

2021 年臺灣國際科學展覽會 優勝作品專輯

作品編號	100025
參展科別	工程學
作品名稱	即時步態時空特性偵測的創新設計及其早期失 能篩檢應用
得獎獎項	大會獎 三等獎

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 步態分析、失能篩檢、時空參數量測

作者簡介



我是游雅鈞，目前就讀臺北市立第一女子高級中學數理資優班三年級。從事這個研究的動機源於周遭一些老人家生病後退化得很快，而若能夠防微杜漸就能有健康的老年生活。

近期研究發現許多功能退化會反映在步態的特徵上，如果能仔細觀察分析步態的各項參數，就能及早發現退化情形，及早治療。

研究期間非常感謝教授、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

預防醫學與健康管理是高齡社會的重要課題，生理或認知能力的退化皆會展現在步態變化上。本研究將利用步態參數的量測分析，以篩檢初期的老化。傳統的步態分析系統多為實驗室評估用，且需專人操作。為了可大量臨床與居家自行使用，本研究開發可攜式系統，搭配助步車硬體，利用（1）力敏電阻做成鞋墊型的足底開關，（2）加裝在鞋上之 ToF 測距模組，量測左右兩腳跨步的時空參數，並完成即時步態分析。本系統精簡且方便，可攜性佳而且不受環境光源干擾與誤測旁人。穿上鞋子走幾公尺即可得知使用者的步態特性。本研究發現透過受測者「空間不對稱步伐之自動恢復時間對稱」指標，應可用於初期老化篩檢。目前將邀請更多人使用本系統進行即時步態時空特性偵測，收集更多數據建立初老指標，促進預防醫學與優化健康管理。

Abstract

Preventive medicine and health management plays a crucial role in aged society. The degeneration of physical or cognitive functionality will affect the gait performance. In other words, gait performance can be used for screening the preliminary aging. Traditional gait analysis systems are mostly used for laboratory evaluation and require professional personnel to operate. Therefore, this study proposes real-time daily used device for gait performance measurement and analysis, i.e. AVCA-plus which is based on previously developed “Automatic Visual-Cue Adjusting system-AVCA”. The AVCA-plus system is composed of a posterior walker, foot-switches made by force-sensing resistors and insole, a time-of-flight (ToF) ranging module attached on the user’s shoes. With self-written program, the AVCA-plus can measure the step locations and gait phases and thus calculate many importance gait parameters in real time. The system is simple, compact, portable, and convenient for use. With just a few walking steps, the AVCA-plus can calculate the user’s gait parameters. It is also immune to environment disturbance; therefore, it can be used at home for dysfunction early detection. The next step is to recruit subjects to gather data and establish specific indicators for early dysfunction detection.

壹、 前言

一、 研究動機

世界許多國家已進入高齡社會，台灣也不例外。許多退化性如帕金森氏症、肌少症、輕度認知損傷、失智症、…等等會造成嚴重失能，對社會與家庭的影響至為深遠。而這些疾病很多在早期就會反應在步態特性上，如步長與步速改變、步伐不穩定性、左右步伐的時間與空間對稱性變差等。雖然有經驗的治療師稍能靠仔細觀察，評析這些步態的些微變化，但非常耗費精力也不夠客觀。需要一簡單使用快速篩檢的工具來解決此一問題。

而筆者去年完成「多模式步態復健視覺提示系統與其提示參數自動最佳化視覺提示系統」，用以協助帕金森氏症或中風患者步態復健，提升復健師的工作效能。其中的「自動視覺提示調整系統 (Automatic Visual Cue Adjusting system, 簡稱 AVCA)」能在不同的居家環境，且已間接提供使用者部分的步態資訊。

本研究認為重新優化 AVCA 系統，並額外開發即時步態週期與空間參數量測系統，將能升級 AVCA 為一簡潔、輕便可攜隨處可用的步態分析系統，簡稱為 AVCA-plus。此 AVCA-plus 不但能擴展使用族群，包括嚴重不對稱步態的使用者，更能協助一般人居家自我檢測，早期篩檢老化現象以早發現和即早應對，促進優質老化。

二、 研究目的

本研究 AVCA-plus 的具體目標有三：

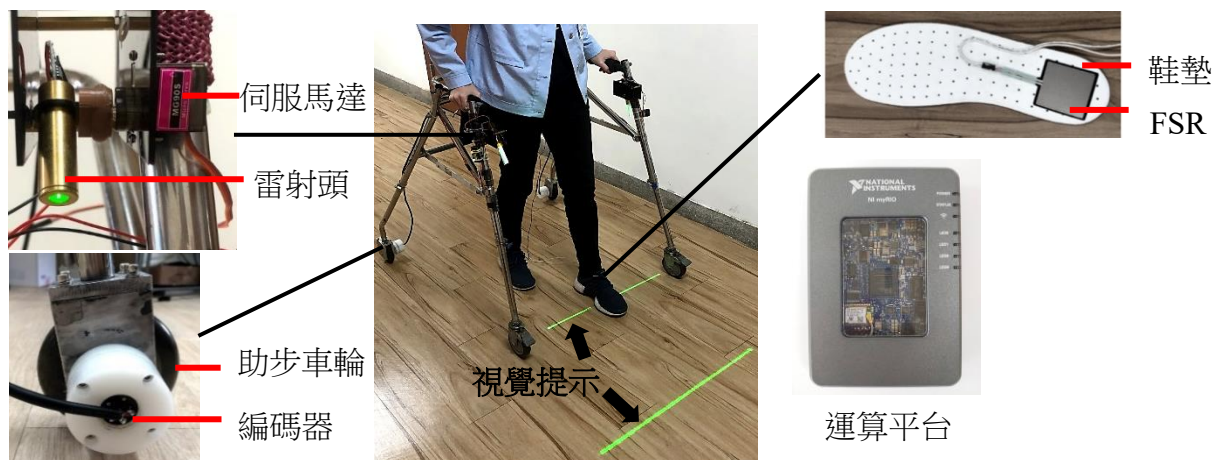
- 系統優化
改善先前機械結構穩定性不足的問題，而且將穿戴感測器改為無線傳輸，以利後續方便使用大量收案分析。
- 即時步態週期參數量測
不但能量測左右腳站立期與擺動期時間 (period) 計算其不對稱性，更要能判斷其踏步的方式是否有異常。
- 即時步態空間參數量測
即時測量個別腳的跨步位置，計算左右步長與其差異等數據。

貳、 研究過程

一、 參考文獻

如前所述，本研究是參考先前筆者所開發的「自動視覺提示調整系統 AVCA」，許多軟硬體方法類似，因此先做說明其架構。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。如圖一所示，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。



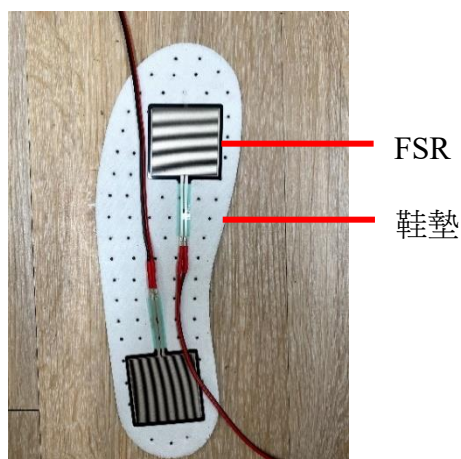
圖一、視覺提示系統架構

二、即時步態時間參數量測之原理與方法

步態週期最基本可分為站立期 (stance phase) 與擺動期 (swing phase)，這兩者所佔的時間可利用足底開關計算其 ON/OFF 的時間取得。時間對稱性包括站立期對稱性與擺動期對稱性，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。

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

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



圖二、足底開關

如圖二所示，本研究為了更精準量測足部觸地的方式是否異常，將兩個壓力感測器 (force sensing resistor, FSR) 分別貼於鞋墊背面，並使其接近腳跟與趾關節 (metatarsophalangeal

joints) 的壓力位置。如此一來，可簡易判讀足跟觸地/離地時機，前足觸地/離地時機。據此可衍生下列判斷法則；

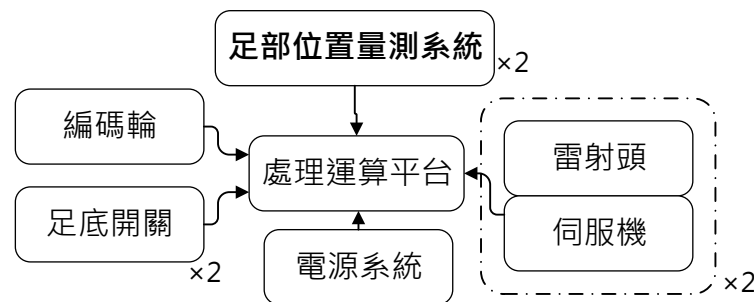
- (1) 當任一 FSR 有訊號時，即為站立期 (stance phase)。
- (2) 當兩個 FSR 都沒訊號時，則判斷為足部在空中的擺動期 (swing phase)
- (3) 當兩個 FSR 同時有訊號時，即為足部穩定貼於地面時期 (foot flat)；
- (4) 判斷使用者是否以「足跟觸地 (heel strike)」、「站立中間期 (midstance)」、「足跟離地 (heel off)」、「踮趾離地 (toe off)」的順序跨步。若不是，則可能有步態異常。

