E-05$)。 (3) 跑程地面反作用力強度期望值(TVI_{IV} Mean)與心率上升率亦為正相關，其相關係數為0.32，其統計分析假設檢定具有顯著性 ($p\text{-value} = 6.0E-03$)。

關鍵字：跑步機、荷重元、地面反作用力、心率

1. 前言

傳統評估跑者能量消耗的方法大多是透過量測跑者的氧氣攝取量(oxygen consumption, $\dot{V}O_2$)[1]。近年來的研究證實，跑者的能量消耗與其心率存在明確線性關係[2-4]。而攝氧速率與心率間的關係可由下式聯結[5]：

$$\dot{V}O_2 = HR \times V_s (C_aO_2 - C_vO_2) \quad (1)$$

其中 $\dot{V}O_2$ 是攝氧速率， V_s 為心搏量， C_aO_2 是動脈血氧氣量， C_vO_2 是混合靜脈血氧氣含量。因此我們可透過心率來估測跑者的能量消耗。另一方面，已

有研究指出，跑者的垂直方向作用力與能量消耗有正相關[6]。

其中，氧氣攝取量與心率在量測時皆須穿戴量測器材，在運動過程中有其不便性；而垂直方向作用力則需藉由量測跑者跑程中之地面反作用力 (ground reaction force, GRF) 作為訊號來源，並利用其訊號進行後續指標的計算與估測。目前國外雖然已有研究單位建構出具有量測運動時地面反作用力之跑步機，但為了要確保其具有瞬時系統的特性，這些跑步機台的剛性要求極高，這也造就了機台笨重且造價也甚為昂貴[7-8]。

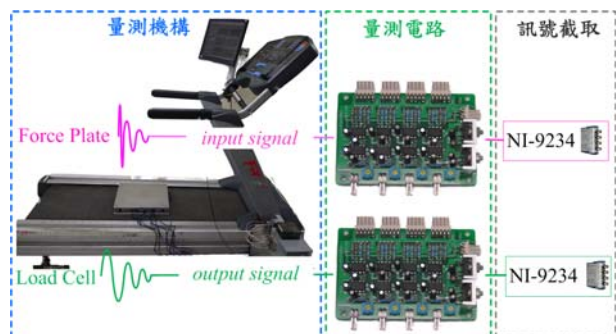
本研究利用荷重元設計的跑步機地面反作用力量測裝置，可用於一般市售跑步機，並使用頻域系統識別方法求得跑步機的原始動態模型，推算跑者實際的地面反作用力。相較於過去之研究可大幅降低量測成本及提高普遍使用之可能性。

2. 量測系統設計

2.1 跑步機建模平台

2.1.1 訊號擷取

擷取訊號的介面是採用美商國家儀器公司(National Instruments, NI) 所製造的訊號擷取卡 NI-9234、機箱 NI-cDAQ9174，訊號取樣頻率設定為2048Hz，並加裝放大電路來處理荷重元所產生之電壓訊號。放大電路由 OP177 組成，如圖一之量測電路所示，其中放大倍率為1000倍。



圖一：跑步機建模平台

2.1.2 感測元件—荷重元(Load cell)

將四個荷重元安裝於跑步機的四個腳位，荷重元受力訊號即為跑步機輸出訊號。

荷重元內部的應變規(Strain gage)是一種將應力轉為電壓訊號的感測器。其原理是利用金屬導線電阻值之變化來量測應變量，再利用惠斯通電橋(Wheatstone bridge)來量測未知電阻。因應變規由應變而產生的電阻值變化非常微弱，通常約為 10^{-3} 到 $10^{-4}\Omega$ ，故需要惠斯通電橋(Wheatstone bridge)測量其變化微弱的電阻值，最後再利用放大器將訊號處理成所需之電壓。本研究使用之荷重元為 SensoLink 公司製造，型號為 SLP1 一端固定型，長為 5.12inch、寬為 1.25inch。(圖二所示)



圖二：荷重元

2.1.3 測力板(Force plate)

