

第十九屆旺宏科學獎

成果報告書

參賽編號：SA19-474

作品名稱：不對稱步態者之即時步態分析及自動
視覺提示系統

姓名：游雅鈞

關鍵字：臨床復健、即時步態分析、視覺提示

摘要

世界許多國家已進入高齡社會，許多人需要步態復健。臨床上進行復健時，病患的步長、步速、左右步伐的時間與空間對稱性是非常重要的參考依據。雖然有經驗的治療師能靠仔細觀察，評估患者步態特性，但非常耗費精力也不夠客觀。基於臨床上以視覺提示幫助帕金森氏症或中風患者復健的人工手動模式，本研究在先前已完成第一代視覺提示系統(Automatic Visual Cue Adjusting system, 簡稱 AVCA)，並完成考量使用環境所加入自動提示的多模式調整系統，以協助帕金森氏症或中風患者復健步態追蹤與提升復健師的工作效能。由於在醫學上，步態參數是生理狀況的重要指標，可做為診斷老化的預防醫學的參考項目，也可用於居家自我檢測，對於老化現象可即早發現和即早應對，協助高齡社會進行健康管理促進優質老化。因此發展即時量化的跨步位置資訊，累積個人化步態資訊應用於醫學診斷更為重要。

本研究目前已重新優化 AVCA 系統，簡稱為 AVCA-plus，系統架構相當簡潔，兼具輕便可攜和可變換場地的方便實用功能。AVCA-plus 系統建置過程，分成三個向度：一為系統優化，重新架構硬體，以市售高品質的助步車，外加編碼輪、並將穿戴感測器無線化。二是步態週期「時間」數據偵測，採用自製穿戴式感測系統，利用力敏電阻做成鞋墊型的足底開關，對其開/關的狀態進行計時，計算步態週期的對稱性。三是即時量測個別腳的跨步位置並計算步長，增加一對 ToF 測距模組，再額外增加一反射檔板於助步車後方來達成。

AVCA-plus 利用穿戴式足底開關測得步態「時間」對稱性資訊，達成人工肉眼難以看到的臨床意義重大的指標參考數據。本系統可在短短約一秒內，偵測到左腳和右腳個別有多少時間是站立期、多少時間是擺盪期。本系統測得步態「空間」對稱性資訊，包括精準的足部位置與步長量測，系統應用具有不受環境光源影響與旁人干擾即時完成的優勢。除此之外，本研究中應用於正常人的使用，發現正常人故意走一大一小步時，最開始的一兩步有時間不對稱的狀況，但兩步之後步態週期自然對稱了，也就是說，這種「快速恢復時間對稱性的能力」，可了解使用者的平衡甚至認知能力，這是文獻上未曾發現的現象，且適合臨床或居家環境的方式客觀量化了主要步態參數，將可協助治療師隨時調整復健策略與參數達到精準步態復健的目的。AVCA-plus 可視應用需求搭配其它機器（如跑步機）組合應用，居家精準復健、步態能力評估外，提昇了醫療創新的機會，若接上物聯網進行大數據收集、結合醫學知識與 AI 技術，在家即可進行個人化的健康管理，以預防醫學的方式照顧大眾健康。

壹、 研究動機

世界許多國家已進入高齡社會，許多人需要步態復健。臨床上進行復健時，病患的步長、步速、左右步伐的時間與空間對稱性是非常重要的參考依據。臺灣已邁入高齡社會，許多高齡者常見的疾病如中風、帕金森氏症、肌少症，會造成步行能力缺損，對社會與家庭的影響至為深遠。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附錄一）。其中，「視覺提示」常有非常好的效果。

雖然有經驗的治療師稍能靠仔細觀察，評估患者步態特性，但非常耗費精力也不夠客觀。基於臨床上以視覺提示幫助帕金森氏症或中風患者復健的人工手動模式，本研究在先前已完成第一代視覺提示系統(Automatic Visual Cue Adjusting system，簡稱 AVCA)，並完成考量使用環境所加入自動提示的多模式調整系統，以協助帕金森氏症或中風患者復健步態追蹤與提升復健師的工作效能。

本研究目前已重新優化 AVCA 系統，簡稱為 AVCA-plus，系統架構相當簡潔，兼具輕便可攜和可變換場地的方便實用功能。由於在醫學上，步態參數是生理狀況的重要指標，可做為診斷老化的預防醫學的參考項目，也可用於居家自我檢測，對於老化現象可即早發現和即早應對，協助高齡社會進行健康管理促進優質老化。因此發展即時量化的跨步位置資訊，累積個人化步態資訊應用於醫學診斷更為重要。

貳、 研究目的

本研究 AVCA-plus 的具體目標有三：

一、系統優化

改善先前機械結構穩定性不足的問題，而且將穿戴感測器改為無線傳輸，以利後續方便使用大量收案分析。

二、即時步態週期參數量測

找出左右腳站立期與擺動期時間（period），計算其不對稱性。

三、即時步態空間參數量測

即時測量個別腳的跨步位置，計算左右步長與其差異等數據。

參、研究過程

第一部分、文獻探討

帕金森氏症與視覺提示復健

筆者根據先前研究開發了臨床可用系統，能提供三種提示模式、測量使用者基本能力，也發展了相關演算法找出其最大跨步能力。已經開發了方便切換的多模式視覺提示系統，且能以無線即時的方式調整最佳提示位置，減少治療師的負擔。然而此系統中的視覺提示乃假設使用者有對稱步長，因此提示間距是對稱的。但是有許多使用者包含帕金森氏症、偏癱中風患者其左右步長相差很大。因此本研究希望能改良筆者先前所開發的系統，可判讀使用者的步態是否對稱，並讓不對稱的步態的患者也能得到自動化視覺提示的好處。

另一方面，在先前研究時也發現，治療師需要時時對病人進行的步態評估¹。然而，因為無方便工具治療師耗費甚多精神靠肉眼觀察。因此本研究更重要的目的是讓系統即時提供客觀量化步態參數，包括步速、步長與時間空間對稱性。減少治療師負擔，增進精準步態訓練，提升復健效能。



圖一、(左) 帕金森氏症的小碎步²；(右) 地上貼上橫線之後步態能力變正常³



圖二、中風不對稱步態⁴

¹ Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors, 網頁網址 (2020): [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(07\)01649-8/fulltext](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(07)01649-8/fulltext)

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

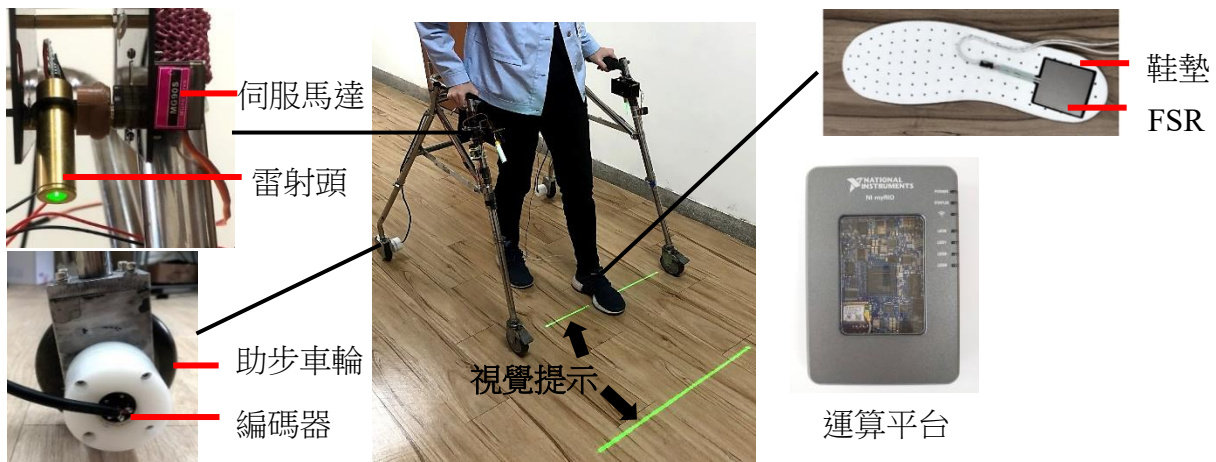
³ Freezing of Gait, 網頁網址 (2019): <https://www.youtube.com/watch?v=3-wrNhyVTNE>

⁴ Circumduction Gait, 網頁網址 (2019): <https://blog.dinopt.com/pediatric-gait/>

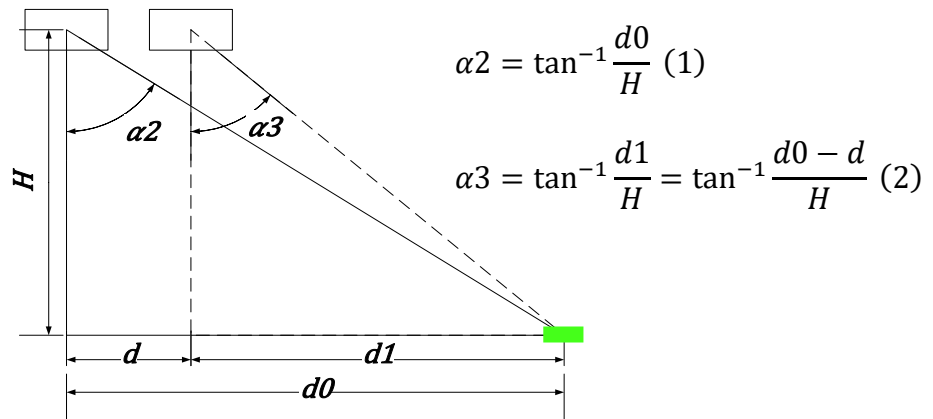
AVCA 系統說明

本研究是承襲先前筆者所開發的「視覺提示系統」，而且許多硬體的實現類似，因此先做說明。其系統是以「後拉式助步車」加上「模擬多條固定地上橫線」的投影系統來達成。如圖三所示，其系統架構相當簡潔，僅包含一後拉式助步車、輪軸編碼器、雷射頭、伺服馬達、運算平台等，相當輕便可攜具實用性。