三、 即時步態空間參數量測之原理與方法

為實際量測使用者步長，本研究先量測個別足部在地上的位置，再以前足減後足的方法算出左右腳步長。為了可攜性與儘可在多環境下使用，跨步位置量測系統將建構在隨行助步車上。而其原理作法是由向量分解的概念而來：

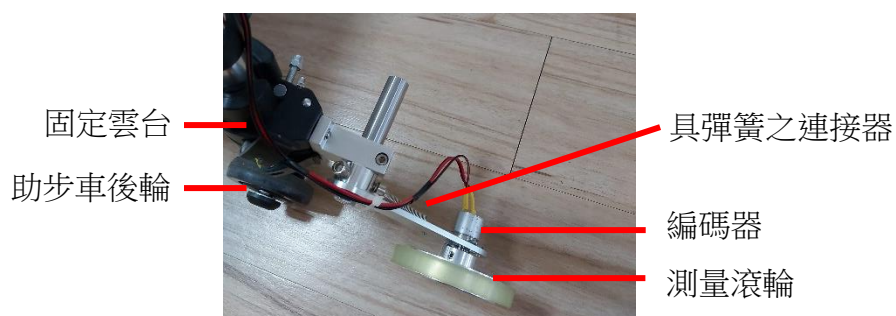
$$\overrightarrow{\text{個別足部之位移}} = \overrightarrow{\text{隨行助步車位移}} + \overrightarrow{\text{足部相對助步車位移}}$$

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。若能在此隨行坐標系上測得個別足部的位移，再加上助步車位移量，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 的位移可沿用先前研究的編碼輪策略 (請參加附錄三、四) 測得。因此待解決的問題為如何在助步車上量測足部位置，而其在整體系統架構中角色如圖三所示 (虛線框的部分是視覺提示，為前研究)。



圖三、系統架構圖

(一) 隨行助步車位移量測

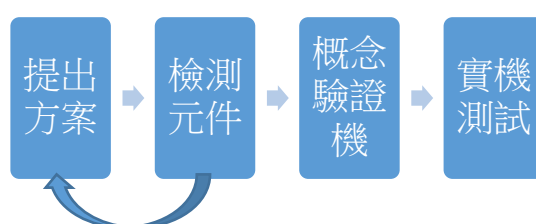


圖四、助步車位移量測子系統

如圖四所示。本研究為改善先前編碼輪穩定性不佳問題，將編碼器裝設於摩擦力較大的測量輪，並以夾具將具有彈簧之連接器架設在助步車骨架上。詳細的訊號截取、除彈跳、位移計算等軟硬體請參考附錄四。另外，此模組化設計亦增加了其使用性，可方便裝置在不同助步車或其它移動平台上。

(二) 足部相對助步車位移量測

「足部相對助步車位移量測」的開發流程如圖五所示，包括四個階段（phases）。1.提出可能概念方案；2.尋找適用元件並仔細檢測其可用性；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皆能符合需求；3.開發實機；4.進行實機測試。



圖五、足部位置量測子系統開發流程圖

1. 初始構想方案

初始構想的方案是由 PIXY2 camera¹、Sharp ToF²距離感測器與 Pan-Tilt 雲台³為感測系統主要元件，並搭配 myRIO 運算平台上的追視控制演算法而成（如圖六所示）。而系統的運件要搭配使用者鞋子上臨時色塊（color marker），如防水膠帶，讓 PIXY2 辨識。各元件角色功能與運作方式說明如下：

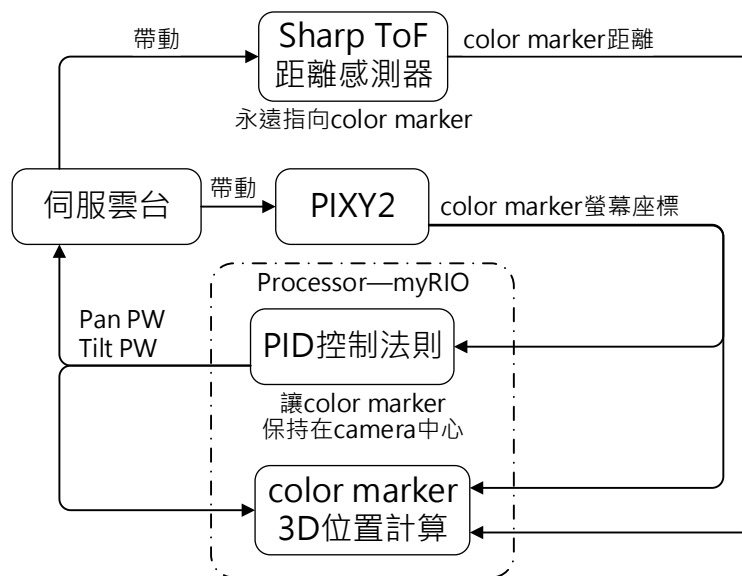
- PIXY2 camera 本身有影像辨識晶片，能偵測指定顏色的物件（color marker），並追蹤其軌跡。PIXY2 可透過 SPI 連接 myRIO，每秒可輸出 060 次 color marker 螢幕座標。
- 距離感測器則將使用 Sharp ToF，運用雷射測距技術量測、且能消除光互擾雜訊。Sharp ToF 可透過 I²C 連接 myRIO，每秒可測量 30 次距離。
- 如圖七（中）所示，PIXY2 攝影機與 Sharp ToF 距離感測器將會架於雙軸伺服雲台上，用以追蹤鞋子上的 color marker。
- PID 追視控制的作用是分別調控 Pan 與 Tilt 伺服機的輸出，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。

¹ 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/>

² Sharp ToF，網頁網址（2020）：

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

³ Pan-Tilt 雲台，網頁網址（2020）：<https://www.taiwaniot.com.tw/product/grove-pixy2-dual-axis-robotic-camera-mount/>



圖六、足部 color marker 之追視 (tracking) 與 3D 位置計算之概念圖



圖七、(左) PIXY2 camera 、(中) Pan-Tilt 雲台 、(右) Sharp ToF

此足部位置量測子系統之各訊號的意義，及其關聯性如下：

- (a) 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)。
- (b) 由 PIXY2 鏡頭可得知 color marker 在畫面中的實際位置 (螢幕座標)。
- (c) 由 Sharp ToF 可測得 color marker 到伺服雲台的距離。

由上述三個資訊可計算出足上 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。將這些資訊整合可得知使用者個別腳相對地面的移動情形，形成即時足部 3D 位置測量系統。

2. 初始方案元件可用性實測

此初始方案能否成功的關鍵有三點：(1)PIXY2 能否正確辨識到目標 color marker，(2)兩軸伺服雲台效能是否符合需求，與(3)是否有合適的距離感測器。以下分別說明其測試方與結果並討論其適用性。

(1) PIXY2 能否正確辨識到目標

PIXY2 主要辨識顏色，因此針對不同測試 color marker 作測試。

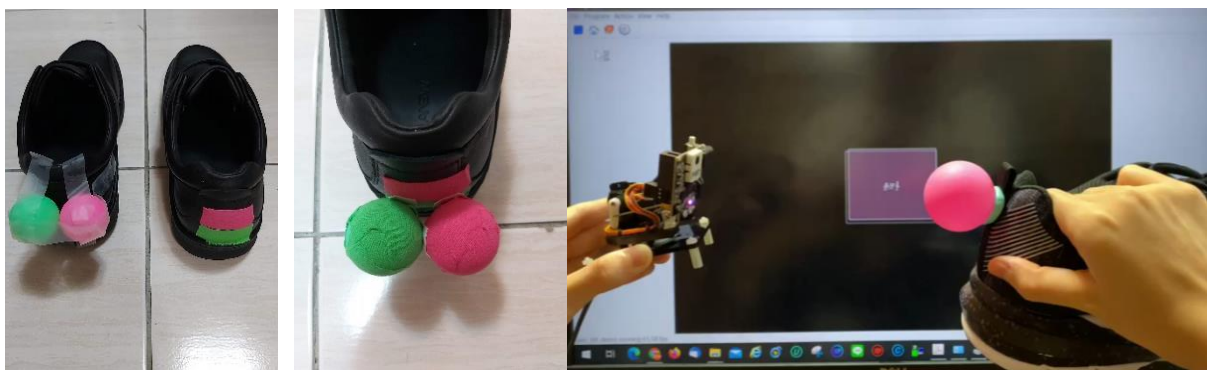
a. 反光式 color marker

經實測各種不同顏色的乒乓球（圖八），在實驗室的環境中，粉紅色與綠色辨識度較高。但相同顏色的不同色塊太過接近時，會被 PIXY2 視為同一 color marker，因此周遭背景的颜色有可能影響辨識。但 PIXY2 兩個不同 color code 相鄰串接定義為一個 color signature，可用來降低辨識錯誤率。



