

## 第十三屆 NI 應用徵文競賽

### 1. 主題

跑步機生理狀態與復健成效評估系統

### 2. 作者

洪志遠 中山大學機械與機電工程學系 博士班研究生

黃瀨緯 中山大學機械與機電工程學系 碩士班研究生

魏誌良 中山大學機械與機電工程學系 碩士班研究生

嚴成文 中山大學機械與機電工程學系 教授

### 3. 參賽組別

生命科學

### 4. 挑戰

跑步機是健身及醫療復健的常用輔助器具。藉由評估訓練的成效，可幫助使用者設計適合的訓練課程，而地面反作用力則是評估步態運動的關鍵指標。目前雖有研究單位建構出具有量測運動時地面反作用力的跑步機，但為了避免訊號受到機台振動影響，這些機台的剛性極高，造成機台笨重、價格昂貴的缺點。為了將此項指標應用於剛性較低的家用跑步機，本研究擬發展一套量測機構與方法，建立跑步機的生理評估與復健成效功能，提高跑步機的附加價值。

### 5. 使用產品

NI-9234

NI-cDAQ 9174

LabVIEW 8.2

### 6. 使用證言

NI-cDAQ 對於擷取卡模組化的設計，在使用上具有更多彈性。利用 NI-DAQmx 以及 LabVIEW 提供的虛擬儀表概念，可在極短的時間之內完成訊號量測系統，專注於演算法的開發。

### 7. 解決方案

使用 NI 產品與荷重元建構跑步機地面反作用力的量測裝置，由系統鑑別方法求得跑步機的動態模型，成功開發具有步態評估功能的跑步機實驗平台；並針對地面反作用力建立不同的特徵參數，做為使用者生理狀態以及復健成效的評估指標。

## 8. 介紹

### 8.1 動機：

健身產業近年來快速發展，跑步機則是其中最為普及的產品。除了具有體能訓練功能，在醫療復健上也極具價值。在運動的過程中，如何有效的訓練並且避免訓練過度所造成的運動傷害，是相當重要的課題。此外，在下肢功能的復健上，如何預防跌倒，或是有效追蹤患者復健過程，也是十分重要的一環。

但若沒有以生理訊號為基礎，提供量化的生理狀態指標，則難以建立有效的評量標準。而在訓練過程中，也缺乏即時監測與回饋使用者動態變化的機制，無法針對使用者提供個人化資訊，協助使用者更有效率的訓練與復健，

在評估體能狀態方面，跑者的能量消耗是重要指標之一。近年來的研究證實，跑者的垂直方向作用力與能量消耗具有正相關。人類也藉由調整雙足施於地面之作用力與反作用力來維持運動時的動態平衡，故地面反作用力的步態特徵也是評估復健成效的重要指標。而跑步機可視為一大型測力板，除了於跑帶靜止時量測使用者靜態動作的穩定性外，還可量測使用者於跑帶走動時的動態平衡狀況。

垂直方向作用力與步態需藉由量測使用者訓練過程中之地面反作用力作為訊號來源，再利用其訊號進行後續指標的計算與估測。但一般家用跑步機的重量較輕且剛性較低，訊號容易受到機台振動影響而失真，造成估測誤差。

中山大學機電所睡眠生理訊號實驗室希望能將此項生理資訊加以推廣，除了發展一套量測機構與估測方法解決機台震動的問題，並建立各項生理狀態特徵變數，以 LabVIEW 人機介面發展跑步機生理回饋系統(bio-feedback system)，即時反應使用者的生理狀況。相較於以往將跑步機剛性提高、質量加重的方法，大幅降低量測成本及提高普遍使用之可能性。而人機介面更可提高使用時的訓練效率與趣味性。

### 8.2 量測系統設計

本研究選用具有 24 位元高解析度的 NI-9234 做為訊號擷取卡，提高取樣精度。將四個荷重元(load cell)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。

#### ▪ 跑步機建模平台

將高剛性測力板置於跑帶上做為敲擊跑步機時地面反作用力(GRF)的輸入訊號量測機構。訊號由電路放大後，以 NI-cDAQ9174 做為訊號截取介面，藉由 LabVIEW 與 signal processing toolkit 做訊號處理與運算，並將結果顯示於人機介面，協助使用者即時判斷訊號品質 (圖 1)：