一、AVCA 系統原理



圖三、視覺提示系統架構

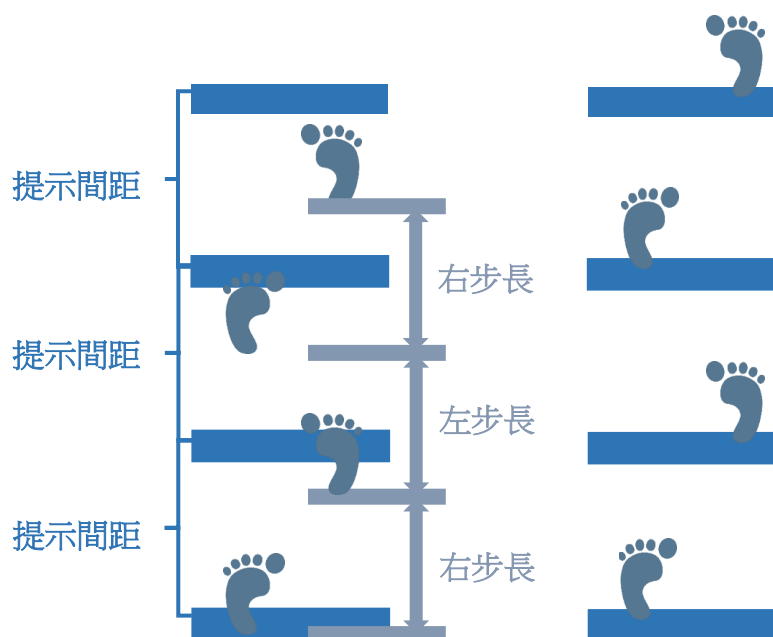


圖四、助步車位移與投射角度補償的原理

此系統提示線可固定在地上的原理是：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。因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。

此外，筆者在此研究中提出了創新的想法與簡單裝置就能可靠快速地得知使用者跨步 stride 能

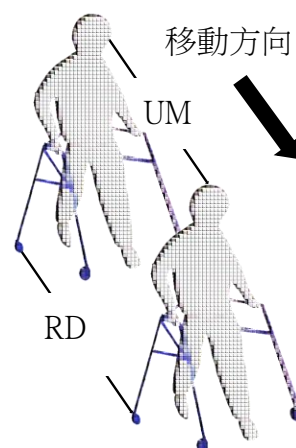
力，若使用者的步長對稱（左右步長一樣），則能以「提示間距/步長比較法」來間接判斷使用者是否能跨過或踩到提示位置。



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

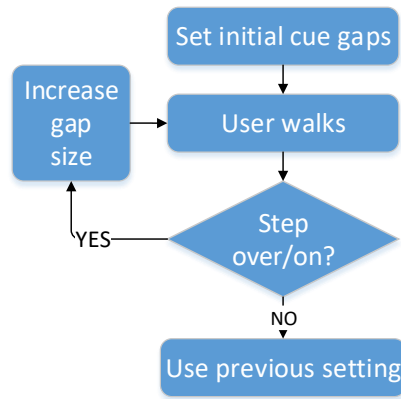
所謂「提示間距/步長比較法」藉重兩個觀念：

- 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。視覺提示的間距可由程式設定，為已知。
- 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」。



圖六、助步車移動距離等於使用者行走距離

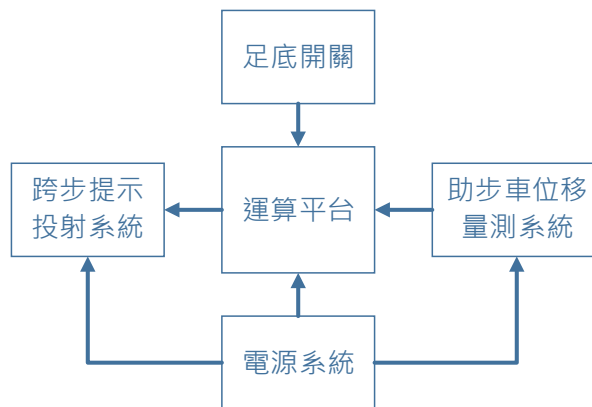
應用此「提示間距/步長比較法」再搭配圖七演算法，就能自動探索使用者步行能力並找到最佳的視覺提示間距。



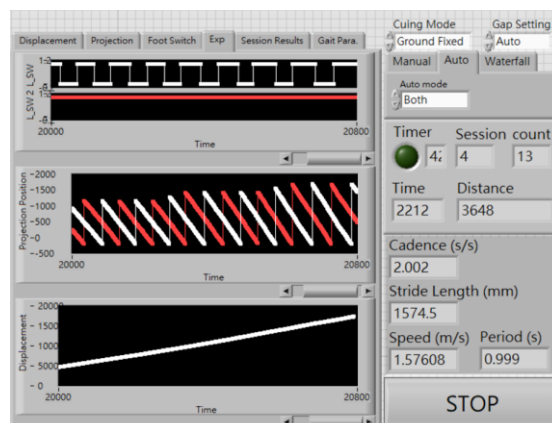
圖七、自動探索最大步幅演算法

二、系統硬體架構

系統的硬體架構如圖八所示，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。詳細的實作內與程式請參考附錄三。



圖八、視覺提示系統架構



圖九、操作之人機介面

視覺提示系統的操作人機介面如圖九所示，左側圖形可即時了解使用者執行狀況、右方上的提示參數（間距、提示模式）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包括步幅、步速、步頻等。

三、實機測試與結論

目前初步測試了三種提示模式結果如下（演算法請參考附錄四）。

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。

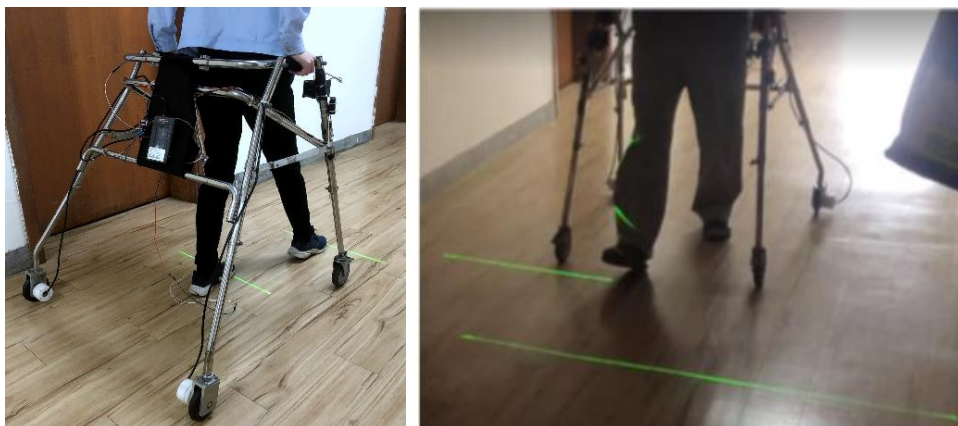
3. 固定速度回流（瀑布式）

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。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。

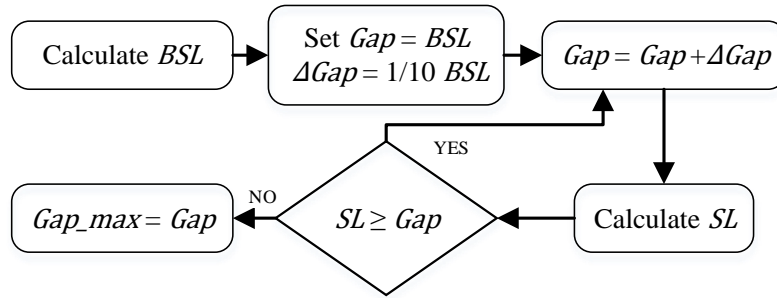
缺點：跨出第一步難。

另外，已能利用自動增加間距測試使用者跨步能力，找出跨步極限，且可觀察到各步態參數，如步速、步頻、步幅依提示間距改變（如圖十二所示）。

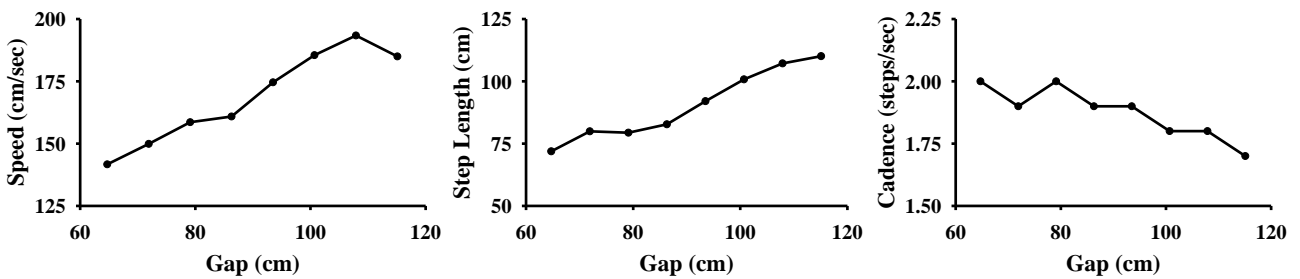


圖十、正常人測試

$SL = \text{Step Length}$; $BSL = \text{Baseline } SL$



圖十一、數值化探索使用者能力演算法($SL = \text{Step Length}$; $BSL = \text{Baseline } SL$)



圖十二、改變提示間距對步態表現的影響

此先前研究的主要創新是**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。且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，且提供大部分步態參數。唯「提示間距/步長比較法」不適用步伐不對稱者，須加以改進，才能真正適用更多族群如中風病患、帕金森氏症。且較詳細的 *spatiotemporal* 步態參數尚未能提供，必須進一步開發。

第二部分、AVCA-plus 系統原理

一、系統優化

- 在穿戴感測系統增加微控制器與藍芽，讓使用者休息時可自行移動，不侷限在助步車內。
- 以市售高品質的後拉式助步車為基礎，並以編碼輪以外加的形式來完成；不改變機械結構維持穩定性與操作順暢性。