圖八、(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做測試時，因其為球形，足部角度改變看到大部分的「圓形」。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。



圖九、(左) 單獨以乒乓球或肌內效貼布作為 color marker；(中) 將兩者合併作為 color signature；(右) PIXY2 辨識的狀況，螢幕中紫色是辨識結果。

b. 自發光式 color marker

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。

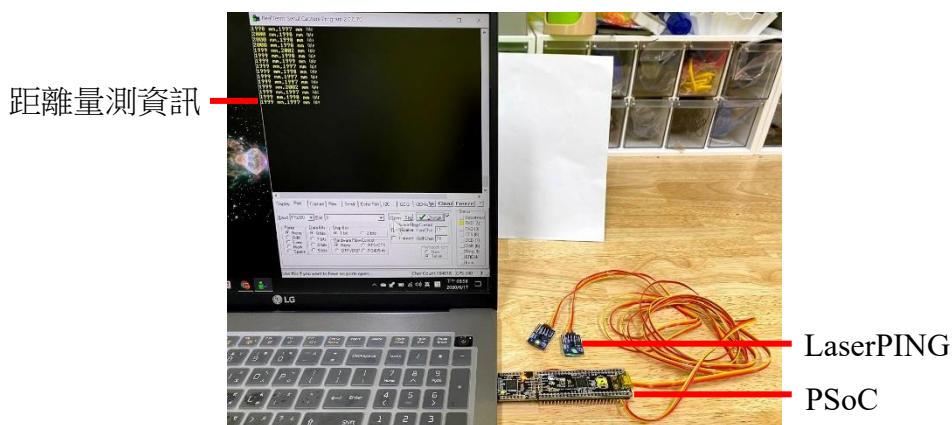


圖十、由左至右依序為 EL 冷光條、導光條、LED 燈條

(2) 兩軸伺服雲台效能

PIXY2 裝設於伺服雲台上，調整伺服機波寬即可改變角度，目標是讓 PIXY2 鏡頭隨時對準 color marker。但實測結果是伺服機的死區會造成角度解析度不足，而且 color marker 移動快時，常因追隨速度不夠無法隨時保持在鏡頭中央，甚至追丟極而超出攝影範圍。應用於本研究限制較多。

(3) ToF 元件測試

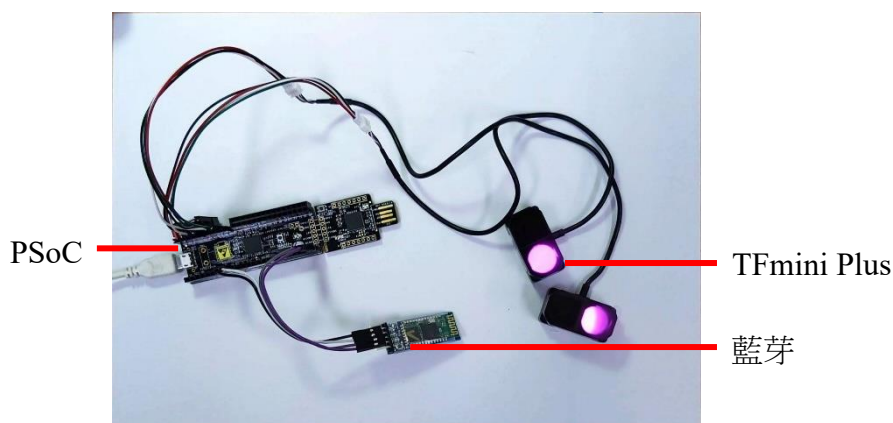


圖十一、LaserPING 測試

原先 Sharp ToF 對灰色卡紙只能測到 70cm，無法符合一般人可跨 100cm 以上的需求。因此另外找了 LaserPING⁴，LaserPING 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 Plus⁵輕巧但 FoV 僅 3.6°，置於桌面亦可量測到 1500mm，且取樣率可達 1000Hz。TFmini Plus 適合本研究使用。

⁴ LaserPING，網頁網址（2020）：<https://www.parallax.com/sites/default/files/downloads/28041-LaserPING-2m-RangeFinder-Guide.pdf>

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



圖十二、TFmini Plus 測試

3. 討論與創新設計方案

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。且伺服雲台效能不符預期，因此必須改以不同策略。表一為腦力激盪後的可能方案。

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 架於雲台	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 架於雲台	追視、立體極座標	低
3	兩個 PIXY2 位於助步車	color marker 在鞋跟		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：將 PIXY2 雲台裝設於助步車，在近距離足跟離地時視角、轉動角速度很快，PIXY2 可能追不到 color marker。

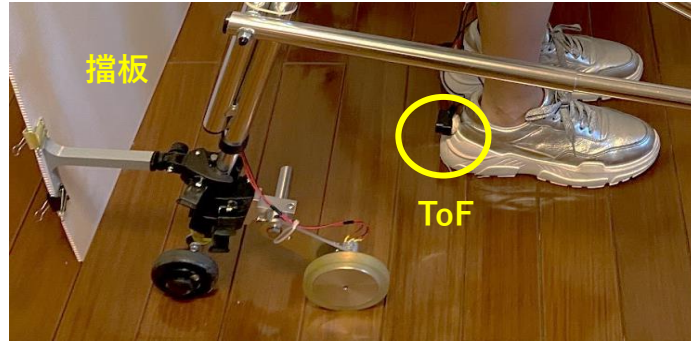
方案 2：PIXY2 位於足部同樣不易追視，且其重量可能影響走路。

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。目前找到掃描速度最快的 RPLidar A1⁶，其 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，助步車後方架一白色輕質檔板，並以足底開關協助判讀步態，在腳掌穩時才採取其資料，即可測得足部與助步車距離，

⁶ RPLidar A1，網頁網址(2020)：<https://www.slamtec.com/en/Lidar/A1>



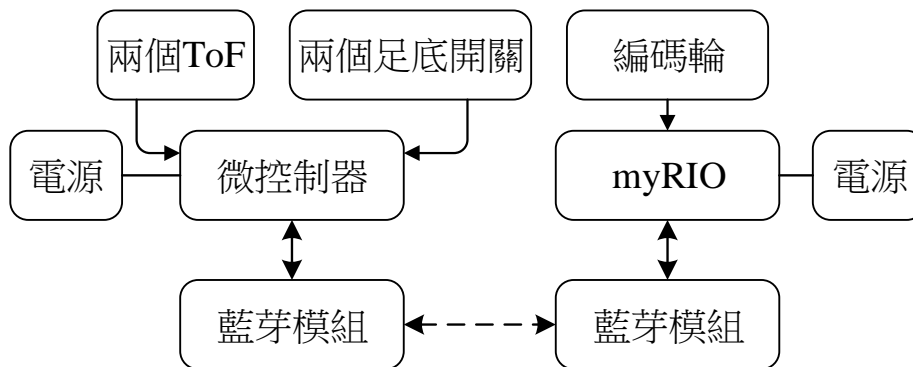
圖十三、方案 6 創新設計的實作方式

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，再額外增加一反射擋板於助步車後方即可。雖然無法量測足部在空中時的三度空間位置，但其所需的運算量很低，是最可行的方案。