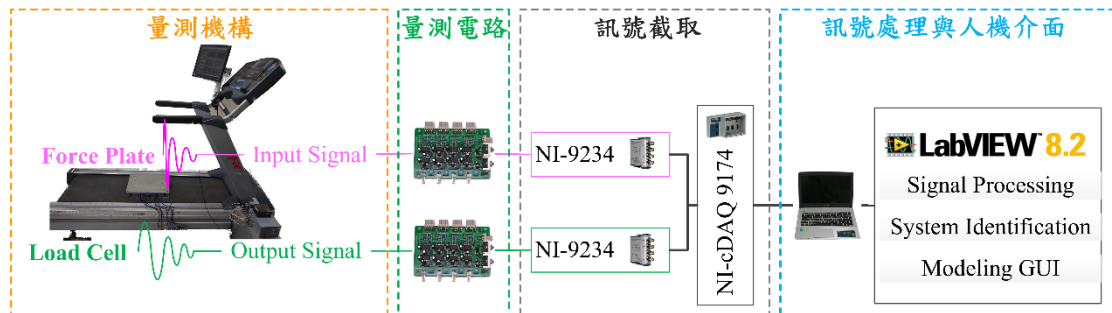


圖 1. 跑步機建模平台

#### ■ 生理訊號量測平台

此量測平台於跑者跑步同時量測跑者的地面反作用力與心電圖(ECG)，做為體能估測與建立生理特徵變數的訊號來源 (圖 2)：

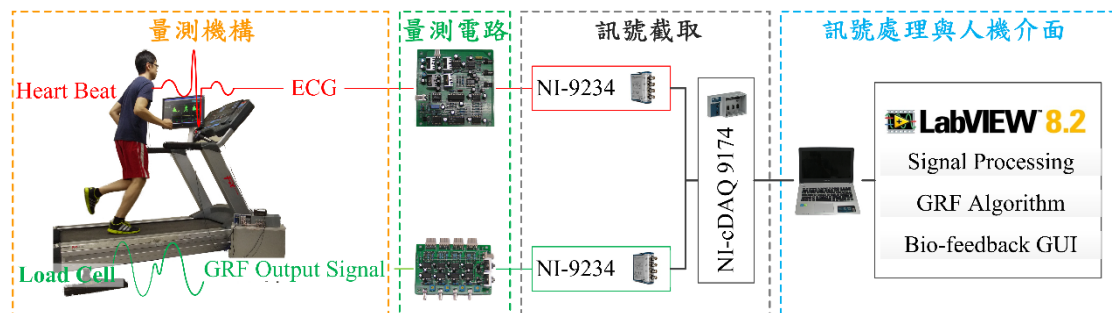
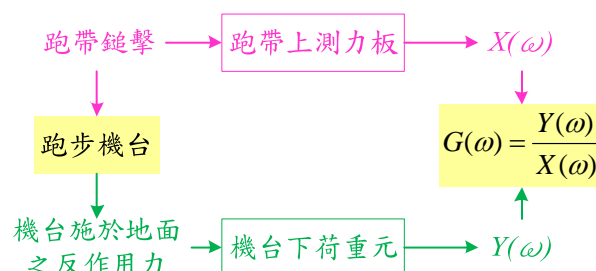


圖 2. 生理訊號量測平台

### 8.3 跑步機動態模型

#### ■ 跑步機建模

本研究使用頻域系統鑑別方法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：



先敲擊跑帶上的測力板模擬脈衝函數  $x(t)$  (圖 3)，以 LabVIEW 8.2 計算出此訊號的頻譜  $X(\omega)$ ，再由人機介面判讀時域與頻域訊號是否符合脈衝函數的特性。若符合脈衝函數特性，再進一步驗證此筆數學模式的正確性(圖 4)。