二、即時步態時間參數與不對稱性

站立期與擺動期的偵測，利用足底開關計算其 ON/OFF 的時間即可。時間對稱性包括站立期（stance phase）對稱性與擺動期（swing phase）對稱性，所謂站立期為腳踩地的時間，擺動期為腳在空中的時間。本研究採用的對稱性指數（Symmetry Index）公式如下。

$$\text{Symmetry Index (SI)} = \frac{2(T_l - T_r)}{T_l + T_r}$$

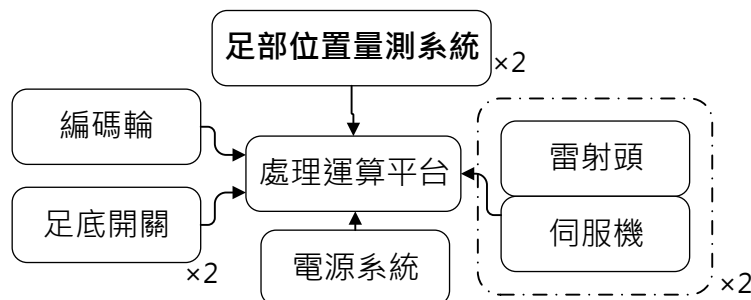
where T_l, T_r : Stance or swing time
of left and right foot respectively

三、即時步態空間參數量測

先前研究已完成許多臨床治療師所期待的功能，但對步長不對稱使用者不適用。本研究以量測個別足部位置的方法再相減解決。而實際跨步位置量測的作法是由向量分解的概念而來：

$$\overrightarrow{\text{個別足部之位移}} = \overrightarrow{\text{隨行助步車位移}} + \overrightarrow{\text{足部相對助步車位移}}$$

因為助步車隨使用者移動，也就是其上之座標系統（Local Coordinate System, LCS）隨使用者位移。若在此隨行坐標系上測得個別足部的位移，將兩者向量相加即可得到足部相對行走地面（World Coordinate System - WCS 世界坐標系）的位置。而此隨行座標 LCS 的位移可由編碼輪測得，沿用先前研究的策略即可。因此本研究僅需專注在如何在助步車上量測足部位置，其在整體系統架構中角色如圖十三所示（虛線框的部分是視覺提示，前研究已完成）。



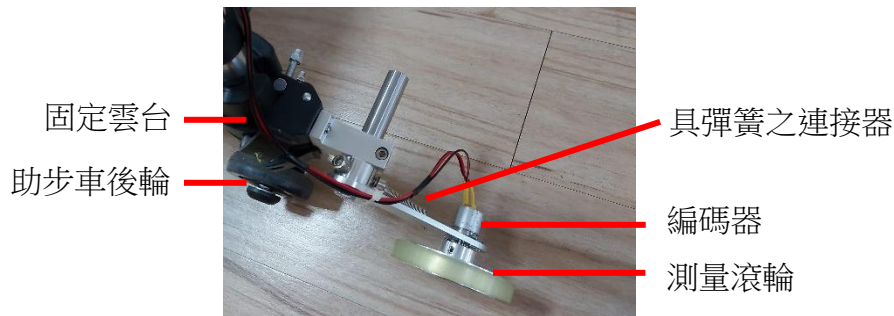
圖十三、系統架構圖

第三部分、AVCA-plus 系統研究方法

一、系統改良

1. 助步車位移量測子系統

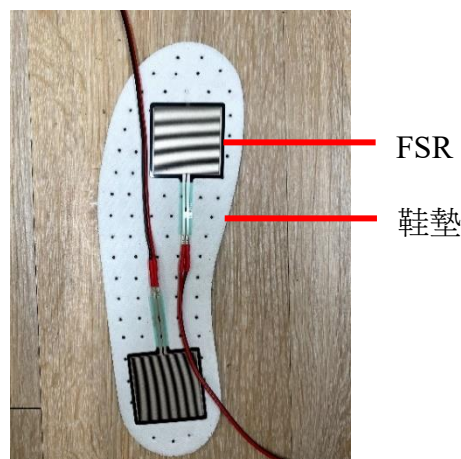
編碼器裝設於摩擦力較大的測量輪，其具彈簧之連接器以雲台架設在助步車骨架上。



圖十四、助步車位移量測子系統

2. 足底開關

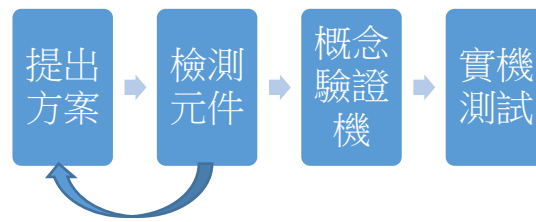
兩個壓力感測器（force sensing resistor, FSR）分別貼於鞋墊背面，腳跟與趾關節（metatarsophalangeal joints）的壓力位置。可簡易判讀足跟觸地（heel strike）、足跟離地（heel off）時機，當兩者同時踩踏的時段，即為足部貼於地面時期（foot flat）、前足離地時機。從足跟觸地開始到趾端離地即為站立期（stance phase）；當兩者都沒訊號時，則判斷為足部在空中的擺動期（swing phase）。



圖十五、足底開關

二、足部位置量測子系統

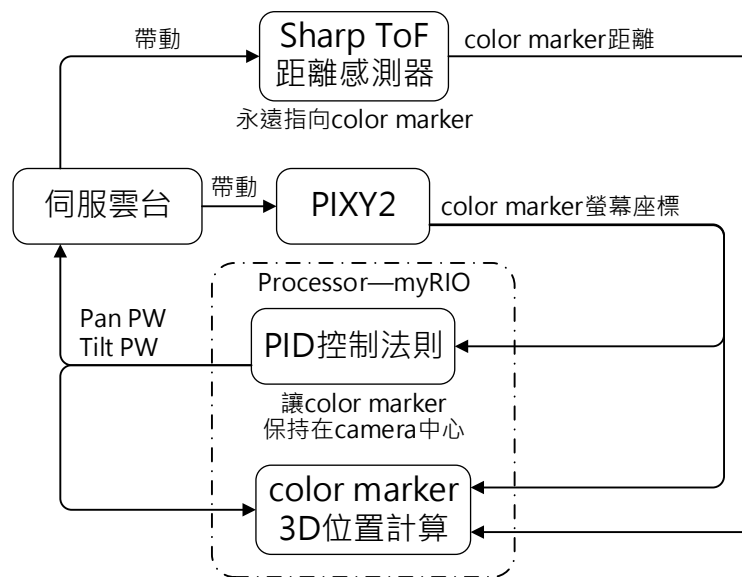
實際開發流程如圖十六所示，包括四個階段（phase）。1.首先，提出可能概念方案；2.接著，尋找可能性元件並檢測其可用性；若並無合適元件符合臨床與居家環境需求，則改提出其他方案，重新評估可行性直到方案元件能符合需求；3.開發實機；4.進行實機測試。



圖十六、足部位置量測子系統開發流程圖

1. 方案

由 PIXY2 camera⁵、Sharp ToF⁶距離感測器與 Pan-Tilt 雲台⁷搭配追視控制演算法組合而成（如圖十七所示），以下分別說明。



圖十七、足部 color marker 之追視（tracking）與 3D 位置計算之概念圖

在使用者鞋子上貼上臨時色塊（color marker），如防水膠帶，搭配此子系統使用。

- PIXY2 camera 本身有影像辨識晶片，能偵測指定顏色的物件（color marker），並追蹤其軌跡。PIXY2 將透過 SPI 連接 myRIO，每秒可輸出 60frame（60 次 color marker 螢幕座標）。
- 距離感測器則將使用 Sharp ToF，運用雷射測距技術量測、反應速度快、且能消除光互擾雜訊。Sharp ToF 透過 I²C 連接 myRIO，每秒可測量 30 次距離。

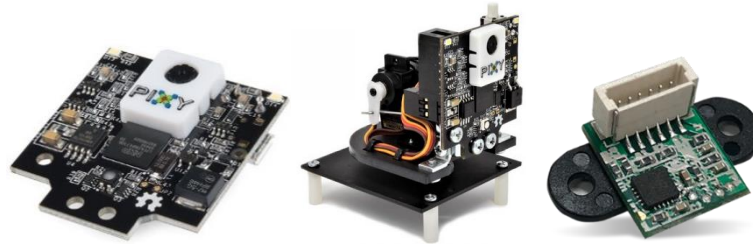
⁵ PIXY2 camera，網頁網址（2020）：<https://www.taiwansensor.com.tw/product/pixy-2-cmucam5-影像辨識模組-arduino-影像辨識系統-smart-vision-sensor/>

⁶ Sharp ToF，網頁網址（2020）：

<https://www.mouser.tw/new/sharp-microelectronics/sharp-microelectronics-mtof171000c0-tof-module/>

⁷ Pan-Tilt 雲台，網頁網址（2020）：<https://www.taiwaniot.com.tw/product/grove-pixy2-dual-axis-robotic-camera-mount/>

- 利用 PIXY2 攝影機與 Sharp ToF 距離感測器架於雙軸伺服雲台上，追蹤鞋子上的 color marker，即可得知足部軌跡及相對於助步車的距離，形成即時足部 3D 位置測量系統。
- PID 追視控制的作用是分別調控 Pan 與 Tilt 伺服機的輸出，讓目標 color marker 保持在 PIXY2 camera 中心。如此一來 PIXY2 可持續看到目標，而且距離感測器一直正對目標作正確量測。
- PID 控制器將由 myRIO 實做。
- 另外即時（30HZ）算出 color marker（即足部）之 3D 位置也是由 myRIO 完成。



圖十八、(左) PIXY2 camera 、(中) Pan-Tilt 雲台 、(右) Sharp ToF

此足部位置量測子系統之訊號意義，及關連性如下：

- (1) 由雙軸伺服機雲台的伺服機波寬輸出可變換得知 PIXY2 攝鏡頭的朝向（Pan、Tilt）。
- (2) 由 PIXY2 鏡頭可得知 color marker 在畫面中的實際位置（螢幕座標）。
- (3) 由 Sharp ToF 可測得 color marker 到伺服雲台的距離。

由 1、2、3 可計算出足上 color marker 相對伺服雲台的 3D 位置。再加之伺服平台架於助步車上，而助步車由使用者推行，再由助步車上之編碼輪可得移動距離。將這些資訊整合即可得知使用者個別腳相對地面的移動情形。

2. PIXY2 可用性實測

此方案能否成功的關鍵在 PIXY2 能否正確辨識到目標 color marker，因此針對 color marker 測試。

(1) 反光式 color marker

經實測各色物體，粉紅色與綠色辨識度較高。但相同顏色的不同色塊太近時，會被視為同一個 color marker，周遭環境的色塊易混淆。運用兩個不同 color code 相鄰串接定義為一個 color signature 可降低辨識錯誤。