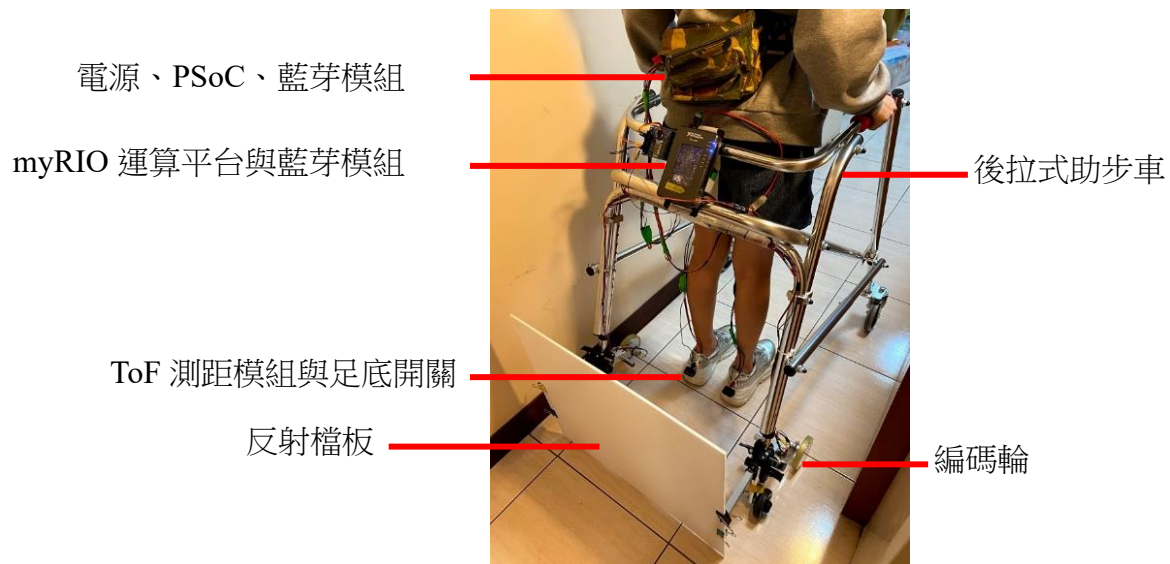
參、 結果與討論

一、 跨步位置量測系統概念測試機開發

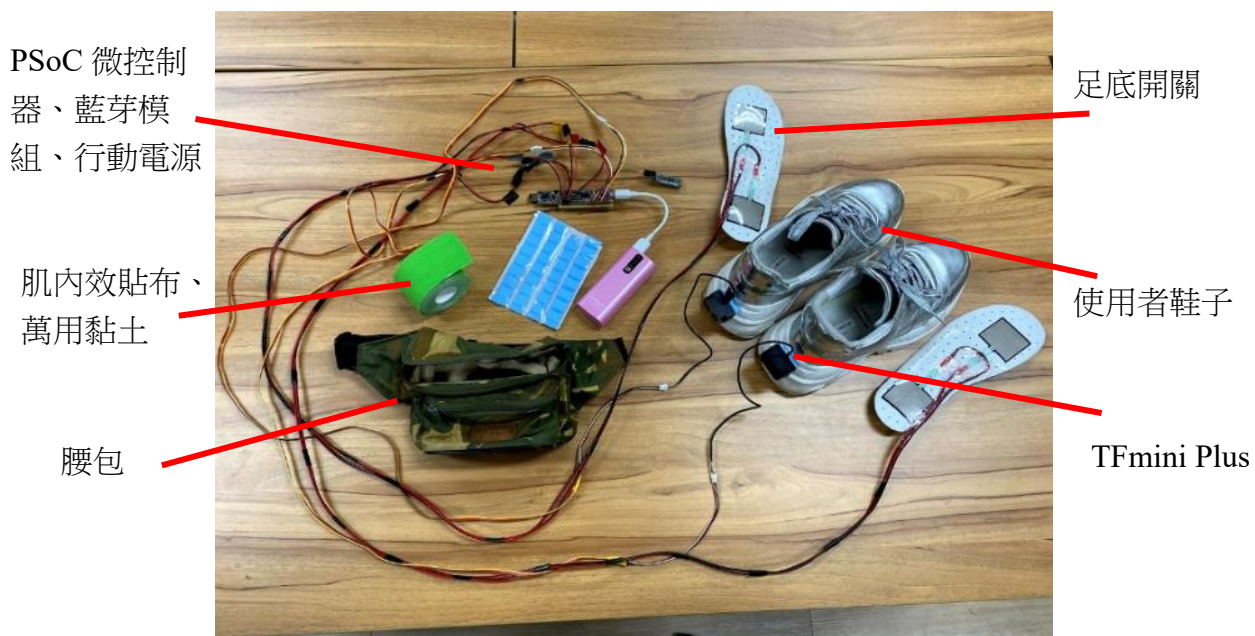
跨步位置量測的系統架構如圖十四所示，其中穿戴式感測系統用以量測步態週期與足跟與助步車之間的距離；助步車的位移由編碼輪達成。此兩部分以藍芽模組 (HC-05) 連接。整體系統使用情況如圖十五所示。圖十六是穿戴式感測子系統，利用腰包將微控制器、藍芽模組、電池收納繫於腰間，肌內效貼布用於固定導線，萬用黏土固定 TFmini Plus 於鞋子後跟；圖十七是運算平台固定於助步車與編碼輪接線的情形。



圖十四、跨步位置量測之系統架構



圖十五、整體系統與使用者

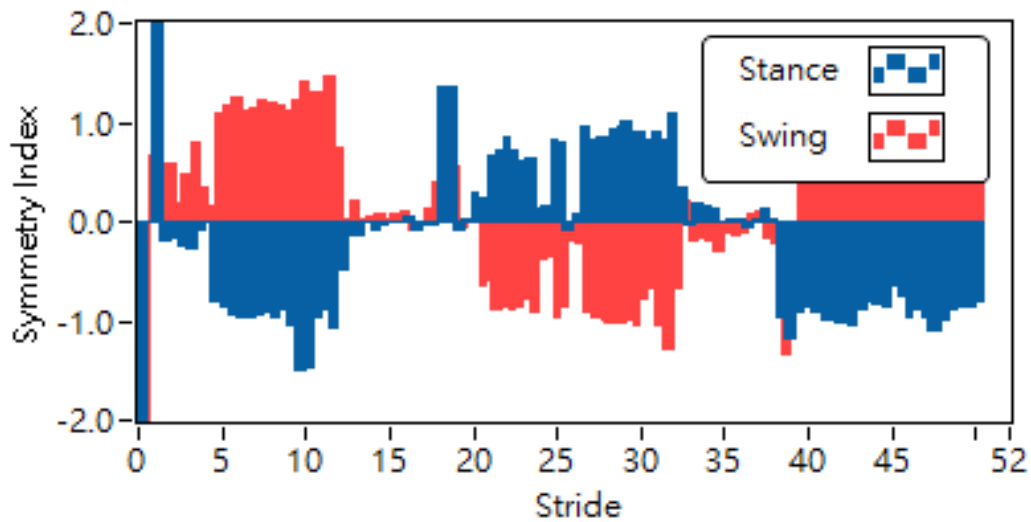


圖十六、整體穿戴式感測系統



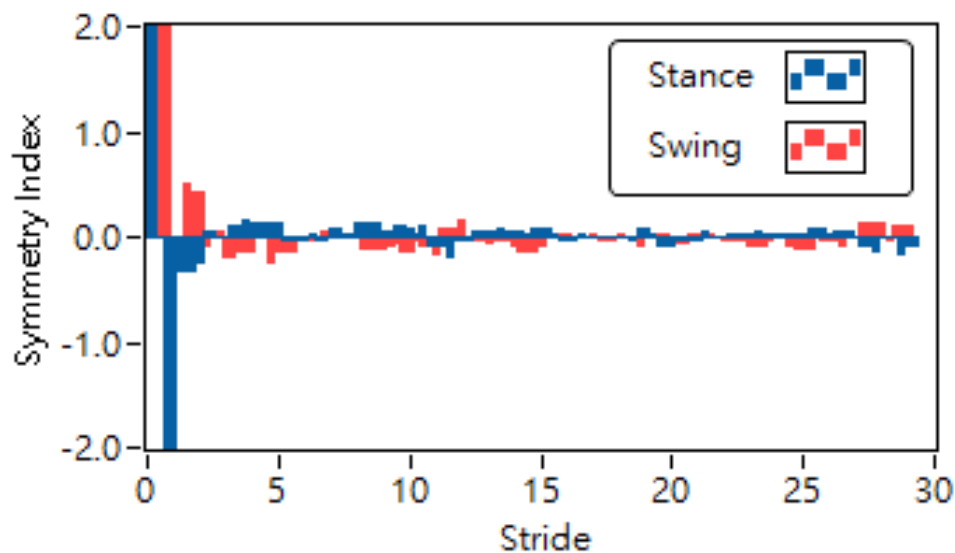
圖十七、myRIO 運算平台架設在市售助步車

二、步態時間參數與其不對稱性量測



圖十八、提供不對稱聽覺提示時之站立期（藍）與擺動期（紅）的時間對稱性指數

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，但是發覺有些難度，使用者不容易保持在某一「時間不對稱」的狀態。因此以節拍器為提示。經過幾次練習後勉強達成。圖十八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。由圖中可看出使用者努力維持在對稱性指數理論值 +1 與-1 附近。

