

為神經性膀胱患者研發一種輔助自我導尿系統

*王致丞^{1,2}、杜翌群³、黃俊銘³

¹南臺科技大學電機工程系、²奇美醫院醫學中心外科部泌尿外科、³成功大學醫學工程學系

* tratadowang@stust.edu.tw

摘要

神經性膀胱障礙具有排尿障礙與缺乏膀胱脹滿感之困擾，是造成脊髓損傷患者泌尿系統感染 UTI 和死亡的主要因素，以間歇性導尿將膀胱排空是目前最佳膀胱管理辦法。臨床 SOP 目前只能限制進水量與定時導尿將膀胱排空，如飲水過量或憋尿時間過長會導致膀胱過度充盈而引起泌尿系統疾病而感染住院治療。我們根據 SCI 患者問卷訪談統計，導尿的時間控制、外出如廁尋找不便與飲食攝取量控制是造成患者生活不便，品質下降的主要原因。本研究開發一套智慧膀胱管理系統，包括泌尿監控裝置與智慧管理系統兩大部分。泌尿監控裝置利用近紅外光與超音波建置穿戴式泌尿監控裝置，藉由量測血流變化與膀胱前後壁的距離（TD）推估膀胱容積量。智慧管理系統透過手機應用程式鏈結 Google Map 與雲端資料庫建立一套智慧管理系統，提供導尿時間提醒、無障礙廁所尋找、歷史紀錄與照護建議、導尿量量測等四項功能，幫助患者改善臨床導尿困擾。藉由本次實驗結果，期待本研究未來能進行人體臨床實驗並能製作發售，幫助患者以膀胱尿量來決定導尿時機，配合智慧管理系統，提高患者膀胱健康照護，患者與照護員的幸福指數也能增加。

關鍵詞：脊髓損傷、神經性膀胱功能異常、間歇性導尿、智慧膀胱管理系統、假體

Development of an Adjunct System for Clean Intermittent Catheterization in Patients with Neurogenic Bladder dysfunction Patients

*Jhih-Cheng Wang^{1,2}, Yi-Chun Du³, Chun-Ming Huang³

¹Department of Electrical Engineering, Southern Taiwan University of Science and Technology

²Division of Urology, Department of Surgery, Chi Mei Medical Center

³Department of Biomedical Engineering, National Cheng Kung University

Abstract

Neurogenic bladder dysfunction (NBD), which is characterized by dysuria and lack of bladder fullness, is a major factor in urinary tract infections (UTIs) and death in patients with spinal cord injury (SCI). Emptying the bladder with intermittent catheterization is the best bladder management method available. However, clinical Standard Operating Procedures (SOPs) currently only limit water intake and apply regular catheterization to empty the bladder. Drinking too much water or holding urine for too long can lead to overfilling of the bladder and cause urinary tract disease and hospitalization. According to the questionnaire interview of SCI patients, the time control of catheterization, the inconvenience of going out to the toilet, and the control of dietary intake are the main reasons for the inconvenience and declining quality of life. We proposed a Smart Bladder Management System (SBMS), including a Urinary Monitoring Device (UMD) and a Smart Management System (SMS). The urinary monitoring device uses near-infrared spectroscopy (NIRS) and ultrasound to build a wearable urinary monitoring

Received: Dec. 3, 2021; first revised: Dec. 30, 2021; accepted: Jan. 2022.

Corresponding author: J.-C. Wang, Department of Surgical Urology, Chi Mei Medical Center, Tainan 710402, Taiwan.

device to estimate the bladder volume by measuring blood flow changes and the distance between the anterior and posterior bladder walls (TD). The Smart Management System (SMS) is built by linking Google Map and cloud database through a mobile application, providing four functions, including urinary catheterization time reminder, accessible toilet search, history, care recommendation, and urinary catheterization volume measurement, to help patients improve clinical urinary catheterization troubles. With the results of this experiment, it is expected that this study can be carried out in human clinical trials in the future and can be manufactured and distributed to help patients decide the timing of catheterization based on bladder urine volume, which, together with the smart management system, can improve bladder health care for patients and increase the happiness index of patients and caregivers.

Keywords : Spinal Cord Injury, Neurogenic Bladder Dysfunction, Intermittent Catheterization, Smart Bladder Manager System, Phantom

壹、前言

根據台灣衛生福利部疾病管制署 2016 年感染監視年報統計，泌尿道與血流感染為主要的感染部位，有 92% 的尿路感染與導尿管相關。泌尿道感染 (urinary tract infection, UTI) 是脊髓損傷 (Spinal cord injury, SCI)、加護病房及長期養護中心最常見的感染，而且隨年齡的增加而發生率逐漸增加。脊髓損傷患者因神經性膀胱 (neurogenic bladder dysfunction, NBD)，無膀胱膨脹尿液感，無法判斷何時必須進行排尿與自我排尿，只能選擇留置導尿管 (indwelling catheters, IC) 或間歇性導尿 (clean intermittent catheterization, CIC) 方式將膀胱排空。研究發現 UTI 主要原因是放置導尿管引發感染 (catheter-associated urinary tract infection, CAUTI)，高達 50% 的 UTI 病人會發現有菌血症。長期留置導尿管使用的時間會導致病菌種類的增加，病患泌尿道感染引致之血流感染，死亡率高達 32.8%。Rogers 研究指出，除了脊髓損傷癱瘓外，失智症、糖尿病、中風、巴金森氏症、女性等使用留置導尿管也都是 UTI 的高危險因子[1]，以間歇性導尿將膀胱排空是是目前臨床上最佳膀胱管理辦法[2-3]，也比留置導尿管患者有較好的心理健康與社會活動功能[4]。然而，CIC 目前尚缺乏一套完整的膀胱管理方案[5]，患者目前仍必須時時顧及導尿時間、飲水突然過量造成膀胱尿液量過多卻不知道應該導尿與外出找無廁所的困境[6]，造成患者們拒絕外出，長期造成抑鬱及焦慮症，如何開發更好的科技輔助使其願意外出與人群互動，提供患者足夠資訊，進而與給予醫師充足的資訊做醫療診斷將有助於患者的健康管理，提升患者與其身旁的家人有更好的生活幸福感。

貳、研究的目的是

為了貼近神經性膀胱異常患者導尿上實際需求，本研究與台南市脊髓損傷協會 29 位脊髓損傷中篩選出 16 位使用 CIC 導尿方式的患者如圖 1，了解其困擾與問題，調查結果發現有 88.2% 的患者大部分導尿地點都在家中，其中 16 位 CIC 患者有高達 81% 因飲水需控制與無障礙廁所尋找困難而感到困擾，近六成患者表示廁所不意尋找嚴重影響外出意願，且因飲水飲食控制問題，發現超過五成患者每個月平均最少有 4 次導尿量超過 500 ml，長期將可能對泌尿系統發炎與感染問題，應盡早預防其發生。

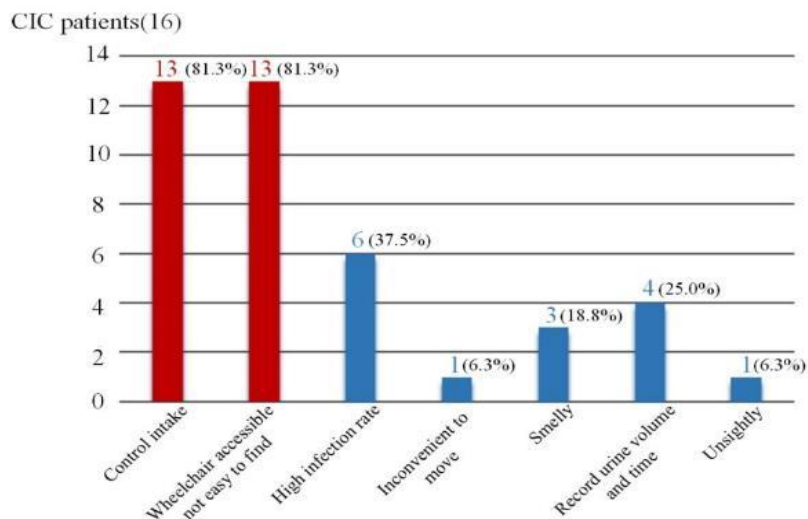


圖 1 CIC 患者問卷困擾項目統計

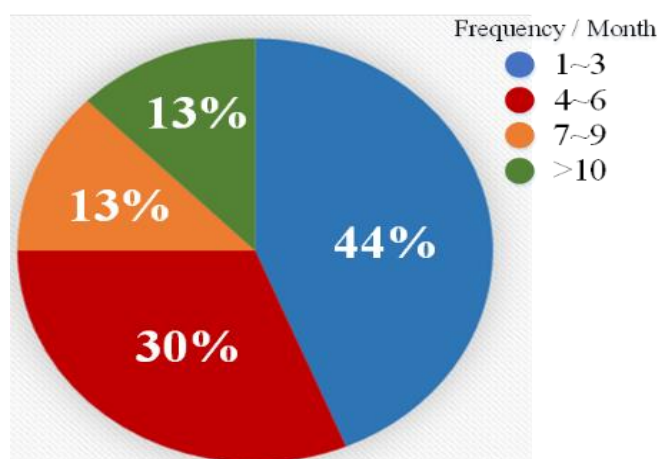


圖 2 16 位 CIC 患者平均一個月單次導尿超過 500 ml 的次數

從 SCI 患者的訪談與了解中，我們統整出患者主要的困擾與需求如下：

一、何時進行導尿的需求

患者希望除了時間計時之外能有更準確的方式得知膀胱尿液量是否已經達到進行導尿標準，而非藉由醫師 SOP 的限水與定時來進行導尿，在實際生活中執行造成不少困擾，很想放棄改用留置導尿管比較方便。

二、生活飲食受限擾

飲食或進水量往往會不留意而超過每小時 125cc 的標準，導致生活飲食的不便。

三、外出如廁尋找不易

患者到不熟悉的環境前需要上網搜尋地點附近無障礙廁所，目前無障礙廁所資訊並不健全，時常需要到現場詢問別人，使得患者逐漸排斥遠門或出入陌生環境，自我侷限社交活動以致人際關係疏遠，影響患者生活品質。

四、心理的不安全感

醫師會要求患者自行觀察每次導尿量不能超過 500cc，否則會有感染與水腎的風險，如不理會除引起發燒外還可能引發血流感染，一般導尿依照技術熟練度每次導尿需花費 15-30 分鐘，如果遇到導尿失敗

則必須重新再來，延長護理時間。若加上紀錄量測必定加長如廁時間，患者多半會因麻煩而省去此動作，難以落時臨床建議，造成患者無從監督自身膀胱情況，對間歇性導尿產生不安與不信任。如果能自動記錄並了解自己的導尿狀況，及早發現問題並治療，才能避免感染與併發症的發生。

五、希望能阻止感染的發生

感染住院已是脊髓損傷認為無法避免的宿命，有些患者甚至一個月會因感染住院 2-3 次，如果能有系統自動紀錄統計自己的導尿狀況，除了可以放心不用擔心感染住院外，也可以給主治醫師做診斷參考。

本研究將依據上述 5 大項目，完成泌尿監控裝置與智慧管理系統兩大系統，希望改善 SCI 患者的不便，提高患者外出意願與生活品質、減少患者感染機率並降低患者醫療開銷。以病患而言，除了導尿上的方便性外，若能查看每次導尿紀錄並即時回饋建議能降低患者與照護者心理顧慮，在回診時也能提供給醫師作參考幫助醫師診斷。泌尿監控裝置為利用近紅外光與超音波技術，建置一簡易式可攜式穿戴裝置，量測膀胱充盈時血流血紅蛋白與膀胱壁距離變化，希望能以兩者訊號做為導尿警訊參數，讓患者能在更準確時間進行導尿，而不用完全依賴時間參數與限制飲水而引響生活品質。

參、文獻探討

近紅外光具有可穿透進入組織之特點，廣泛的應用於偵測人體組織血紅蛋白狀態，包括含氧血紅蛋白 (Oxygenated hemoglobin, O₂Hb) 與缺血紅蛋白 (Deoxygenated hemoglobin, HHb)，依據 Beer-Lambert Law 來計算光子穿透組織前後的被吸收量與不同光源波長之關係，可用以了解動、靜脈與微血管中的血紅蛋白量[7]。膀胱充盈時，膀胱壁牽張接受器 (stretch receptor) 會送出神經衝動到薦區域 (sacral region)，副交感神經會引發膀胱逼尿肌產生收縮，此時血管粗細因拉動而產生變化，血流量受到調節[8]，血紅蛋白量產生變化。加拿大 UBD 醫院的 Macnab 醫師利用來偵測排尿前後 NIRS 量測到的含氧血紅蛋白、缺血紅蛋白與總血紅蛋白 (total hemoglobin, tHb) 變化，用來了解膀胱排放期之變化[9-10]。研究證明利用組織氧合作用指標 O₂Hb/ tHb 的變化可用來取得膀胱充盈狀態，這樣的指標同樣適用於脊髓損傷引起的神經性膀胱，其中，因為光學系統會受脂肪厚度影響光線穿透深度，身體質量指數差異 (BMI 值) 與移動造成的訊號偏移在計算比較時必須列入考慮。