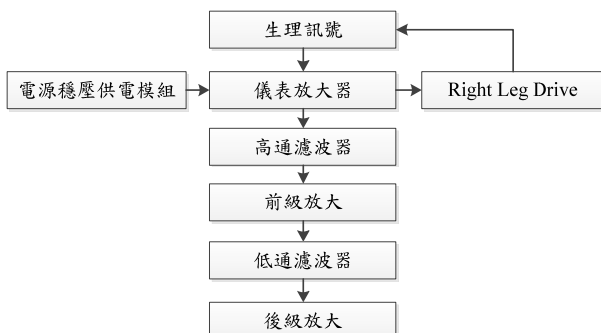
測力板以荷重元加以改裝而成。為了量測受測者在平台上踏步的真實地面反作用力，平台須為剛體結構。因此在選用平台構件時，構件的剛性必須要足夠且組裝單純。放置位置如圖一量測機構區塊所示。



圖三：測力板

2.2 生理訊號量測平台

心電圖量測電路流程如圖四。



圖四：心電圖量測電路訊號處理流程

心電圖訊號中包含了共模訊號(common mode)和差模訊號(differential mode)。共模訊號屬於雜訊部分，差模訊號屬於所要量測的訊號；而儀表放大器可

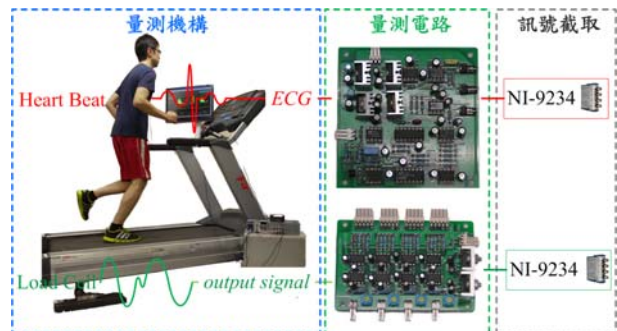
將兩輸入端都存在的 60Hz 共模訊號作一定程度的消除，並將所需要差模訊號放大。本文使用的是 Analog Devices AD620 儀表放大器，此放大器具有 $10G\Omega$ 高輸入阻抗，可以避免因電阻的分壓不均而造成訊號的衰減和負載效應所照成的失真。而其 110dB 的共模拒斥比(CMRR)能有效的達到消除共模訊號。

由於共模訊號還包含 60Hz 的諧波高頻訊號，而儀表放大器的共模拒斥比對於高頻訊號會變差，導致雜訊不能有效抑制。所以需要一個負迴授，使共模訊號在輸入儀表放大器前做共模訊號最小化的動作。Right leg drive 即為此迴授系統，其增益設為 8 倍。

高通濾波器設計方面，由於身體的表面有些微的直流偏移，若沒有對直流偏移作適當的減小，在後端的高倍率放大時會造成放大器的輸出飽和導致失真。而直流偏移即一個接近 0.05Hz 的低頻訊號，故將高通濾波器的截止頻率設為 0.05Hz，抑制此低頻訊號。

