

# 2020 年臺灣國際科學展覽會 優勝作品專輯

作品編號	100010
參展科別	工程學
作品名稱	多模式步態復健視覺提示系統與其提示參 數自動最佳化
得獎獎項	大會獎：一等獎 出國正選代表

就讀學校 臺北市立第一女子高級中學

指導教師 游忠煌、周芳妃

作者姓名 游雅鈞

關鍵詞 視覺提示、步態復健、帕金森氏症

## 作者簡介



我是游雅鈞，目前就讀臺北市立第一女子中學數理班二年級。從事這個研究的動機源於外祖父幾年前大病一場後行動不便、又無法經常前往醫療院所復健，因此激發我開發能居家使用且經濟實惠的步態復健系統。

研究過程讓我學習到跨領域合作的重要性，也更深刻感受到科學研究必須同時充實人文素養，才能落實到使用者身上，真正增進人類福祉。

研究期間非常感謝教授與老師以及實驗室學長學姐們的指導，協助解決各種問題。

## 摘要

臺灣已進入高齡社會，步態復健對於亞健康及慢性病族群極為重要，以帕金森氏症患者為例，他們常行走困難且容易跌倒。提升跨步品質的視覺提示是非常有效的協助方式，但臨床多仰賴治療師在地上貼膠帶或擺物件，調整不易且只受限於特定場所，因此居家自行照顧困難。先前已有研究開發出輕便可攜的裝置，能調整視覺提示，但每位使用者對不同提示模式的反應不一。本研究提出創新方法解決治療師手動調整的問題。以低成本周邊所建置的系統已能即時無線的變換不同提示模式、調控其參數，和自動計算各步態參數。其使用 MG90s 伺服機調整投射角度、霍爾式旋轉角度計裝在輪子上測量位移、Wi-Fi 無線接收及操控參數。已經完成自動化探索使用者能力，並作最佳化的視覺提示設定。讓使用者不必出門，居家使用時，皆有最佳的視覺提示設定，得以更短的時程達到更好的復健效果。

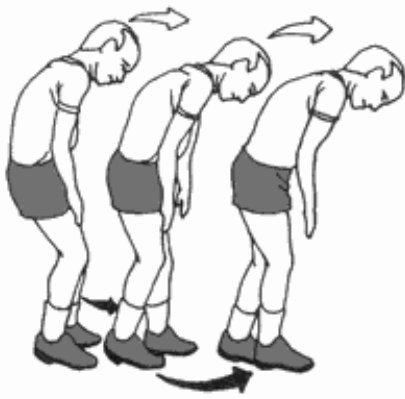
## Abstract

Taiwan has become an aged society. Many elderly people suffer from chronic diseases, such as stroke and Parkinson's disease. To stay healthy and maintain the quality of life, they often need to receive therapy to restore their walking ability. One effective way of assisting is "visual cueing", such as attaching tapes or placing objects on the floor. However, these methods are not only difficult to adjust their gaps, but also limited in certain places. Part of this problem has been solved by body-worn devices or instrumented walking aids which can project visual cues for the users. However, finding the optimal visual cue parameters still requires therapists' effort. This research conceives an innovative and practical method for this long unresolved problem. The method "indirectly" detects whether the user can step over the visual cue by measuring the displacement of the mobility aid and counting the number of steps of the user, which indirectly gives us the user's step length. Then by comparing the step length with the gap between visual cues, we would be able to judge whether the setting is beyond the user's ability. The judgment provides a criterion for adjusting visual cue parameters automatically. This study is to realize the innovative method with low cost sensors and actuators and to verify this concept. The MG90s servo is used to change the projection angle, and the Hall-effect-angle sensor mounted on the wheel is to measure the displacement. In addition, the Wi-Fi technology is applied for monitoring and adjusting the parameters wirelessly in real time. The system developed so far can provide three different visual cue modes and gait speed. From a preliminary test, all the modes can affect users' walking behavior, e.g. change of step length and gait speed. We have completed the auto-tuning algorithms for optimal visual cue positioning and to perform a more comprehensive test. Then, we can replace the processing platform with a low cost micro controller and make an affordable home-use system. So that patients can perform rehabilitation at home with automatic optimized visual cue setting and gain the best benefits.

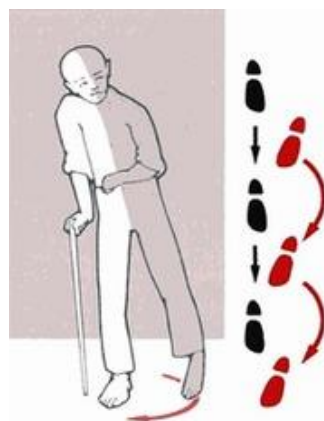
## 壹、 研究動機

臺灣已邁入高齡社會，許多高齡者常見的疾病如帕金森氏症、中風、肌少症，或其他老化所帶來的問題，對社會與家庭的影響至為深遠。為維持銀髮族群獨立生活，並促進他們的健康，良好的步行能力是第一要務。

臨床治療師會根據病患的特性，發展一些方法來促進慢性病患者的步長、步速等步行能力（相關步態參數定義詳見參考資料[吳孝觀 2009]與附錄一）。其中，「視覺提示」常有非常好的效果。以帕金森氏症患者為例，他們常會有小碎步與凍結步態（Freezing of gait），造成行走困難且容易跌倒。但臨床上發現在地上貼上橫線之後，有些人的步態能力變正常了。另外，對偏癱中風病人而言，治療師常會要求病患跨大步，以增進步行能力。但病人常抱怨不知道如何跨步。於是有治療師以自己的腳為目標，擺在適當的位置要求病人去踩，結果病人就能跨到適當位置。除了這兩個例子，許多病人與亞健康族群都可利用視覺提示來協助步態復健，提升步行能力。



圖一、(左) 帕金森氏症的小碎步<sup>1</sup>；(右) 地上貼上橫線之後步態能力變正常<sup>2</sup>



圖二、中風不對稱步態<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Shuffling Gait，網頁網址（2019）：<https://bit.ly/2DNk2YB>

<sup>2</sup> Freezing of Gait，網頁網址（2019）：<https://www.youtube.com/watch?v=3-wrNhyVTNE>

<sup>3</sup> Circumduction Gait，網頁網址（2019）：<https://blog.dinopt.com/pediatric-gait/>

但只靠治療師在特定場所、用人工的方式提供視覺提示，效率實在太低。於是有研究學者[吳孝觀 2009；陳建熹 2012；黃心慧 2017；楊智翔 2013]（請參考附錄二的簡要回顧），以簡便的裝置提供使用者視覺提示。不但可攜性高可於各種場所使用，投影位置也方便彈性調整。藉此促進步態訓練的普及性與效能。他們針對不同族群開發許多形式的視覺提示系統。這些系統經過病患測試，的確能協助病患做步態復健而且效果顯著。但是有效的提示方式（如地上固定線、橫線隨人移）因人而異，而且其中一項參數「提示位置」仍依賴治療師的判斷做個別化設定。因個別差異大，無法一體適用單一的提示模式與設定值，否則訓練效果不彰。其提示參數的調整，須下線（off-line）修改，重開程式也不夠方便。臨床治療師的時間寶貴，無法即時線上調整將浪費很多治療時間。

因此本研究將解決這些問題，亦即開發方便切換的多模式視覺提示系統，用以快速評估使用者適合的提示模式，且能以自動化或無線即時半自動化的方式，調整最佳提示位置。減少治療師的負擔，甚至讓使用者居家自行操作使用，以最佳的設定增加復健訓練量，用更短的時程達到更好的步態訓練效果。

## 貳、研究目的及研究問題

### 一、研究問題

如上所述，本研究希望能開發一步態復健視覺提示系統，減輕治療師的負擔，增加復健效果。為了達到此目的，可先了解/設想治療師選定提示模式與設定視覺提示位置時的程序，他們通常以如下的方式進行：

步驟 1：觀察評估使用者走路的能力。

步驟 2：選定某種提示方式（如提示線定於地上或隨使用者移動）。

步驟 3：根據評估，設定跨步提示位置。

步驟 4：要求使用者行走並儘量踩到或跨過提示標的。

步驟 5：判斷使用者步行狀態，若有改善，執行步驟 6；若否，執行步驟 8。

步驟 6：若使用者行走時能跨過提示目標，則增加跨步提示的間距；若否，則減少提示間距。

步驟 7：重覆步驟 6，直到找到使用者能跨到的最大提示位置或步幅已達正常人的範圍：約  $(\text{身高}-100) * 2$  為止。

步驟 8：若還有其他模式，則另選提示模式並回到步驟 3。

步驟 9：從結果中，選擇提示模式與提示位置設定。

為了方便治療師執行這些步驟，裝置期望能（1）立即客觀提供使用者步態參數；（2）彈性提供不同模式；（3）讓治療師即時修改設定；（4）自動最佳化跨步提示位置。到目前為止，尚無經濟有效的方式提供這些功能。其中自動最佳化更沒有人達成過。我們認為最佳化與數學上的「勘根法」極為類似，應該能轉以程式的方法解決，只要能回答以下問題：

第一、如何得知使用者能力？

第二、如何判斷使用者是否跨過提示？

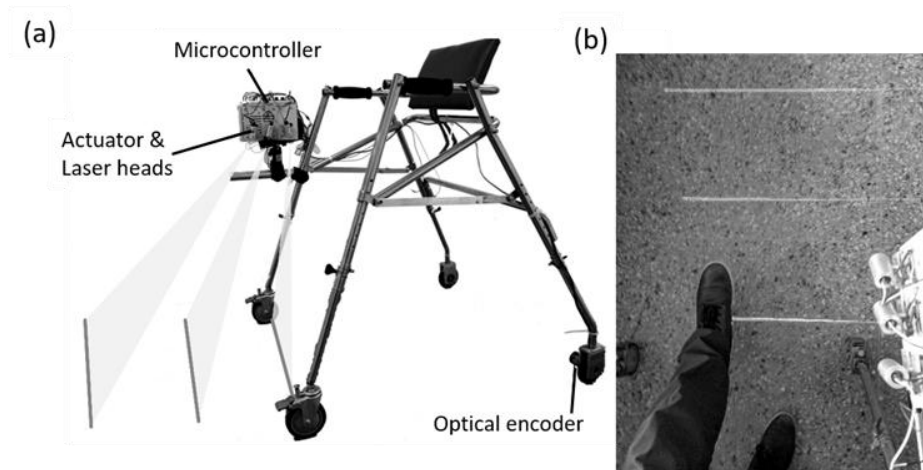
第三、實際上要如何調整提示位置？

第一個問題與第二個問題，在直覺上可模仿人類的做法直接比較「腳跟著地」與「視覺提示位置」，而用攝影機以影像處理方式來解決。但我們的目標是系統能大量普及讓使用者居家也能獨立使用，環境的變異性大，且系統要儘可能簡便。幾經考慮，因環境光源的干擾及其背後須要複雜的演算法等因素，使得「攝影機+影像處理法」無法符合系統需求。

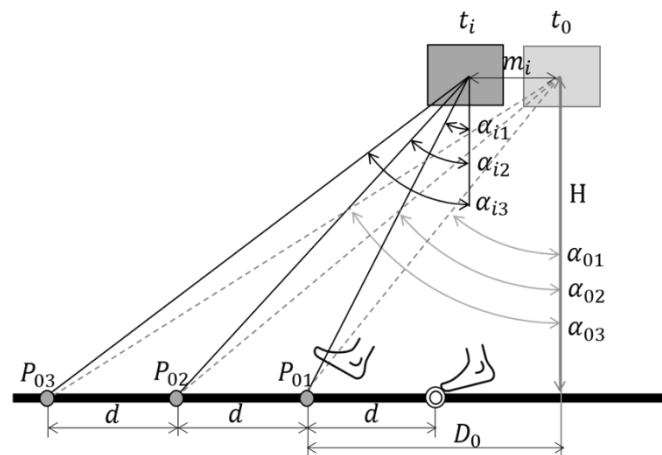
而關於第三個問題，如何修正提示線？可參考治療師的做法，讓機器重覆測試逐漸縮少區間，找到客觀精準的最佳設定。總體而言，自動化問題的癥結在於：如何可靠快速地得知使用者跨步能力，並判斷使用者能否踩到視覺提示點。這些步驟的瓶頸在自動搜尋最佳提示位置。

## 二、先前研究

吳孝觀[Wu, Chen et al. 2018]的「視覺提示系統」為本研究的創新解決方案與系統開發提供了重要基礎，在此簡要說明。他以「後拉式助步車」加上「模擬多條固定地上橫線」的投影系統，探討投影間距對步態的影響。如圖三[Wu, Chen et al. 2018]所示，其系統架構相當簡潔，僅包含一後拉式助步車、輪子上編碼器、雷射頭、步進馬達、微控制器等，相當輕便可攜具實用性。