圖 3. 跑步機建模

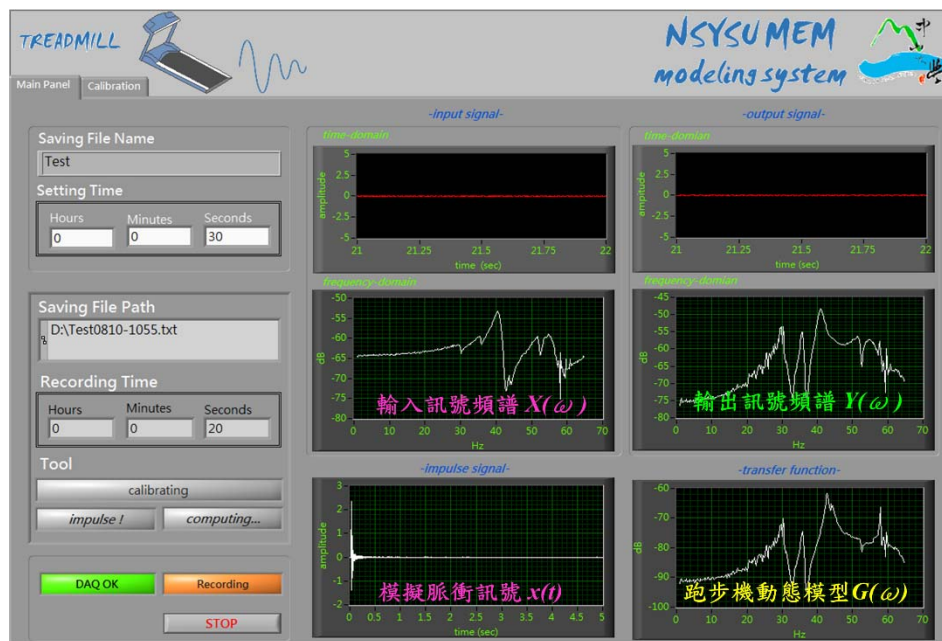


圖 4. 跑步機建模系統人機介面

#### ■ 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，如圖 5。

將荷重元受力訊號  $y(t)$  經快速傅立葉轉換(FFT)代入動態系統數學模式，再經反傅立葉轉換(IFFT)得到估測 GRF 訊號  $x_s(t)$ 。由於跑步訊號的頻寬約為 25Hz 以下，故將訊號經過低通濾波器後，求出跑者實際作用於跑帶的地面反作用力估測值，再比較其諧波失真(harmonic distortion)與相關係數(correlation coefficient)判斷系統模式的準確性。



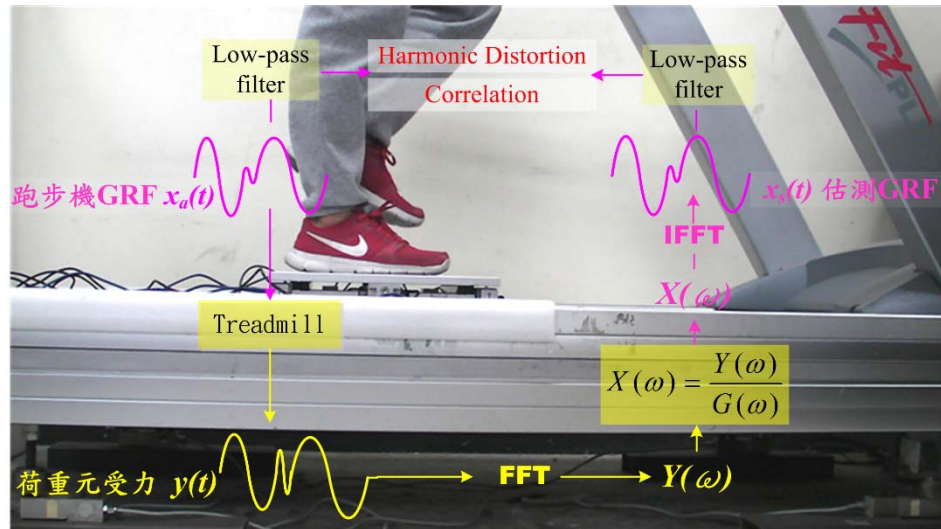


圖 5. 跑步機模型驗證

模型驗證的測試資料共 10 筆。由圖 6 我們可以發現，若荷重元受力訊號  $y(t)$  沒有經過動態模型轉換(圖 6 綠色波形)，在 passive peak 有高频放大的現象，與跑步機 GRF 訊號(圖 6 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 7 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。