在 1979 年 Bradley 使用單 2.25MHz 超音波探頭，假定當膀胱儲存一定程度尿量時，膀胱會膨脹，將膀胱前後壁拉開產生距離，超音波訊號就會出現膀胱前後壁的訊號並取得距離差異，此時系統出現警示提醒膀胱內有一定程度尿量，研究結果針對 34 間受測者實驗成功測得膀胱尿量在平均 200ml 時出現警示，顯示此超音波訊號可以作為膀胱有無存在特定程度尿量的參考[11]。

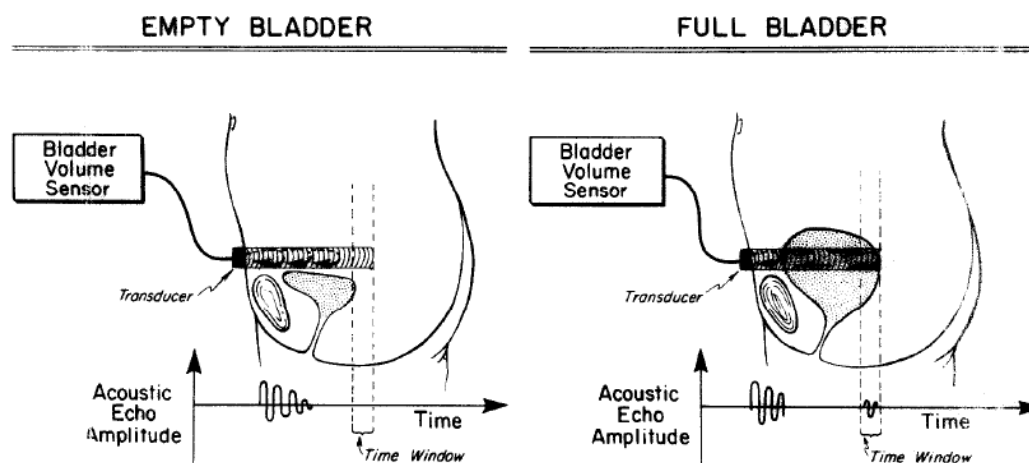


圖 3 超音波膀胱容積監測設計

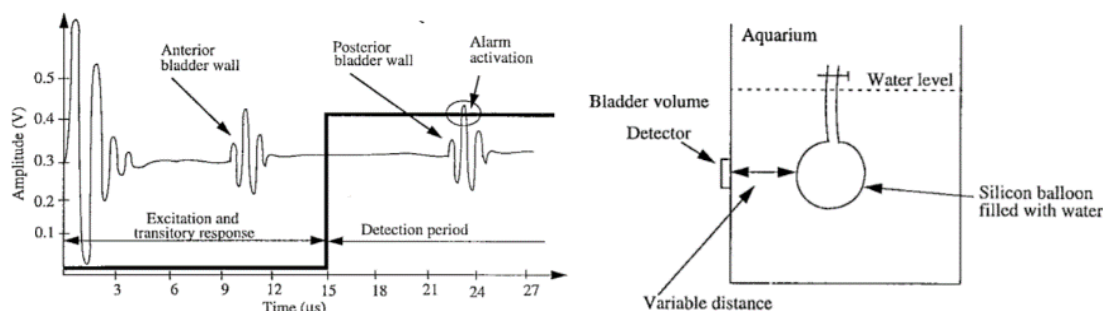


圖 4 訊號時間窗口分析 (左) 自製假體示意圖 (右)

1998 年法國研究團隊提出一套可攜式超音波膀胱容量監測儀，以超音波偵測睡眠時膀胱容積，當膀胱到達一定充盈程度時，會發出警示提醒患者，應用於預防夜間遺尿症[12]，其偵測方法將裝置放於肚臍下方，使用 3.5 MHz 超音波感測器距腹部 5cm 後至膀胱後壁的訊號，由此分辨尿液是否到達設定閾值，並觸發提醒告知患者。如圖 4 所示。

實驗招募 41 名年齡 4 至 15 歲孩童，量測前以超音波做裝置擺放定位，確認後排空膀胱尿液並穿戴實驗裝置，量測時以站立移動或坐姿量測，量測成功率不到 40%，研究發現，因 12 歲以上的患者膀胱較低，感測器的定位需傾斜 15-20 度量測，而當站立位時儀器晃動位移也是造成量測不成功的原因。團隊進一步分析，體型較肥胖受測者量測訊號微弱，而體型苗條者能成功偵測出 215 ml 與 256 ml 的閾值訊號。

日本 H. Kodama 等人針對尿失禁、脊髓損傷患者進行研究開發，利用 A mode 超音波來計算膀胱前後壁距離，作為個人膀胱尿液量的非侵入式估算與提醒排尿方法[13]，研究可發現利用膀胱壁的距離估算方法與膀胱內實際尿液量呈現 $R=0.765$ 的高相關性，此實驗數據顯示受測者的個人差異將會影響超音波訊號的容積估算結果，受測者的姿勢也會有所影響，無法將訊號評估結果適用於每一位使用者與姿勢狀態上。

2003 年香港利用超音波偵測產後婦女膀胱並估算尿液殘餘容積[14]。由於婦女產後子宮增大，膀胱可能變形無法保持其輪廓，影響有關膀胱直徑運算式，研究使用 12 種過去提出的膀胱體積估算公式將量測的膀胱直徑帶入驗算，與導尿出的尿液量做比較，發現膀胱壁間的最大距離與推估膀胱容積量有關，此研究成果證明以膀胱壁的距離套入特定公式，可準確推估膀胱容積量。圖 6 為實驗經腹部與陰道超音波量測影像輸出結果發現，膀胱形狀即使婦女產後仍然保持橢圓形狀不變，此研究可作為本研究開發的膀胱容積計算方式與適用族群參考。

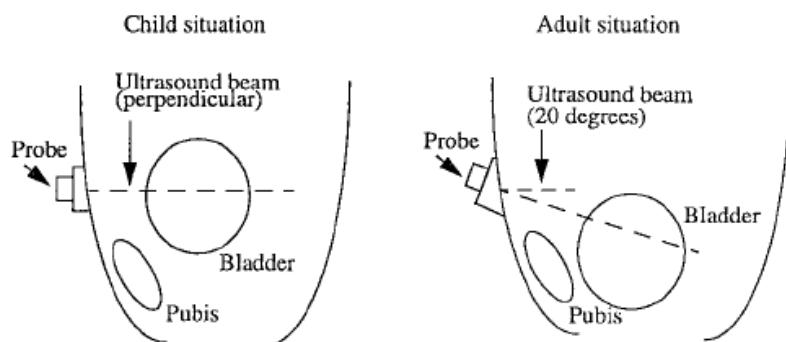


圖 5 感測器的定位是訊號量測成功與否的因素之一

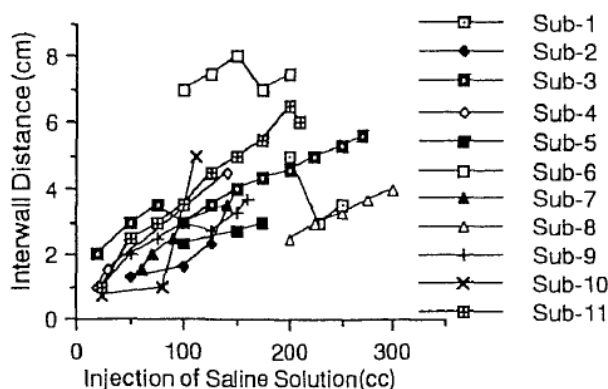


圖 6 實驗利用超音波計算膀胱壁距離與灌注食鹽水量的關係

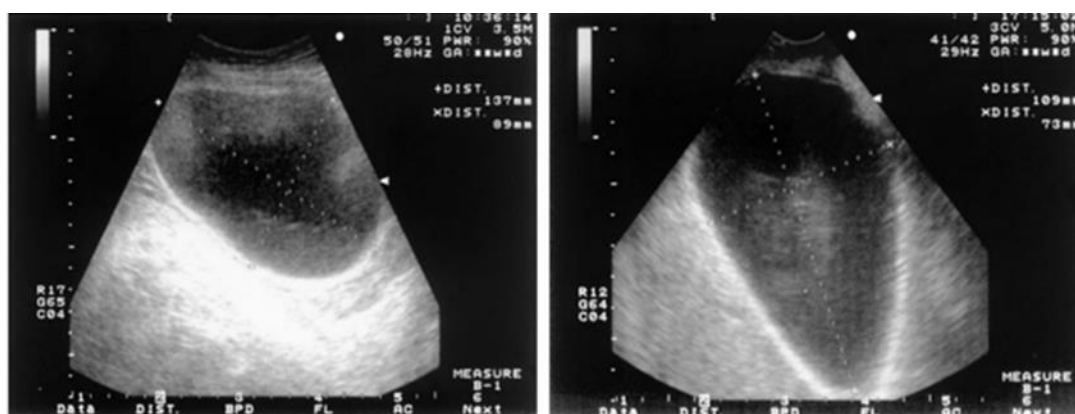


圖 7 經腹部超音波量測膀胱 (左) 與經陰道超音波量測膀胱圖 (右)

肆、研究方法

本研究依據與脊髓損傷訪談中的 5 大項目，開發智慧膀胱管理系統 (smart bladder manager system, SBMS)，包括泌尿監控裝置 (urinary monitoring device, UMD) 與智慧管理系統 (smart management system, SMS) 兩大部分，泌尿監控裝置利用自製近紅外光與超音波於仿真假體實驗，假體以和人體組織較為接近的豬肉為標準，製做從皮膚到膀胱間的不同組織假體，觀察透過模擬人體皮膚到膀胱的假體層，超音波與近紅外光的訊號變化，作為進一步評估是否能準確量測取得膀胱內尿量變化，以膀胱內尿量來決定導尿時機，取代目前患者臨床僅能依賴時間導尿的 SOP。

智慧管理系統透過自製尿量感測裝置，患者導尿後僅需將尿壺容器放置於裝置上方，裝置會透過藍牙通訊將導尿量即時傳至手機 APP 並上傳個人雲端資料庫，考慮到個人膀胱量測差異，個人導尿排尿量經過計算回傳 APP 後，會進行 UMD 系統的尿量評估修正，並回傳下次建議導尿時間至患者手機上，當患者接近導尿時間會發出訊息提醒患者導尿，降低患者的不安感，並且依照歷史統計資料給予膀胱健康度評估，作為患者回診時給予專科醫師的診斷參考。

另外，系統加入了患者希望加入的無障礙廁所資訊平台，平台設計為開放式，患者可利用此平台查詢附近或所去地無障礙廁所位置，並可以個人身分新增無障礙廁所資料，其他患者也能看到此資訊，資料中每個無障礙廁所都可給予評論成為其他人的參考，讓病友可以更放心地走出去，而不用擔心外找不到適合的無障礙廁所窘境，此系統也可擴及至其他長期照護需求者使用。

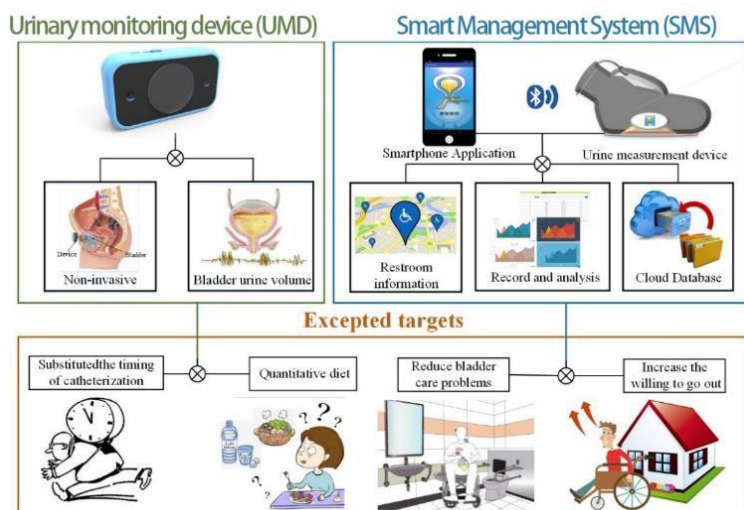


圖 8 智慧膀胱管理系統架構

一、假體製作設計

研究發現，人體膀胱壁厚度會隨著膀胱充盈程度而改變，成人的膀胱壁厚度為 1.1 mm~4.5 mm 之間，患有逼尿肌過動（detrusor overactivity, DO）的患者膀胱壁厚會增加至 5 mm 以上[15]。當膀胱容積>600 ml 時，膀胱前後壁距離可達 11.0±1.2 cm[16]。因為人體無法進行裝置驗證與測試，仿生假體是一項可行的方法，本研究假體製作方式使用計畫主持人奇美泌尿科王致丞主治醫師從美國紐約羅徹斯特大學（University of Rochester）醫學團隊學習之假體研製技術[17]，假體以無毒彈性聚合物水凝膠材料製成，可調整其比例與添加物來仿造人體不同組織。製作上，首先繪製一具 600 ml 的膀胱模型與母模並以 3D 印表機印製，再將聚合物水凝膠灌入後冷凍成形，最後黏合完成一封閉與具彈性的膀胱假體，其製作流程如圖 9 所示。膀胱壁更進一步加入血管假體設計，可以用以灌注血液模擬液體，是 Rochester 大學也沒有的創新方法，可用以模擬膀胱壁上逼尿肌血液流量變化與近紅外光訊號之觀察，這也是當前假體都無法達到的設計。