圖三、吳孝觀的視覺提示固定地上之系統架構[Wu, Chen et al. 2018]

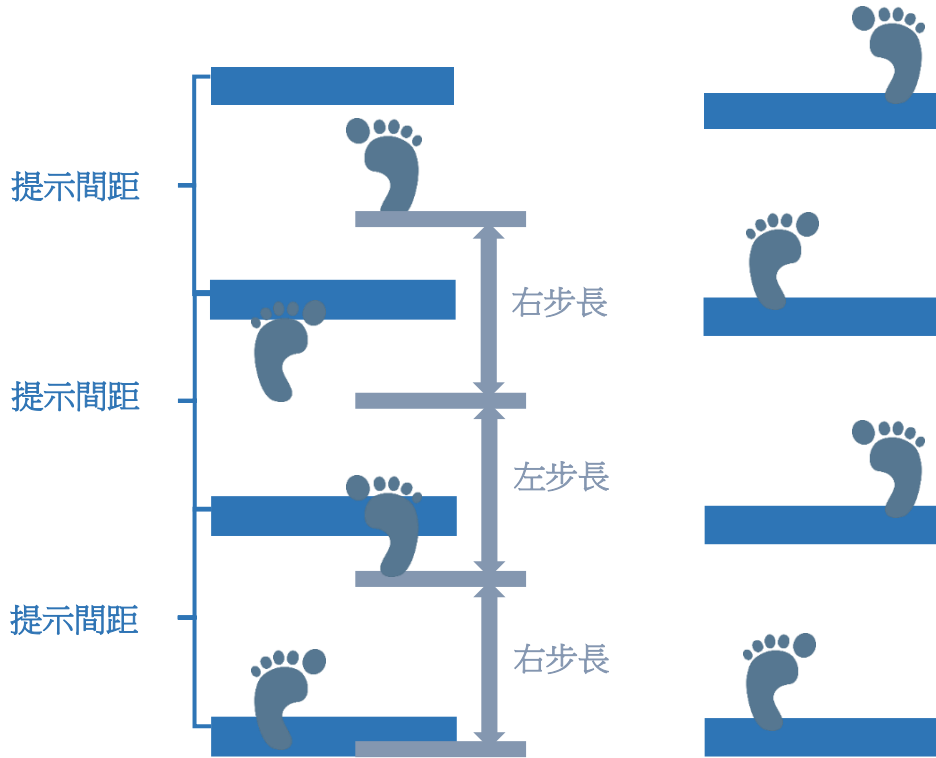


圖四、助步車位移與投射角度補償的原理[Wu, Chen et al. 2018]

此系統的第一個特性是，**提示線固定在地上**。原理是：當助步車移動時，改變投影裝置的角度補償移動距離。例如，助步車往前 1 公分，投影角度往回轉，使投影位置靠近助步車 1 公分，兩相抵銷，如此投影位置就「定」在原處了。另外一個重要特性是，系統有多組投射裝置，能同時投射多條提示線且**提示間距可由程式設定**，其背後的幾何關係如圖四所示，更詳細說明請參考[Wu, Chen et al. 2018]。

### 參、創新解決方法

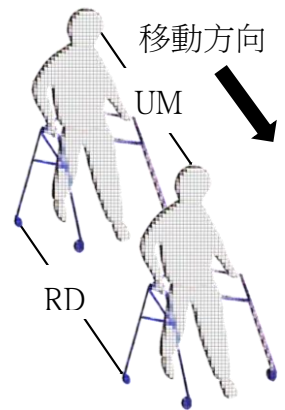
本研究檢視先前的研究發現：只要在吳孝觀[Wu, Chen et al. 2018]所開發的系統加上創新的想法與簡單裝置就能可靠快速地得知使用者跨步能力，並判斷使用者能否踩到視覺提示點。



圖五、連續步行的觀點：使用者能踩到提示線則其平均步長將大於或等於提示間距

相對於用直接比較腳跟與提示位置的方法，本研究提出一「提示間距/步長比較法」來間接判斷使用者是否能跨過或踩到提示位置。這方法藉重兩個觀念與增加一簡單裝置：

- 首先，如圖五所示。從連續跨步的觀點來看，若使用者「能跨踩到提示位置」間接地表示「步長必大於/等於提示位置的間距」。因此，測量步長並與投射間距比較可判斷使用者是否能跨/踩到提示位置。而吳孝觀的系統中視覺提示的間距可由程式設定，為已知。接下來就是如何得知使用者步長？
- 第二個觀念：當助步車由使用者拉著行走時，其移動距離（RD：Rollator Displacement）就等同於使用者行走距離（UM：User Movement）。因此，只要讓使用者推動助步車行走一段距離，量測助步車的位移，再除以行走步數即能計算使用者步長，亦即「移動距離/步數=步長」。由於吳孝觀的系統，助步車輪子上就已有編碼器，可間接用於測量使用者移動距離。接下來的問題是如何得知步數？



圖六、助步車移動距離等於使用者行走距離

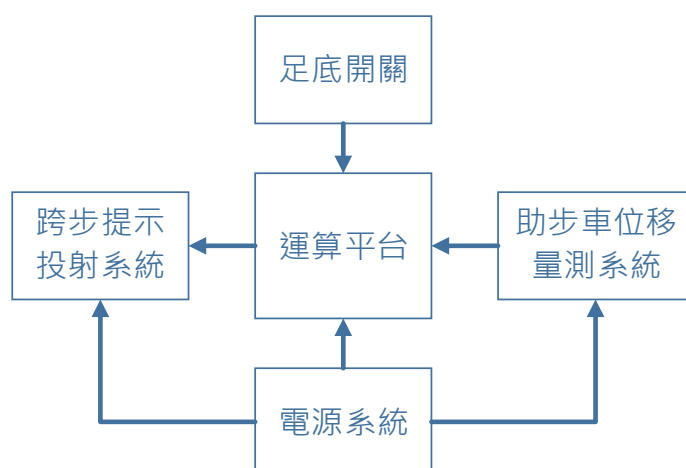


- 先前研究[黃心慧 2017]使用到足底開關，只要將它當作計步器整合進系統就能計算步數與使用者步長，並進一步判斷使用者是否能踩到提示線。

應用此「提示間距/步長比較法」再搭配演算法（參照附錄三）就能自動探索使用者步行能力並找到最佳的視覺提示間距。另外，此系所須使用的感測元件簡單穩定，且程式運算需求低，未來可用一般微控制器/晶片系統完成。因此，將會有很高的實用價值與大量普及性。

## 肆、研究結果與討論

根據上節的討論說明，本研究將開發類似吳孝觀的系統，但在硬體將以更精簡的方法來完成。系統的硬體架構如圖七所示，運作方式為跨步偵測系統（足底開關）將步態訊息傳回給運算平台；助步車移動距離資訊（編碼器訊號）也傳回給運算平台；運算平台經由演算法（參照附錄三）決定提示間距，並計算補償的投射角度；再傳訊號給伺服機調整視覺提示位置。



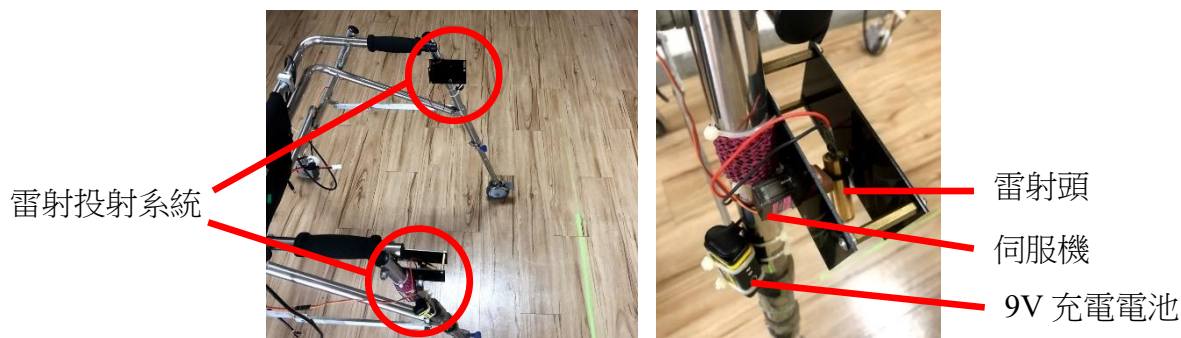
圖七、系統架構

### 一、系統製作

系統製作結果將依圖七，分五個部份說明與討論。

#### (一) 跨步提示投射系統

本系統由伺服機與雷射頭組成，實作時發現元件有以下特性與對應之道。



圖八、雷射投射系統安裝於助步車

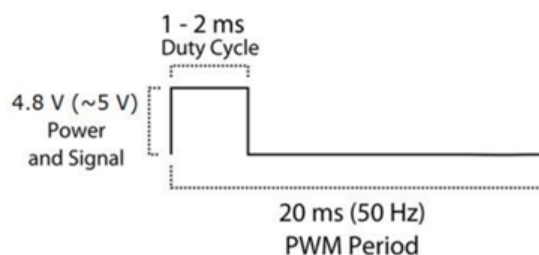
### 1. 伺服機死區的影響

伺服機有所謂的死區 (dead band)，在死區內波寬變化無反應。另一方面，伺服機的角度解析度有限。光線投射至遠方時，小角度變化就有大距離改變。而伺服機 (MG90s) 解析度不高，做遠方光線投射時會有很大的不反應區。以後改以死區較小的伺服機取代，來解決此問題。

### 2. 雷射投射歸零設定

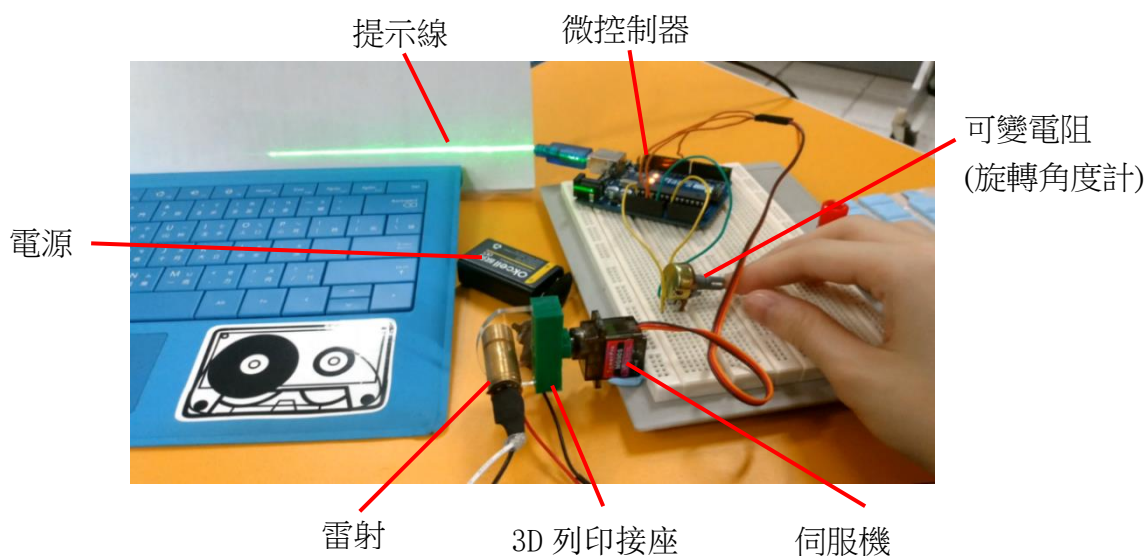
由於伺服機本身的機械與電氣誤差，本研究以三個步驟來達成雷射投射歸零設定：

- 步驟 1：將伺服機給予接近零度的波寬值。
- 步驟 2：將雷射頭以接近垂直地面的方式插入伺服機轉軸。
- 步驟 3：微調伺服機的波寬，使得雷射投影於零度位置。