低通濾波器是將 60Hz 的諧波高頻訊號做濾除，截止頻率設定為 100Hz。

此量測平台於跑者跑步時同時量測荷重元受力與心電圖，做為體能估測與建立生理特徵變數的訊號來源，如圖五。

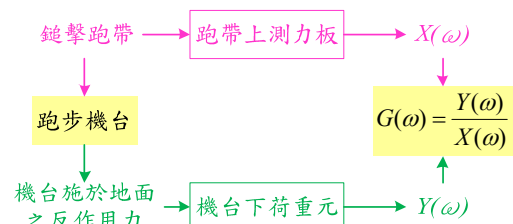


圖五：生理訊號量測平台

3. 跑步機動態模型

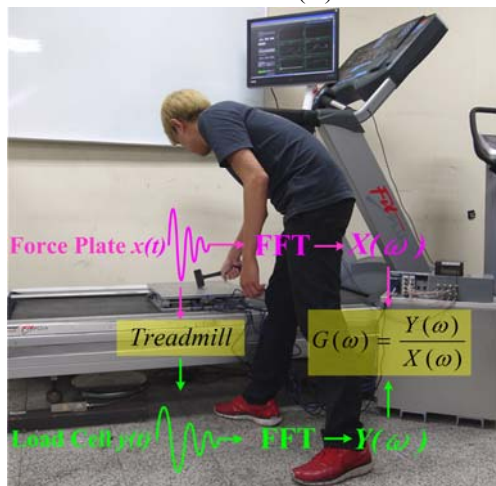
3.1 跑步機建模

參考文獻[9-10]之建模方法，使用頻域系統鑑別求得跑步機的動態模型，藉由輸入脈衝訊號求得跑步機的動態系統，概念如下：



圖六：建模流程圖

敲擊跑帶上的測力板模擬脈衝輸入函數 $x(t)$ 以及輸出訊號 $y(t)$ (圖七)。將時域訊號 $x(t)$ 與 $y(t)$ 經快速傅立葉轉換(FFT)求得頻域訊號 $X(\omega)$ 與 $Y(\omega)$ 。跑步機動態系統模型即可由 $G(\omega) = \frac{Y(\omega)}{X(\omega)}$ 求得。



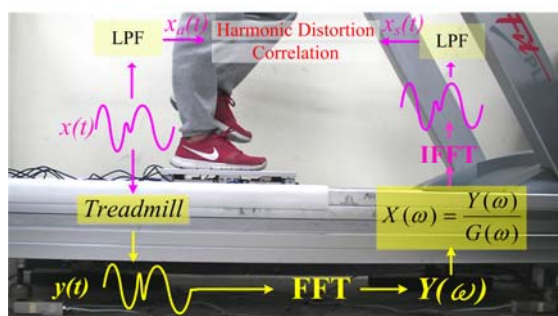
圖七：建模訊號處理流程圖

3.2 驗證模型

由於跑步機實際運轉時，我們無法於跑帶上架設感測器。故我們在跑步機台上的測力板進行原地跑步，模擬真實跑步時的步伐波形。

由於跑步訊號的頻寬約為 25Hz 以下，故將低通濾波器(LPF)之截止頻率設為 25Hz。將荷重元受力訊號 $y(t)$ 經快速傅立葉轉換(FFT)並代入動態系統數學模式，再經由反傅立葉轉換(IFTT)以及低通濾波器進行濾波後，即可估算出跑者實際作用於跑帶的地面反作用力估測值 $x_s(t)$ 。訊號處理流程如圖八。

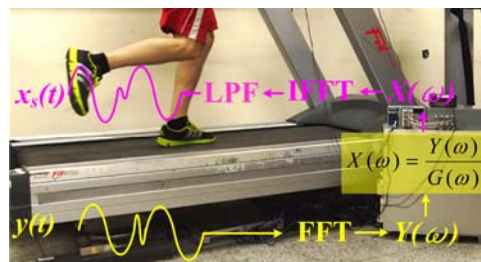
計算 $x_s(t)$ 與 $x_a(t)$ 的正規化時域訊號，再比較其諧波失真 (harmonic distortion) 與相關係數 (correlation coefficient) 判斷模型的準確性。



圖八：模型驗證

3.3 地面反作用力估測

將跑步時荷重元受力訊號 $y(t)$ 經FFT得到其頻域訊號 $Y(\omega)$ ，帶入跑步機動態系統模型後，經IFFT與低通濾波器即可得到估測GRF訊號 $x_s(t)$ ，如圖九。

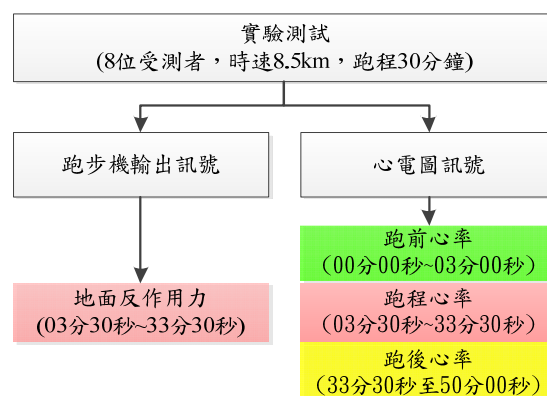


圖九：估測地面反作用力訊號流程圖

4. 實驗流程

實驗全程為 50 分鐘，包含跑前 ECG 量測(3 分鐘)、跑程 GRF 與 ECG 訊號擷取(30 分鐘)、跑後 ECG 量測(16.5 分鐘)。實驗流程如圖十。