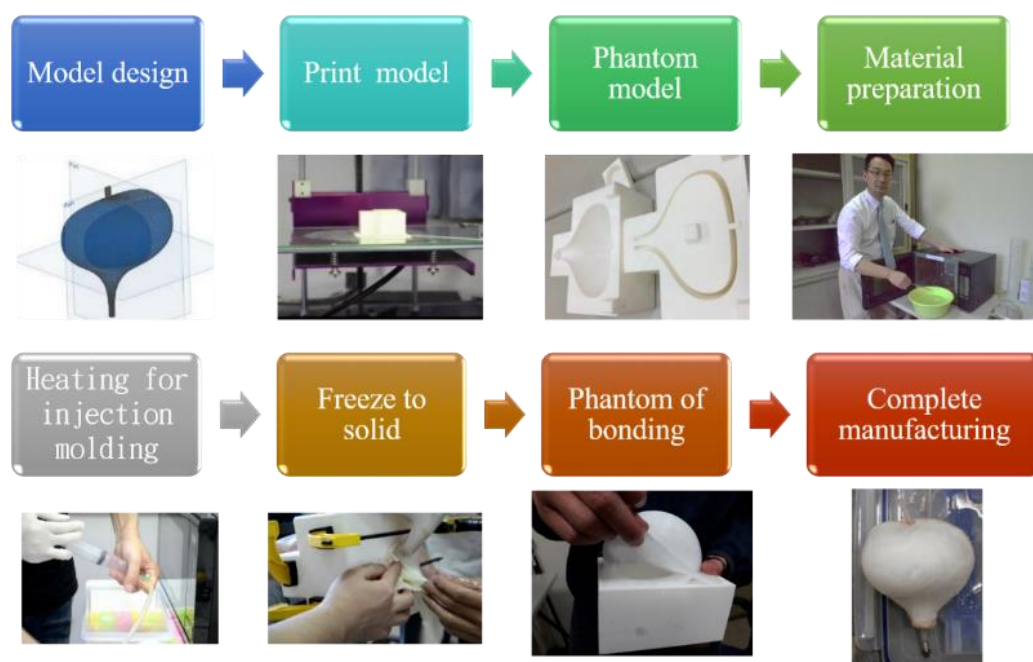


圖 9 假體製作流程

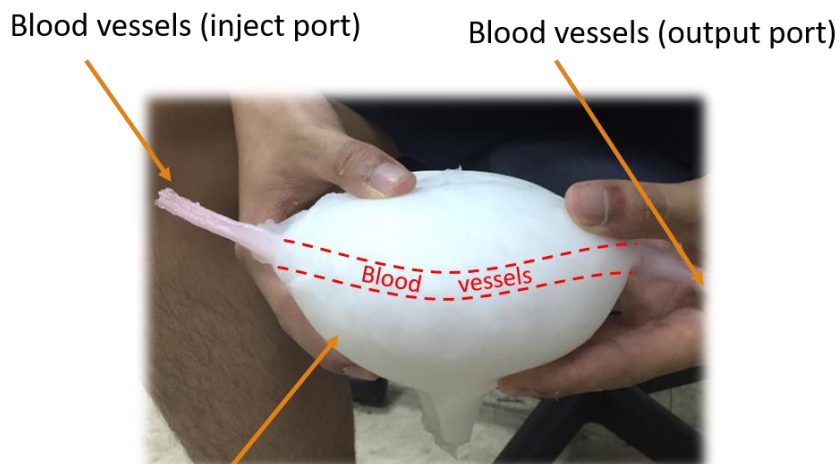


圖 10 膀胱假體整合血管設計，模擬逼尿肌上血管



圖 11 膀胱假體與血液流動設計展示（左）對應本研究開發之 NIRS 訊號偵測於 APP 畫面（右）

不同組織造成的光學比較實驗設置如圖 12，實驗將豬肉的皮膚、脂肪與肌肉層分開，進行與自行調製不同密度與成分的假體進行近紅外光穿透度比較，量測時會將環境光源關閉。

圖 13 為不同組織造成的波速比較實驗設置，本實驗將超音波感測器與水槽間放置不同的量測物，取豬腹部的皮膚、脂肪、豬膀胱與不同成分比例與添加物的假體作超音波穿透波速比較，因為超音波遇水無回波訊號，回波訊號中水的訊號前一個波峰 $NP_{(2)}$ 與初始訊號波峰 $NP_{(1)}$ 做為量測物的超音波訊號，並與

組織的厚度（Tissue thickness, THK）套入算式 $C = \frac{THK}{NF_{(1)} - NF_{(2)}} \times 2$ 得出該組織波速 C。

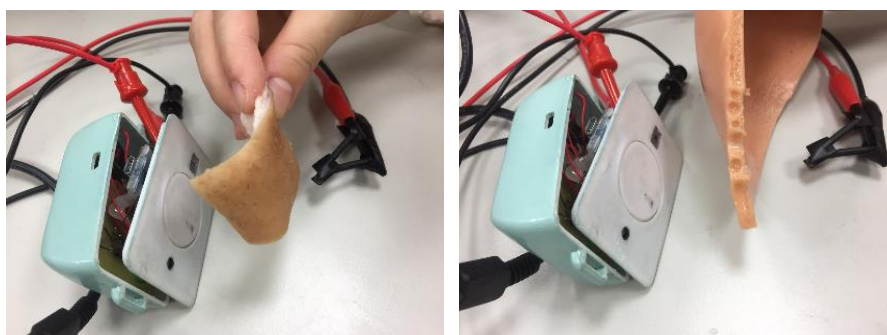


圖 12 豬肉（左）與假體（右）近紅外光穿透度實驗量測放置畫面

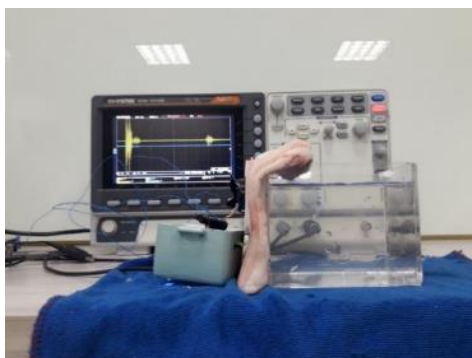


圖 13 組織超音波波速實驗量測方式



圖 14 游標卡尺量測橫向最大直徑 $TD_{(rule)}$ (左) 與探頭量測假體擺放位置 (右)

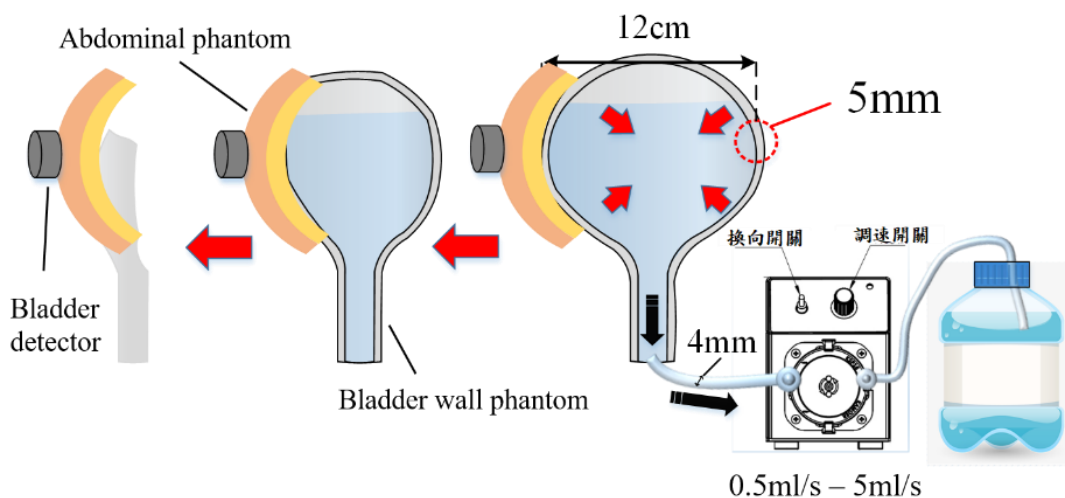


圖 15 膀胱假體灌注與排空模擬實驗設計

因膀胱內尿液量的多寡會造成膀胱壁厚產生改變，無法得知準確壁厚，為了解膀胱充盈程度的不同是否能以超音波準確量測到結果，因此膀胱充盈程度的比較會採用橫向最大直徑 (Transverse Diameter, TD) 的方式，以游標卡尺量測取得 $TD_{(rule)}$ 值，將超音波感測器放置於膀胱側面量測橫向最大直徑表面位置，將量測到的後壁訊號特徵值 $NF_{(3)}$ 與前壁訊號特徵值 $NF_{(1)}$ 兩者時間差 $NF_{(t)}$ 套入算式 $TD_{(echo)} = \frac{NF_{(t)}}{2} \times C$ ，因膀胱內為水，代入水的波速 $1.48\text{mm}/\mu\text{s}$ 進行估算。

圖 15 為本研究製作一壁厚 5 mm，最大直徑 12 cm 的球狀膀胱壁假體，膀胱壁假體依序外放置脂肪、皮膚假體與超音波感測器，對膀胱假體進行灌注 (filling) 與排空 (voiding) 動作，觀察膀胱 $TD_{(rule)}$ 為 12、11、10、9、8、7、6 cm 時，超音波感測器通過皮膚、脂肪來計算評估膀胱假體 $TD_{(echo)}$ 的準確度與可行性。

二、泌尿監控裝置設計

本研究泌尿監控裝置為整合近紅外光與超音波兩種技術。紅外光偵測系統採用 MSP430F247 微處理器、850nm 24mW 近紅外光源與 OPT101 (DIP) 光偵測器設計而成，可用以取得人體血流血紅蛋白變化。

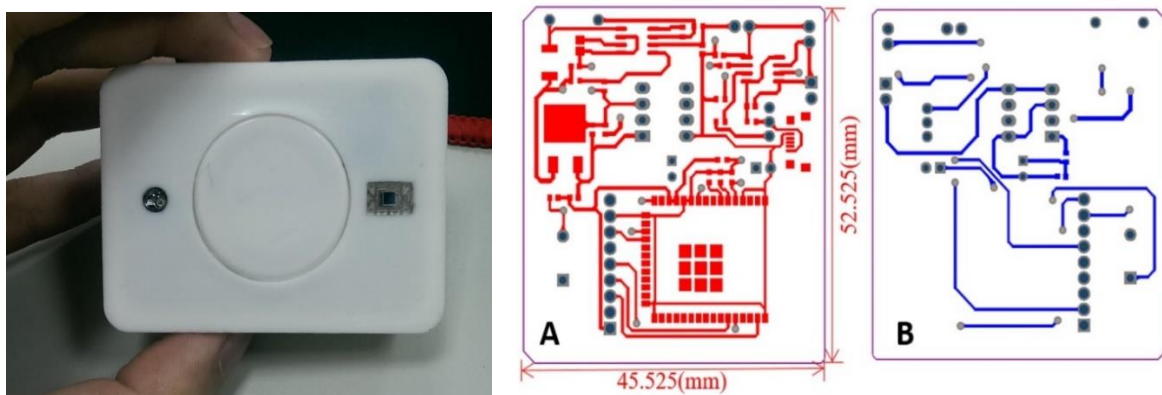


圖 16 近紅外光裝置與設計圖

超音波系統為利用超音波的穿透特性，量測橫向前後膀胱壁的距離，推斷目前膀胱內尿液容積量。探頭為符合臨床膀胱量測所需中心頻率 2 MHz。處理後的訊號進入 16Bit 微控制器 (MSP430, USA) 計算，並得出目前膀胱壁距離，運用藍芽傳輸至手機介面上顯示。