圖九、伺服機控制方法<sup>4</sup>

### 3. 投射系統的非線性

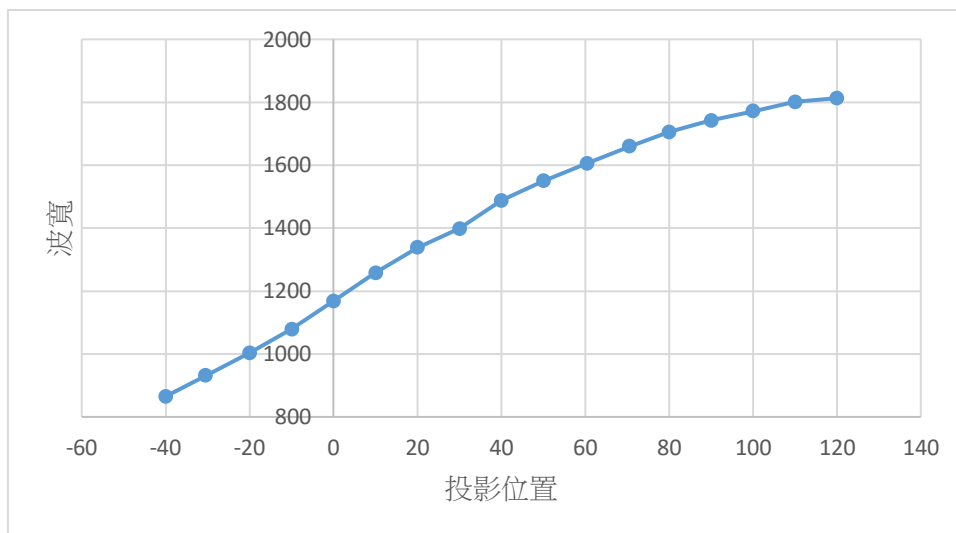


圖十、視覺提示投射系統的實作與測試

<sup>4</sup> SERVO MOTOR SG90 DATA SHEET, 網頁網址 (2019): [http://www.ee.ic.ac.uk/pcheung/teaching/DE1\\_EE/stores/sg90\\_datasheet.pdf](http://www.ee.ic.ac.uk/pcheung/teaching/DE1_EE/stores/sg90_datasheet.pdf)

圖十是視覺提示投射系統初步試作與測試狀況。由一字綠光雷射頭、MG90 伺服機、與可變電阻連接上 Arduino Uno R3 的相容開發板來達成。其中伺服機與雷射頭的接座由 3D 列印製作，可變電阻用以調控伺服機/雷射頭的投影角度。

測試方法為：投影系統與地面距離為 60 公分，從正下方的原點以每增加 10 公分至 120 公分處為目標位置，尋找對應的伺服機角度。圖十一為測試結果（由先前圖四可知伺服機轉角與投射位置是正切  $\tan$  關係）。



圖十一、雷射投射位置與投射角度的關係

#### 4. 波寬與投射距離/徑度轉換

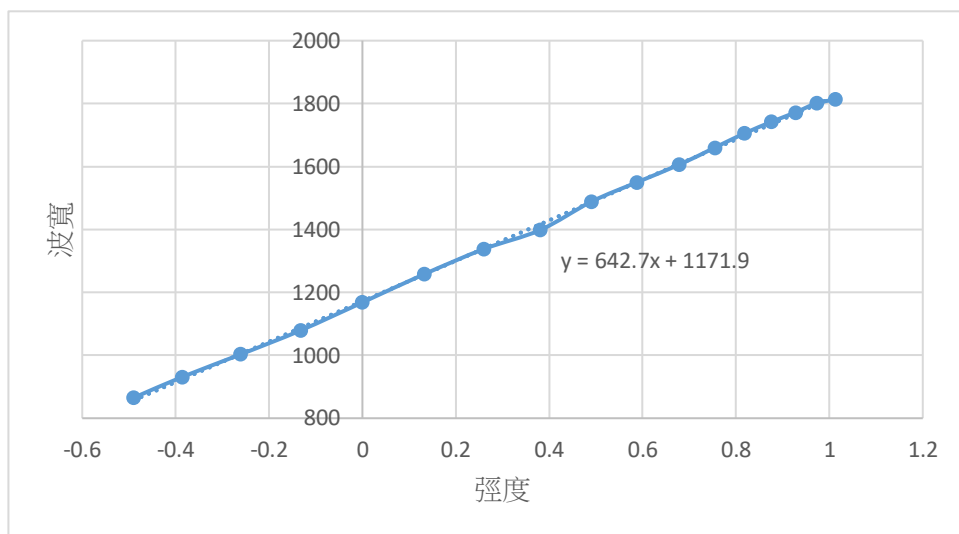
波寬與角度的線性關係，須進一步確認。我們在地板上貼上捲尺，手動改變伺服機波寬，從 -40cm 到 120cm，每隔 10cm 紀錄投射位置與其對應的波寬。由這些資料計算波寬與投射位置關係，結果如下表所示。



圖十二、波寬與投射距離轉換實測

左側測試結果

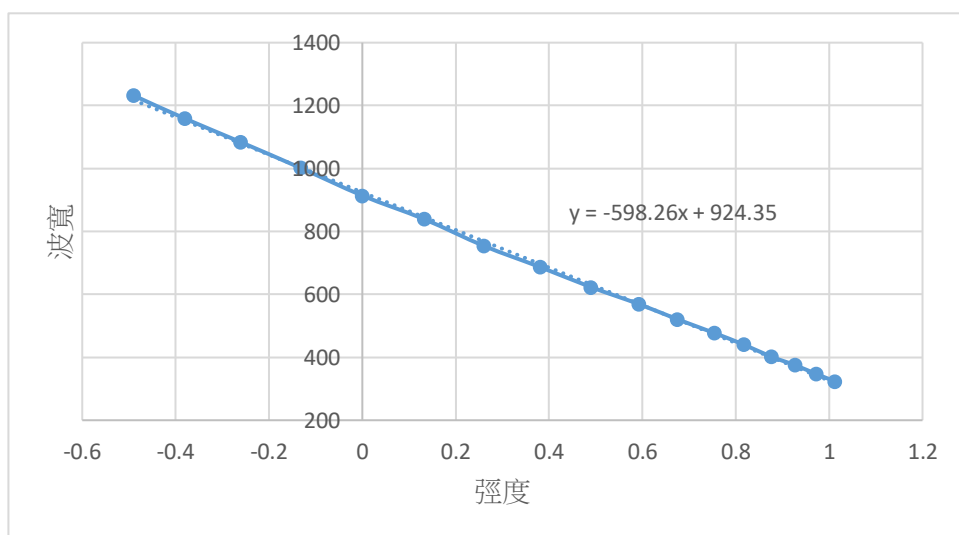
位移	強度	PWM
-40	-0.48996	865
-30.5	-0.38624	931
-20	-0.2606	1003
-10	-0.13255	1079
0	0	1168
10	0.132552	1258
20	0.260602	1338
30	0.380506	1398
40	0.489957	1488
50	0.588003	1550
60.5	0.678793	1606
70.5	0.75448	1660
80	0.817645	1705
90	0.876058	1742
100	0.927295	1772
110	0.972377	1801
120	1.012197	1813



圖十三、左側投影裝置校正結果

右側測試結果

位移	強度	PWM
-40	-0.48996	1232
-30	-0.38051	1159
-20	-0.2606	1084
-10	-0.13255	1002
0	0	914
10	0.132552	839
20	0.260602	754
30	0.380506	687
40	0.489957	623
50.5	0.592604	569
60	0.674741	521
70.5	0.75448	477
80	0.817645	440
90	0.876058	402
100	0.927295	375
110	0.972377	347
120	1.012197	324



圖十四、右側投影裝置校正結果

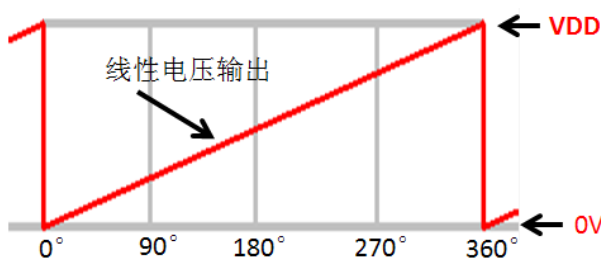
經過實際測試，線性度很高。另外，每一顆伺服機的歸零位置也不同，必須每一顆校正。後續研究可利用查表法，直接以伺服機波寬和投射距離校正製作對照表，減少反正切的運算，加快速度。

## (二) 助步車移動距離量測系統

本系統利用輪子轉動來計算助步車的移動，亦即：位移＝輪徑\*轉動角。實作時的問題與討論如下所述。

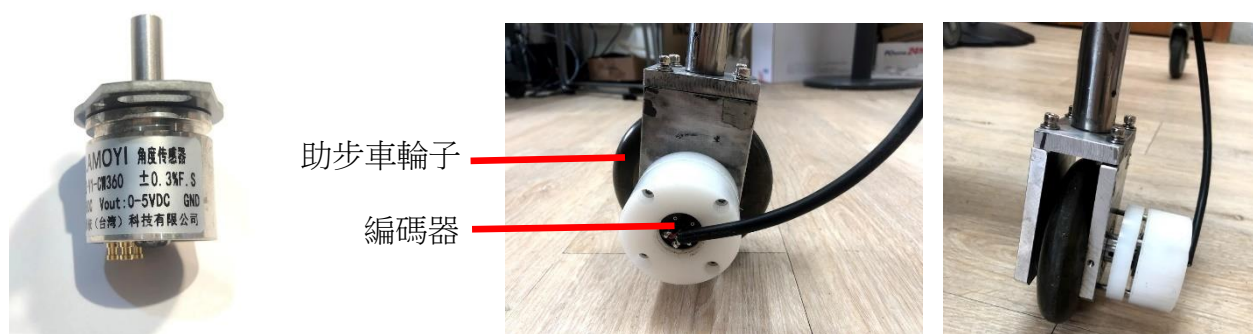
### 1. 輪子轉角編碼器

原先採用增量型編碼器，但機械式增量值編碼器轉動時有「彈跳」問題，使得增加量不一。即使使用光學式增量型，取樣率不夠高時，也會低估角度變化量。故改用霍爾磁性角度傳感器作為角度編碼器用，其角度與電壓輸出有絕對線性關係（我們選擇 0~360 度有 0V~5V 電壓輸出的模組）。



0° ~360° 工作过程描述：假如从0° 位置开始顺时针匀速旋转，输出电压从0V慢慢上升，当无限接近360° 时，电压升高到VDD (5v)，若继续旋转，输出电压突然跳变到0V,无限循环上一个过程，没有停止位，可以连续旋转N圈；不同的角度对应不同的输出电压。

圖十五、電壓與角度輸出關係<sup>5</sup>



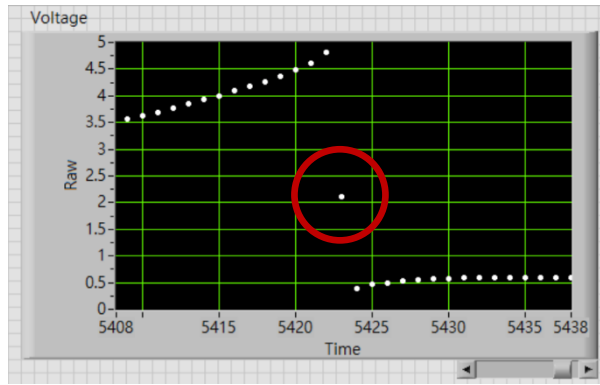
圖十六、霍爾式旋轉角度計裝在輪子上

<sup>5</sup> 霍爾磁性角度傳感器，網頁網址（2019）：

<https://m.intl.taobao.com/detail/detail.html?spm=a230r.1.14.15.39543479kJSX1o&id=568174322844&ns=1&abbucket=13#detail&gid=1&pid=9>



## 2. 霍爾式旋轉角度計/編碼器濾波



圖十七、編碼器中間點

如圖十七所示，編碼器轉  $360^\circ$  回到原點時，訊號重新歸零，然而實測時兩點間有時會出現一中間點的錯誤訊號，必須加以排除。排除的演算法如下：

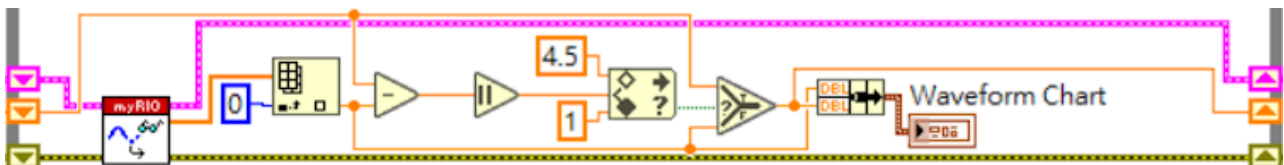
(1) 第一代排除中間點的演算法：

根據觀察，中間點發生的狀況是它會與前一點間差距很大，但又未達到  $5V$ 。因此提出演算法如下：

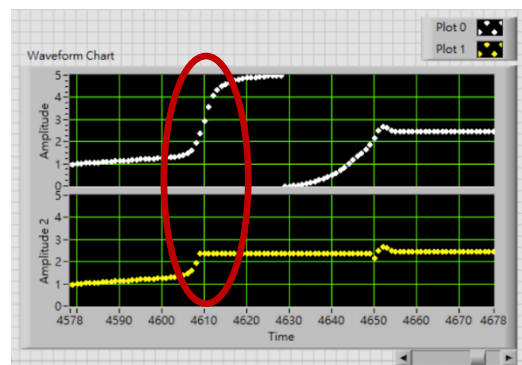
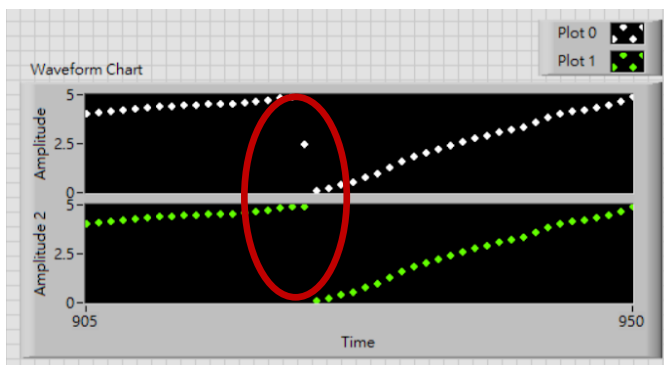
$$\text{If } V_{\text{lower-limit}} \leq |V_{\text{current}} - V_{\text{pre}}| \leq V_{\text{upper-limit}}$$