圖十九、(左) 各色乒乓球作為 color marker；(右) 粉紅色與綠色乒乓球、肌內效貼布

彩色乒乓球貼於鞋子背面時，因其為球形，足部角度改變時仍可辨識，但光滑面會反射環境光源造成色差，影響辨識；肌內效貼於鞋子背面則較不會反射環境光源造成色差，但足部角度改變時，單一平面易離開鏡頭範圍，無法辨識；故綜合兩者特性，將肌內效貼貼布於乒乓球表面，則足部角度改變仍可辨識，且表面不反射環境光源造成色差。然而當環境光源改變時，如在燈源正下方或在兩燈源之間，仍會判斷失誤。



圖二十、(左) 單獨以乒乓球或肌內效貼布作為 color marker；(右) 將兩者合併作為 color marker

(2) 自發光式 color marker



圖二十一、由左至右依序為 EL 冷光條、導光條、LED 燈條

為避免反光式 color marker 在環境光源不足時無法辨識，實測三種自發光式 color marker，包括 EL 冷光條、導光條、LED 燈條。將 PIXY2 攝影鏡頭設定改成非自動曝光，且把亮度調到最低，粉色光與綠色光容易辨識。

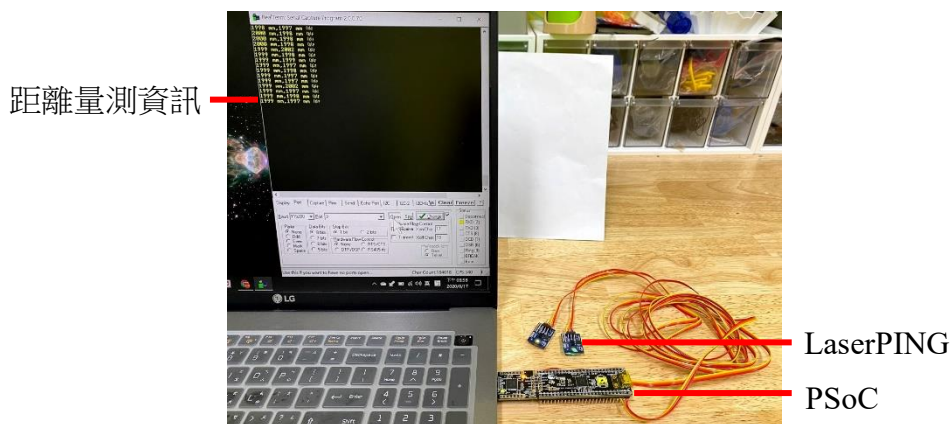
導光條的辨識會受環境光源影響，即開燈與關燈的 color marker 不同。而且其本身的彎曲程度會造成相異效果的折射與反射，變異性大；LED 燈條不受環境光源影響辨識，但與鏡頭距離不同時辨識出的色塊有差異，且發光太亮會被辨識成白色，沒有顏色識別度。不同顏色調整至相近亮度的啟動電壓不同；EL 冷光條也不受環境光源影響，且與鏡頭距離不同時辨識出的色塊沒有差異，但會受背景顏色影響辨識。冷光條材質硬不易延展，難以裝設。

(3) PIXY2 雲台

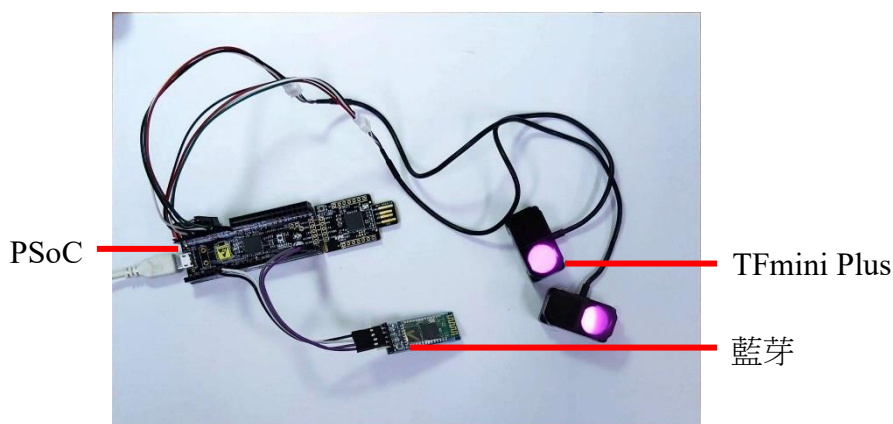
PIXY2 裝設於伺服雲台上，調整伺服機波寬即可改變角度，讓 PIXY2 鏡頭隨時對準 color marker。但伺服機的死區會造成角度解析度不足，而且 color marker 移動常因追隨速度不夠沒有確實保持在鏡頭中央，或超出攝像範圍。

(4) ToF 元件測試

LaserPING⁸輕巧但 FoV 達 55°太大無法裝設在離地面太低的地方，且取樣率 24Hz 過低。若以正常人步速 1200mm/s 為例，每次取樣之間助步車已位移約 50mm，會增加不少誤差。TFmini Plus⁹輕巧但 FoV 僅 3.6°，置於桌面亦可量測到 1500mm，且取樣率可達 1000Hz。適合本研究使用。



圖二十二、LaserPING 測試



圖二十三、TFmini Plus 測試

⁸ LaserPING，網頁網址（2020）：<https://www.parallax.com/sites/default/files/downloads/28041-LaserPING-2m-RangeFinder-Guide.pdf>

⁹ TFmini Plus，網頁網址（2019）：<http://en.benewake.com/product/detail/5c345cd0e5b3a844c472329b.html>

3. 討論

以光學辨識系統、伺服追視與 ToF 距離量測的方案經過實驗測試，無論是改變目標色碼的形狀、材質、主被動光源等，辨識的可靠度受環境光源與背景影響很大，因此必須改以不同策略。表一為列舉可能方案。

表一、足部位置量測子系統提案

方案	元件			運算方法	可行性
1	兩組 PIXY2+雲台 位於助步車	color marker 在鞋跟	ToF 架在 PIXY2+雲台上	追視、 立體極座標	低
2	兩組 PIXY2+雲台 位於鞋跟	color marker 在助步車	ToF 架在 PIXY2+雲台上	追視、 立體極座標	低
3	兩個 PIXY2 位於助步車	color marker 在助步車		電腦視覺	低
4	兩個 PIXY2 位於鞋跟	color marker 在助步車		電腦視覺	低
5			Lidar 雷射掃描 描位於助步車	足部外型判斷 足底開關判讀步態	低
6			ToF 位於鞋跟	足底開關判讀步態	高

方案 1：若將 PIXY2 雲台裝設於助步車，則近距離足跟離地時視角、轉動角速度不夠快，可能看不到 color marker。

方案 2：PIXY2 位於足部同樣不易追視，且其重量可能影響走路。

方案 3、4：電腦視覺與 PIXY2 皆可測量三度空間位置，但也易受環境干擾。

方案 5：Lidar 雷射掃描元件位於助步車，以足底開關協助得知腳踩地（foot flat）的時間，可量測助步車與鞋跟的距離。目前找到 RPLidar A1¹⁰ 360°掃描速度可達 10HZ，但仍仍不太夠。若錯過量測一次，下次量測是約 1/10 秒，若以正常人步速 1200mm/s 為例，助步車已位移約 120mm，會增加不少誤差。而且需額外計算。

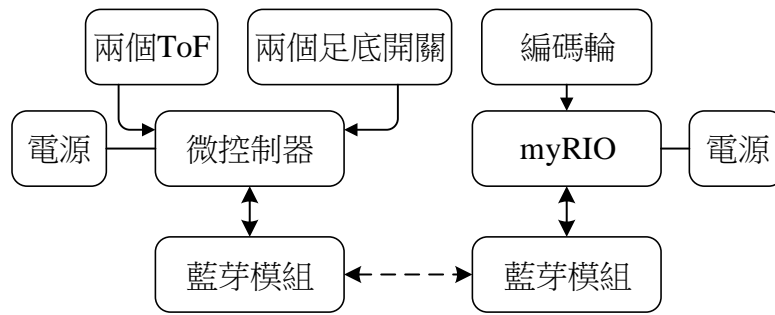
方案 6：ToF 測距元件位於足部，以足底開關協助判讀步態，則可測量變異度較小、方向穩定的助步車距離，無須量測三度空間位置。

經過不同感應元件測試與不同應用考量後，本計畫採用方案 6。以更精簡的方式，移除影像辨識模組與追視（tracking）雲台，僅留下 ToF 測距模組，再額外增加一反射檔板於助步車後方即可。

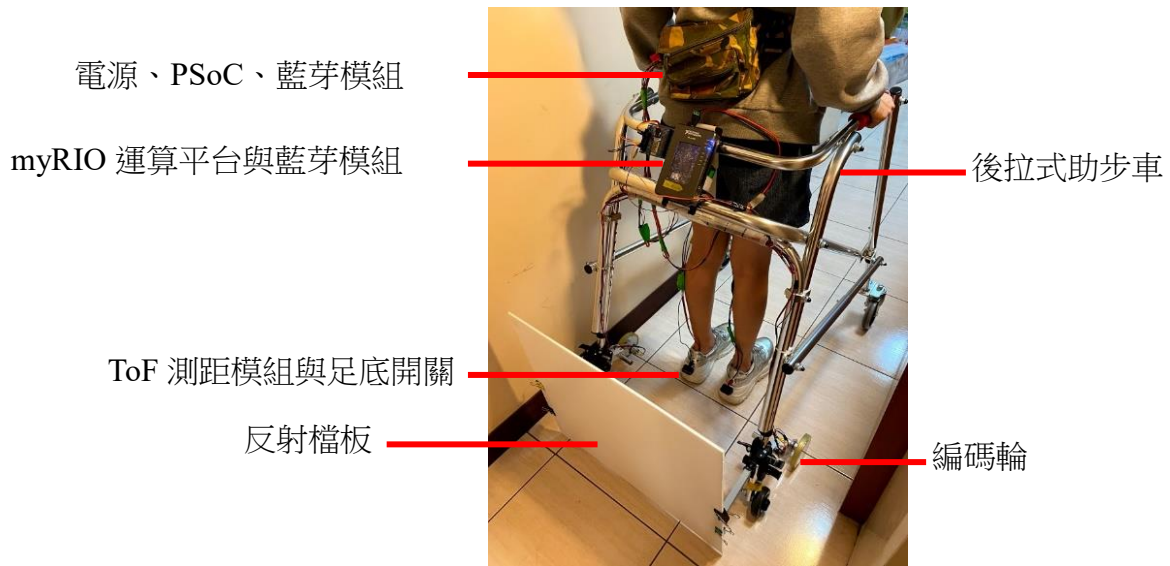
三、 概念測試機開發

跨步位置量測之系統架構如圖二十四所示，其中穿戴式感測系統用以量測步態週期與足跟與助步車之間的距離；助步車的位移由編碼輪達成。此兩部分以藍芽模組（HC-05）連接。整體系統使用情況如圖二十五所示。圖二十六是穿戴式感測子系統，利用腰包將微控制器、藍芽組、電池繫於腰間，肌內效貼布用於固定導線，萬用黏土固定 TFmini Plus 於鞋子後跟；圖二十七是運算平台固定於助步車與編碼輪接線的情形。