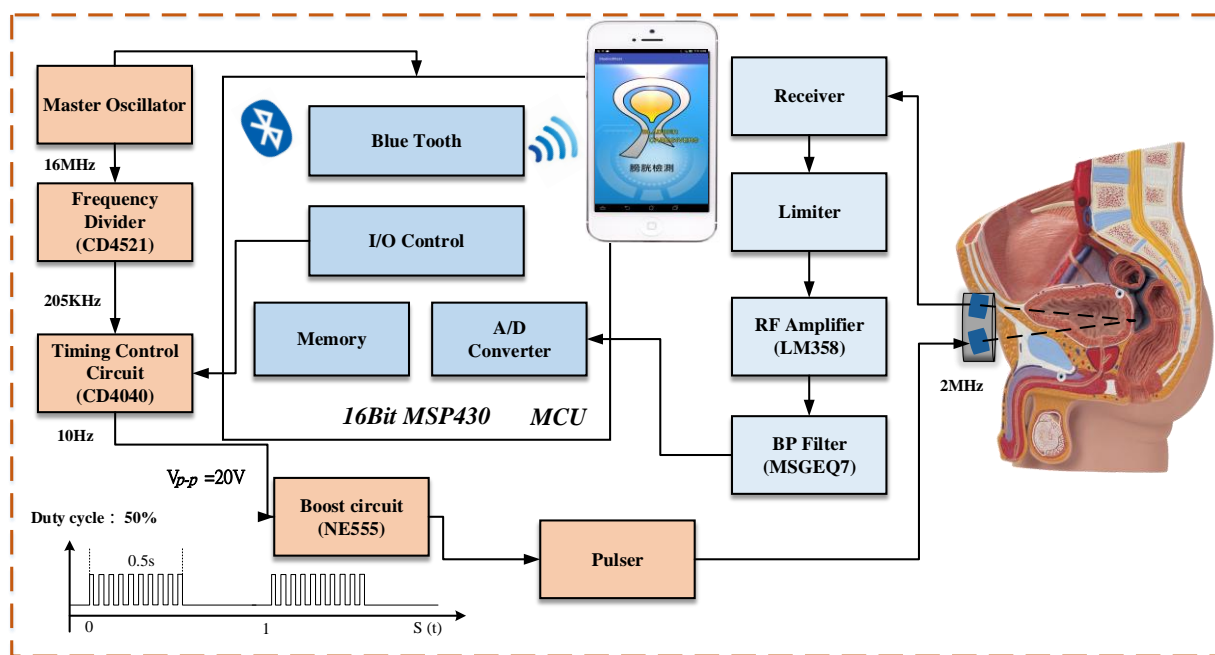


圖 17 超音波系統架構圖

當超音波訊號打到物體時會產生回波訊號，於接收端訊號首先使用蕭基二極體製成的限幅器電路 (Limiter) 將輸出升壓電路產生的高頻雜訊去除，得到一穩定回波訊號。由於超音波接收來自發射端的回聲訊號時，訊號非常小 (低於 20 mv) 圖 19，因此使用二級放大器 (LM358) 放大回聲訊號，依接收的回聲訊號大小，本研究放大電路增益上設計為 40db，再經過其截止頻率為 10 Hz~3 MHz 濾波器，濾除回聲的低頻與高頻雜訊干擾圖 19。訊號處理後傳入微控制器 (MSP430) 進行類比數位轉換，最後使用包絡檢波器 (Envelope detector) 讓訊號特徵值更明顯以便分析訊號如圖 19 所示。

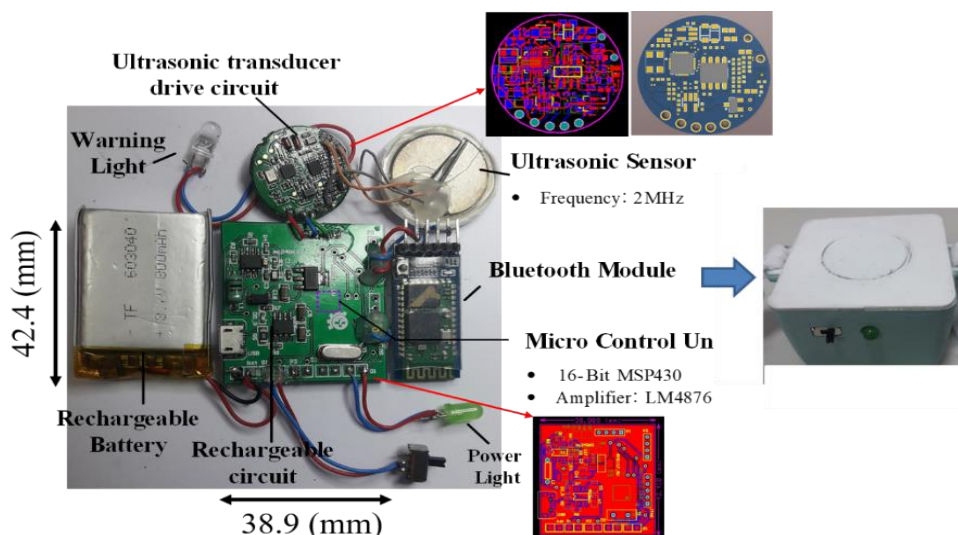


圖 18 泌尿監控裝置超音波硬體製作與外殼安裝後畫面

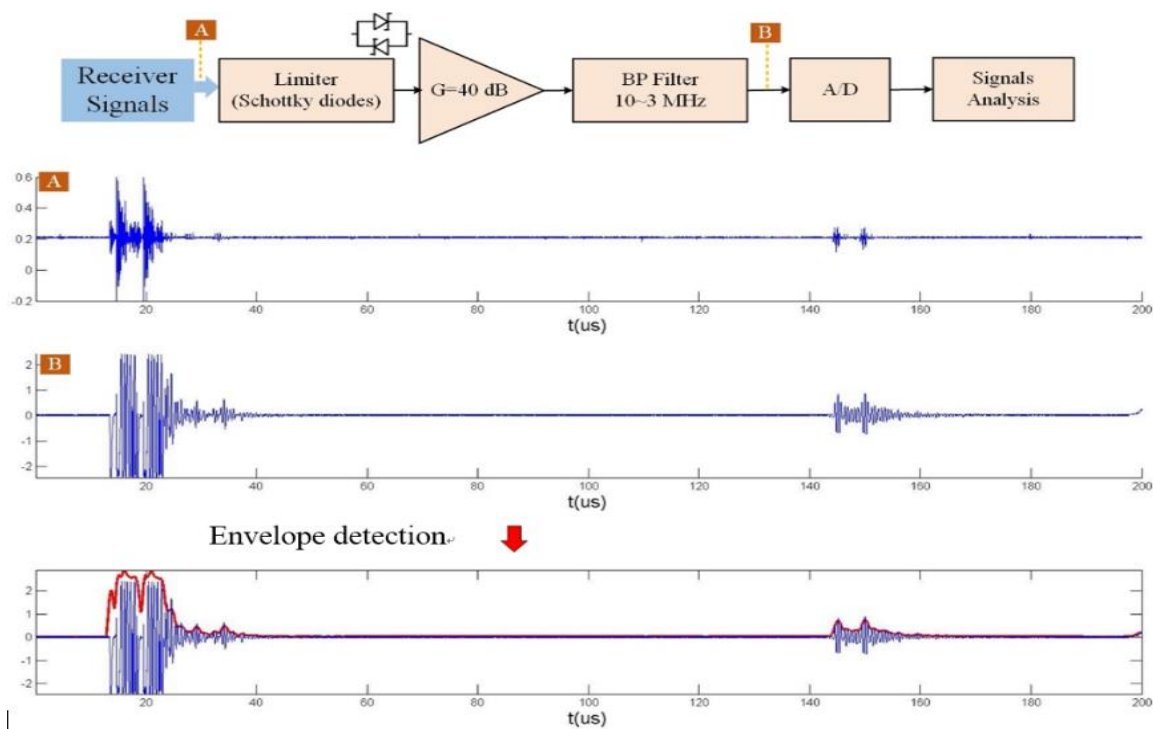


圖 19 超音波訊號處理流程

包絡檢波器訊號處理上，首先將濾波後的訊號平方（Squaring signal），提高訊號能量並增強頻率後再進行訊號採樣，此方法可降低採樣頻率（Downsample range）。而後進行低通濾波（Low pass filter）消除高頻能量，得出信號包絡，因訊號處理前進行平方放大訊號，最後將訊號取平方根（Square root）就完成訊號包絡。

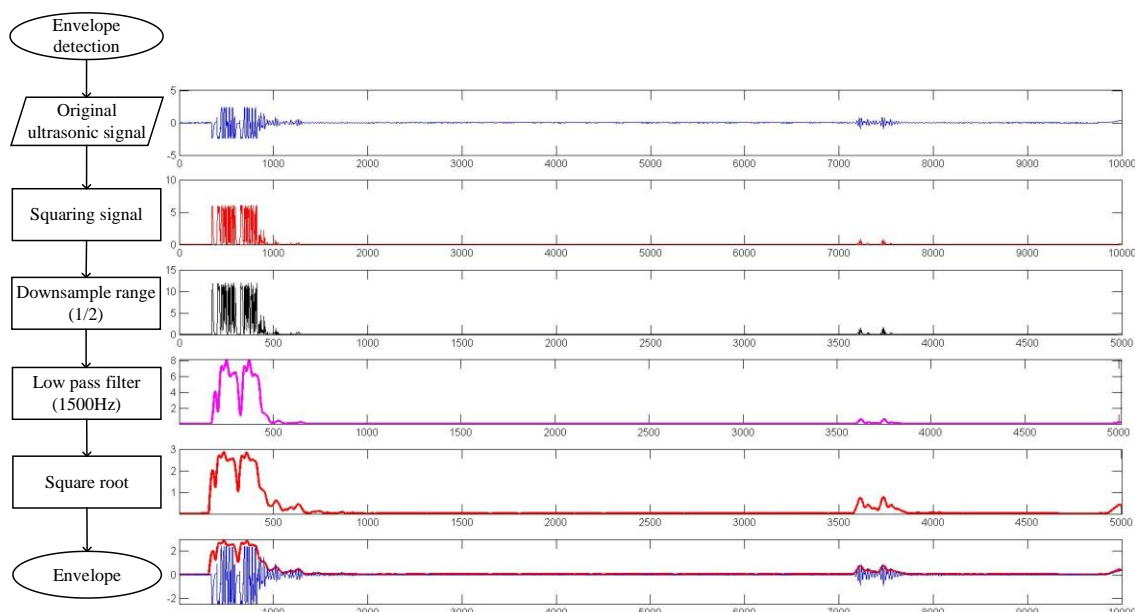


圖 20 包絡檢波器訊號處理流程

本實驗超音波探頭採用雙頭反射型，當量測軟組織（Soft tissue）時，由發射端（P）發出訊號反射回波至接收端（R），利用反射訊號回至接收端的飛行時間（t）與軟組織波速（C），可計算出組織厚度如式（1）。X 為探頭與訊號反射點距離，一般超音波的探頭接收端與發射端距離（d）極小，入射角（A）可忽略不計算，因此換算為公式（2），X 近似於 D。但因接收端與發射端較近的關係，發射端發射的波會直接被接收端接收，造成誤判。

$$X = \frac{C \times t \times \cos A}{2} \tag{1}$$

$$D = \frac{C \times t}{2} \tag{2}$$

因此，裝置接收到的每個發射端訊號都先減去發射端影響的誤差訊號（Pulser signal interference）。本研究參考文獻中水平量測的方式偵測，並以訊號特徵值辨識量測的組織厚度與膀胱前後壁距離。當超音波打到膀胱尿液前的最後一個訊號特徵值與初始訊號間為膀胱前壁與脂肪訊號，簡稱為近場（Near field）；量測到尿液前的最後訊號點與膀胱後壁訊號為膀胱前後壁直徑，如圖 21。

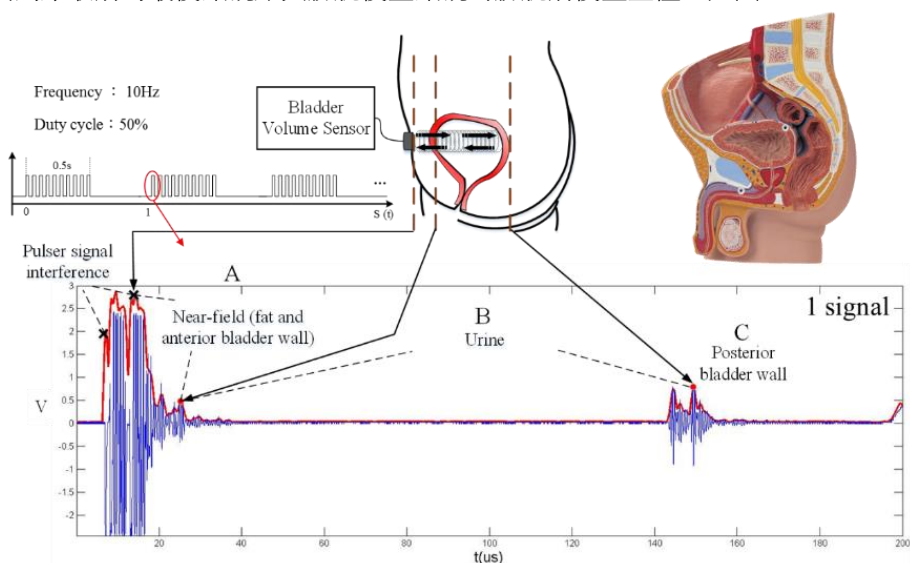


圖 21 量測訊號對應位置

三、智慧管理系統

(一) 手機應用程式設計

以 Android 手機作業系統做開發，使用由 Java 函式庫支援的 Android Studio 撰寫。Android Studio 是 2013 年由 Google 官方推出的 Android 整合開發環境，具有視覺化布局、內建布局編輯器、特定代碼重構與快速修復等特點，可快速撰寫與追蹤問題，且在外觀架構設計部分可預覽 UI 效果，可依照臨床需求進行介面設計，提供使用者最人性化的系統介面，此外 Android Studio 中對於不同的資料聯接類別庫相當完整，對本系統需要與 PHP 與 My SQL 資料庫連結來說，是極佳的選擇。

本系統為了改善 SCI 患者排尿不方便的困擾，以問卷訪談調查以及醫師討論的結果，設計出四大主要功能，分別為無障礙廁所平台、導尿時間計時提醒、歷史紀錄與照護建議、導尿量測。本研究為方便區隔與分析每位受測者排尿改善情形，在 APP 開啟後會進入患者登入畫面，患者可以填寫基本資料創建新用戶，如患者以有即可填入帳號密碼直接登入，登入後會出現操作說明，指導第一次使用本系統的用戶，系統在登入後會默認為背景模式，在非開啟程式狀態也可運作，紀錄患者目前位置與協助患者計時導尿時間，當接近導尿時間時提醒患者附近最近無障礙廁所，其系統流程如圖 22 所示。