跑前心率(圖十綠色方塊)用於評估跑者受測前的身體狀況，做為計算此次跑程心率上升率的基準。運動開始後同時量測跑程心率與地面反作用力(圖十紅色方塊)，並以心率為依據建立步態特徵變數，估測跑者跑程中體能變化的情形。跑後心率(圖十黃色方塊)用於計算跑者心率回復率，評估跑者心肺功能與此次跑程能量消耗程度。



圖十：實驗流程

表一：受測者基本資料

年齡	24 ± 1.41
性別	男 (8)
身高(cm)	175 ± 5.03
體重(kg)	71.81 ± 11.00
BMI	23.14 ± 2.93

5. 生理訊號特徵變數

5.1 ECG訊號特徵變數

5.1.1 心率 (Heart Rate, HR)

由量測得到的心電圖訊號中，取其 R -peak 與 R -peak 的間隔(RR Interval, RRI)，再用 60 除以 RRI 計算出對應的心率。

5.1.2 心率回復率(Heart Rate Recovery, HRR)

在跑者中止運動後，觀察心跳下降的速度，此即為心率回復率。過去研究指出，HRR 與死亡率有相關性，可做為表示跑者心肺功能的指標之一。本文定義心率回復率如下[11]：

$$HRR = EHR30 - AHR60 \quad (2)$$

$EHR30$ = 跑程最後 30 秒平均心率

$AHR60$ = 跑後第 60 秒後五個心率的平均值

5.1.3 心率上升率

為了計算跑者心率上升的程度，我們定義心率上升率如下：

$$\text{心率上升率} = \frac{\text{跑程心率中值}}{\text{跑前30~180秒平均心率}} \quad (3)$$

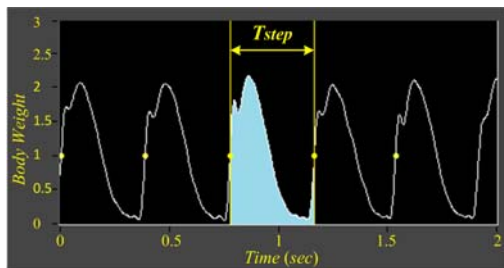
5.2 GRF訊號特徵變數

5.2.1 垂直地面反作用力 (Total Vertical Impulse, TVI_v)

將 GRF 訊號減去跑步全程的 GRF 平均值，利用越零點定義每步步伐索引(圖十一中黃點)以及每步步伐時間(T_{step})。將 GRF 訊號進行以下計算，得出每一步的垂直方向作用力(圖十一中淺藍色面積即為每步 TVI_v)[12]。

$$TVI_v = \frac{\int_0^{T_{step}} (GRF) dt}{W} \quad (4)$$

其中， W 為跑者體重。



圖十一：GRF 波形

5.2.2 地面反作用力強度 (TVI_{iv})

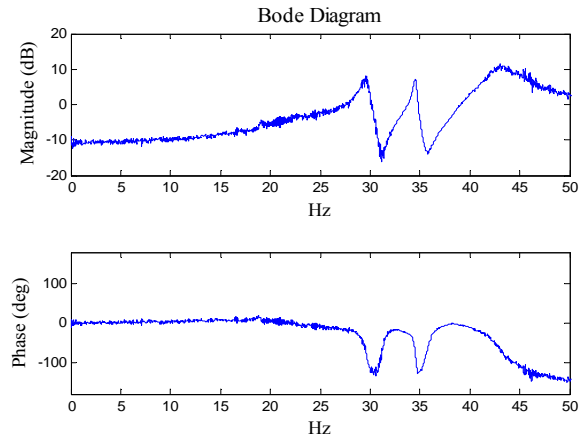
為了計算跑步過程中每一步單位時間(sec)所承受的 TVI_v ，將每步步伐的 TVI_v 除以步伐時間 T_{step} ，此指標即為地面反作用力強度(TVI_{iv})。