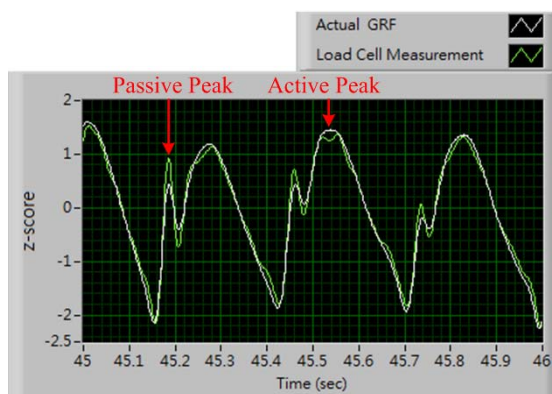


圖 6. 真實 GRF 與荷重元受力

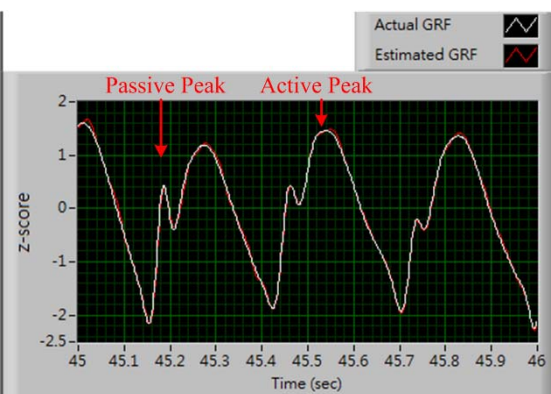


圖 7. 真實 GRF 與估測 GRF

#### ■ 地面反作用力訊號估測

將跑步時荷重元受力訊號  $y(t)$  經 FFT 得到其頻域訊號，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  $x(t)$ ，如圖 8。

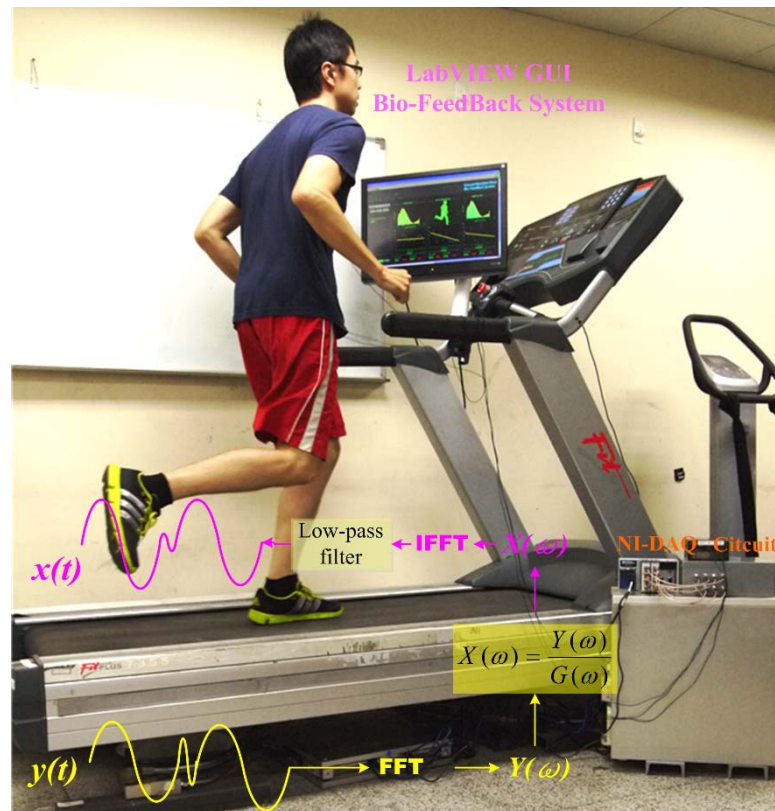


圖 8. 跑步實驗與地面反作用力估測

#### 8.4 實驗架構

實驗全程為 50 分鐘，包含跑前 ECG 量測、跑程 GRF 與 ECG 訊號擷取(30 分鐘)、跑後 ECG 量測。實驗流程如圖 9。

跑前心率(圖 10 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 10 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 10 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。