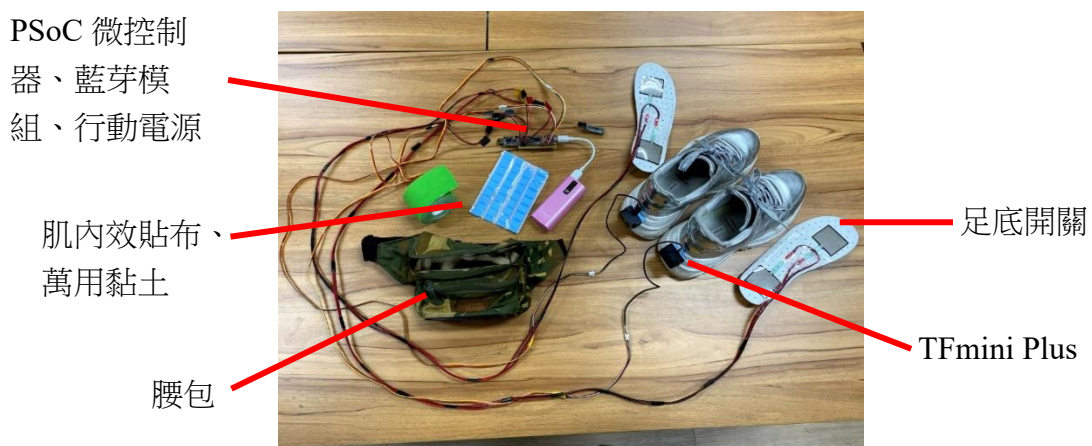
¹⁰ RPLidar A1，網頁網址(2020)：<https://www.slamtec.com/en/Lidar/A1>



圖二十四、跨步位置量測之系統架構



圖二十五、整體系統與使用者

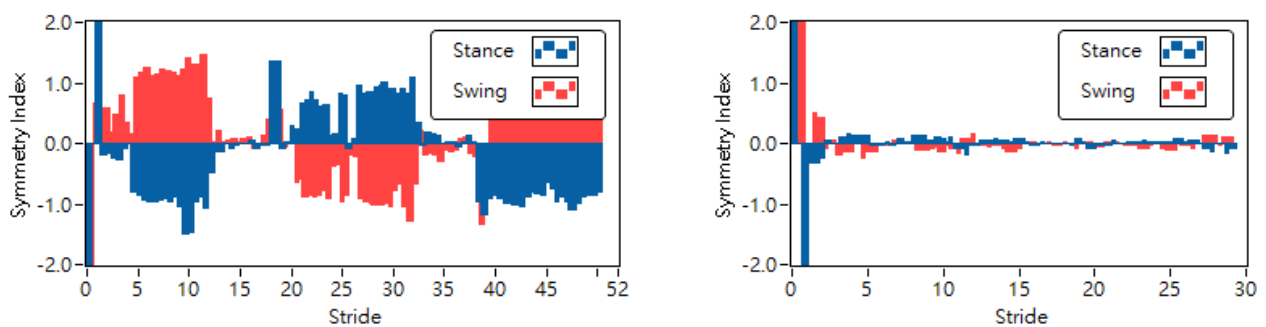


圖二十六、整體穿戴式感測系統



圖二十七、myRIO 運算平台架設在市售助步車

四、時間不對稱性量測



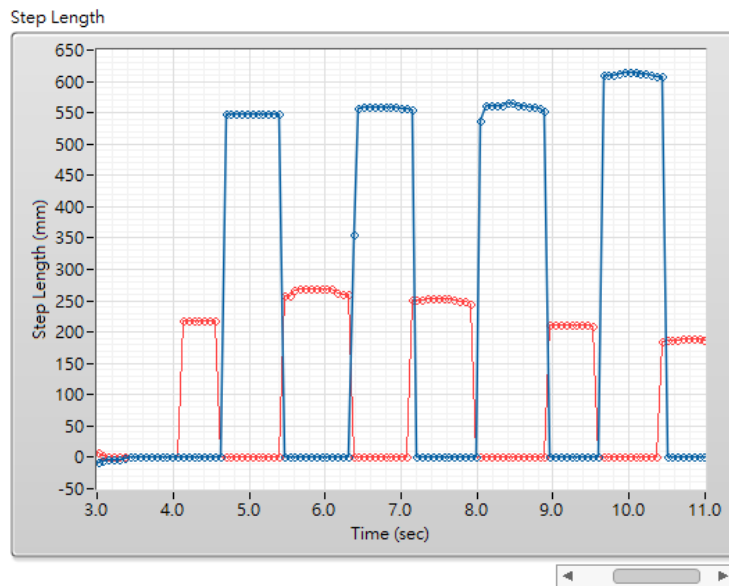
圖二十八、站立期（藍）與擺動期（紅）的時間對稱性指數（0 表示完全對稱）。

（左）提供不對稱聽覺提示；（右）提供不對稱視覺提示

為了了解系統是否能測出使用者的步態週期對稱性，請使用者以時間不對稱的方式行走，但是發覺有難度，因此以節拍器為提示。經過幾次練習後勉強達成。圖二十八（左）是請使用者為左右腳踩在三段節拍「1:3」、「3:1」、「1:3」所得對稱指數。

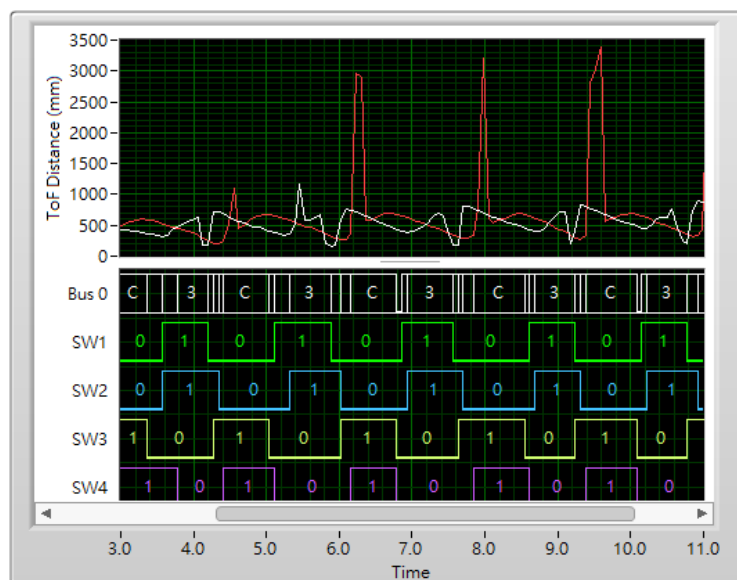
圖二十八（右）為左右腳刻意踩在不對稱視覺提示線上，而其對稱指數在兩步後趨近於零（完全對稱）。臨床意義為正常人就算空間不對稱造成起始時間不對稱，也能在幾步後自動調節為時間對稱，以此步態狀況可作為評估使用者的健康狀況。

五、跨步位置及步長量測



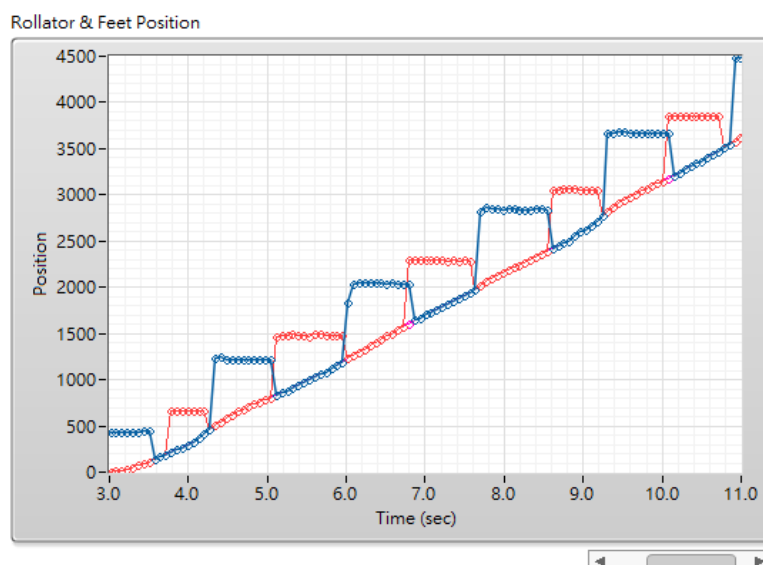
圖二十九、左腳（藍色線）、右腳（紅色線）步長

測試方式：請使用者在 40cm×40cm 的磁磚地板上，以右腳踩 0.5 格、左腳踩 1.5 格的方式行走。由圖二十九八可看出，受測者在開始與理論值 600mm、200mm 差距可達 50mm，然而其步幅左右步長之和與 800mm 相差無幾，可見系統的確能實際測得個別腳的步長，且能真實反映使用者如何調整其步伐。