$$TVI_{iv} = \frac{\int_0^{T_{step}} (GRF) dt}{T_{step} * W} \quad (5)$$

6. 實驗結果

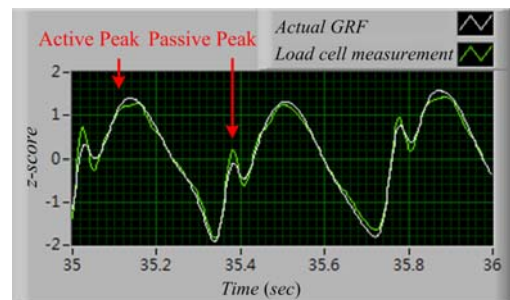
6.1 跑步機動態模型

圖十二即跑步機動態系統波德圖：

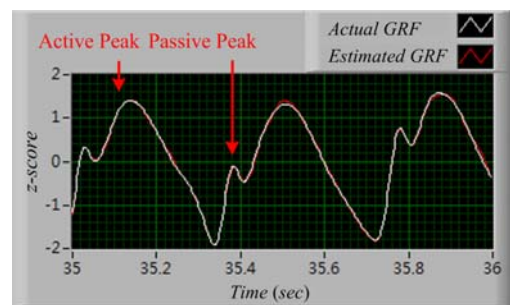


圖十二：跑步機動態模型波德圖

模型驗證的測試資料共 10 筆。由圖十三我們可以發現，若荷重元受力訊號沒有經過動態模型轉換(圖十三綠色波形)，在 passive peak 有高频放大的現象，與跑步機 GRF 訊號(圖十三白色波形)相比明顯失真；將荷重元受力訊號經過動態模型轉換後(圖十四紅色波形)，高频放大的現象則明顯改善。使用此建模方法，測試訊號的相關係數皆達到 0.994 以上，谐波失真皆小於 0.012。



圖十三：真實GRF與荷重元受力

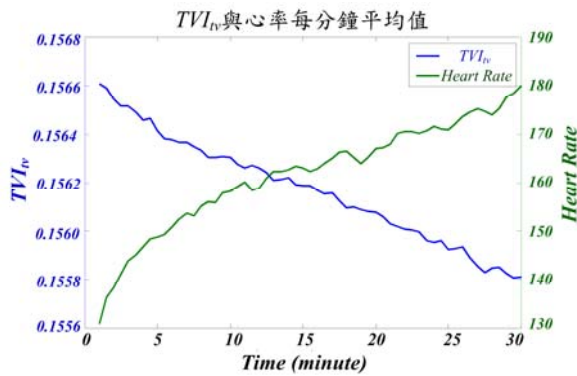


圖十四：真實GRF與估測GRF

6.2 垂直方向作用力與心率

6.2.1 TVI_{iv} 與心率

透過移動視窗的方法，視窗大小為 60 秒，每次移動 30 秒，計算視窗內的 TVI_{iv} 平均值與心率平均值。



圖十五：TVIIV與心率平均值

由圖十五可看出心率與 TVIIV 呈現高度負相關，且其餘受測者也呈現相同趨勢。每筆實驗資料的相關係數皆小於 -0.6，且統計分析假設檢定皆具有顯著性 ($p\text{-value} < 3.7\text{E-}07$)，如表二及表三。

表二：TVIIV 與心率相關係數

TVIIV & Heart Rate correlation coefficient									
受測者	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	-0.96	-0.95	-0.98	-0.97	-0.89	-0.95	-0.98	-0.92	-0.95
B	-0.92	-0.88	-0.74	-0.93	-0.61	-0.89	-0.91	-0.90	-0.90
C	-0.72	-0.72	-0.93	-0.93	-0.89	-0.76	-0.85	-0.64	-0.92
D	-0.87	-0.77	-0.86	-0.86	-0.86	-0.70	-0.83	-0.82	-0.84
E	-0.93	-0.90	-0.85	-0.83	-0.97	-0.89	-0.91	-0.92	-0.92
F	-0.88	-0.92	-0.83	-0.90	-0.88	-0.85	-0.77	-0.90	-0.91
G	-0.86	-0.69	-0.67	-0.87	-0.83	-0.89	-0.65	-0.81	-0.85
H	-0.95	-0.91	-0.90	-0.93	-0.84	-0.90	-0.92	-0.88	-0.90