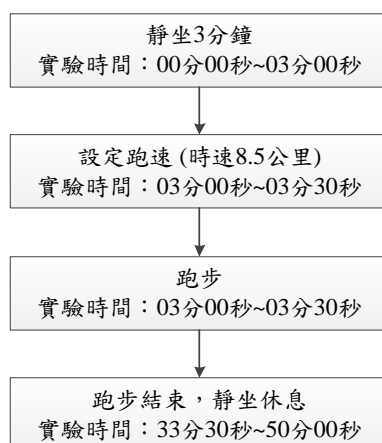


圖 9. 實驗流程圖

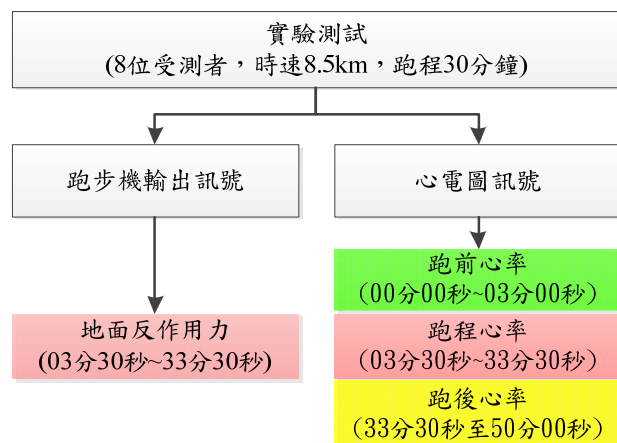


圖 10. 訊號截取時段

受測者基本資料如表 1。

表 1 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

## 8.5 生理訊號特徵變數：

### ■ ECG 訊號特徵變數

#### (1) 心率 (Heart Rate, $HR$ )

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,  $VO_2$ )。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。而攝氧速率與心率間的關係如下：

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

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。

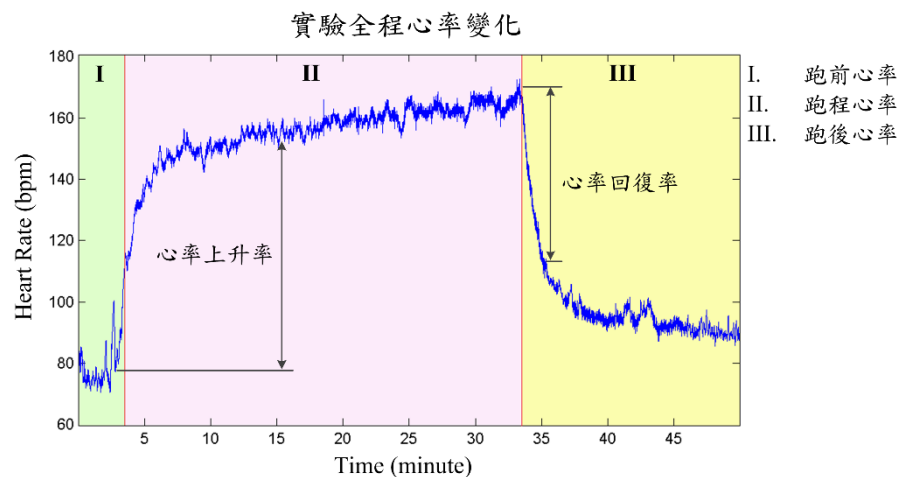


圖 11. 實驗全程心率變化

#### (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：

心率回復率=跑程最後 30 秒平均心率-跑後第 60 秒後五個心率的平均值

### (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：

$$\text{心率上升率} = \frac{\text{跑程心率中值}}{\text{跑前 30 秒~跑前 180 秒的平均心率}}$$

### ■ GRF 訊號特徵變數

#### (1) 垂直地面反作用力 (Total Vertical Impulse, $TVI_v$ )

我們將 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 12 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 12 中淺藍色面積即為每步  $TVI_v$ )。