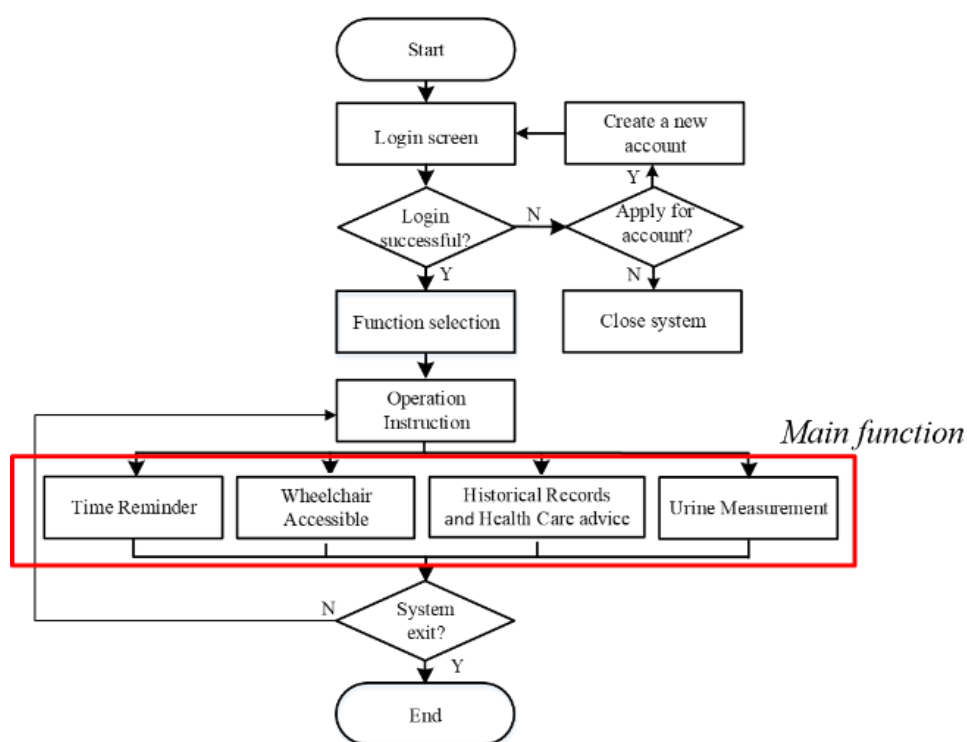


圖 22 智慧管理系統 APP 項目與操作流程

(二) 導尿量自動量測紀錄與回饋計算

本研究開發了一套專屬的尿液量測裝置，以量測容器重量經過運算估算出量測物容積，系統使用 8Bit 微控制器 (ATmega 328P-AU, USA) 做為資料處理傳輸微晶片處理器，HX711 作為 24Bit A/DC Converter 荷重元放大器 (Load Cell Amplifier)，將讀取的機械力轉換成電子訊號透過放大器傳送到控制器，可以精確辨識電阻值變化，具低成本、抗干擾與高響應速度優勢，將訊號經藍芽 (HC-05 2.4 Ghz) 傳輸至手機上顯示，裝置可安裝於市售的尿壺上，也可隨身攜帶，電池可提供連續使用 4 小時電力。

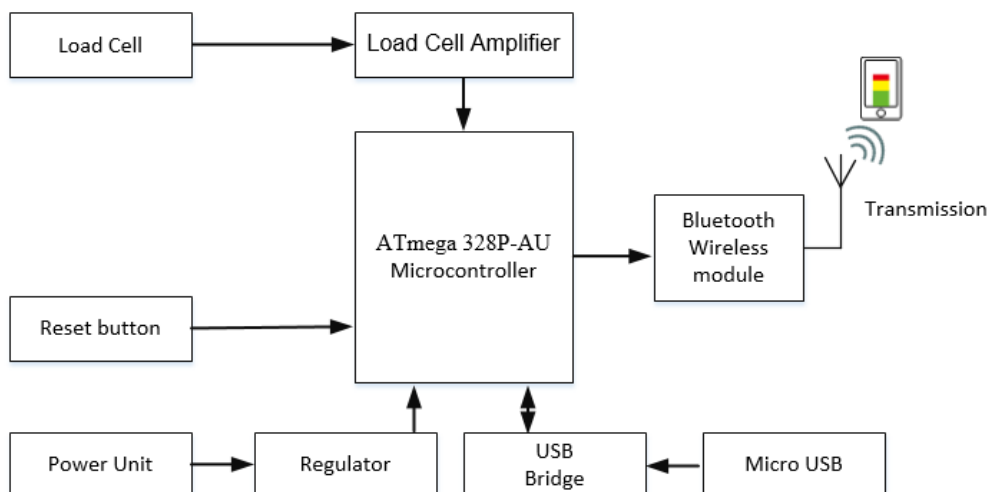


圖 23 尿壺自動量測裝置架構圖

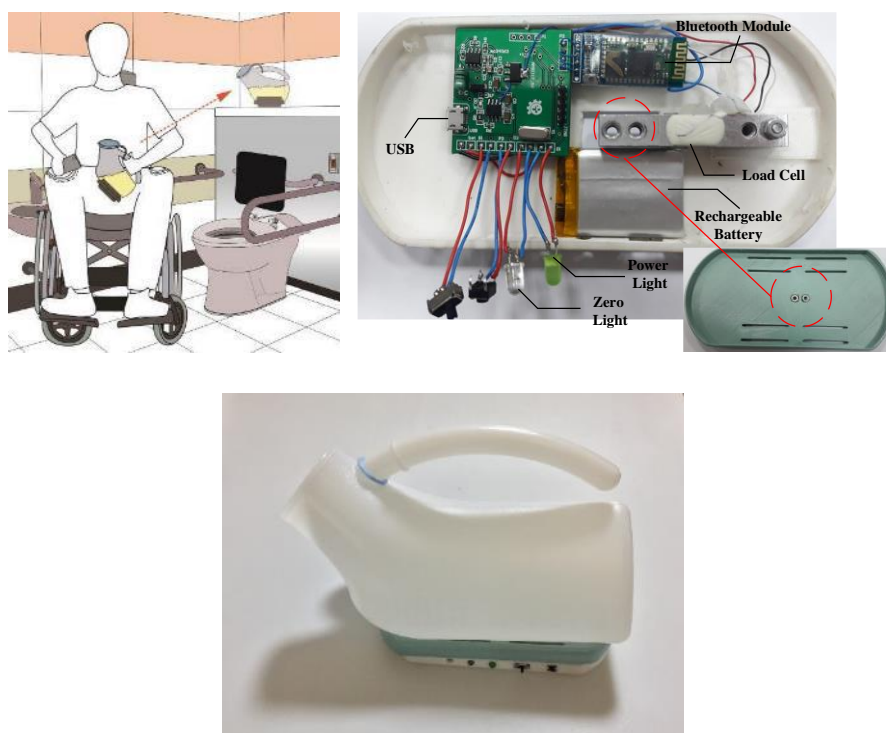


圖 24 尿壺自動量測使用情境圖 (左) 硬體 (中) 與量測擺放方式 (右)

尿壺自動量測裝置透過藍牙通訊將導尿量即時傳至手機 APP，藉由每次量測到的個人導尿量結果來不斷自動修正 UMD 系統計算，作為膀胱尿液量評估依據，配合目前臨床的時間參數（定時導尿），使系統參數個人化與提高準確性，並回傳下次建議導尿時間至患者手機上，當患者接近導尿時間會發出訊息提醒患者導尿，降低患者的不安感，並將歷史資料上傳個人雲端資料庫，並且依照歷史統計資料給予膀胱健康度評估，作為患者回診時給予專科醫師的診斷參考。

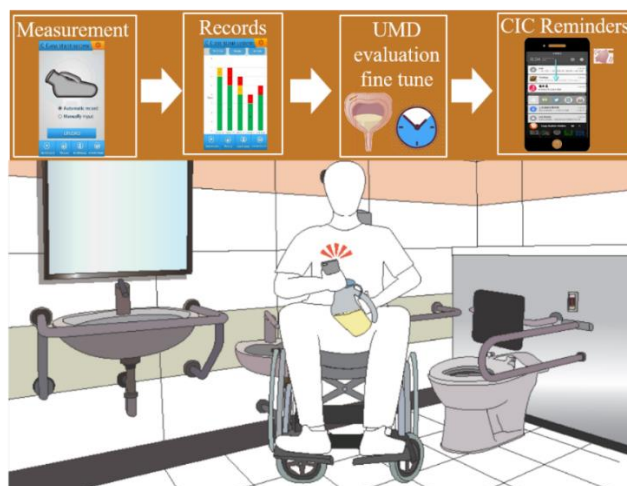


圖 25 尿壺自動量測與 APP 回傳修正 UMD 尿量評估值

(三) 資料庫與 Web 介面設計

使用 MySQL 建立患者導尿資訊與無障礙廁所資料庫。MySQL 是一套快速、功能強大的關係型資料庫管理系統，可同時運型多個操作系統，且內建支援多種語言，包含 PHP、PERL、C、C++與 Java 等語言。此外，MySQL 目前無需付費即可使用，擁有高效能低成本與 PHP 快速開發等特點非常符合本研究需求。當患者要上傳資料或讀取資料等需求時會可使用電腦或手機與雲端資料庫連接，根據用戶端需求指令給資料庫伺服器取對應資料，醫師與系統管理者一樣透過電腦或手機可查看各個患者導尿狀況。資料庫是由多個表格組成表單形成，依表單名稱分類內容。此方式架構優點在於提高系統彈性、資料建立快速且處理效率高。為了方便快速監控受測者使用狀況，並管理無障礙廁所平台資料新增情形，另外患者回診醫師能快速瀏覽患者導尿紀錄，提供醫師診斷時參考，本研究以 PHP 網頁連結資料庫，提供網頁查詢功能。

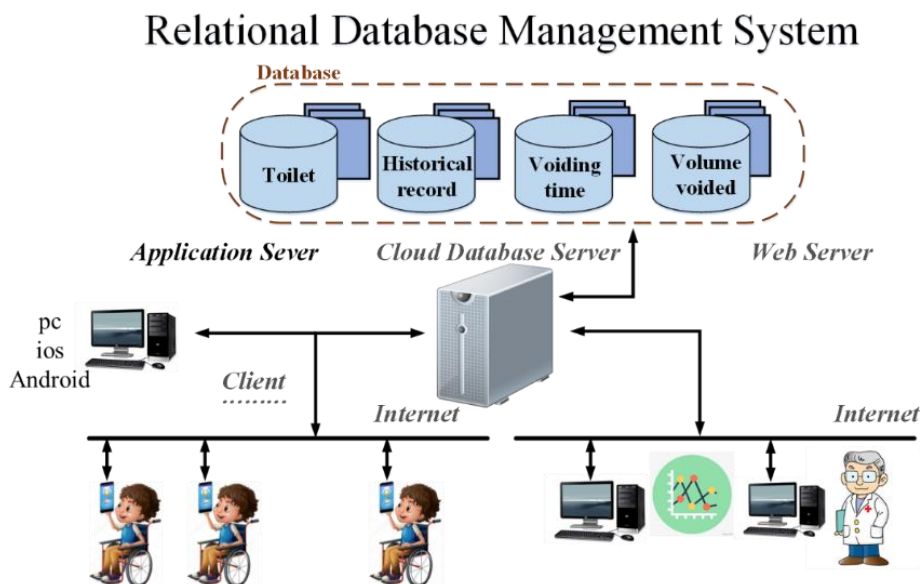


圖 26 本系統資料庫架構

四、結果與討論

為驗證本研究裝置的可行性，將分別對泌尿監控裝置與智慧管理系統進行實驗，泌尿監控裝置上將會探討假體與橫向直徑（Transverse Diameter, TD）量測的訊號關係。智慧管理系統方面從 6 位 SCI 患者進行系統實測，在使用 10 天後給予 SCI 患者填寫問卷，分析此系統對 SCI 患者幫助成效。

(一) 膀胱假體與近紅外光實驗

研究利用不同部位的豬肉組織與不同比例與添加入製作成的假體，在不同厚度下進行光穿透度的實驗比較，可見自製假體與豬肉組織的誤差值在 15%內，顯示在近外光實驗中，自製假體可以取代豬肉組織，也就是與豬肉接近的人體組織。