$$V_{\text{current}} = V_{\text{pre}}$$

若符合上述條件，則被判定為中間點，將目前值以前先值取代。



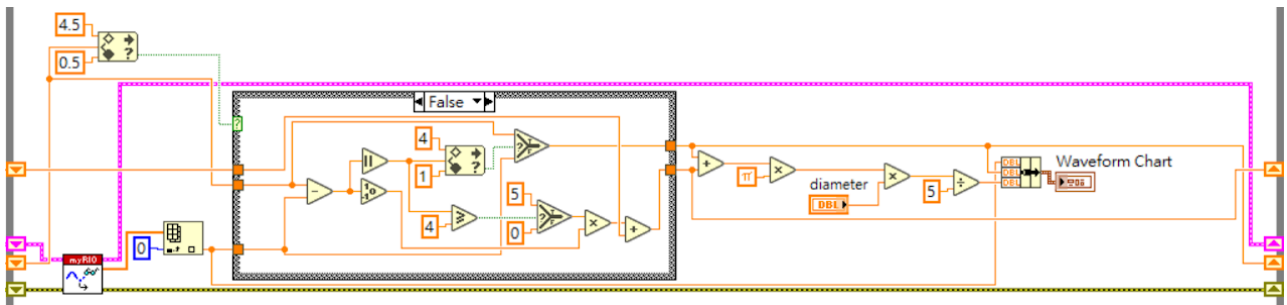
圖十八、第一代排除中間點的演算法



圖十九、(左) 成功排除中間；(右) 影響正確訊號

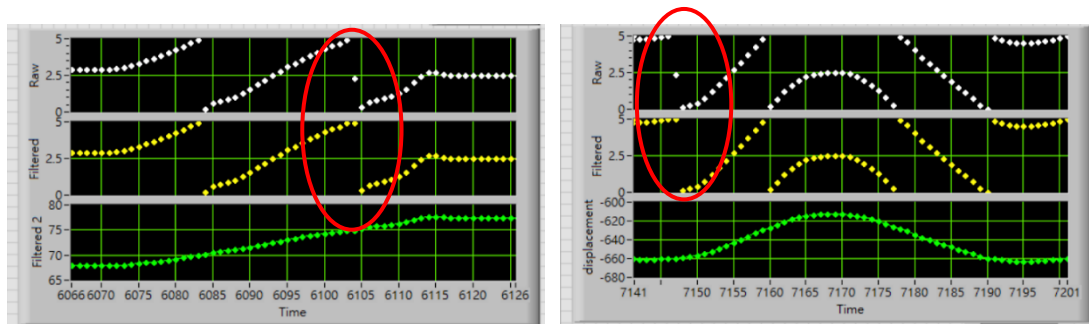
此演算法經過測試各種不同範圍值，有時仍會造成失誤，如圖十九(右)。

## (2) 第二代排除中間點的演算法：



圖二十、第二代排除中間點暨累計旋轉圈數的演算法

上一代演算法的問題是當轉動過快時，正確的訊號也可能被取代掉。因此本演算法增加一條條件：先判斷前點否接近 0 或 360 度（例如是否小於 0.5 或大於 4.5）。如果是，才做中間點判定。這一作法可排除圖十九右圖的狀況。另外，若兩點相差很接近 5V，且先前值大於目前值時，表示已正轉一圈，將正向累加一圈；如果前者小於後者，將反向減少一圈。

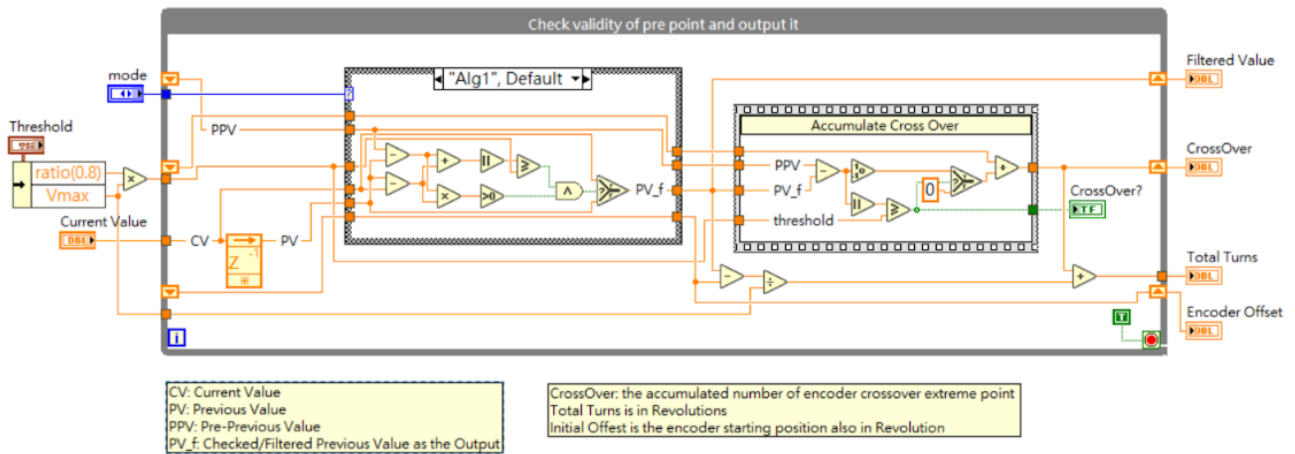


圖二十一、第二代排除中間點的演算法成果

由圖二十一可見，正轉與反轉皆可成功濾波並累計。

## (3) 第三代排除中間點演算法

第二代演算法有一問題就是若中間點的值小於 0.5，或大於 4.5，則會判斷錯誤。因此開發了第三代演算法。規則是：若某點的前後兩點相差接近 5V，且這一點電壓在前後兩點中間，則這一點是不正確的，將以後一點取代。這判斷法的優點是避開了前二演算法的問題，但其輸出值會落一個後取樣點。



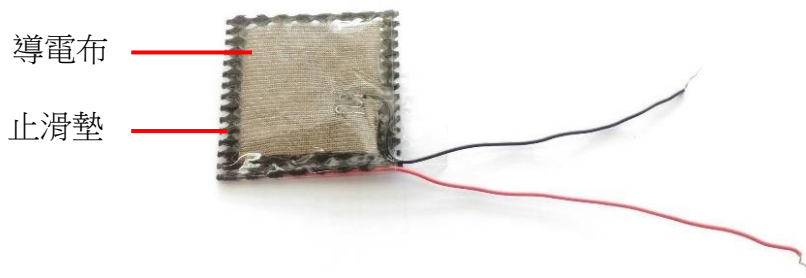
圖二十二、第三代排除中間點的演算法

### (三) 跨步偵測

本研究希望以精簡經濟的方式來偵測步態，因此自行設計製作足底開關，結果與討論如下所述。

#### 1. 「導電布」足底開關的問題

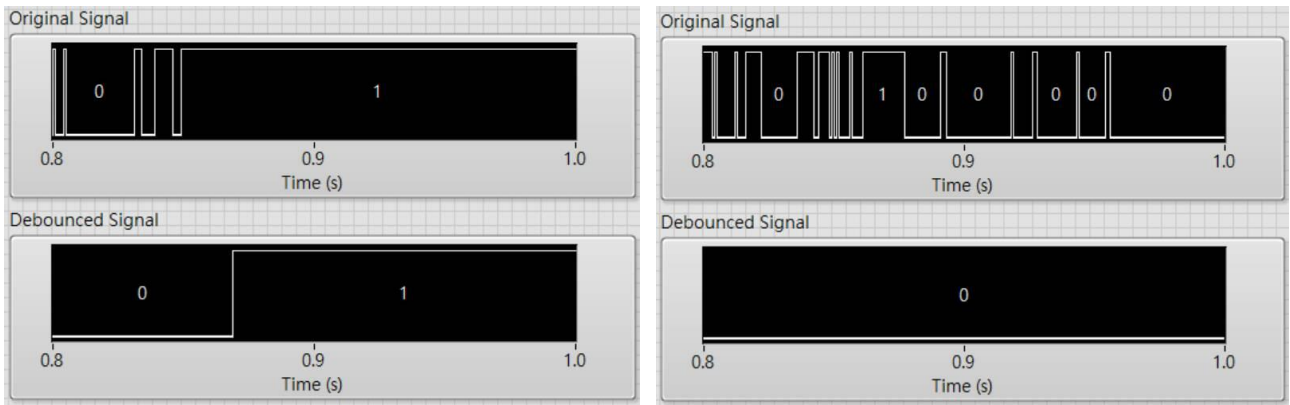
首先利用上下兩層導電布中間夾一層止滑墊來做足底開關，如圖二十三所示。此開關的作用原理是，在不受重壓與壓力不大時，止滑墊隔開上下兩導電布；在承受人體重量時上下層導電布透過止滑墊上的孔隙接觸而導通。這種自製的軟性足底開關的優點包括：使用上電路簡單，形狀、大小可隨需求裁切，且能服貼於足形不會造成使用者不適。



圖二十三、自行以導電布與止滑墊製作之足底開關

然而經過測試，以導電布製作的開關彈跳很嚴重，即使經過除彈跳，仍然會有誤判的情形出現，如圖二十四所示。穩定性不夠好，因此必須放棄此策略。





圖二十四、(左) 正確除彈跳；(右) 無法正確除彈跳

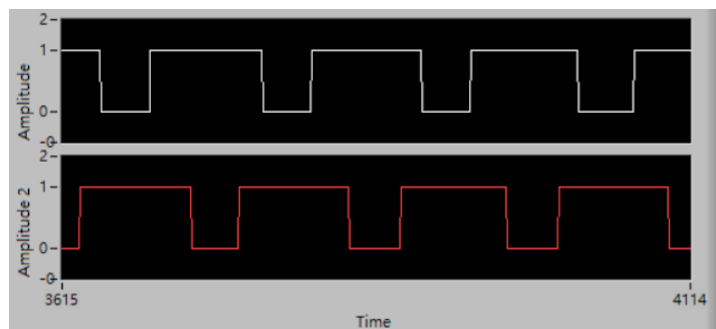
## 2. 薄膜開關的問題



圖二十五、薄膜開關

經過多方測試發現，薄膜開關在取樣率達 100Hz 時，仍未發現彈跳現象，無須彈跳濾波。因此，以市售之薄膜開關為基礎，經過反覆測試發現將直式四鍵式薄膜開關對折，中間夾硬板作為足底開關有不錯的效果。

經過初測試，以薄膜開關作為足底開關應能正確計步，這可由其左右的交互導通（低電位）訊號，及人工計步得到驗證。但在實用上有一問題，亦即薄膜開關須集中受力才能導通，而足跟軟組織較多，人體重心要特別轉移到單側腳才能使薄膜開關導通。因此，使得步態週期判斷不夠靈敏。理論上，足部會有同時在地的情況，亦即低電位的時間要有重疊。然而，圖二十六並無此情形，會讓人誤認為有兩腳同時離地狀況。