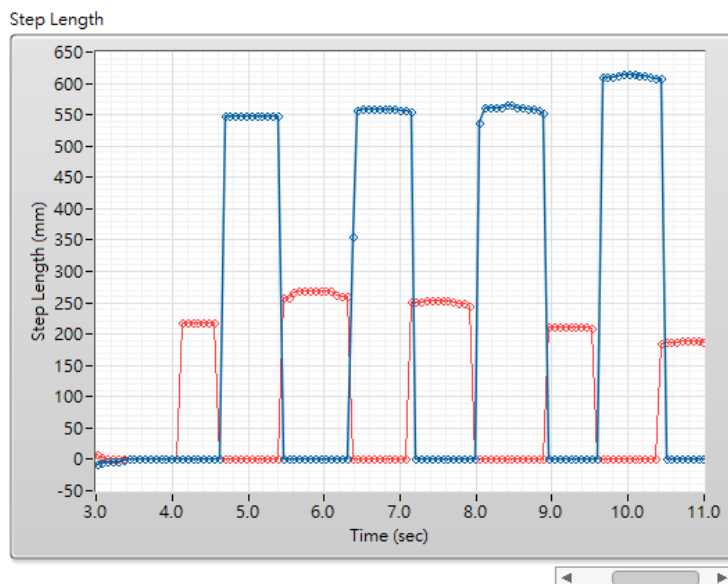


圖十九、提供不對稱視覺提示之站立期（藍）與擺動期（紅）的時間對稱性指數

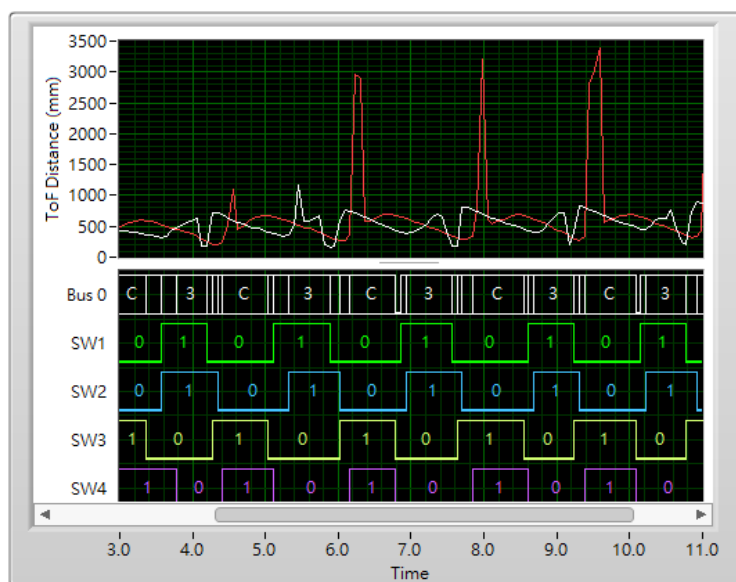
圖十九為左右腳刻意踩在不對稱視覺提示線上，而其對稱指數在兩步後趨近於零（完全對稱）。臨床意義為正常人就算空間不對稱造成起始時間不對稱，也能在幾步後自動調節為「時間對稱」，以此步態狀況可作為評估使用者的健康狀況。

三、 跨步位置及步長量測

同樣地，為了快速了解系統是否能測出使用者的跨步位置，請使用者在 40cm×40cm 磁磚鋪成地板上，以右腳踩 0.5 格、左腳踩 1.5 格的方式行走。由圖二十可看出，受測者在開始與理論值 60cm、20cm 差距可達 5cm，然而其步幅左右步長之和與 80mm 相差無幾，可見系統的確能測得個別腳的步長，且能真實反映使用者如何調整其步伐。



圖二十、左腳（藍色線）、右腳（紅色線）步長



圖二十一、TFmini Plus 與足底開關訊號

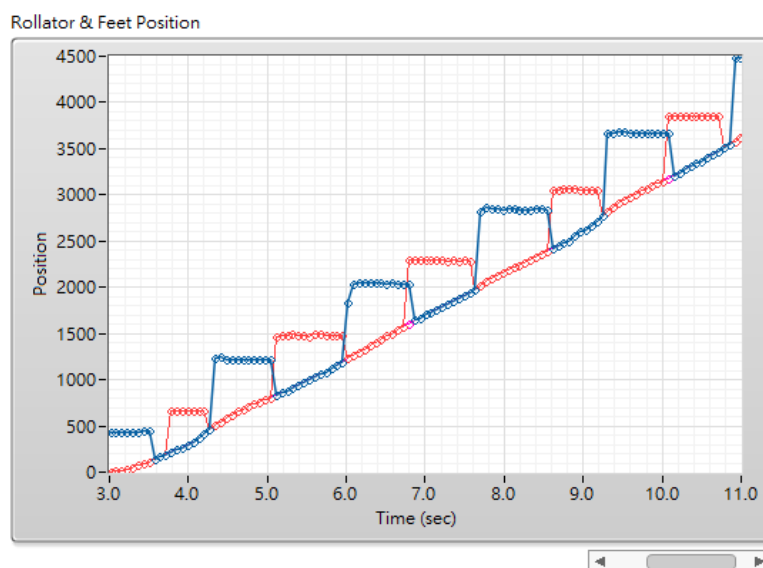
圖二十一為原始距離資料，上半部是 ToF 測距量測到的距離（白色線為左腳，紅色線為右腳）。進一步而言，由於 ToF 測距模組是貼於足後/鞋後，從 ToF 所測到的距離還能進一步提示足部的俯仰角：正常人在 heel strike 時 ToF 朝向地面，因此此時距離有最小值；在 foot flat 前（腳掌前後皆貼地）距離快速增加，完全 foot flat 時 ToF 正向面對助步車反射檔板，量測到助步車與足後跟的最大距離而達到局部最大；因助步車持續前進，而距離開始減少；

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 pattern 可發現在 foot flat 時距離是直線下滑，未來或可利用 pattern matching 的方法區辨 gait phases，直接省去足底開關使系統更精簡。而重要的臨床意義是，若使用者如果沒此 pattern，代表步態可能有異常，例如有垂足 drop foot 者，會先足前著地，形成的 pattern 將會不同，需進一進檢查了解是否身體有狀況。

圖二十一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）。由此可看出使用者的確是以如下的順序跨步：

「足跟觸地 -> 足掌放平->足跟離地 -> 趾尖離地」

同樣地，如果不是此順序，有可能的步態異常了。



圖二十二、足部踏地時（stance）的位置（接近水平線的部分）

圖二十二是由助步車位置、ToF 距離、足底開關訊號，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，其斜率也就步速，而單位時間內有多少「水平線」也就是步頻。

四、 綜合討論

本研究在先前自動調整的視覺提示系統 AVCA 的基礎下，進一步改良了系統。在環境光線不一、背景雜亂、旁人走動干擾的條件下，此系統仍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，與其它重要步態參數。

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，但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的變異性不小。

至於足部跨步位置的量測，本研究捨棄了最初的光學辨識、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：利用足底開關、助步車位移感測系統，一組 ToF 測距模組與一架於助步車後方反射檔板。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，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，對步長的特性的分析仍具參考價值。

肆、 結論與應用

本研究以創新的工程科技應用解決臨床上的問題，使得步態的時空特性可即時量測分析。讓治療師能更輕鬆評估病患，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。並提供更有效的步態復健。

此外，由於本研究有兩大重要臨床意義。首先，系統具可攜性、且量測不易受環境干擾，可於臨床、居家使用。系統精簡方便一般大眾都可使用。其次，更重要的是，從本研究發現步態時空的特性可從本系統分析得到，應可從其判斷是否有步態功能異常。如同前一章結果所示，(1) 正常人可依照節拍，努力保持步態的時間不對稱。若做不到有可能是能力退化。(2) 故意走一大一小步時，在兩步之步態週期就回到對稱了。若有使用者要花更多步才能回到時間對稱，亦可能平衡能力出了問題。(3) 正常的跨步有其 pattern，而足跟上 ToF 的資訊正好能反應此 pattern，也能做步態異常的判斷。

接下來的工作就是徵招不同能力的個案收集資料，針對這些新發現進行確認。改變參數，包括不對稱的空間/時間比例，請使用者依指示行走並分析其步態時間空參數，訂出客觀量化的功能退化指標，例如在 1:2 空間不對稱的步伐下，使用需跨 5 步才能達到時間對稱。表示已有初期的動作控制能力缺損；或步長變異超過 2 個標準差，代表平衡功能下降；…等等。

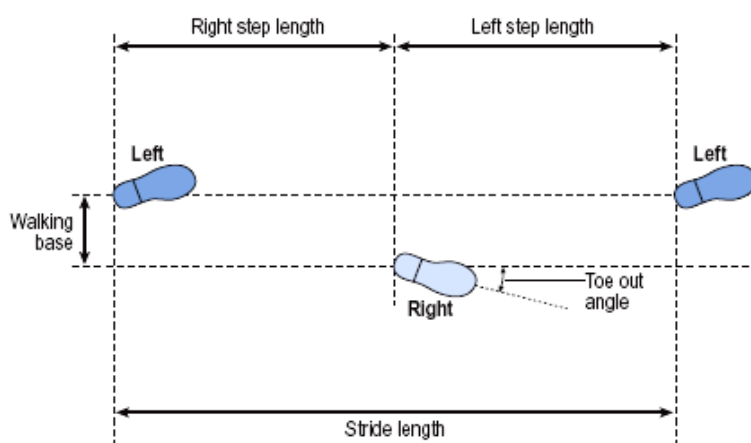
除了早期失能篩檢，本研究系統亦可應用做為新型態的復健裝置。例如，整合先前研究的「視覺提示系統」隨機提示不同跨步位置，請使用者去踩踏（如打地鼠遊戲或跳舞機一樣）可訓練其平衡、認知與反應能力。而這些創新互動模式。換言之，本系統除了可用於一般人或亞健康族群的居家檢測篩檢工具，亦可做為精準復健、步態能力評估用。