圖三十、TFmini Plus 與足底開關訊號

圖三十的上半部是 ToF 測量到腳跟到助步車檔板的距離（白色線為左腳，紅色線為右腳）。下半部是四個足底開關的狀態（0：踩地、1：離地、SW1：左後足、SW2：左前足、SW3：右後足、SW4：右前足）。

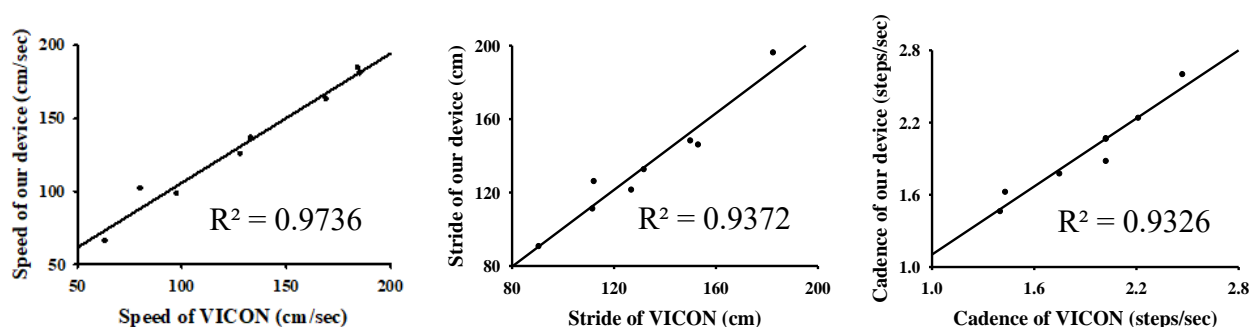


圖三十一、足部踏地時 (stance) 的位置 (接近水平線的部分)

經由助步車位置與 ToF 距離，計算足部 foot flat 時的位置 (藍色線為左腳，紅色線為右腳)。接近水平線是 foot flat 時的位置，其他部分是助步車位移。

六、準確度驗證

三位使用者以自選的三種 (慢、中、快) 速度，在 VICON 動作分析實驗室進行分析比較。其結果如圖三十一所示。其相關性極高。



圖三十一、VICON 與本系統量測到的步速、步幅、步頻

肆、結論

本研究在先前自動調整的視覺提示系統的基礎下，進一步改良了系統。在不受環境光線、背景雜亂、旁人走動干擾的條件下，此系統能即時計時步態的站立期、擺動期、並量測使用者的跨步位置。

臨床上治療師最不易評估的步態時間參數，本研究以自製的鞋墊型足底開關加上嵌入式系統的計時器來達成。此足底開關判斷步態週期的方式，以往多用於動作分析實驗室。本研究結合嵌入式系統增進了臨床應用性。此方法看似簡單，但臨床意義重大。因為，在短短約一秒內，治療師很難以肉眼直接看出個別腳有多少時間是站立期、多少時間是擺動期，更何況兩腳同時交替動作，而且即使正常人每一步伐的變異性不小。

至於足部跨步位置的量測，本研究捨棄了原本以光學辨識系統、伺服追視的方案。因為無論是改變目標色碼的形狀、材質、主被動光發光等，辨識的可靠度受環境光源與背景影響很大。經過不同應用策略與不同感測元件的測試後，本計畫反而找到更精簡的方式：利用原自動視覺提示系統中的足底開關、助步車位移感測系統，僅額外再增加一組 ToF 測距模組與一反射檔板架於助步車後方即可。經過初步的測試，受限於 ToF 感測器本身的準確度與使用者跨步的變異性，其相對助步車的跨步位置誤差在 1 公分以內，可用於搭配先前研究的自動視覺提示最佳化。更重要的是，因為每一步都是重新計算，誤差不會累積，且不受環境光源影響與旁人的干擾。此外，絕對跨步位置的誤差會受助步車位移量測準度的影響，例如地面不平整、助步車非直線前進而有誤差，造成步長可能會有高估的情況；但是因為每一步都是重新計算其誤差不會累積，對步長的對稱性仍具參考價值。

進一步而言，由於 ToF 測距模組是貼於足後/鞋後，從 ToF 所測到的距離還能進一步提示足部的俯仰角（如圖二十九）：正常人在 heel strike 時 ToF 朝向地面，因此此時距離有最小值；在 foot flat 前（腳掌前後皆貼地）距離快速增加，完全 foot flat 時 ToF 正向面對助步車反射檔板，量測到助步車與足後跟的最大距離而達到局部最大；因助步車持續前進，而距離開始減少；直到 heel off 足跟開始抬起時，ToF 斜向檔板，而距離開始增加。根據此 stance phase 擺動期之 pattern，未來利用 pattern matching 的方法或許足底開關亦能省卻，使系統更精簡。而以臨床意義而言，使用者如果沒此 pattern，代表步態異常，例如有垂足（drop foot），需進一進檢查了解是否身體有狀況。

伍、 討論及應用

本研究解決臨床上的工程問題，讓治療師能更輕鬆評估病患，進行更有效的步態復健。系統以模組化的方式開發系統，可視應用需求搭配其它機器組合應用。例如居家空間不夠時，可改用跑步機取代助步車，同樣進行自動化視覺提示。若有些人不須視覺提示，則可省去此模組。

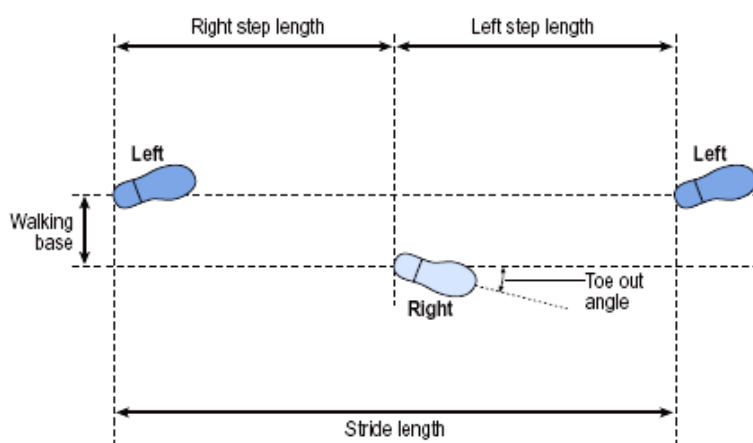
此外，由於本系統具可攜性、方便動態視覺提示調整、且可即時計算步態的時間與空間主要特徵，讓治療師減少評估的負擔、能更專注在治療方法策略上，而提供了更多的醫療創新的機會。例如，正常人故意走一大一小步時，在保持空間不對稱的情形下，前一兩步有時間不對稱性情況，但兩步之後居然步態週期對稱了。或許這快速回復週期對稱的特性可用來判斷使用者是否有平衡能力問題，甚至作為早期失智的篩檢。同樣地治療師可嘗試不同復健模式，例如隨機提示在不同位置，請使用者去踩踏（如打地鼠遊戲一樣）可訓練其平衡、認知與反應能力。而這些創新互動模式用於一般人或亞健康族群，就成了檢測篩檢工具。

換言之，本系統除了可用於居家精準復健、步態能力評估外，接上物聯網，進行個人步態大數據收集再利用醫學臨床知識結合 AI 技術即成了健康管理的工具。可隨時關心家人健康，以預防醫學的觀念，促進健康老化活躍老化。

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
- 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
- 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
- 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>
- Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors，網頁網址（2020）：[https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(07\)01649-8/fulltext](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(07)01649-8/fulltext)
- LaserPING，網頁網址（2020）：<https://www.parallax.com/sites/default/files/downloads/28041-LaserPING-2m-RangeFinder-Guide.pdf>
- Pan-Tilt 雲台，網頁網址（2020）：<https://www.taiwaniot.com.tw/product/grove-pixy2-dual-axis-robotic-camera-mount/>
- PIXY2 camera，網頁網址（2020）：<https://www.taiwansensor.com.tw/product/pixy-2-cmucam5-影像辨識模組-arduino-影像辨識系統-smart-vision-sensor/>
- RPLidar A1，網頁網址（2020）：<https://www.slamtec.com/en/Lidar/A1>
- Sharp ToF，網頁網址（2020）：<https://www.mouser.tw/new/sharp-microelectronics/sharp-microelectronics-mtof171000c0-tof-module/>
- Shuffling Gait，網頁網址（2019）：<https://bit.ly/2DNk2YB>
- TFmini Plus，網頁網址（2020）：<http://en.benewake.com/product/detail/5c345cd0e5b3a844c472329b.html>

附錄一：常用步態參數定義



圖附一、步長與步幅的定義¹¹

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 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「步幅」，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¹²）：