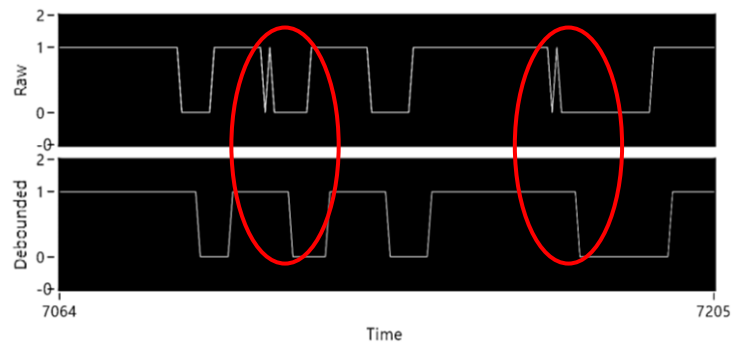


圖二十六、以薄膜開關作為足底開關實測

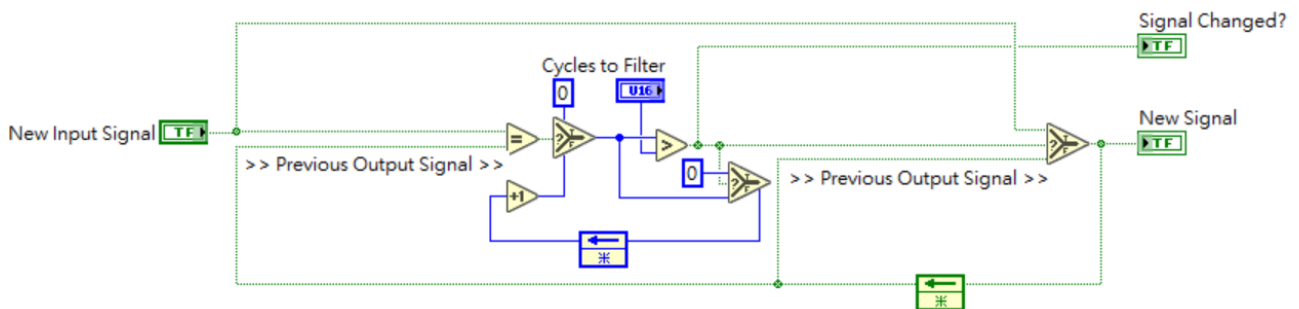
### 3. Force Sensing Resistor (FSR)



圖二十七、(左)以 FSR 貼於鞋墊，方便穿脫並固定其開關位置；(右)分壓電路改以 Force Sensing Resistor (FSR) 當作足底開關，其靈敏度適當且非常穩定，正常行走時也無彈跳。但為了更穩定的效果，故意測試各種極端狀況，發現有可能產生彈跳。因此加入除彈跳程式，提升穩定性 (如圖二十八)。



圖二十八、經過除彈跳，即使用手按壓測試各種狀況，彈跳已被消除

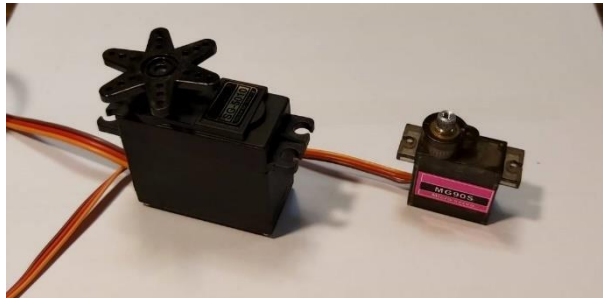


圖二十九、除彈跳程式

#### (四) 電源系統

##### 1. 不同伺服機電力需求不同

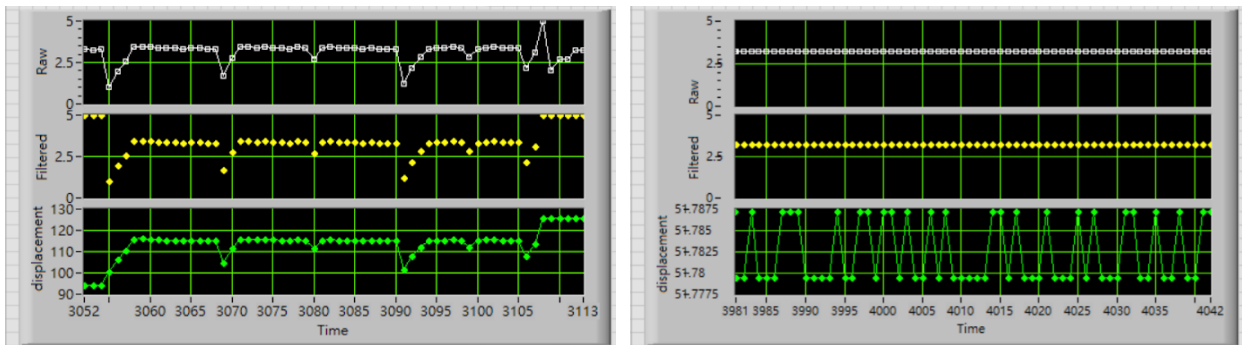
原先以扭力較大死區較小的 SG-5010 伺服機開發系統並由 myRIO 供電，在波寬有突然大變化時會 SG-5010 在原地震盪，無法到達指定位置。因此改用扭力較小死區較大但耗電較小的 MG90S 來帶動雷射頭，減小額外電力布線。



圖三十、(左) SG-5010 伺服機；(右) MG90S 伺服機

## 2. 伺服機供電方式

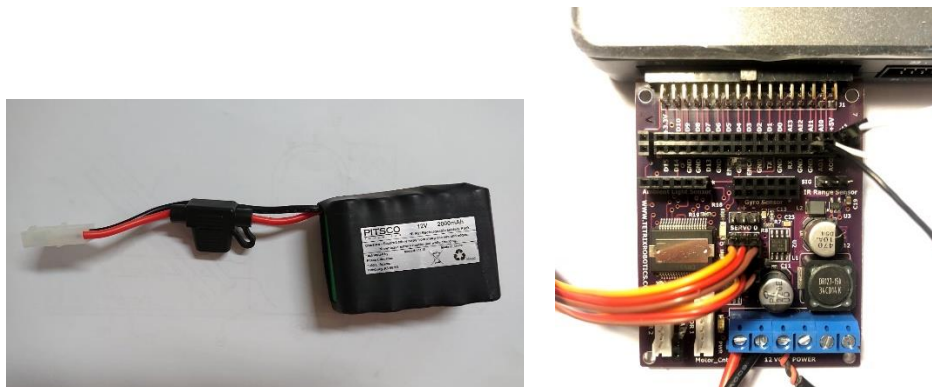
伺服機 (MG90S) 原先由 myRIO 供電，但在轉動時，會使霍爾角度編碼器出現不正常電壓下降，如圖三十一 (左) 所示；而另外獨立供電給伺服機時，此現象不再出現。因此，由外部供電給伺服機是必要的以避免干擾。



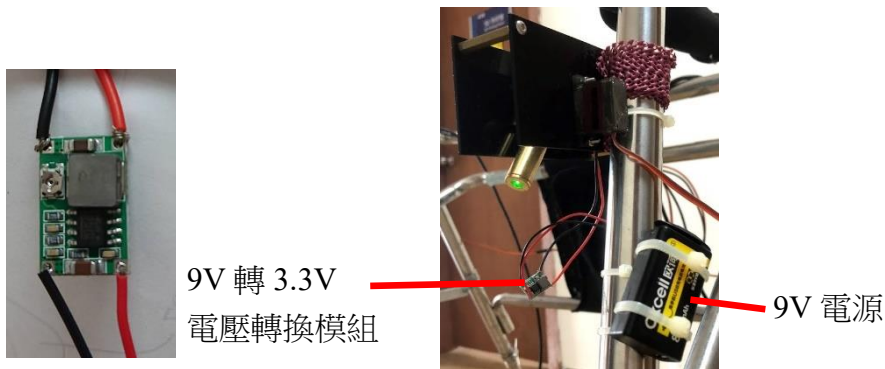
圖三十一、(左) 伺服機由 myRIO 供電時干擾編碼器訊號；(右) 伺服機獨立供電無此現象

## 3. 整理行動電源系統

目前的行動電源系統由 12V 電池透過 Tetrax 馬達控制板供電給伺服機 (5V) 與 myRIO (12V)，再由 myRIO 供電給編碼器 (5V)。另外由兩顆 9V 電池，透過電壓轉換模組降壓為 3.3V，再分別供電給兩顆雷射頭。目前充飽電約可使用二小時。但由三顆電池供電很不方便，下一階段將改進此電源系統由一顆電池供電。並使用大容量電池，方便長期使用。



圖三十二、(左) 12V 電池電池；(右) Tetrax 馬達控制板

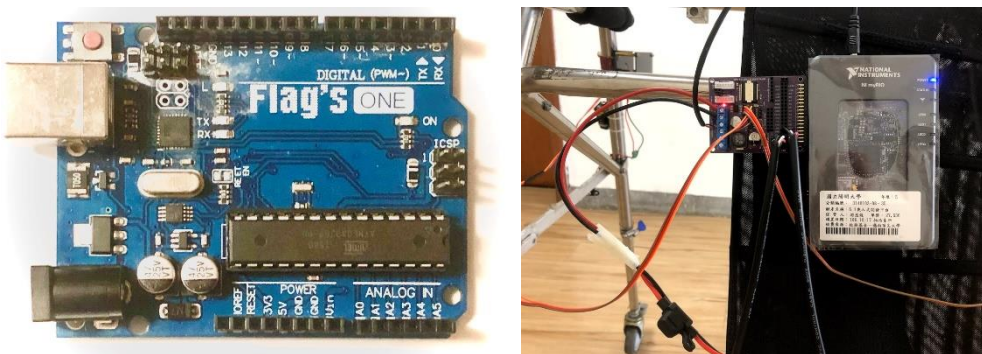


圖三十三、(左) 電壓轉換模組；(右) 9V 電池降壓為 3.3V

## (五) 運算平台

### 1. 運算平台由 Arduino UNO R3 改為 NI myRIO

原先預計利用 Arduino UNO R3 為運算平台，但實作時發現 Arduino 是順序處理，個別處理工作，如擷取編碼器訊號、控制伺服機時，可以各自完成。可是各工作整合在同一個程式時，會互相影響，須要仔細調整才能正常運作。為了加快開發與測試本研究的創新概念，先以 NI 的 myRIO 為運算平台。尤其 myRIO 內建 Wi-Fi 可直接實現無限操控的功能。



圖三十四、Arduino UNO R3 (左) 與 NI myRIO (右)

### 2. 視覺提示演算法

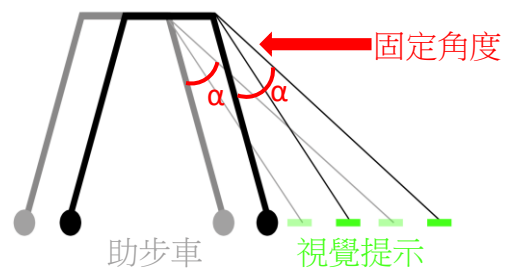
目前已完成三種跨步提示模式的程式。

#### 1.1 提示不回流固定距離 (驢子胡蘿蔔式)

此模式很簡單，將雷射頭角度固定即可，投射位置永遠與助步車保持固定距離。改變投射角即可改變投射距離。

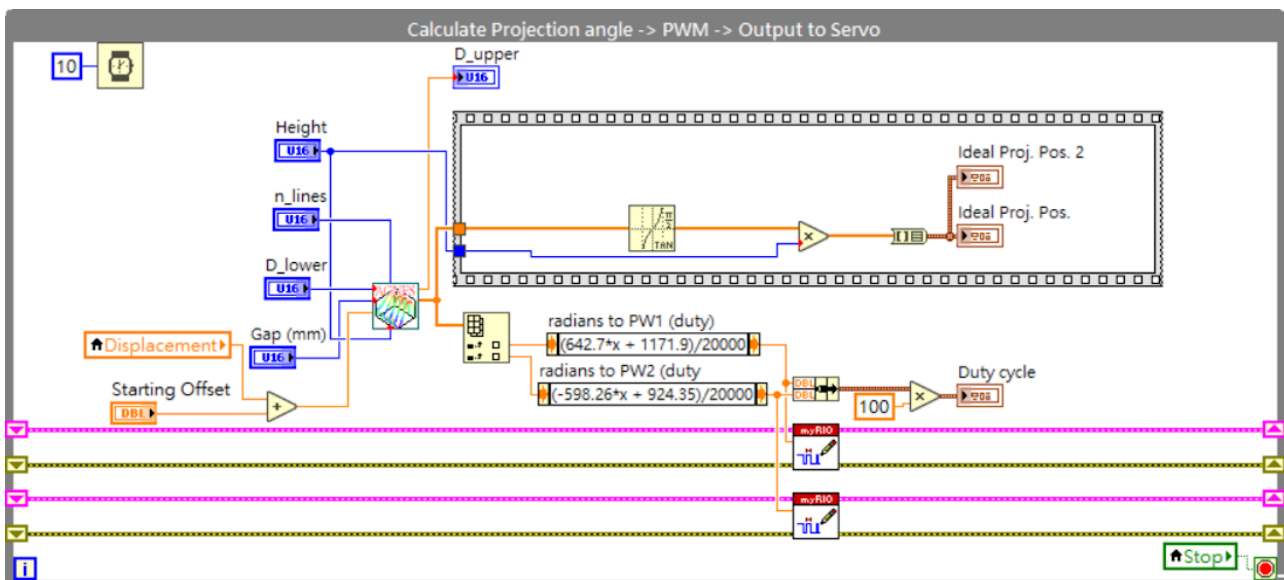
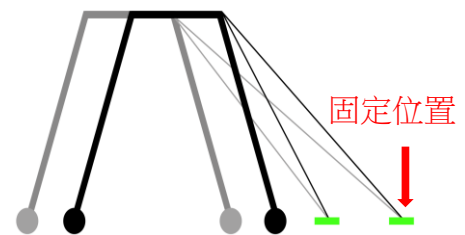
#### 1.2 投射線固定於地上 (臨時固定線式)