接上物聯網，AVCA-plus 可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。

伍、 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⁷

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⁸）：

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

⁷ 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>

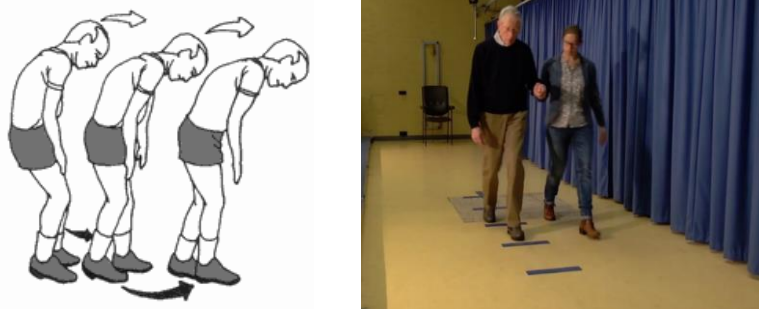
⁸ A REVIEW OF GAIT CYCLE AND ITS PARAMETERS，網頁網址 (2019)：
https://www.researchgate.net/publication/268423123_A_review_of_gait_cycle_and_its_parameters

附錄三：AVCA 視覺提示系統之原理

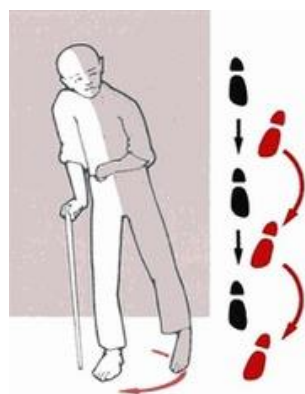
視覺提示復健

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⁹。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。



圖附七、(左) 帕金森氏症的小碎步¹⁰；(右) 地上貼上橫線之後步態能力變正常¹¹



圖附八、中風不對稱步態¹²

⁹ 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)

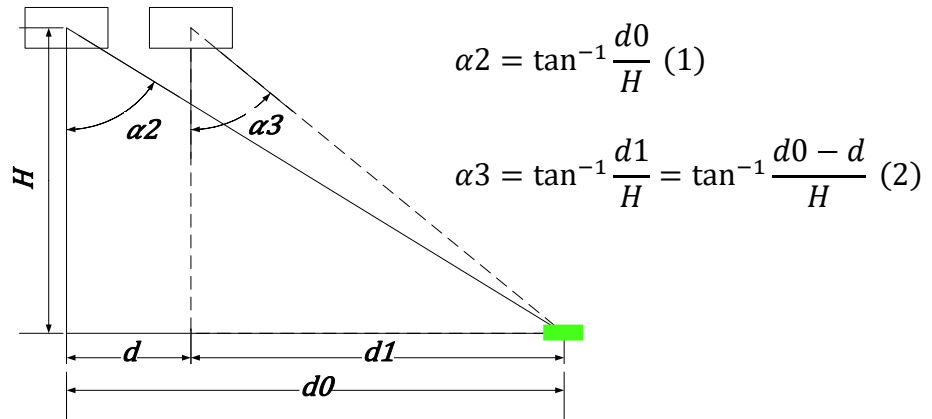
¹⁰ Shuffling Gait, 網頁網址 (2019) : <https://bit.ly/2DNk2YB>

¹¹ Freezing of Gait, 網頁網址 (2019) : <https://www.youtube.com/watch?v=3-wrNhyVTNE>

¹² Circumduction Gait, 網頁網址 (2019) : <https://blog.dinopt.com/pediatric-gait/>

AVCA 系統說明

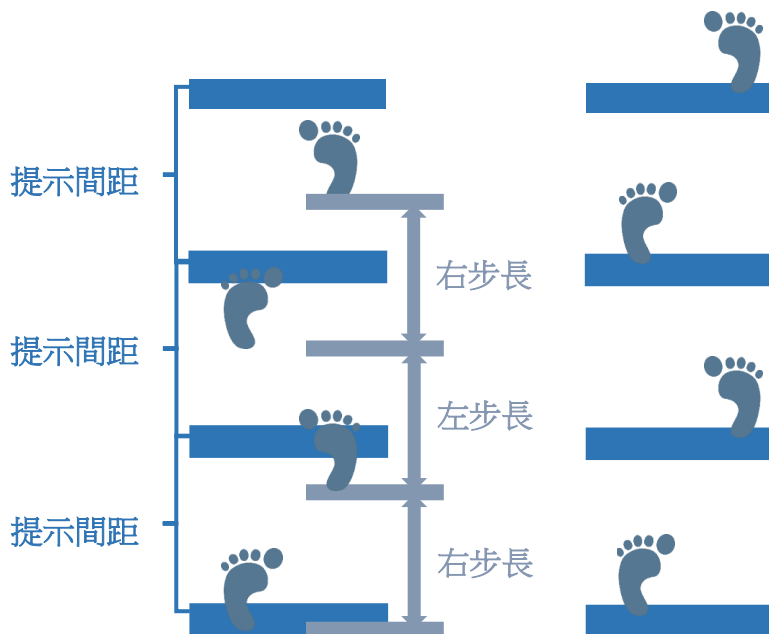
一、AVCA 系統原理



圖附九、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附九所示。

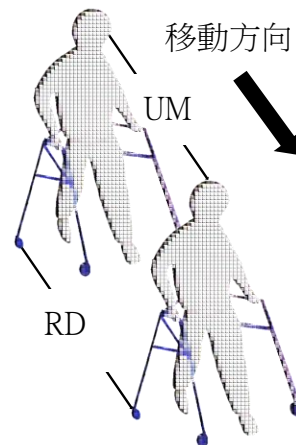
此外，筆者在此研究中提出了創新的想法與簡單裝置就能可靠快速地得知使用者跨步 stride 能力，若使用者的步長對稱（左右步長一樣），則能以「提示間距/步長比較法」來間接判斷使用者是否能跨過或踩到提示位置。



圖附十、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

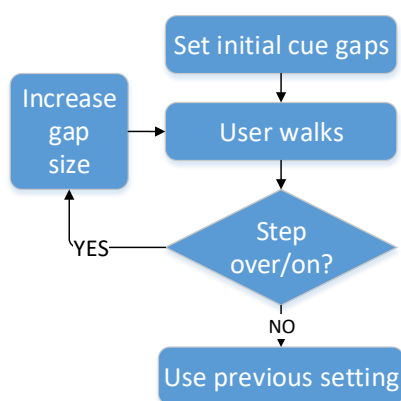
所謂「提示間距/步長比較法」藉重兩個觀念：

- 首先，如圖附十所示。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」。



圖附十一、助步車移動距離等於使用者行走距離

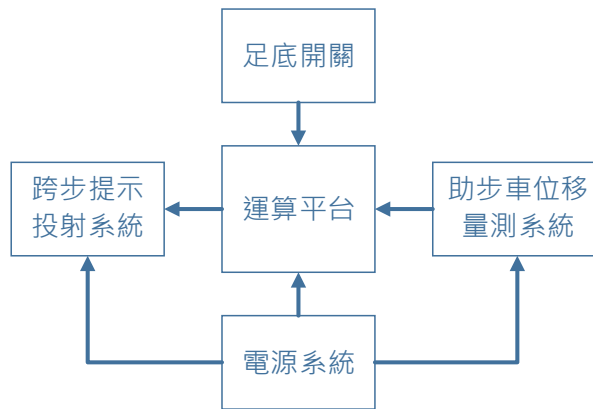
應用此「提示間距/步長比較法」再搭配圖附十二演算法，就能自動探索使用者步行能力並找到最佳的視覺提示間距。