$$TVI_v = \frac{\int_0^{T_{step}} (GRF) dt}{W} \quad (8.5.2)$$

其中， $W$  為跑者體重。

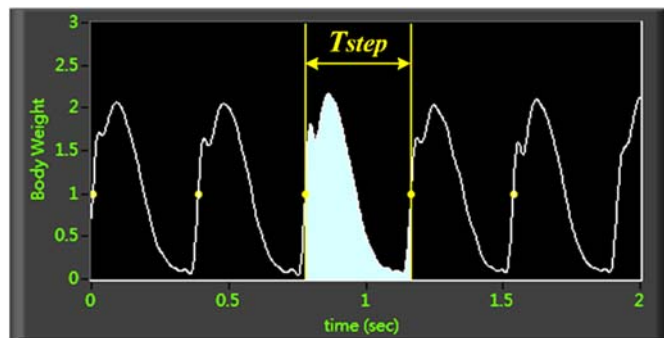


圖 12. GRF 步伐波形

#### (2) 地面反作用力強度 ( $TVI_{tv}$ )

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 ( $TVI_{tv}$ )。

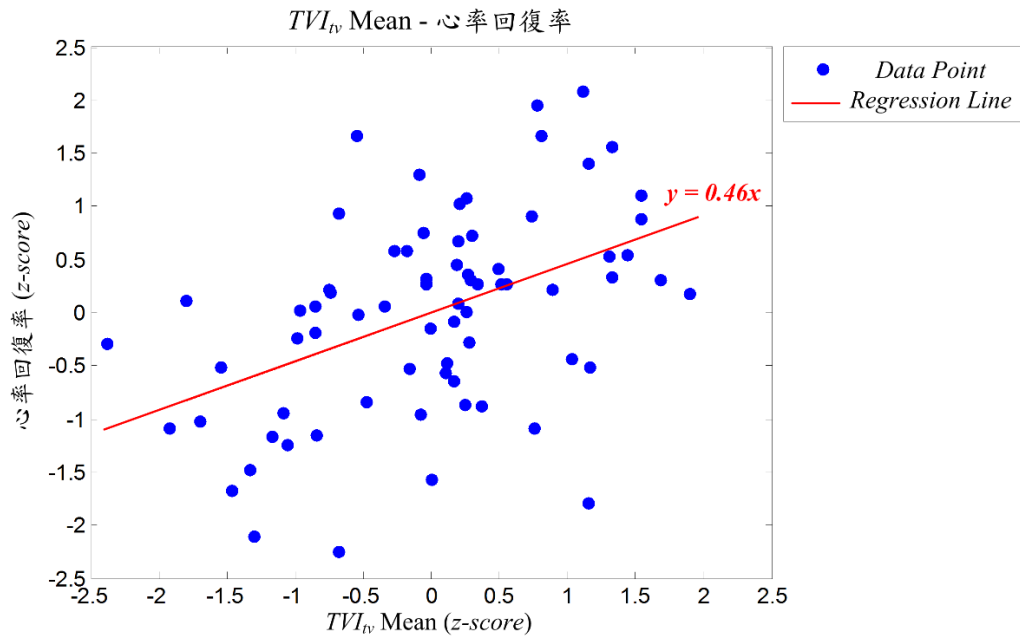
$$TVI_{tv} = \frac{\int_0^{T_{step}} (GRF) dt}{T_{step} * W} \quad (8.5.3)$$