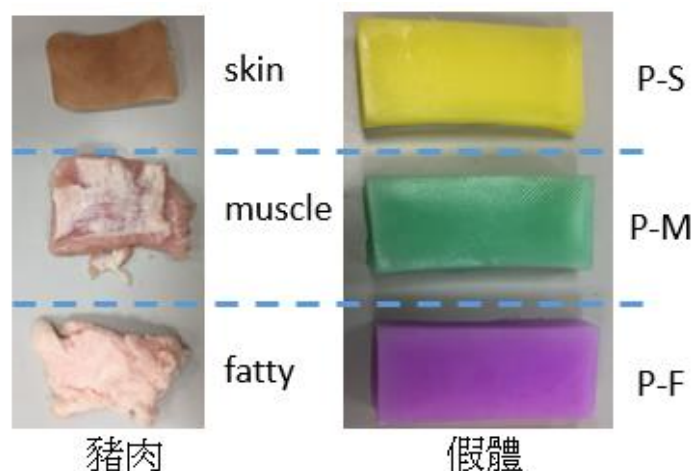


圖 27 不同部位豬肉與不同成分假體製作

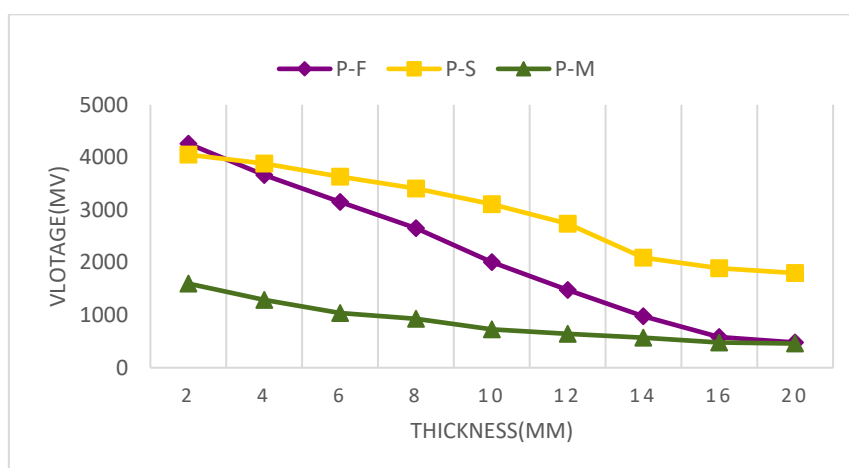


圖 28 不同厚度下，不同假體的光穿透度變化

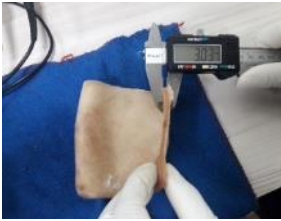

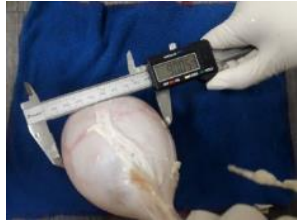
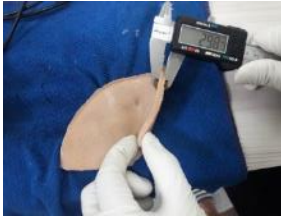


(二) 膀胱假體與超音波實驗

超音波經腹部量測膀胱容積檢測部份，臨床上有許多不定因素。因此本研究以假體實驗探討裝置在實際量測時會遇到的各項因素，將其實驗結果納入裝置設計調整，並探討裝置在人體估算膀胱容積的可行性。在臨床上患者的體型不同，穿透距離也不相同，因此裝置超音波穿透最大深度是本研究探討之一，藉由實驗結果可判定本裝置在人體上量測的可行性。在穿透深度的實驗中超音波在各層組織中的波速與衰減不同，將影響穿透實驗的有效性，因此為模擬臨床真實量測情境，本研究藉由假體材料密度的調整，製作出皮膚層 (Skin)、脂肪層 (Fat) 與膀胱 (Bladder)，並和人體穿透速率較為接近的豬肉組織 (Pig soft tissue) 比較，在豬肉的挑選上，本研究選用豬腹部的皮膚 (3 mm)、脂肪 (10 mm) 與豬膀胱 (充盈至 9 mm)

表 1 超音波於人體組織與豬肉穿透波速

| | Human (mm/us) | Pigs (mm/us) |
|--------|---------------|--------------|
| Skin | 1.54 | 1.50 |
| Fat | 1.45 | 1.43 |
| muscle | 1.58 | 1.58 |

表 2 各層假體與豬肉對照

| | Skin (3mm) | Fat (10mm) | Bladder (9mm) |
|--------------------|---|--|---|
| Pig soft tissue |  |  |  |
| Phantom |  |  |  |

實驗結果如表 3、4 所示，豬肉皮膚和脂肪組織與假體的波速差距非常小，皆於 0.03 範圍內，而膀胱橫向最大直徑估算上也僅差 0.23 公分，有此實驗可得知，本研究假體與豬肉組織超音波穿透速率相近，可代替豬肉組織進行超音波實驗。

表 3 豬肉組織與假體波速比較

| | 皮膚(豬) | 皮膚(假體) | 脂肪(豬) | 脂肪(假體) |
|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Mean SOS(mm/ μ s) | 1.54 \pm 0.01 | 1.52 \pm 0.01 | 1.47 \pm 0.00 | 1.48 \pm 0.00 |
| Average error | 0.01 | | 0.03 | |

表 4 豬膀胱與假體膀胱 TD 估算比較

| | 膀胱(豬) | 膀胱(假體) |
|---------------|-----------------|-----------------|
| Mean(cm) | 8.89 \pm 0.04 | 9.12 \pm 0.03 |
| Average error | 0.23 | |

量測假體橫向直徑 (Transverse Diameter, TD) 採用膀胱假體進行灌注與排空動作，觀察膀胱 $TD_{(rule)}$ 為 12 cm、11 cm、10 cm、9 cm、8 cm、7 cm、6 cm 時，超音波感測器通過皮膚、脂肪來計算評估膀胱假體 $TD_{(echo)}$ 的準確度與可行性。

實驗結果如圖 29 所示，在膀胱假體 6 cm 至 12 cm 假體厚壁訊號均有明顯改變如預期所示，但估算結果皆偏低於標準值，其原因可能是本研究訊號以特徵值計算省略一部份微小訊號導致誤差，此實驗結果證明，本裝置在膀胱假體 TD 變化量測上具有高靈敏的反應，將量測結果畫成曲線，能清楚看出所得結果呈現線性，如圖 29 所示。

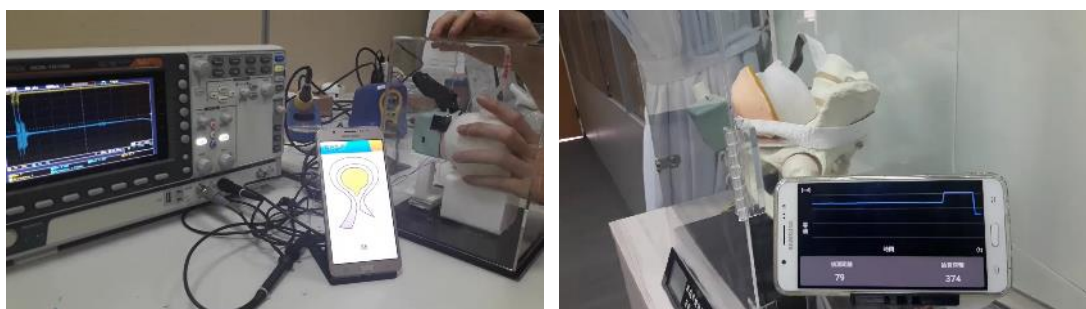


圖 29 假體橫向直徑量測實驗，示波器顯示訊號變化 (左) 與將訊號呈現與 APP 上 (右)

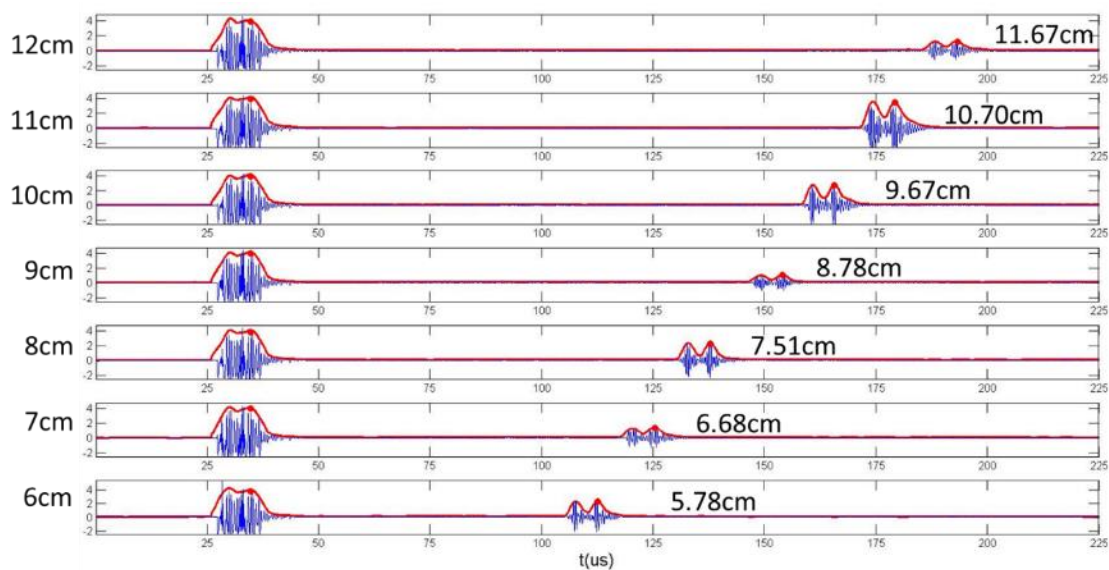


圖 30 假體膀胱各 TD 訊號量測結果

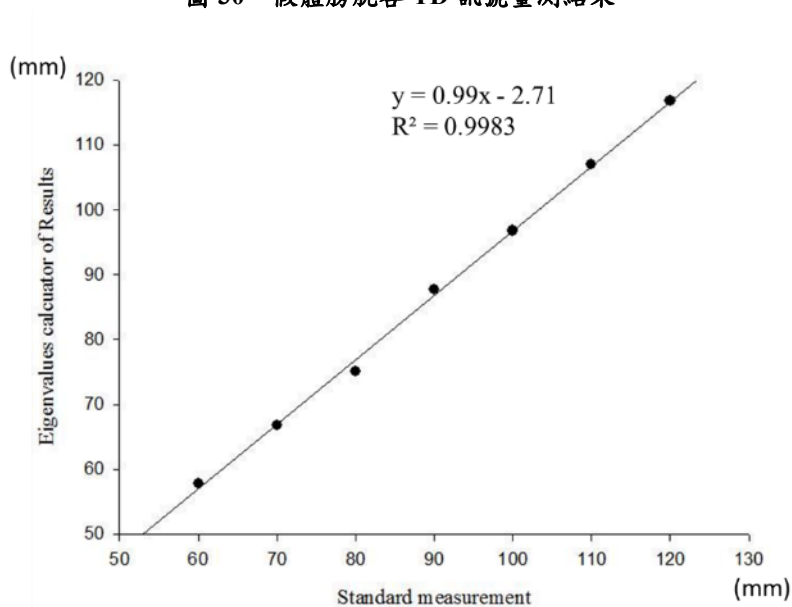


圖 31 膀胱假體 TD 實驗結果曲線圖

上述實驗結果證實可使用自製複合假體代替人體組織做超音波穿透實驗。一般成人下腹部表皮到膀胱的距離平均為 23.4 mm，因此裝置隔著 3 mm 的皮膚假體與 21 mm 的脂肪假體量測，實驗結果能比照人體試驗結果，實驗模擬如圖 32 所示。

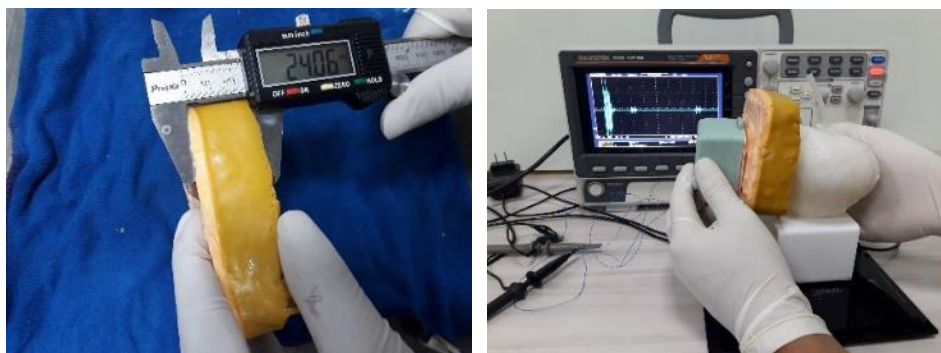


圖 32 腹部複合假體 (24 mm 厚) 與實驗量測圖

(三) 導尿量自動量測裝置驗證

本實驗使用臨床上常見量測排尿量的尿壺與尿量杯當標準，與本裝置量測結果進行比對，如圖 33 所示。量測以標準容器上有標示的容量作分析，量測液體以尿液進行實驗，因尿壺與尿量杯容器大小與刻度並不相同，因此分別實驗，尿壺量測 100 ml、150 ml、200 ml、250 ml、300 ml、350 ml、400 ml、450 ml 和 500 ml；尿量杯量測 60 ml、100 ml、160 ml、200 ml、260 ml 和 300 ml，各數直皆量測五次，並統計五次的平均與標準差。實驗結果顯示本裝置尿量感測上具有高精確度與準確性，其誤差皆在 10 ml 以內，將各量測結果繪製為曲線圖，更可清楚看到與標準容器的一致性。