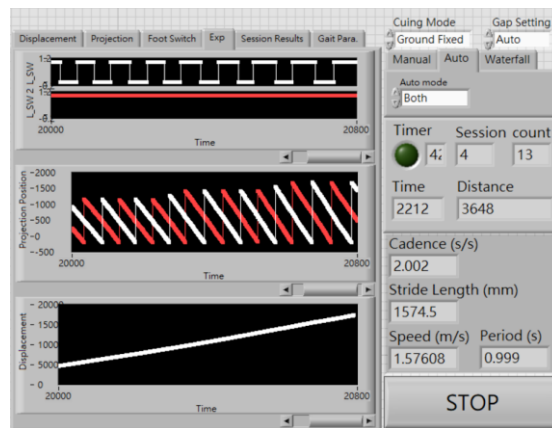
圖附十二、自動探索最大步幅演算法

二、系統硬體架構

系統的硬體架構如圖十三所示，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。



圖附十三、視覺提示系統架構



圖附十四、操作之人機介面

視覺提示系統的操作人機介面如圖附十四所示，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。

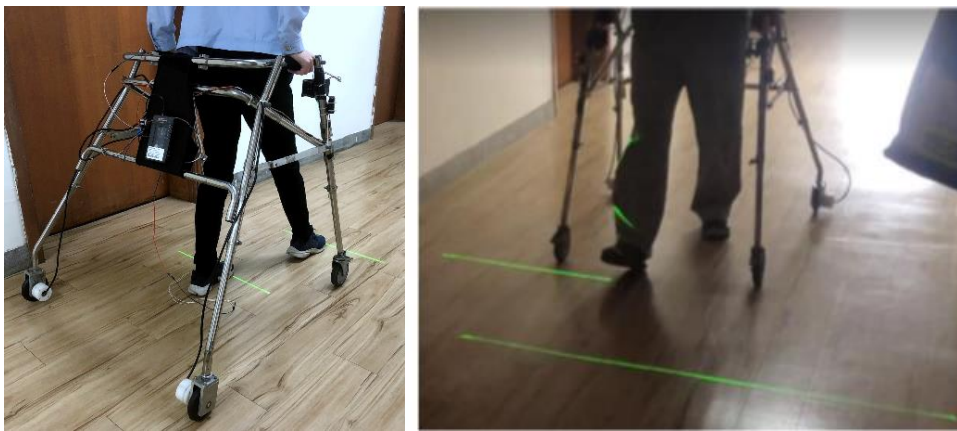
3. 固定速度回流（瀑布式）

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。

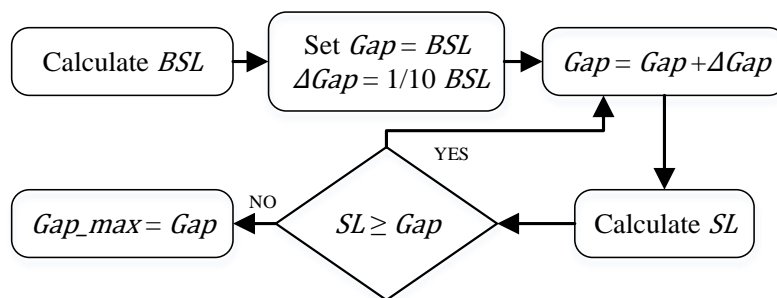
缺點：跨出第一步難。

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（如圖附十七所示）。

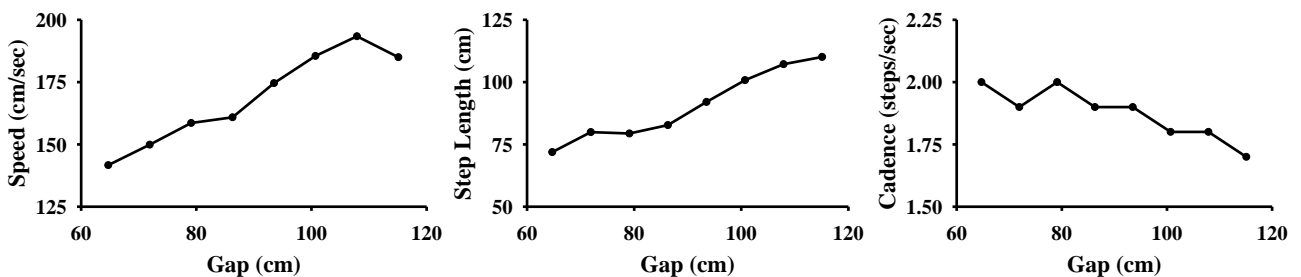


圖附十五、正常人測試

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



圖附十六、數值化探索使用者能力演算法($SL = \text{Step Length}$; $BSL = \text{Baseline } SL$)

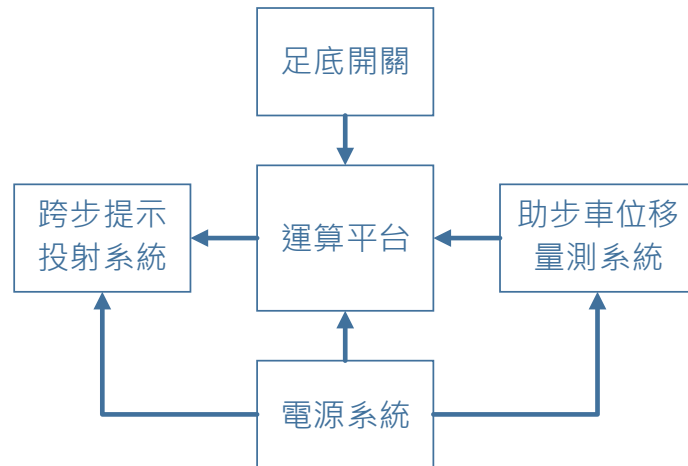


圖附十七、改變提示間距對步態表現的影響

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。

附錄四：視覺提示系統之硬體實作

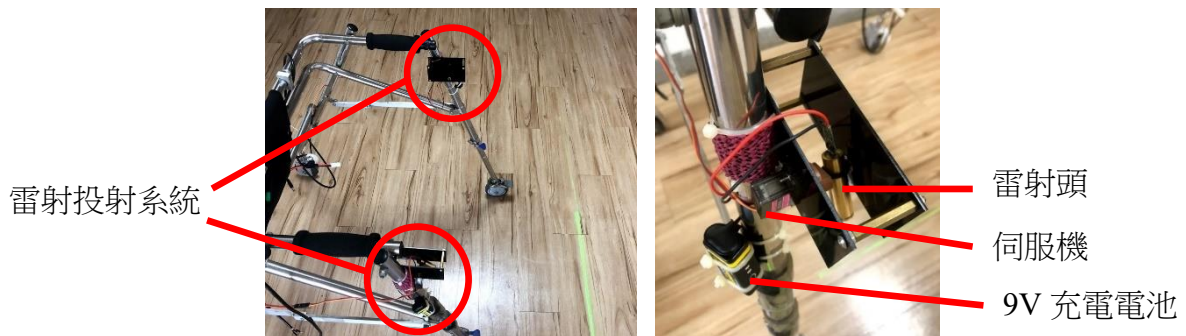
筆者先前所開發覺提示系統的架構如圖附十八所示，運作方式為跨步偵測系統（足底開關）將步態訊息傳回給運算平台；助步車移動距離資訊（編碼器訊號）也傳回給運算平台；運算平台經由演算法決定提示間距，並計算補償的投射角度；再傳訊號給伺服機調整視覺提示位置。