模擬地上貼橫線的情況：即使助步車移動，提示仍投射在地上固定位置。由下列的演算法來達成：



- 步驟 1 設定初始位置
- 步驟 2 設定目標步長與提示間距：S\_length
- 步驟 3 開始迴圈
  - 3.1 取得助步車移動距離（Displacement）
  - 3.2 回流 n 公分： $n = \text{Displacement} \% S\_length$
  - 3.3 計算投射角度
  - 3.4 計算伺服機波寬
  - 3.5 輸出伺服機波寬
  - 3.6 若回流累積到一跨步長，回到起始位置
  - 3.7 若未按停止鍵，回到 3.1
- 步驟 4 程式結束

根據此演算法，投射位置會暫時固定在地上。治療師可設定投射線的起啟位置及使用者目標跨步長，即能在使用者前方投出兩條臨時固定提示線。此演算法 LabVIEW 的實作如圖三十五所示。



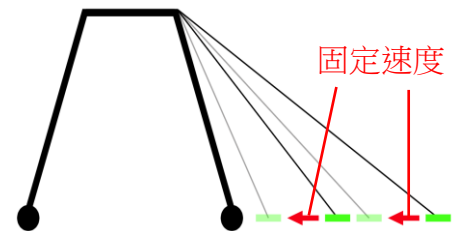
圖三十五、投射線固定於地上（臨時固定線）演算法 LabVIEW 實作

### 1.3 固定頻率自動回流演算法（自動回流式）

若希望使用者以特定的步頻與步長行進，將可以如下的演算法達成。

- 步驟 1 設定初始位置
- 步驟 2 設定目標步長（提示間距  $S\_length$ ）
- 步驟 3 設定目標步頻回流速度（ $Cad$ ）
- 步驟 4 令每一迴圈回流  $n$  公分
- 步驟 5 計算並設定迴圈速度： $n / (S\_length * Cad)$
- 步驟 6 開始迴圈
  - 6.1 回流  $n$  公分
  - 6.2 計算投射角度
  - 6.3 計算伺服機波寬
  - 6.4 輸出伺服機波寬
  - 6.5 若回流累積到一跨步長，回到起始位置
  - 6.6 若未按停止鍵，回到 6.1
- 步驟 7 程式結束

此演算法與臨時固定線雷同，但不讀取實際助步車移動值，改以固定增加  $Displacement$  的參數。治療師僅僅須改變迴圈的等待時間或增量值，就能設定使用者的目標速度。



### 3. 自動化最大跨步間距設定

Set  $Gap \approx 0$ ,  $Gap\_max = 0$ .

Ignore initial  $n$  strides (session 0).

After further  $n$  strides (session 1), compute stride length.

Set  $Gap = Baseline = Stride\_length$ ,  $\Delta Gap = 1/10 Baseline$ .

Skip 1 stride.

After further  $n$  stride (session  $\geq 2$ ), compute stride length.

If ( $\frac{1}{2} Stride\_length \geq Gap$  &  $Gap \geq Gap\_max$ )



Set Gap\_max = Gap

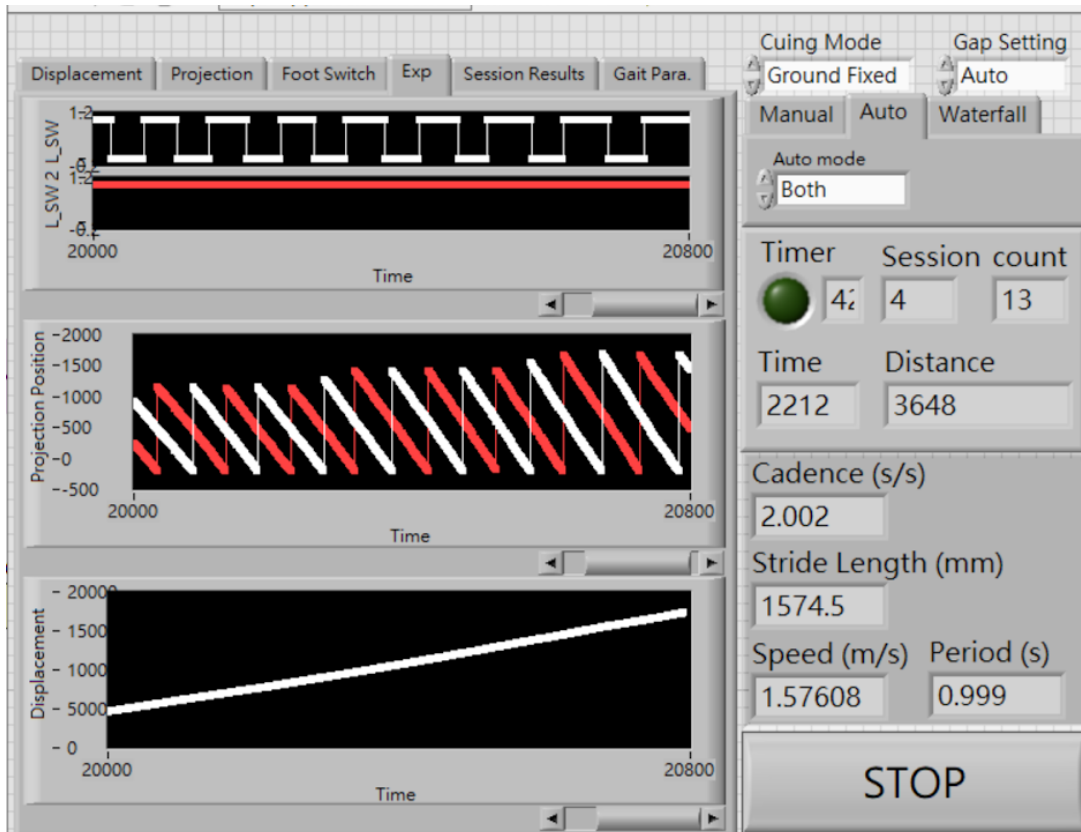
Set Gap = Gap + ΔGap.

Goto 5

else

Set Gap = Gap\_max

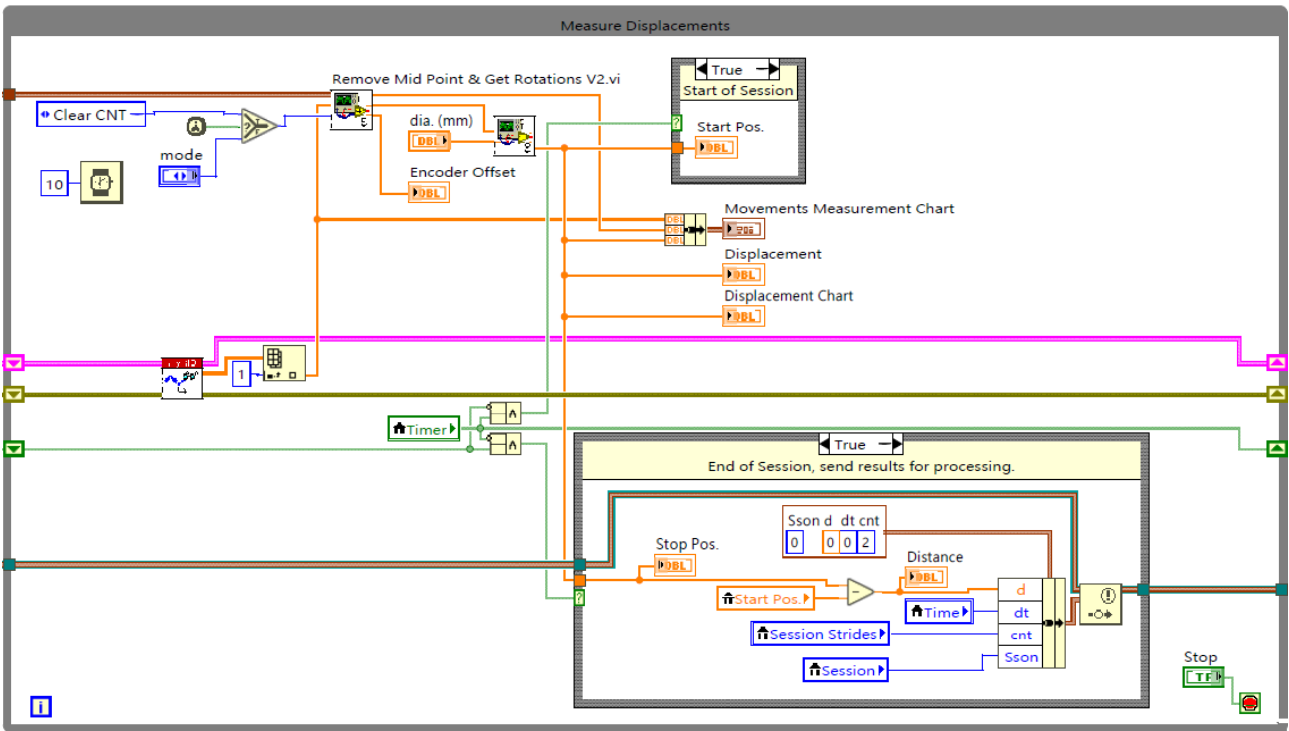
#### 4.人機介面



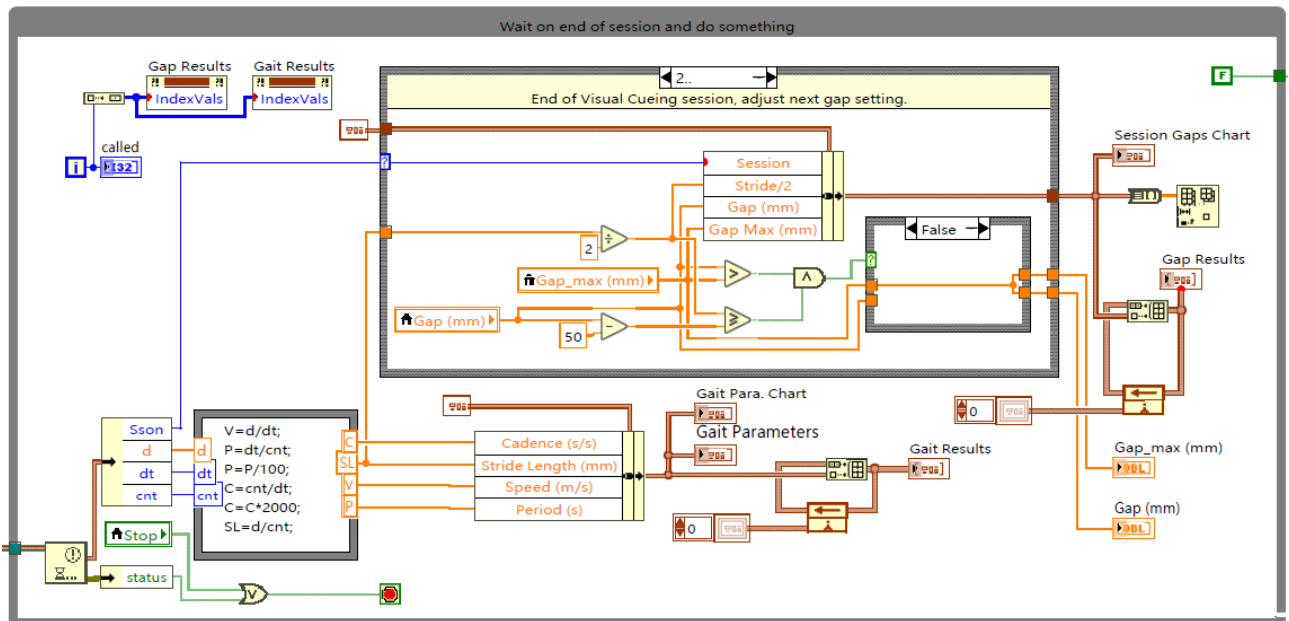
圖三十六、人機介面

人機介面如圖三十六所示，左側圖形可即時了解使用者執行狀況、右方的參數可無線即時線上修改、STOP 鍵上方區域為自動計算之步態參數。此介面供治療師客觀評估用者狀況，並可立即修改參數。