圖 33 臨床常用尿壺與尿量杯

表 5 尿壺估算結果和誤差

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Average value | Error |
|--------|-----|-----|-----|-----|-----|---------------|-------|
| 100 ml | 97 | 103 | 94 | 94 | 96 | 96.8 | 3.2 |
| 150 ml | 145 | 145 | 143 | 145 | 144 | 144.4 | 5.6 |
| 200 ml | 197 | 199 | 197 | 197 | 199 | 197.8 | 2.2 |
| 250 ml | 242 | 244 | 242 | 242 | 245 | 243.0 | 7.0 |
| 300 ml | 291 | 292 | 291 | 291 | 292 | 291.4 | 8.6 |
| 350 ml | 346 | 348 | 346 | 347 | 347 | 346.8 | 3.2 |
| 400 ml | 395 | 396 | 396 | 396 | 396 | 395.8 | 4.2 |
| 450 ml | 449 | 450 | 449 | 451 | 450 | 449.8 | 0.2 |
| 500 ml | 493 | 494 | 495 | 495 | 495 | 494.4 | 5.6 |

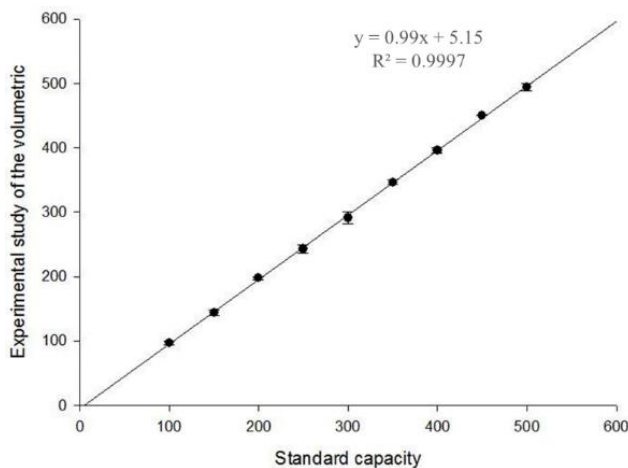


圖 34 裝置以尿壺量測實驗結果曲線圖

表 6 尿量杯估算結果和誤差

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | Average value | Error |
|--------|-----|-----|-----|-----|-----|---------------|-------|
| 60 ml | 65 | 64 | 65 | 65 | 65 | 64.8 | 4.8 |
| 100 ml | 92 | 92 | 94 | 95 | 95 | 93.6 | 6.4 |
| 160 ml | 159 | 159 | 159 | 159 | 159 | 159.0 | 1 |
| 200 ml | 206 | 206 | 205 | 205 | 205 | 205.4 | 5.4 |
| 260 ml | 261 | 261 | 261 | 261 | 262 | 261.2 | 1.2 |
| 300 ml | 300 | 300 | 299 | 300 | 299 | 299.6 | 0.4 |

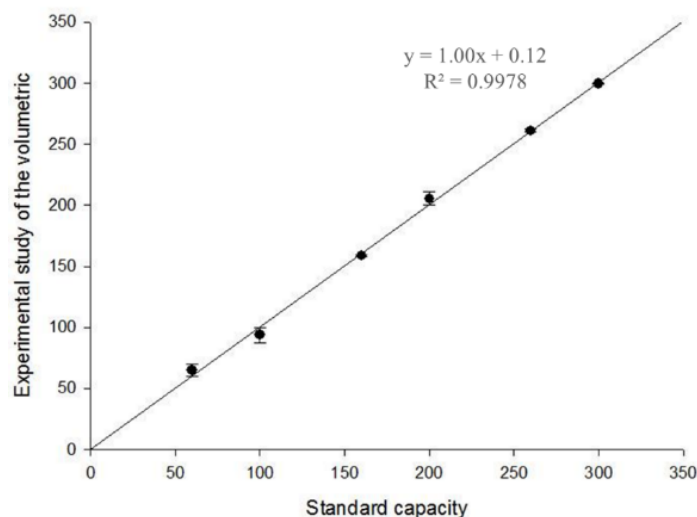


圖 35 裝置以尿量杯量測實驗結果曲線圖

(四) 資訊管理系統

1. 無障礙廁所平台

本系統功能目的是讓 SCI 患者不再擔心外出的困擾，在戶外也能快速尋找到附近無障礙廁所，並且建立一個患者間能夠彼此交流的平台，讓資料庫更加完整與便利。根據訪談發現，SCI 患者多數不敢自行貿然到不熟悉的戶外活動主要原因是怕找不到合適的無障礙廁所，一般 SCI 患者每日平均移動距離約 1877.59 m，速度為 0.64 m/s[18]，不像一般人行動便利。因此，尋找在適當可到達距離與適用的無障礙廁所對於患者外出活動特別重要。系統會計算出最短路徑地圖導航與篩選功能，因有些無障礙廁所並不具有設備如洗手台，藉由篩選功能可避免前往至不適合的廁所，讓患者可以透過網路搜尋鄰近的無障礙廁所位置、環境與掌控前往所需時間。而此系統也可以讓患者自行建立地點與使用後評分 機制，做為前往的參考依據，解決患者不願意外出到陌生場所的心理障礙。

系統操作上當患者需要排尿時，進入無障礙廁所平台，可以點選圖 36 (0) 右下角的圖示，地圖上會標記附近的無障礙廁所，但廁所中附有的無障礙設施都不一樣，可能有些不符合患者需求，點選圖 36 (1) 左上角檢索勾選需求篩選，當確認後點選地圖上廁所標記點，可以看到廁所地址與距離，下方顯示到達這間廁所時間與其他用戶對這間廁所的評分與評論，按下路線規畫後系統會規畫最佳路線導航讓患者在陌生環境也能快速尋找並移動到無障礙廁所。資訊系統開放用戶新增廁所的功能，點選右上角新增地點後可填選資訊後新增，新增之資訊其他用戶也能搜尋到。

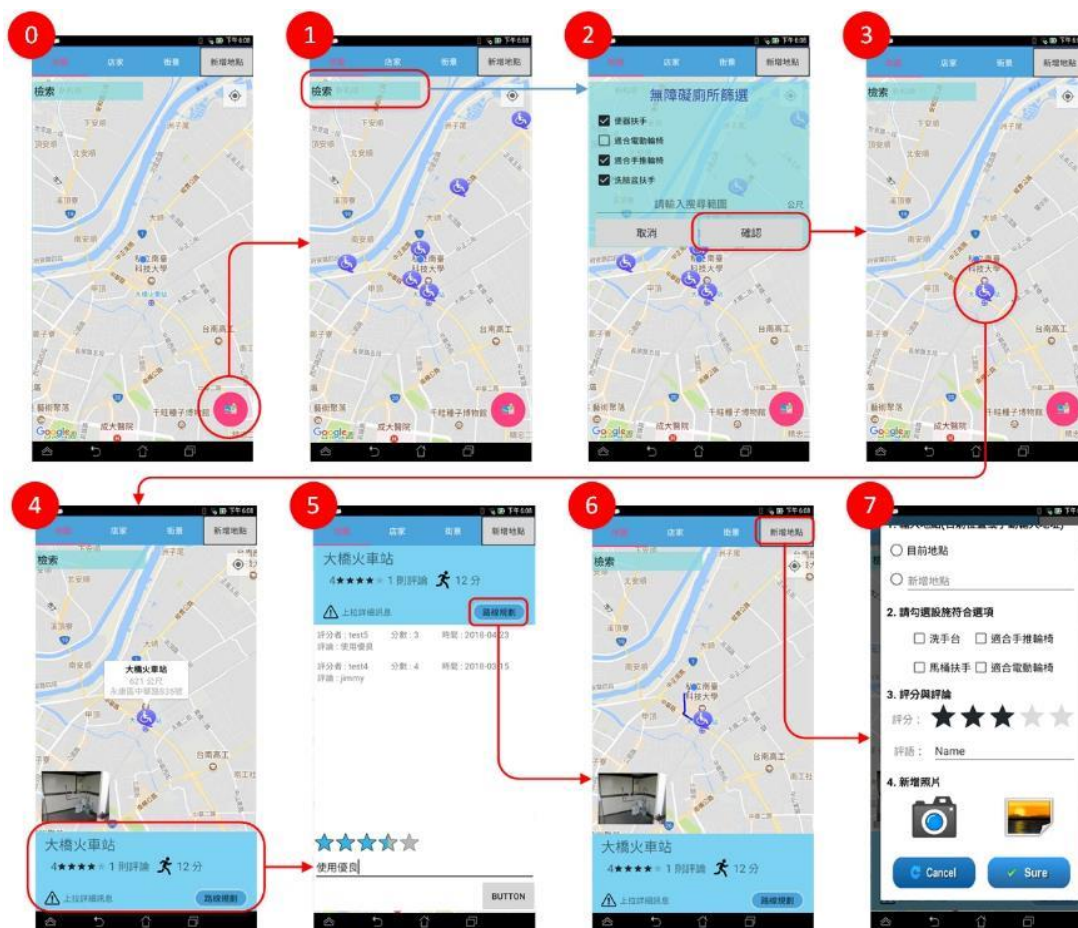


圖 36 APP 無障礙廁所平台頁面

2. 導尿時間計時提醒

本系統功能目的是協助患者計時與提醒導尿，改變他們需要自己計時的導尿習慣。如圖 x 患者操作說明了解後，會進入此頁面，此功能會計時患者下次導尿時間與提醒患者導尿。當患者初次導尿完畢後，按下左下角開始紀錄會啟動時間倒數，初始設定為 4 小時，如圖 36 (1) 越靠近導尿時間上面的膀胱圖示會慢慢變為紅色，並在接近導尿時間 30 分鐘時送出訊息提醒患者，若超過導尿時間會持續發出震動告知患者，如圖 37 (3) 所示。此參數點選右上角設定圖示能做更改閾值，依患者導尿習慣設定預設倒數時間、提醒時間與提醒方式等等。導尿完畢後系統會根據導尿量建議患者下次導尿距離時間，患者可選擇建議時間或保持預設。



圖 37 導尿時間計時提醒功能頁面

五、歷史紀錄與照護建議

本系統功能目的是讓患者更能清楚知道自身導尿情形，並根據條狀圖的資訊，統計與建議讓患者更清楚自身的導尿習慣，使患者泌尿道感染前預防，降低感染率，讓患者放心且增加對間歇性導尿信任感能提高膀胱自我照護與追蹤的意識。當患者需觀看個人導尿情況時，點選下方歷史紀錄後進入此功能。歷史紀錄以條狀圖視覺化顯示設計當，系統初始設定若單次排尿量小於 400 ml/次（黃色顯示）、單次排尿量超過 450 ml/次（黃色顯示），單次排尿量超過 550 ml/次（紅色顯示）。歷史紀錄分為即時紀錄、周紀錄與月紀錄三種模式，即時紀錄會紀錄患者最近七次的導尿時間、延遲導尿時間與導尿量，一周則觀察最近 7 天的導尿狀況，一個月則觀察近 30 天的導尿情況。當患者點選任一長條圖，會出現詳細資訊，畫面下方顯示患者導尿習慣與導尿量的範圍比例，給予膀胱照護建議。此建議與奇美泌尿科主治醫師反覆討論得出。當患者每次導尿量高的次數過多時，會建議患者回診檢查，防止因膀胱內壓過高而導致的並發症。



圖 38 歷史紀錄功能頁面

六、導尿量自動量測與上傳 APP

本系統功能目的是幫助患者間歇性導尿時快速量測導尿量，讓患者落實間歇性導尿量測與紀錄。患者開始導尿完畢後量測導尿量時，點選下方導尿量測進入此功能。為防範裝置故障或患者忘記攜帶量測裝置，本功能分為自身量測手動輸入與裝置量測兩種方式。在量測前，點選右上方按鈕連線泌尿液量測裝置，當連線成功圖案會顯示為綠色，此時將導尿完的容器放置於量測裝置上，裝置會即時將量測數值回傳於手機讓使用者觀看，數值穩定後並上傳至雲端。



圖 39 導尿量測功能頁面與裝置示意圖

七、資料庫與 Web 介面設計

雲端資料庫架設測試網址為 <http://59.125.238.48/bladder/>，目前已經完成基本資料庫建置，使用者可以透過 APP 註冊個人資料，並手動/自動輸入當前導尿量，管理者可以透過該網址查看該註冊者相關資訊，包括每次的導尿量，並自動統計與警示，做為未來醫生的診斷參考。

開啟系統網頁後可選擇身分後登入，以管理者（高權限）與使用者（一般權限）區分，高權限可進行修改與所有操作，一般權限只能進行查詢瀏覽動作。

由管理者登入後，網頁左邊列表中可選擇管理者維護、使用者維護、監控紀錄、管理無障礙廁所與變更登入密碼，如圖 40 所示。

點選使用者監控紀錄，在這邊可以選擇查看的使用者，並且觀看他們最後登入的時間，方便監控他們使用狀況，在此點選觀看後即可查看該受測者資料，如圖 42 所示。

圖 40 系統登入頁面

圖 41 管理者登入介面

| 帳號 | 暱稱 | BMI值 | 最後登入時間 | 測量紀錄 |
|-------|-------|------|---------------------|------|
| test | test | 25.4 | 2018-06-20 16:40:32 | 觀看 |
| test1 | test1 | 20.4 | 2018-06-12 16:30:18 | 觀看 |
| test2 | test2 | 18.6 | 2018-06-20 17:25:00 | 觀看 |
| test3 | test3 | 20.3 | 2018-06-20 17:25:00 | 觀看 |
| test4 | test4 | 20.1 | 2018-06-20 17:25:00 | 觀看 |
| test5 | test5 | 21.5 | 2018-06-20 18:28:09 | 觀看 |
| test6 | test6 | 23.3 | 2018-06-20 17:25:00 | 觀看 |
| test7 | test7 | 24.3 | 2018-06-20 17:25:00 | 觀看 |
| test8 | test8 | 20.3 | 2018-06-20 17:25:00 | 觀看 |
| test9 | test9 | 20.6 | 2018-06-20 17:25:00 | 觀看 |