### ■ 實驗結果

#### (1) 地面反作用力強度 ( $TVI_{tv}$ ) 與心率回復率 ( $HRR$ )

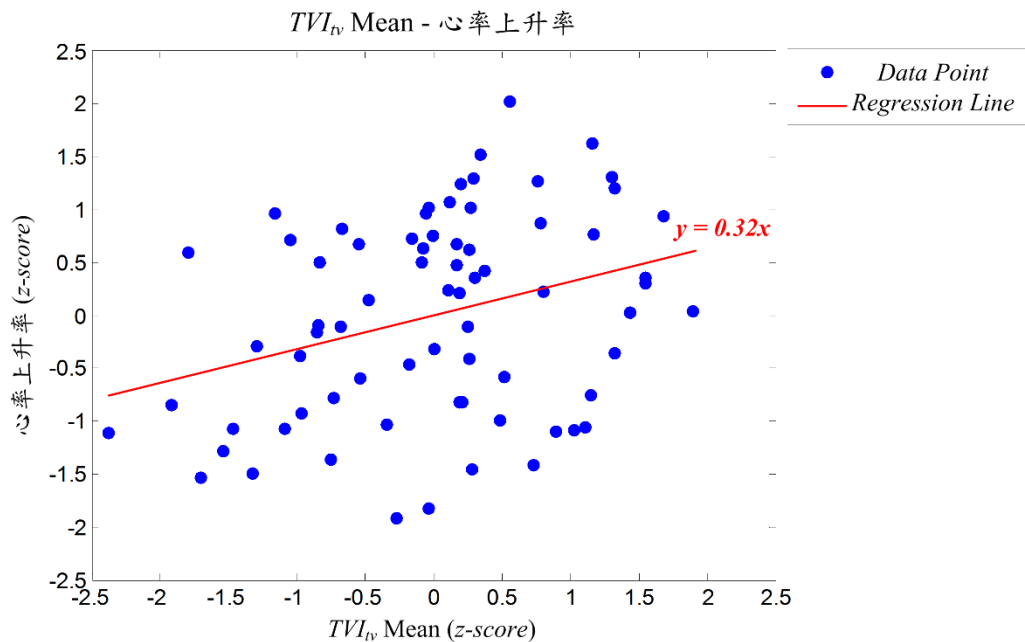
本項特徵變數的重點在於跨跑程分析。為了消除個人差異，我們先將個人 9 筆實驗的  $TVI_{tv}$  期望值 ( $TVI_{tv}$  Mean) 與  $HRR$  做  $Z$  值 ( $Z$ -score) 標準化。將  $TVI_{tv}$  Mean 與  $HRR$  的  $Z$  值做迴歸分析 (regression analysis)。兩者具正相關 (圖 13， $y = \beta_1 x = 0.46x$ )，且  $\beta_1$  的假設檢定 ( $t$ -test) 具顯著性 ( $p$ -value = 4.5E-05)。





(2) 地面反作用力強度( $TVI_{IV}$ )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 值標準化後進行迴歸分析。兩者亦具有正相關(圖 14,  $y = \beta_1 x = 0.32x$ ), 且  $\beta_1$  的假設檢定具有顯著性( $p\text{-value} = 0.006$ )。



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  $TVI_{IV}$  Mean 又與此兩項指標具有正相關。故我們可以藉由  $TVI_{IV}$  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。

## 8.5 生物回饋系統

我們利用閉迴路(closed loop)控制的概念(如圖 15)，使跑者於跑步運動時可以由步態特徵了解目前的生理狀況，並依據這些訊息做出調整，達到生物回饋的效果。

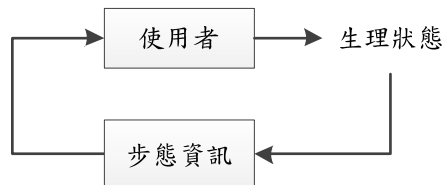


圖 15. 閉迴路控制

由上述實驗結果，我們設計一套生物回饋系統，以 LabVIEW 人機介面(圖 16)即時提供使用者地面反作用力、地面反作用力強度( $TVI_{IV}$ )、步伐波形峰值、步伐長度、步頻、左右腳地面反作用力對稱性、左右腳步伐波形對稱性等步態資訊。而使用者藉由視覺輸入，調整跑步動作控制的方式，期望可以達到節省體力的效果。

而在復健上，亦可藉由各種步態對稱性指標，即時顯示並記錄身體維持動態平衡時的步態特徵。除了在復健時可透過此系統加強步態穩定性，達到即時回饋(feedback)的效果；更可藉由步態資訊的歷史紀錄，調整患者下一次的復健訓練課程，達到前饋(feedforward)的效果，協助患者更有效率的復健。