## 5. 整合程式

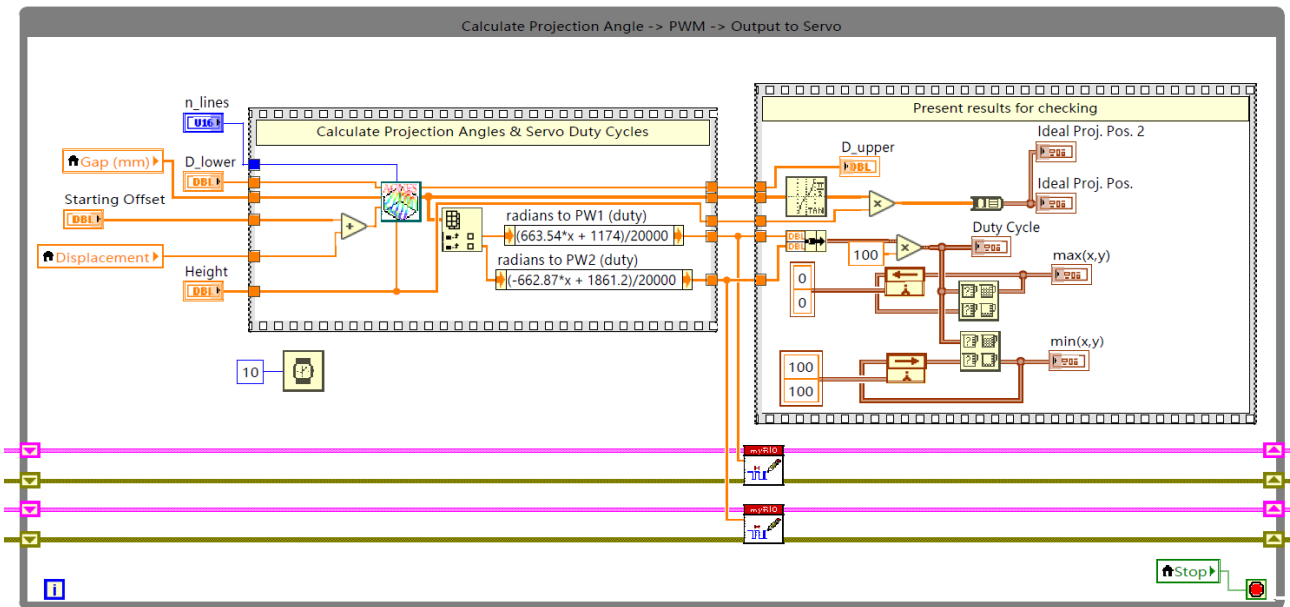


圖三十七、移動距離量測暨步態參數計算 LabVIEW 實作

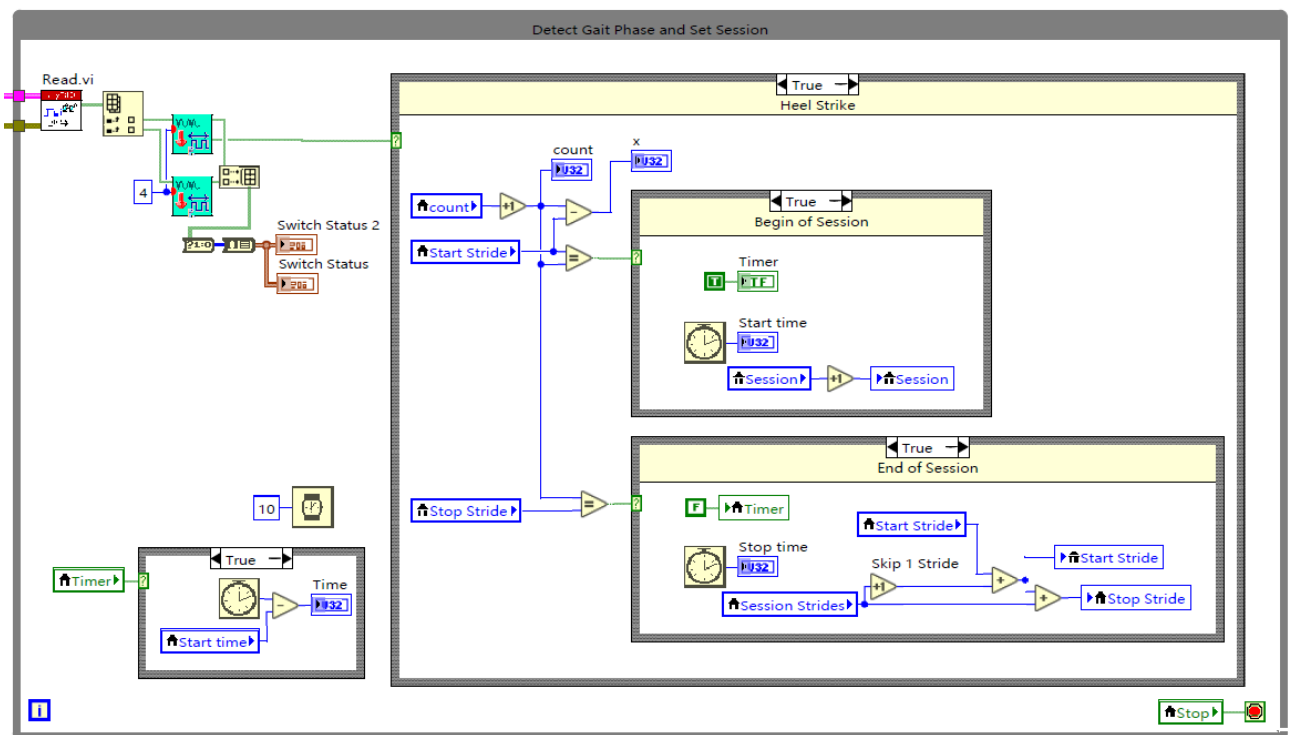


圖三十八、資料處理

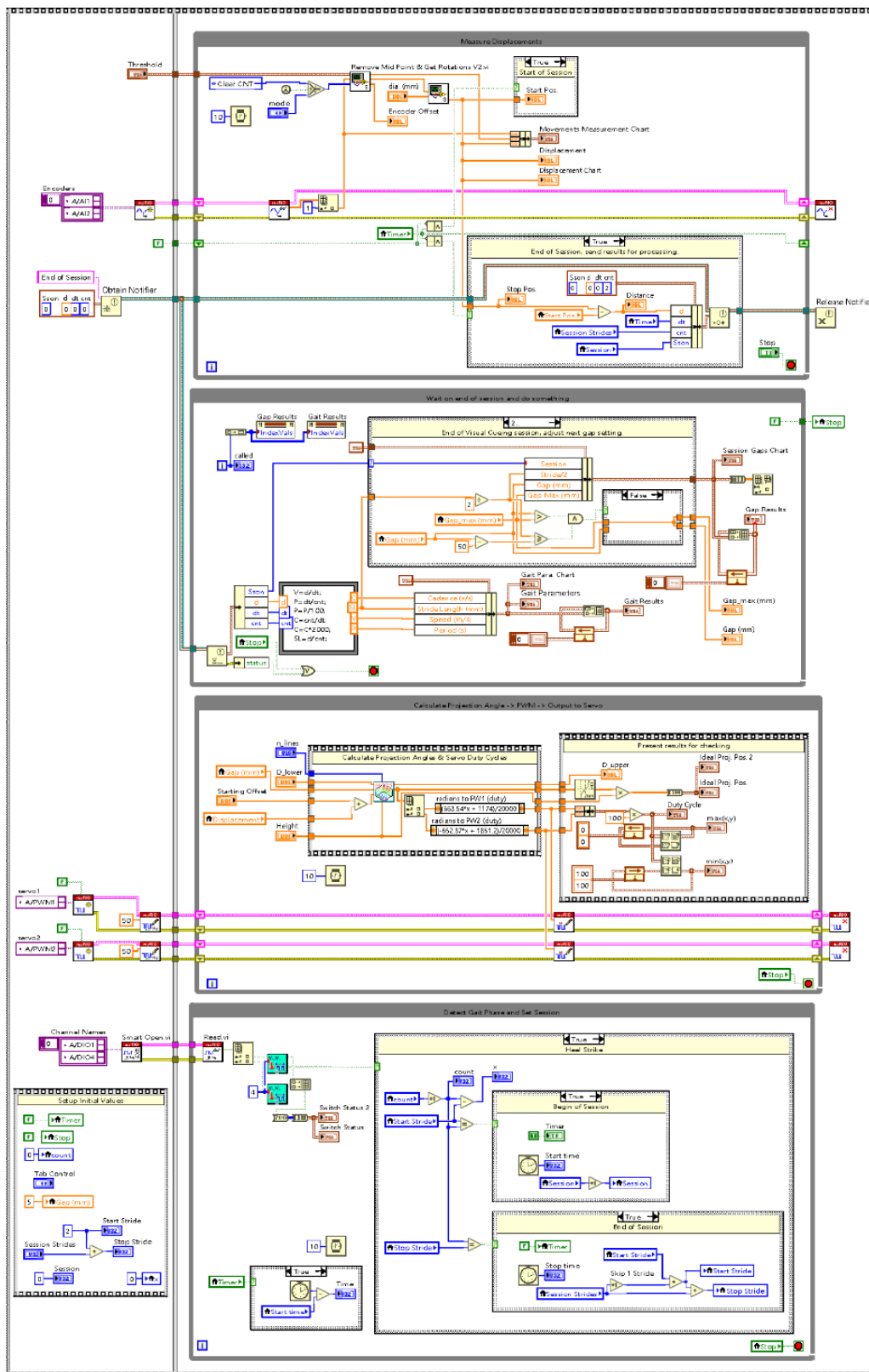




圖三十九、依移動距離計算提示投影位置暨伺服機波寬輸出 LabVIEW 實作



圖四十、跨步偵測暨計步 LabVIEW 實作



圖四十一、整合程式系統架構

整合程式由四個平行迴圈組成。包括：

- LP1：移動距離量測
- LP2：等待 session 結束(3 strides)，進行資料處理
- LP3: 計算投射角度→波寬→輸出到伺服機
- LP4: 偵測跨步並設定 session

## 二、實機測試

目前初步測試了三種提示模式結果如下。

### 1. 光線不回流（驢子胡蘿蔔式）：

跨步提示隨助步車移動，但要求受測者盡量踩線。在這情況下，改變投射位置，使用者的步長也會改變。另外，似乎僅打一條線即可，因為使用者只注意最近的那一條。

優點：跨出第一步容易。

缺點：追線易跌倒。

### 2. 投射線固定於地上（臨時固定線式）：

雷射投射位置會依據助步車的位移補償，因此線固定於地上。

優點：使用者容易參考並調整步伐，可隨時改變步行速度。

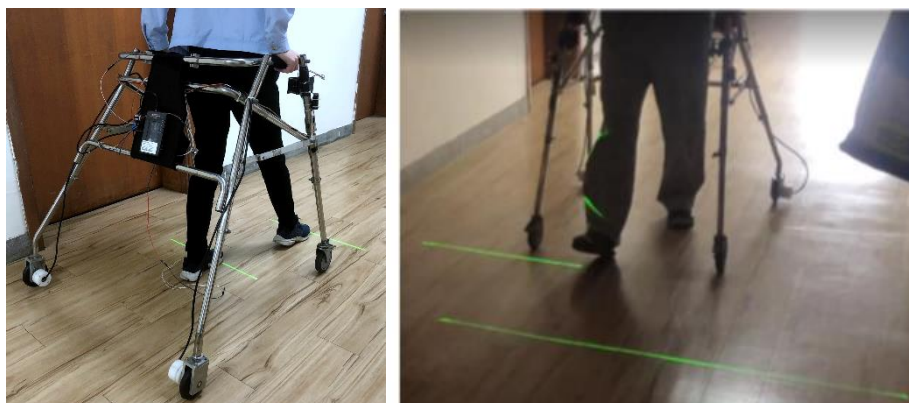
### 3. 固定速度回流（瀑布式）：

以固定目標步頻與步長，設定回流速度與間距。要求使用者交互踩踏最近的線。我們讓不同身高的人試用，發現有人須比平常跨大步並增加步頻，才能跟上提示線，有些人則僅須加快步頻。因此得知此模式可增加使用者的步長與步頻。而且觀察發現，若使用者能跟上步頻與步長，則投射線就似乎固定於地上。

優點：同時調控使用者步長與步頻。

缺點：跨出第一步難。

### 4. 上述三種模式皆能依設計正常穩定的運作。目前是正常人初步測試，這三種模式皆能改變使用者跨步長，但詳細不同模式與其參數對步長的影響須進一步研究探討。



圖四十二、正常人測試

## 伍、結論

### 一、結論

本研究的主要創新是**使用間接的方式，以非常精簡的系統**達到探索使用者跨步能力。本階段已完成不同提示模式軟體與硬體的開發，能即時無線調整不同投影間距、起始位置等。並實踐實踐提示位置自動最佳化初步試用後，發現不同提示模式皆能影響使用者的跨步方式。

### 二、近期後續工作

正式系統測試：徵招正常使用者 5 人在學校走廊進行 pilot 測試。

### 三、未來展望

未來可進一步進行臨床測試，了解何種模式適合何種病人。本系統為了快速開發驗證想法先以較昂貴的 NI myRIO 為運算平台，其餘各周邊感測與致動模組皆是低成本元件。將來以晶片系統取代 myRIO，預期能達到「開發一經濟實用、可靠度高的居家步態復健系統，提高復健的訓練量，提昇復健效果」的目的。此系統將具有以下特性：