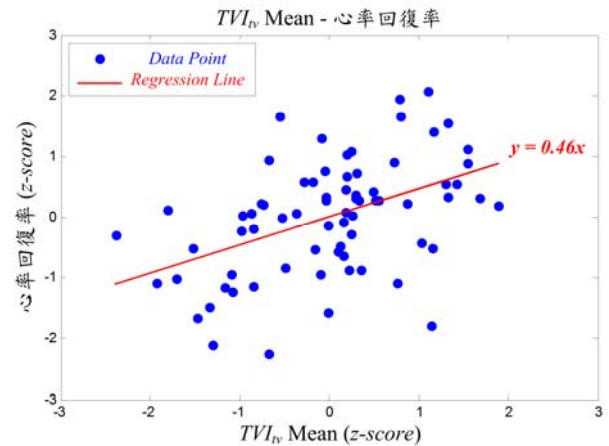
表三：TVIIV 與心率相關係數假設檢定

TVIIV & Heart Rate hypothesis test ($p\text{-value}$)									
受測者	1	2	3	4	5	6	7	8	9
A	4.E-32	7.E-31	2.E-39	4.E-38	1.E-20	5.E-30	5.E-40	4.E-24	4.E-30
B	3.E-24	1.E-19	2.E-11	6.E-26	4.E-07	5.E-21	2.E-23	2.E-22	9.E-22
C	1.E-10	1.E-10	2.E-26	7.E-27	9.E-21	2.E-12	2.E-17	5.E-08	1.E-24
D	2.E-19	9.E-13	2.E-18	5.E-18	2.E-18	8.E-10	4.E-16	4.E-15	1.E-16
E	5.E-26	9.E-23	7.E-18	2.E-16	3.E-38	1.E-20	6.E-23	3.E-24	4.E-24
F	1.E-19	2.E-24	6.E-16	4.E-22	3.E-20	2.E-17	2.E-12	3.E-22	1.E-23
G	4.E-18	1.E-09	5.E-09	7.E-19	4.E-16	7.E-21	2.E-08	9.E-15	3.E-17
H	8.E-31	1.E-23	3.E-22	5.E-27	8.E-17	5.E-22	5.E-25	3.E-20	1.E-22

6.2.2 TVIIV與心率回復率

本項特徵變數的重點在於跨跑程分析。為了消除個人差異，我們將個人 9 筆實驗的 TVIIV 期望值 (TVIIV Mean) 與 HRR 做 Z 值 (Z-score) 標準化。將 TVIIV Mean 與 HRR 的 Z 值進行相關性與迴歸分析 (regression

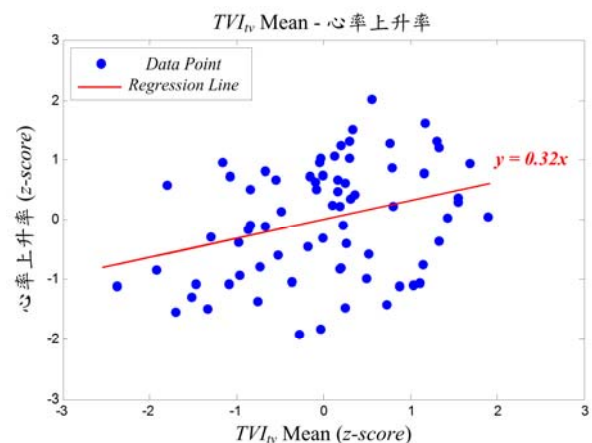
analysis)。兩者的相關係數為 0.46，且統計分析假設檢定具有顯著性 ($p\text{-value} = 4.2\text{E-}05$)。線性迴歸式為 $y = \beta_1 x = 0.46x$ (圖十六)，且 β_1 的假設檢定 ($t\text{-test}$) 具顯著性 ($p\text{-value} = 4.1\text{E-}05$)。



圖十六：TVIIV Mean與心率回復率

6.2.3 TVIIV與心率上升率

本項特徵變數的重點亦為跨跑程分析。故將兩項特徵變數經 Z 值標準化後進行相關性與迴歸分析。兩者的相關係數為 0.32，且統計分析假設檢定具有顯著性 ($p\text{-value} = 6.0\text{E-}03$)。線性迴歸式為 $y = \beta_1 x = 0.32x$ (圖十七)，且 β_1 的假設檢定具有顯著性 ($p\text{-value} = 6.0\text{E-}03$)。