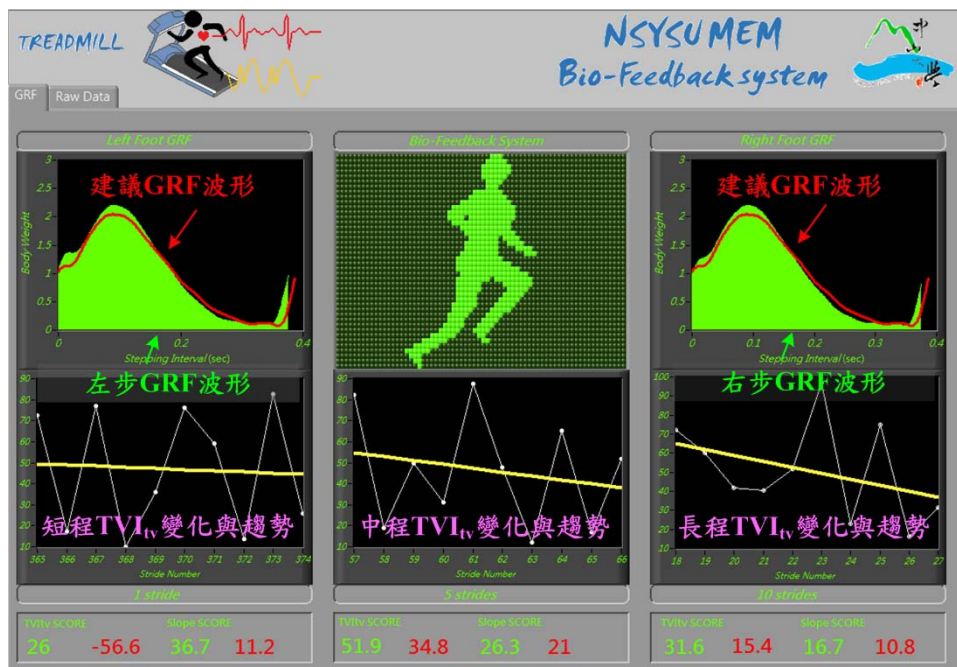


圖 16. 生物回饋系統人機介面

## 9. 結論與未來計畫

透過實驗數據以及統計學分析，我們得到地面反作用力與跑步心率、心率回復率的相關性。而透過此跑步機量測平台，可獲得使用者的地面反作用力、地面反作用力強度( $TVI_{lv}$ )、步頻、步伐波形峰值、步伐長度、左右腳地面反作用力對稱性、左右腳步伐波形對稱性等步態資訊，並由這些步態特徵變數，估測使用者的體能狀況。

未來除了驗證生物回饋系統，並依據使用者經驗持續改善人機介面，讓受測者對於步態生理資訊能夠更加直覺。此外，將利用此實驗平台繼續發展新的生理特徵變數；如步伐壓力中心軌跡、訊號複雜度、訊號能量變化等，以心率為依據建立特徵變數估測使用者體能狀態，提供更多元的生理資訊。在復健評估功能方面，將藉由比較下肢功能受損患者與健康族群間步態特徵變數的差異，評估使用者的步態健康性。

藉由 NI 產品，除了縮短量測系統開發時間之外，在量測不同種類訊號時，如 ECG、GRF，可重複使用 NI-9234 提升儀器使用效益。將來也會利用 NI-cDAQ 9174 方便擴充的功能，增加量測的生理訊號種類，如腦電圖(EEG)、肌電圖(EMG)等。搭配其高品質的軟硬體及訊號處理技術，在研發工作上可達到事半功倍的效果。

## 10. 聯絡人資訊

姓名	黃瀨緯
電話	Lab：(07)5254269      Mobile：0911600877
E-mail	<a href="mailto:alembec@gmail.com">alembec@gmail.com</a>
地址	80424 高雄市鼓山區蓮海路 70 號
單位名稱	國立中山大學機械與機電工程學系 睡眠生理訊號實驗室
LabVIEW Pro ID	alembert