圖附十八、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，如圖附十九所示。

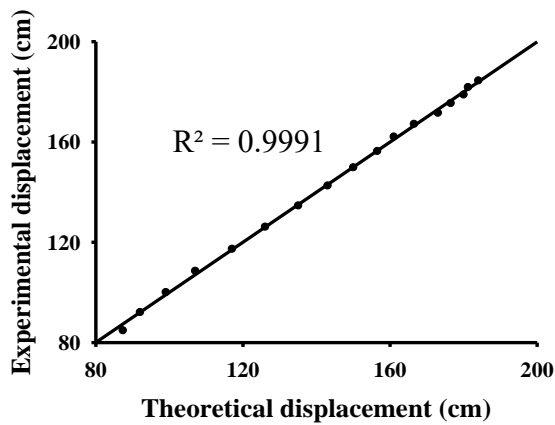


圖附十九、雷射投射系統安裝於助步車

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（如圖附二十一所示）。



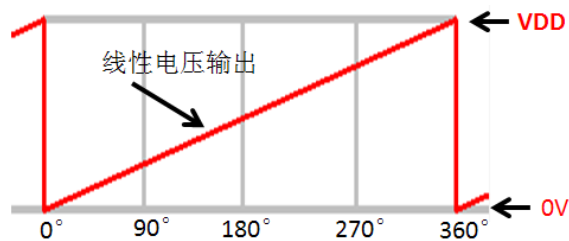
圖附二十、波寬與投射距離轉換實測



圖附二十一、理論投射位置與實驗值關係

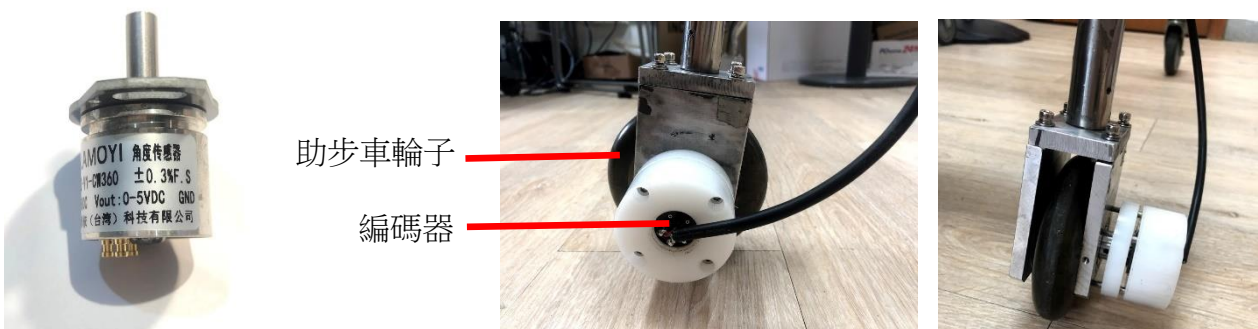
(二) 助步車移動距離量測系統

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。

圖附二十二、電壓與角度輸出關係¹³

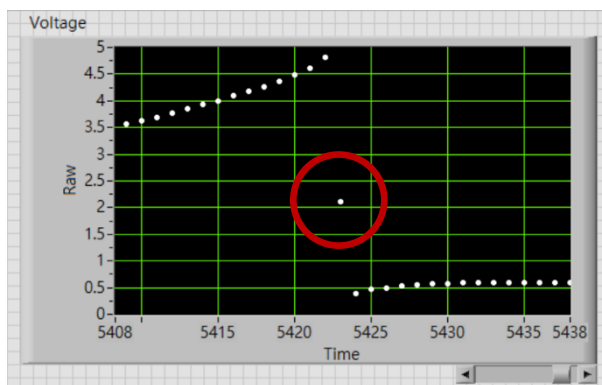


圖附二十三、霍爾式旋轉角度計裝在輪子上

¹³ 霍爾磁性角度傳感器，網頁網址（2019）：

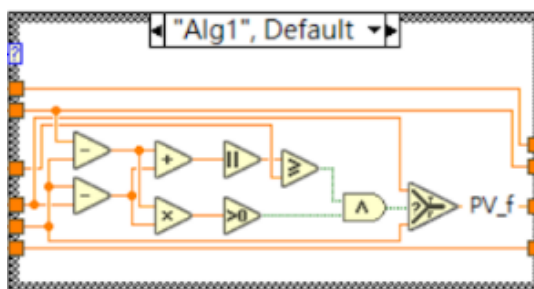
<https://m.intl.taobao.com/detail/detail.html?spm=a230r.1.14.15.39543479kJSX1o&id=568174322844&ns=1&abbucket=13#detail&gid=1&pid=9>

然而如圖附二十四所示，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。排除的演算法如圖附二十五所示。



圖附二十四、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。

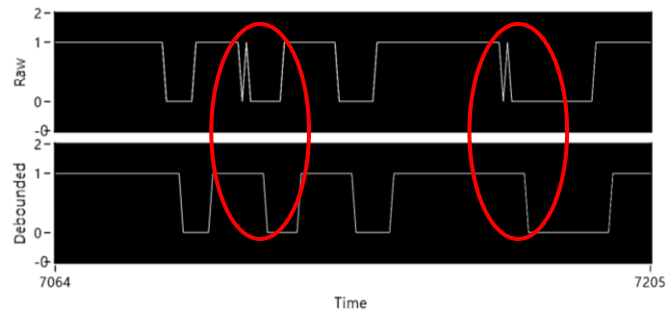


圖附二十五、排除中間點演算法

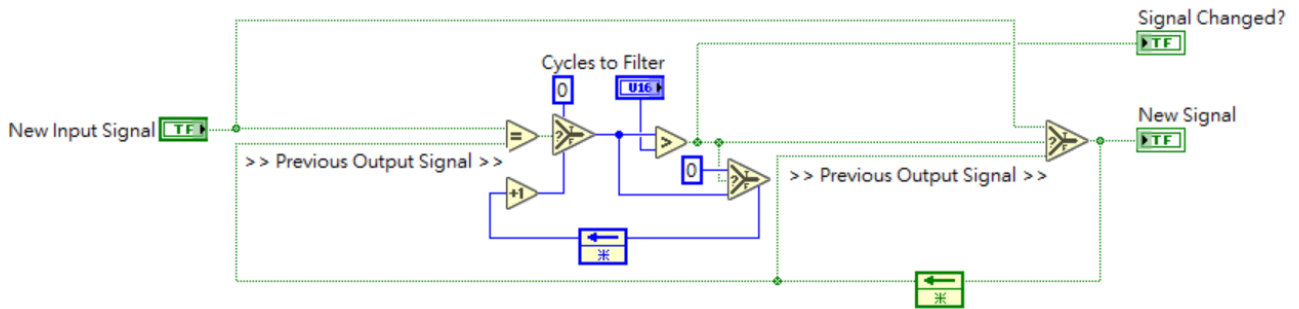
(三) 跨步偵測



圖附二十六、(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 (如圖附二十八)。



圖附二十七、經過除彈跳，即使用手按壓測試各種狀況，彈跳已被消除



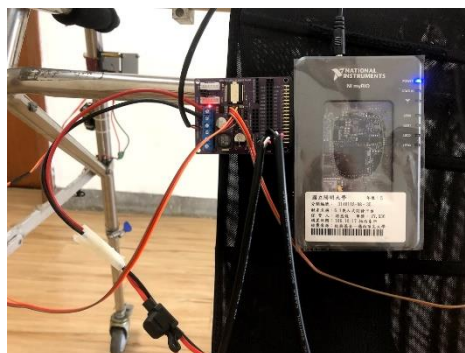
圖附二十八、除彈跳程式

(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。



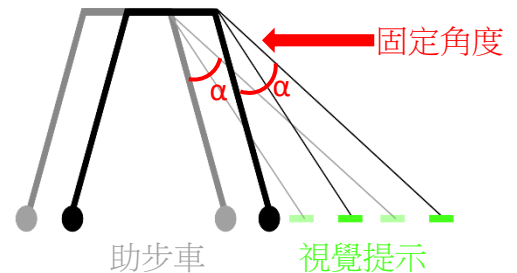
圖附二十九、NI myRIO

附錄五：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

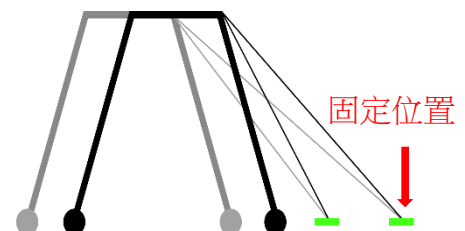
3.5 輸出伺服機波寬

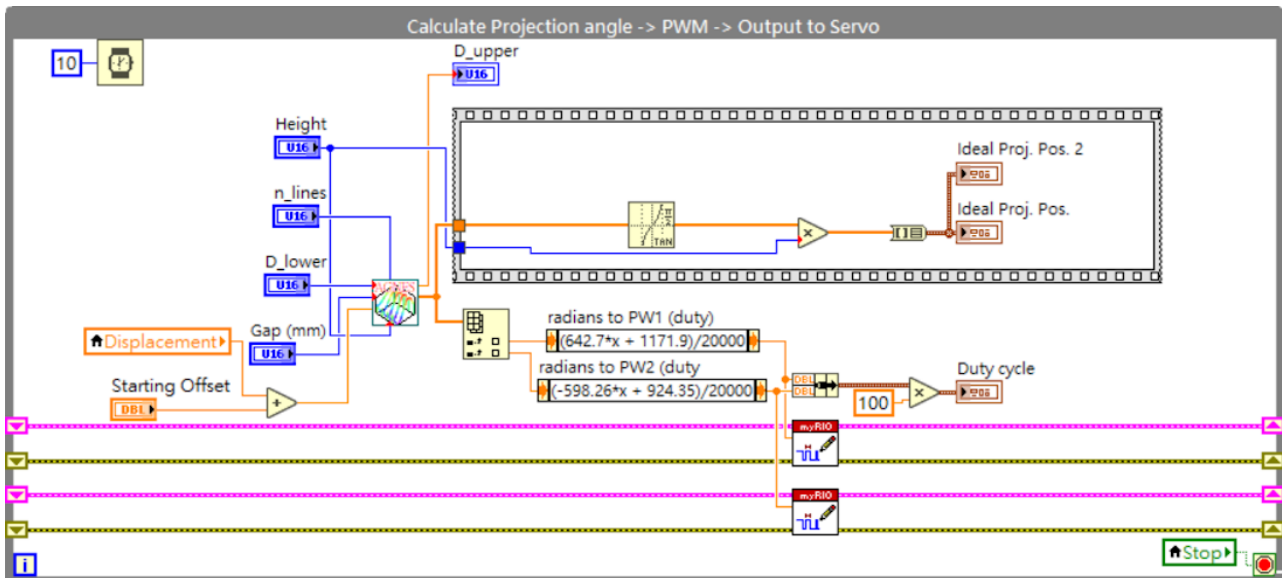
3.6 若回流累積到一步幅，回到起始位置

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 的實作如圖附三十所示。





圖附三十、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）

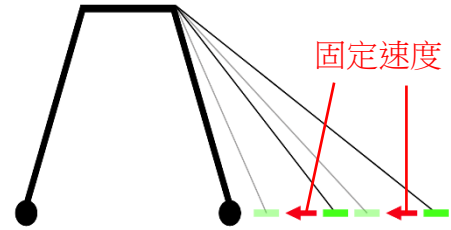
若希望使用者以特定的步頻與步長行進，將可以如下的演算法達成。

- 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

【評語】 100025

本研究利用步態參數的量測分析，以篩檢初期的老化。為了可大量臨床與居家自行使用，本研究開發可攜式系統，搭配助步車硬體，利用(1)力敏電阻做成鞋墊型的足底開關，(2)加裝在鞋上之 ToF 測距模組量測左右兩腳跨步的時空參數可計算步態，用以篩檢初期的老化。構想概念很好，不可以用於早期檢測，也可應用於復健物理治療用途。