圖十七：TVIIV Mean與心率上升率

由於心率上升率與心率回復率皆與運動強度、能量消耗具有正相關，而 TVIIV Mean 又與此兩項指標具有正相關。故我們可以藉由 TVIIV Mean 估測此次運動的運動強度與消耗的能量，做為提升訓練效率的參考變量。

7. 結論

本建模方法所建立之跑步機地面反作用力量測

平台可以有效估測跑步機上跑者之地面反作用力，並可利用地面反作用力強度(TVI_{IV})指標與心率間的相關性，評估跑者的體能狀態。

8. 誌謝

本論文為國科會編號NSC101-2221-E110-004之計畫，由於國科會的支持，使本計畫得以順利進行，特此致上感謝之意。

9. 參考文獻

1. da Cunha FA, Farinatti Pde T, Midgley AW. Methodological and practical application issues in exercise prescription using the heart rate reserve and oxygen uptake reserve methods. *J Sci Med Sport*. 2011;14:46-57.
2. Achten J, Jeukendrup AE. Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med*. 2003;33:517-38.
3. Smolander J, Juuti T, Kinnunen ML, Laine K, Louhevaara V, Männikkö K, Rusko H. A new heart rate variability-based method for the estimation of oxygen consumption without individual laboratory calibration: application example on postal workers. *Appl Ergon*. 2008;39:325-31.
4. Green JA. The heart rate method for estimating metabolic rate: review and recommendations. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol*. 2011;158:287-304.
5. Fick, A. 1870. Über die Messung des Blutquantums in den Herzventrikeln. *Sitz. Physik. Med. Ges.* 2, 16.
6. Heise GD, Martin PE. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *Eur J Appl Physiol*. 2001;84:438-42.
7. Dierick F, Penta M, Renaut D, Detrembleur C. A force measuring treadmill in clinical gait analysis. *Gait Posture*. 2004;20:299-303.
8. Collins SH, Adamczyk PG, Ferris DP, Kuo AD. A simple method for calibrating force plates and force treadmills using an instrumented pole. *Gait Posture*. 2009;29:59-64.
9. 蔡宗儒，2011，建構跑步機的地面反作用力量測平台，碩士論文，國立中山大學機械與機電工程學系研究所。
10. 郭富彰，2012，估測跑步機上跑步時垂直地面反作用力與心率關係，碩士論文，國立中山大學機械與機電工程學系研究所。
11. 蔡瀛慶，2014，估測跑步時垂直地面反作用力對心率變動的影響，碩士論文，國立中山大學機械與機電工程學系研究所。
12. 李懿軒，2013，跑步之垂直地面反作用力與心率恢復速度，碩士論文，國立中山大學機械與機電工程學系研究所。

A ground reaction force measuring devices for treadmills

J.W.Huang*, Y.H.Lee, Y.C.Tsai,
C.Y.Hong, C.W.Yen

Department of Mechanical Engineering,
National Sun Yat-sen University

(NSC101-2221-E110-004)

*Email: alembee@gmail.com

Abstract

Treadmill is one of the most popular auxiliary equipment in fitness and exercise activities. Nowadays, avoiding overtraining and exercise injury are the top issues in the exercise training.

The runner's energy consumption is an important index to evaluate the physical condition, and we could estimate energy consumption by oxygen consumption (VO_2)、heart rate (HR) and total vertical impulse. This project install four load cells at treadmill's four support pins. By system identification method, we can estimate the runner's ground reaction force (GRF) from the load cell output signals. We can calculate the strength of total vertical impulse (TVI_{IV}) from GRF, and evaluate the runner's fitness condition based on the relation between heart rate and TVI_{IV} features.

For modeling verification, the correlation coefficient of test signals is above 0.994, the harmonic distortion is less than 0.012. For physical condition estimation, eight runners were asked to perform nine running tests. The running speed is 8.5 km/hour and the duration is 30 minutes. We found the following results: (1) A significant negative correlation between TVI_{IV} and HR during running ($r < -0.6$, p -value $< 3.7E-07$). (2) A significant positive correlation between expected value of TVI_{IV} (TVI_{IV} Mean) and heart rate recovery ($r = 0.46$, p -value $= 4.6E-05$). (3) A significant positive correlation between TVI_{IV} Mean and heart rate increasing rate ($r = 0.32$, p -value $= 6.0E-03$).

Keywords : treadmill、load cell、GRF、heart rate