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

¹¹ 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>

¹² 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

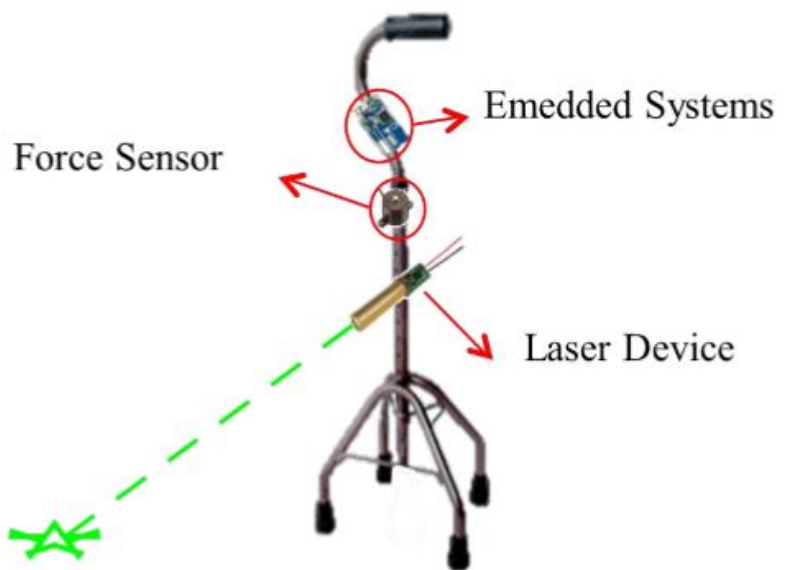
附錄二：先前研究文獻回顧

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。



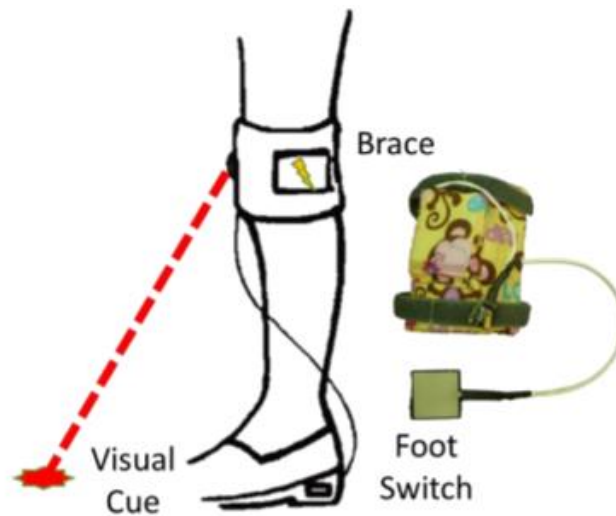
圖附三、陳建熹[2012]的中風病人四腳拐單點提示

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。



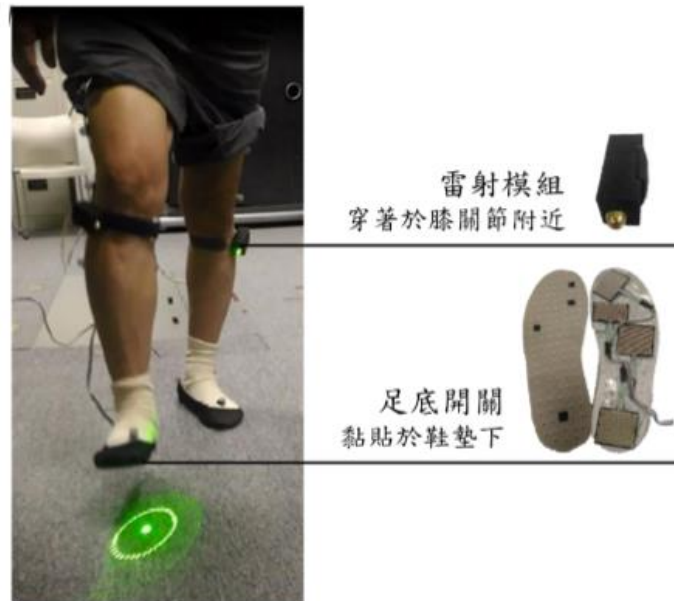
圖附四、楊智翔[2013]的中風病人單拐兩點視覺提示系統

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。

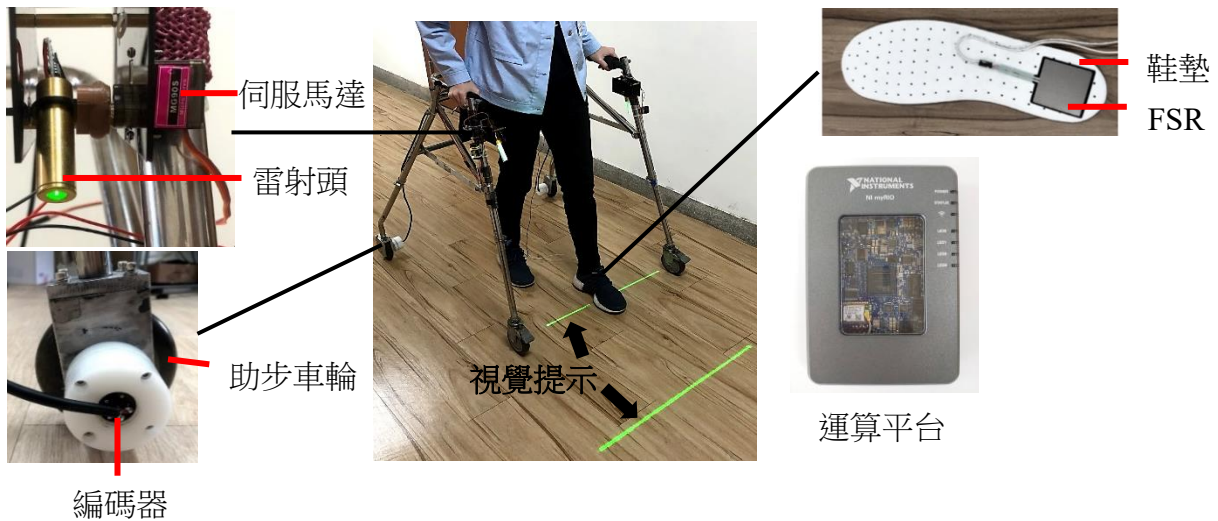


圖附六 黃心慧[2017]的穿戴式視覺提示系統

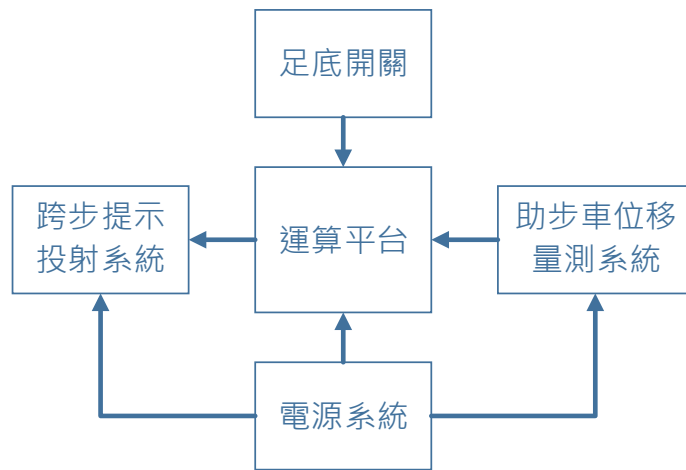
以上這些研究證實了**個別化適當的視覺提示**對步態訓練有很好的影響。這些系統已有相當程度的自動化，使用者皆容易操作。但仰賴治療師設定提示位置，在實務面上仍有些不方便。在臨床上由於治療時間有限，治療師在設定上大都僅能約略調整，不一定是最佳化設定；另外，使用者必須到治療場所，舟車勞頓，復健的頻率與時間有所限制。如能進一步使系統自動探索使用者能力，做最佳化提示位置設定，這些系統就可讓使用者少跑醫療院所，居家自行做密集的最佳化復健，對行動不便或居住偏遠地區的使用者將是一大福音。

附錄三：視覺提示系統之硬體實作

筆者先前所開發之視覺提示系統的硬體架構如圖附七、圖附八所示，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。



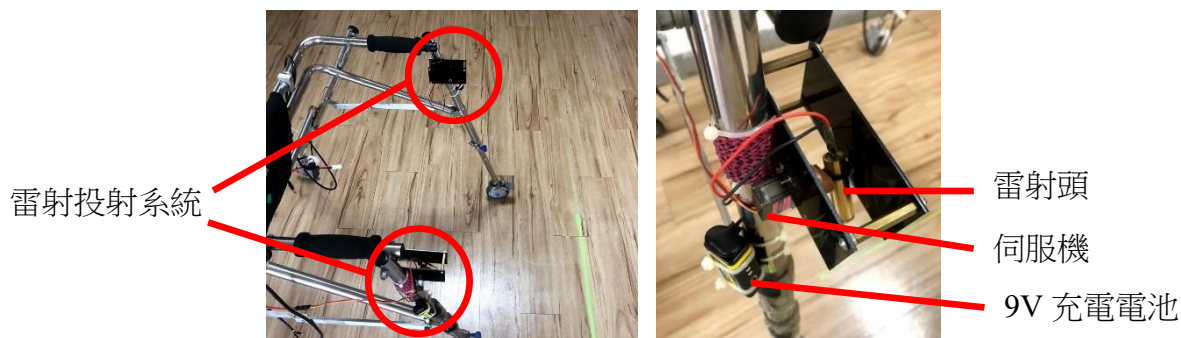
圖附七、視覺提示系統架構



圖附八、系統架構

(一) 跨步提示投射子系統

跨步提示子系統由伺服機與雷射頭組成，如圖附九所示。

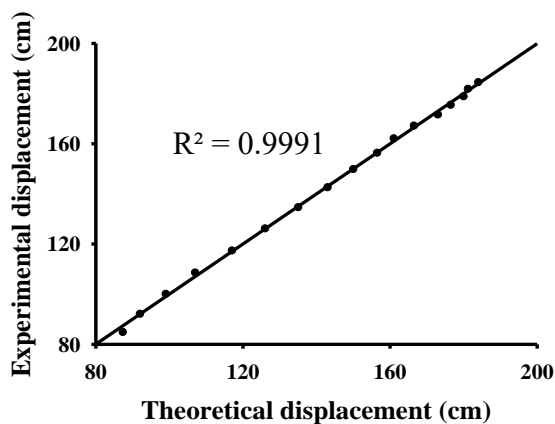


圖附九、雷射投射系統安裝於助步車

根據研究結果，伺服機的死區（dead band），並不影響使用。而且經過驗證，其線性度很高（如圖附十一所示）。



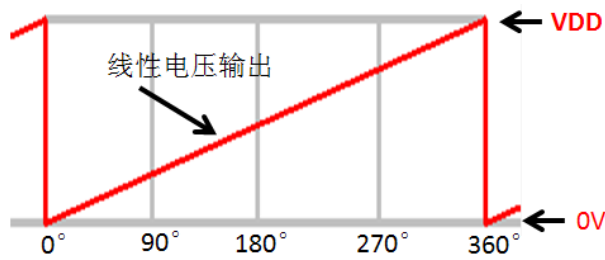
圖附十、波寬與投射距離轉換實測



圖附十一、理論投射位置與實驗值關係

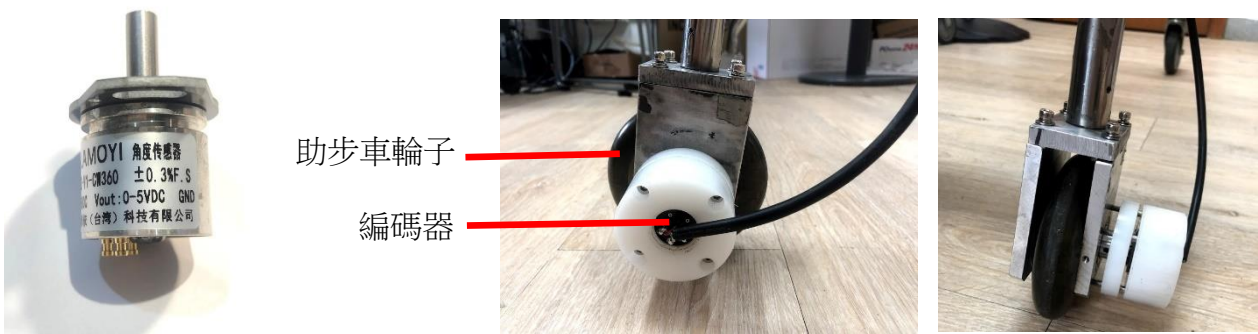
(二) 助步車移動距離量測系統

此子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。經過測試，以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（0~360 度有 0V~5V 電壓輸出的模組）。