- 不受光線影響在安全平坦的地方即可獨立使用
- 自動探索使用者跨步能力
- 自動計算使用者步長、步速、步頻、步態周期等
- 自動設定最佳視覺提示間距

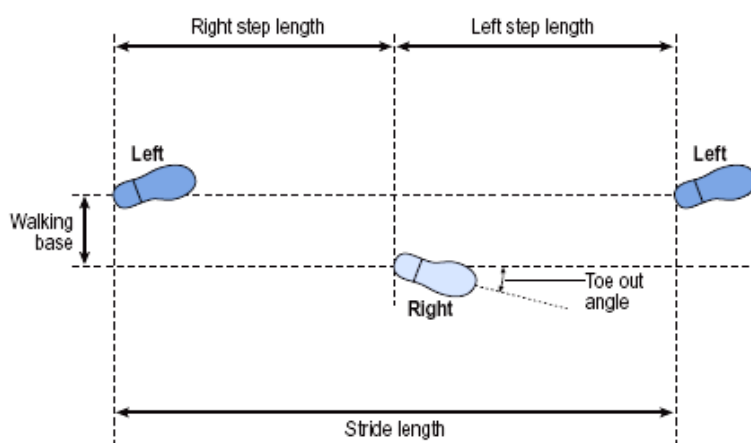
在未來應用與發展上將：

- 進行病人測試，做系統驗證與改良
- 進一步針對不同使用族群開發更有效快速的演算法
- 增加物聯網功能，用於遠距復健
- 與醫療機構結合，長期追蹤病人居家復健進度與訓練效果
- 經由大數據的蒐集與分析，增進步態復健的臨床知識

## 陸、參考文獻

- 吳孝觀 (2009) 研發視覺提醒輔具以提升巴金森氏症患者之行走表現 國立陽明大學 物理治療暨輔助科技學系 碩士論文
- 物理治療 2.0, 網頁網址 (2019): <https://physical-therapy-two-point-zero.blogspot.com/2012/03/stride-lengthstep-length.html?m=1>
- 陳建熹 (2012) 中風患者新型外在提醒輔具之研發國立陽明大學 物理治療暨輔助科技學系 碩士論文
- 黃心慧 (2017) 具視覺提示之穿戴式跨步訓練裝置於中風患者之應用 國立陽明大學 物理治療暨輔助科技學系 碩士論文
- 游雅鈞 (2019) 自動跨步位置最佳化之步態復健視覺提示系統 臺北市 108 學年度中等學校學生科學研究獎助計畫三等獎 (108 年 10 月頒布)
- 楊智翔 (2013) 具視覺提示功能之新型中風患者步行訓練輔具研發 國立陽明大學 物理治療暨輔助科技學系 碩士論文
- 霍爾磁性角度傳感器, 網頁網址 (2019):  
<https://m.intl.taobao.com/detail/detail.html?spm=a230r.1.14.15.39543479kJSX1o&id=568174322844&ns=1&abbucket=13#detail&gid=1&pid=9>
- A REVIEW OF GAIT CYCLE AND ITS PARAMETERS, 網頁網址 (2019):  
[https://www.researchgate.net/publication/268423123\\_A\\_review\\_of\\_gait\\_cycle\\_and\\_its\\_parameters](https://www.researchgate.net/publication/268423123_A_review_of_gait_cycle_and_its_parameters)
- Circumduction Gait, 網頁網址 (2019): <https://blog.dinopt.com/pediatric-gait/>
- Freezing of Gait, 網頁網址 (2019): <https://www.youtube.com/watch?v=3-wrNhyVTNE>
- Hsiao-Kuan Wu, Huang-Ren Chen, Wei-Ying Chen, Chia-Feng Lu, Mei-Wun Tsai & Chung-Huang Yu (2018) A novel instrumented walker for individualized visual cue setting for gait training in patients with Parkinson's disease, Assistive Technology, DOI : 10.1080/10400435.2018.1525442
- SERVO MOTOR SG90 DATA SHEET, 網頁網址 (2019):  
[http://www.ee.ic.ac.uk/pcheung/teaching/DE1\\_EE/stores/sg90\\_datasheet.pdf](http://www.ee.ic.ac.uk/pcheung/teaching/DE1_EE/stores/sg90_datasheet.pdf)
- Shuffling Gait, 網頁網址 (2019): <https://bit.ly/2DNk2YB>

## 附錄一：常用步態參數定義



圖附一、步長與步幅的定義<sup>6</sup>

由於本研究討論步長、步幅等資訊，將其定義在此說明。如圖附一及根據物理治療 2.0<sup>7</sup>的定義：

“步幅 (*Stride length*)：腳跟著地後經過一個步態循環 (*gait cycle*) 後。同一側的腳跟又著地，此長度我們稱為步幅 (*Stride length*)，(ex：右腳著地-右腳再次著地)。正常的成年人的平均步幅為 1.39m。通常男生 (1.48m) 會比女生 (1.32m) 來的大些許。

步長 (*Step length*)：是指同側腳跟著地與對側腳跟著地的距離，通常是步幅的一半。  
(ex：右腳著地-左腳著地)。”

此外，有時「步幅」也稱為「跨步長」，其他常用到的定義與關係式如下（更多相關步態參數定義請參考文獻<sup>8</sup>）：

步幅 = 左步長+右步長

若為對稱步態則 左步長 = 右步長 = 步幅/2

步頻 (*cadence*)： 每分鐘走幾步

步速 (*Gait Speed*) m/s = 步幅\*步頻/120

<sup>6</sup> 物理治療 2.0，網頁網址 (2019)： <https://physical-therapy-two-point-zero.blogspot.com/2012/03/stride-lengthstep-length.html?m=1>

<sup>7</sup> 物理治療 2.0，網頁網址 (2019)： <https://physical-therapy-two-point-zero.blogspot.com/2012/03/stride-lengthstep-length.html?m=1>

<sup>8</sup> A REVIEW OF GAIT CYCLE AND ITS PARAMETERS，網頁網址 (2019)：  
[https://www.researchgate.net/publication/268423123\\_A\\_review\\_of\\_gait\\_cycle\\_and\\_its\\_parameters](https://www.researchgate.net/publication/268423123_A_review_of_gait_cycle_and_its_parameters)

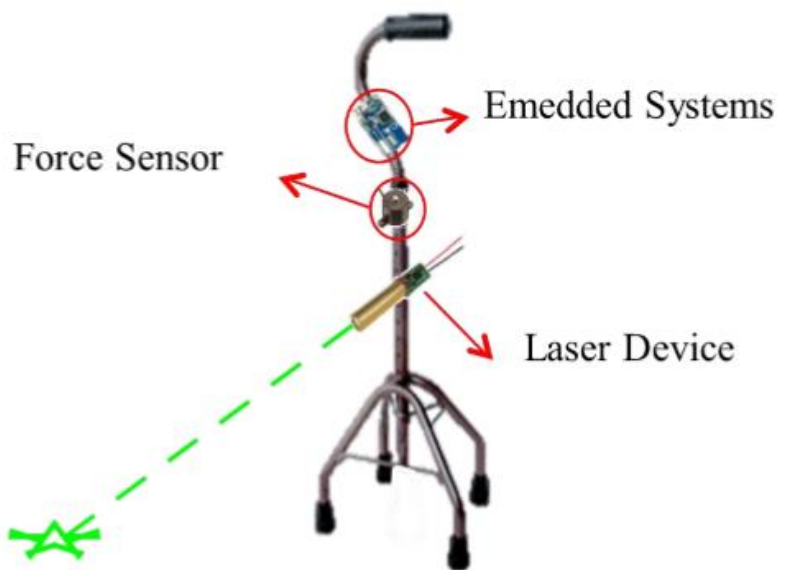
## 附錄二：先前研究文獻回顧

針對視覺提示的發展進行簡要回顧。由於本研究的最後目標是使用者可居家自行操作使用，以下所回顧先前的視覺提示系統，以輕便可攜為主。



圖附二、吳孝觀[2009]的帕金森氏症視覺提示系統

吳孝觀[2009]（如圖附二）以後拉式助步車加上「模擬固定地上橫線」的投影系統，探討投影間距對步態的影響。研究結果發現（1）必須指示受試者「跨過線」，（2）每個人都須個別化的設定間距，才能誘發出個人的最長的跨步。



圖附三、陳建熹[2012]的中風病人四腳拐單點提示

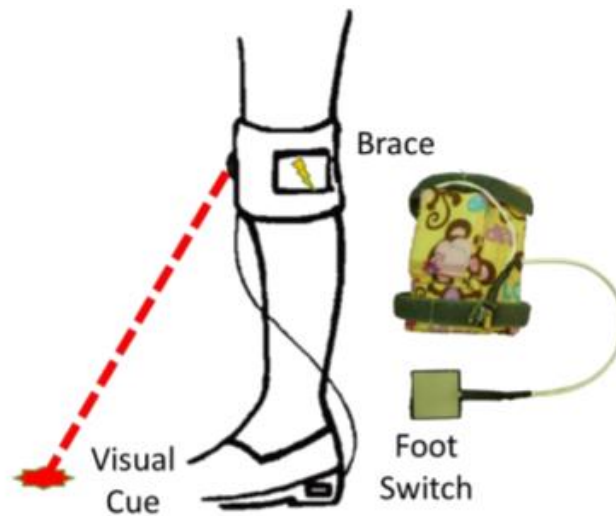
陳建熹[2012]（如圖附三）以四腳拐搭配雷射投影，指示患側腳應該踩踏的位置，對中風病人做測試，結果患側腳的跨步的確變長了，但步長不對稱性依然嚴重。





圖附四、楊智翔[2013]的中風病人單拐兩點視覺提示系統

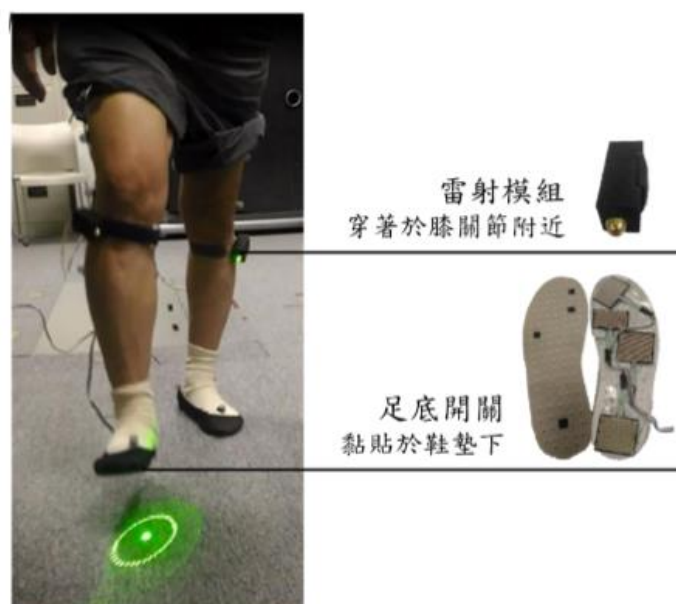
楊智翔[2013]（如圖附四）則利用類似單拐的設計使提示點定於地上，並讓握把隨使用者擺動。加上左右兩個提示點增進了左右步長的對稱性，但時間對稱性仍不佳。



圖附五、筆者參與的穿戴式視覺提示系統-步行大師

圖附五是筆者先前參與的計畫，利用護膝上雷射頭與足底開關製作了一穿戴式的提醒裝置。其後，黃心慧[2017]（圖附六）則擴充為兩腳系統並用四組足底開關完成更完整系統，使提示的開始與結束能隨訓練目標調整設定。對中風病人做測試，結果左右步態參數的時間與空間對稱性皆有改善。





圖附六 黃心慧[2017]的穿戴式視覺提示系統

以上這些研究證實了**個別化適當的視覺提示**對步態訓練有很好的影響。這些系統已有相當程度的自動化，使用者皆容易操作。但仰賴治療師設定提示位置，在實務面上仍有些不方便。在臨床上由於治療時間有限，治療師在設定上大都僅能約略調整，不一定是最佳化設定；另外，使用者必須到治療場所，舟車勞頓，復健的頻率與時間有所限制。如能進一步使系統自動探索使用者能力，做最佳化提示位置設定，這些系統就可讓使用者少跑醫療院所，居家自行做密集的最佳化復健，對行動不便或居住偏遠地區的使用者將是一大福音。

## 【評語】 100010

1. 本作品針對復健的步態輔助，利用視覺提示及其自動化達成，值得鼓勵。
2. 建議針對系統問題，例如結構、精確度、不對稱、運算效能等問題，進一步探討。
3. 建議加強對於復健效益的(量化)評估。