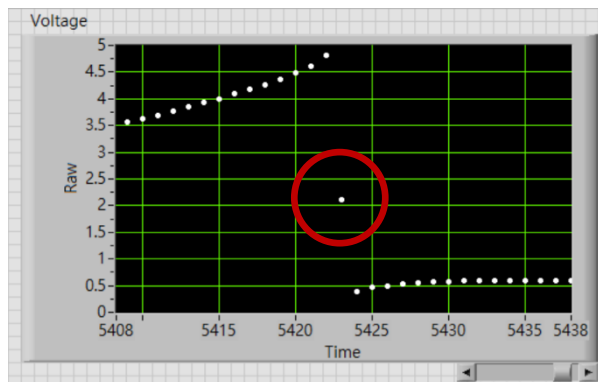
0° ~360° 工作过程描述：假如从0° 位置开始顺时针匀速旋转，输出电压从0V慢慢上升，当无限接近360° 时，电压升高到VDD (5v)，若继续旋转，输出电压突然跳变到0V,无限循环上一个过程，没有停止位，可以连续旋转N圈；不同的角度对应不同的输出电压。

圖附十二、電壓與角度輸出關係¹³



圖附十三、霍爾式旋轉角度計裝在輪子上

然而如圖十四所示，編碼器轉 360° 回到原點時，訊號重新歸零，有時兩點間有時會出現一中間點的錯誤訊號，必須加以排除。排除的演算法如圖十五所示。

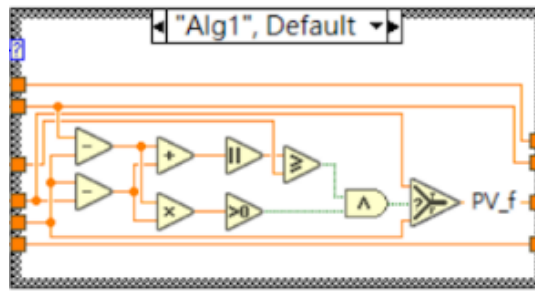


圖附十四、編碼器中間點

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。

¹³ 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>

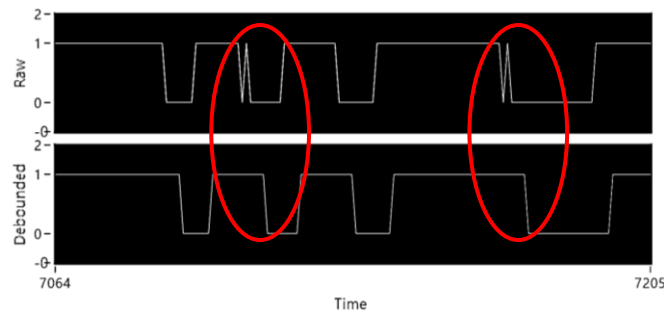


圖附十五、排除中間點演算法

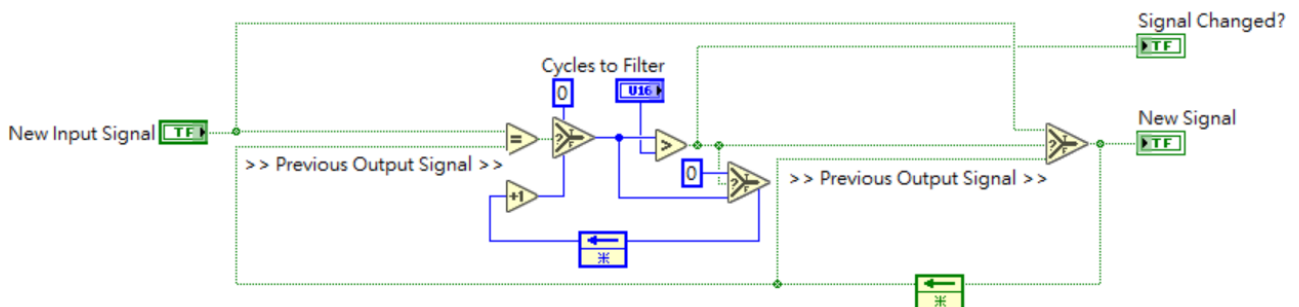
(三) 跨步偵測



圖附十六、(左) 以 FSR 貼於鞋墊，方便穿脫並固定其開關位置；(右) 分壓電路經過多方嘗試發現以 Force Sensing Resistor (FSR) 當作足底開關效果不錯，其靈敏度適當且非常穩定，正常行走時也無彈跳。但為了有更穩定的效果，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（如圖附十七）。



圖附十七、經過除彈跳，即使用手按壓測試各種狀況，彈跳已被消除



圖附十八、除彈跳程式

(四) 電源系統

根據測試，伺服機須另外供電以免干擾其他子系統。

(五) 運算平台

為了加快開發，以 NI 的 myRIO 作為運算平台。尤其 myRIO 內建 Wi-Fi 可直接實現無限操控的功能。



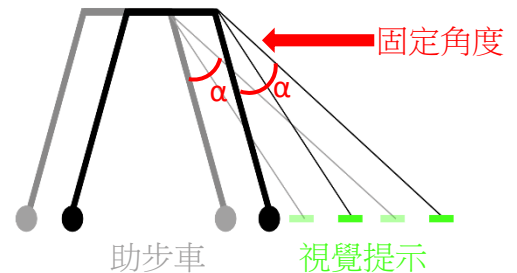
圖附十九、NI myRIO

附錄四：視覺提示演算法

目前已完成三種跨步提示模式的程式，及自動探索最大間距最大步幅程式。

(一) 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。



(二) 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： $n = Displacement \% S_length$

3.3 計算投射角度

3.4 計算伺服機波寬

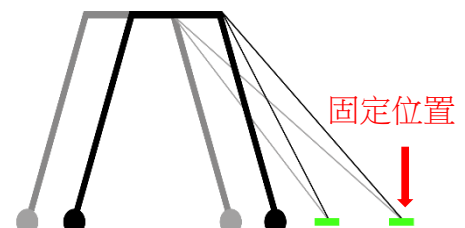
3.5 輸出伺服機波寬

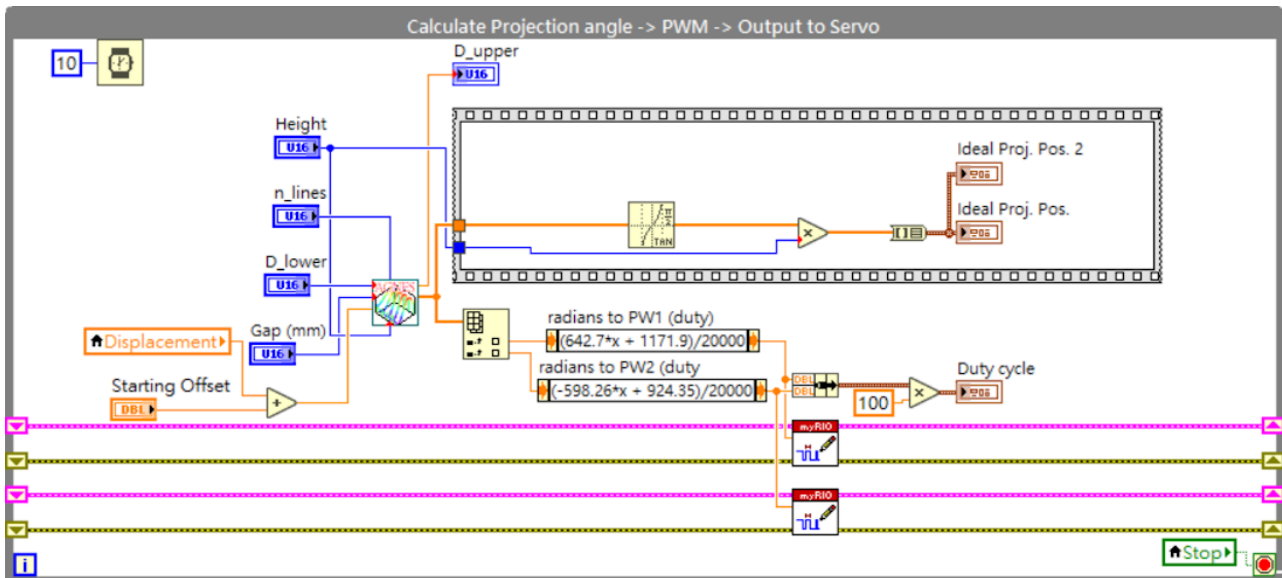
3.6 若回流累積到一步幅，回到起始位置

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步幅，即能在使用者前方投出兩條臨時固定提示線。此演算法 LabVIEW 的實作如圖附二十所示。





圖附二十、投射線固定於地上（臨時固定線）演算法 LabVIEW 實作

(三) 固定頻率自動回流演算法（自動回流式）

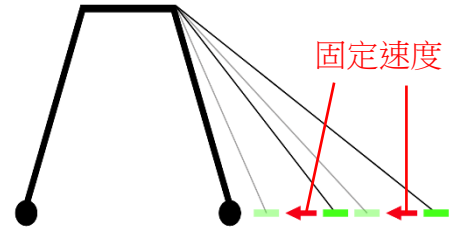
若希望使用者以特定的步頻與步長行進，將可以如下的演算法達成。

- 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 若回流累積到一步幅，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。



(四) 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, Δ 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 + Δ Gap.

Goto 5

else

Set Gap = Gap_max