圖 42 使用者監控介面

受測者的詳細紀錄有即時紀錄、周報表、月報表三種方式呈現，紀錄會整理成條狀圖，如圖 43 所示。當管理者需查看特定天數時可點選左上方搜尋日期，管理者可從上方點選選項查看並收集資料，若需觀察條狀圖上詳細資訊，將鼠標移動至上方，即可顯示詳細資料，條狀圖上的綠、黃、紅分別代表安全、警戒與危險，當患者導尿量超過特定閾值時，會以各別代表顏色做顯示。

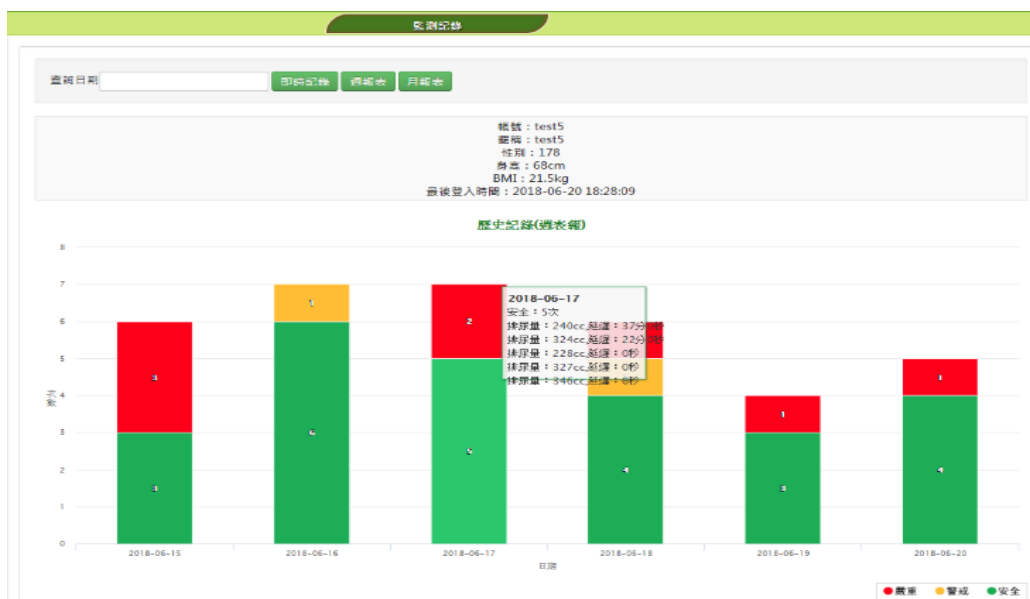


圖 43 受測者詳細導尿歷史資料

點選左列管理無障礙廁所即可查看無障礙廁所平台資訊，分別顯示圖片、標題、座標、地址、設施與發佈者，可檢查是否有無障礙廁所資訊錯誤，若廁所資訊有誤，可點選右方修改或將其刪除，而檢索評論可查閱廁所評分與評論，如圖 44 所示。



圖 44 無障礙廁所平台資訊

八、耗材廠商合作管理平台

智慧管理系統上新增廠商後台功能，未來將與醫材廠商進行合作，患者可直接使用此系統平台向各廠商諮詢醫材資訊，找到適合自己需求的用具，如尿袋、導尿管等，廠商也能透過此平台關懷用戶使用情況，於患者醫材快使用完時主動聯繫，提高患者便利性。

九、使用者回饋調查

本研究於開始實驗前，邀請 29 位 SCI 患者進行問卷訪談，從中挑選出 6 位 CIC 的患者作為本研究觀察對象，並徵得受測者同意。本實驗方向以探討本開發系統是否有效幫助 SCI 患者改善導尿上的困擾，提高患者生活品質。為符合此研究宗旨，研究對象以年齡滿 18 歲且能自行完成導尿條件之患者進行觀察。表 7 為受測者簡介與臨床特徵(Overview about demographic and clinical feature)，平均年齡為 40.3±17.4 歲，受傷位階有 4 位頸椎 (Cervical, C)、1 位胸椎 (Thoracic, T)、1 位腰椎 (Lumbar, L)，平均患病時間為 6.5 年。



圖 45 患者導尿相關用品醫療耗材商品列表



圖 46 患者透過 APP 詢問產品紀錄



圖 47 顧客關懷功能設計

受測者使用十天後，團隊會請受測者填寫一份評分量表，量表以李克特 (Likert scale) 5 點尺度量表方式編製，範圍值為 1~5 分，判斷的結果分別代表非常不同意、不同意、無意見、同意與非常同意。本研究為深入了解系統 4 個主要功能對 SCI 患者有效度，問卷共 23 題方向分為 4 個項目：無障礙廁所平台 (1~6 題)、導尿時間計時提醒 (7~11 題)、歷史紀錄與照護建議 (12~17 題)、導尿量測 (18~22) 題，如表 8 所示。

表7 本研究6位受測者簡介與臨床特徵

| Item | Range | |
|---------------------------------|-------------------|--------|
| Gender n Male /Female | Male 4 , Female 2 | |
| Mean Age (year) | 40.3 | 21-59 |
| Mean time since injury (year) | 6.5 | 0.5-25 |
| Level of injury, n C/T/L | 4 / 1 / 1 | |

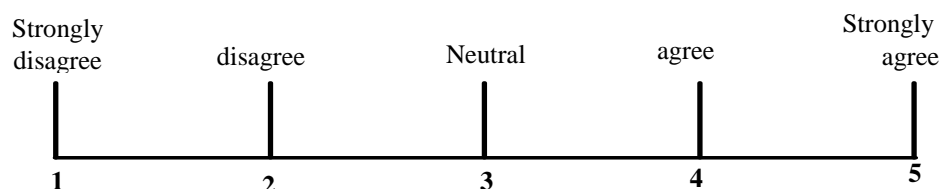


圖48 本問卷李克特5尺量表編至方式

表8 資訊管理系統體驗後問卷

| 問卷題目 | 平均差 | 標準差 |
|---------------------------------------|------|------|
| 第一項目：無障礙廁所平台 | | |
| 1 搜尋附近無障礙廁所時，標示位置清楚，可以幫助您快速找到廁所。 | 4.83 | 0.40 |
| 2 規畫路線上動線安排適宜，距離與時間正確，幫助您掌握前往導尿地點的時機。 | 4.67 | 0.52 |
| 3 廁所評分與留言功能幫助您對這間廁所的了解，並記得喜好。 | 4.67 | 0.52 |
| 4 廁所篩選功能幫助您找到适合自己設施的廁所 | 4.83 | 0.40 |
| 5 畫面清楚明確，功能淺顯易懂。 | 4.50 | 0.55 |
| 6 整體而言，此功能對您生活外出時是有幫助的。 | 4.83 | 0.40 |
| 第二項目：導尿時間計時提醒 | | |
| 7 鈴聲與震動訊息方式能有效提醒您導尿 | 4.33 | 0.82 |
| 8 根據每次導尿的量建議下次導尿時間，有改善導尿量過多的問題。 | 3.50 | 1.22 |
| 9 導尿前的提醒功能幫助減少看時間導尿的習慣。 | 3.17 | 0.75 |
| 10 此功能有幫助您改善控制飲食量的問題。 | 3.00 | 0.63 |
| 11 整體而言，此功能有改善您導尿的困擾，並改變原本的計時生活習慣。 | 3.17 | 0.75 |
| 第三項目：歷史紀錄與照護建議 | | |
| 12 系統提供的建議為良好狀態時，會讓您安心 | 4.17 | 0.40 |
| 13 當系統提出注意事項時，能警惕自己導尿的時間 | 4.17 | 0.40 |
| 14 即時紀錄能幫助了解我的排尿狀況 | 4.17 | 0.75 |
| 15 條狀統計圖的方式能讓我一目瞭然自己的排尿情形 | 4.33 | 0.52 |
| 16 透過紀錄分析能替我監督膀胱狀況 | 4.67 | 0.52 |
| 17 整體而言，此功能有助於您照護膀胱，並增加對間歇性導尿的信任感。 | 4.50 | 0.55 |
| 第四項目：導尿量測 | | |
| 18 尿液量測裝置攜帶上方便 | 4.33 | 0.82 |
| 19 尿液量測裝置能讓我快速得知導尿量 | 4.50 | 0.84 |
| 20 系統能提高我量測與紀錄尿量的意願 | 4.67 | 0.52 |
| 21 系統操作上簡易方便，淺顯易懂 | 4.67 | 0.52 |
| 22 整體而言，此功能幫助我導尿時的便利，並改善原本量測導尿量的習慣 | 4.67 | 0.52 |



圖 49 四大項目統計圖

問卷結果以統計軟體 (Statistical Product and Service Solutions, SPSS) 進行分析, 6 位患者使用後滿意度平均分為 4.36 分 (標準差為 0.47), 顯示整體而言此系統對 SIC 患者導尿上是有幫助的。由各大項目平均分來看, 最高分是無障礙廁所平台功能 4.72 分 (標準差為 0.47), 此系統功能設計上, 最明顯改善 SIC 患者導尿的困擾。而導尿時間計實提醒項目因患者有皆自己的計時方式, 且並未真正解決到患者定時導尿的困擾, 如控制飲食飲水量的問題, 因此為最低分平均 3.43 分 (標準差為 0.83) 如圖 49 所示。

伍、結論

目前臨床上未有一套 SCI 患者個人照護系統, 能幫助患者改善導尿上的困擾, 對於使用 CIC 方式導尿的患者而言, 不知何時導尿、外出如廁不方便與飲食攝取量控制是造成他們生活不方便, 品質下降的主要原因之一。本研究利用近紅外光與超音波兩項技術, 設計一穿戴式泌尿監控裝置。為了驗證裝置能量測到膀胱蓄尿時的各狀態, 提醒患者導尿時機改善患者無尿意感知的可行性。本研究設計了不同性質的假體模擬腹部組織與膀胱, 搭配馬達抽水與注水, 模擬臨床人體排空與充盈的情形, 藉此探討裝置量測膀胱橫向直徑長度與訊號關係。由假體實驗結果顯示, 自製假體與豬肉組織在近紅外光與超音波訊號變化相近, 本研究證明使用假體做人體組織模擬是可行的。在假體上超音波可穿透 24 mm 有效偵測膀胱 TD 變化, 符合临床上經腹部超音波穿透量測膀胱距離。除了研製一泌尿監控裝置外, 為改善 SCI 患者外出如廁尋找不便的問題與 CIC 患者膀胱照護的困難, 本研究利用手機應用程式鏈結 Google Map 與雲端資料庫, 結合自行設計的尿液量測裝置開發出一套智慧管理系統。為驗證系統有效性, 本研究將智慧管理系統發放給 6 位 CIC 患者使用體驗, 10 天使用後對系統進行各項功能評分, 由問卷結果統計顯示, 問卷評分級距由低到高依序為 1-5 分, 平均分數結果為 4.26 分, 代表這項系統對於改善 SCI 患者導尿困擾具有相當程度的有效性, 其中無障礙廁所搜尋平台功能最貼近患者需求。藉由泌尿監控裝置與智慧管理系統實驗結果得知, 本研究所提出的裝置與系統於 SCI 臨床照護具有相當的潛力。

參考文獻

- [1] M.A.M. Rogers B.E. Fries, S.R. Kaufman, L. Mody, L.F. McMahon Jr., and S. Saint. (2008). Mobility and other predictors of hospitalization for urinary tract infection: a retrospective cohort study. *BMC Geriatrics*,

- 8(1), 31. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-8-31>
- [2] L. Guttman and H. Frankel. (1966). The value of intermittent catheterisation in the early management of traumatic paraplegia and tetraplegia. *Paraplegia*, 4(2), 63.
- [3] S.I. Afsar, O.U. Yemisci, S.N.S. Cosar, and N. Cetin. (2013). Compliance with clean intermittent catheterization in spinal cord injury patients: a long-term follow-up study. *Spinal Cord*, 51(8), 645–649.
- [4] C.W. Liu, K.H. Attar, A. Gall, J. Shah, and M. Craggs. (2010). The relationship between bladder management and health-related quality of life in patients with spinal cord injury in the UK. *Spinal Cord*, 48(4), 319–324.
- [5] L.Y. Garcia-Arguello, J.C. O'Horo, A. Farrel, R. Blankney, M.R. Sohail, C.T. Evans, and N. Safdar. (2017). Infections in the spinal cord-injured population: A systematic review. *Spinal Cord*, 55(6), 526–534.
- [6] M.H. Wilde, J. Brasch, and Y. Zhang. (2011). A qualitative descriptive study of self-management issues in people with long-term intermittent urinary catheters. *J Adv Nurs*, 67(6), 1254–1263.
- [7] D.M. Mancini, (1994). Validation of near-infrared spectroscopy in humans. *J Appl Physiol (1985)*, 77(6), 2740–2747. <https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.6.2740>
- [8] R.T. Kershen, K.M. Azadzi, and M.B. Siroky. (2002). Blood flow, pressure and compliance in the male human bladder. *J Urol*, 168(1), 121–125.
- [9] A. Macnab, B. Shadgan, K. Afshar, and L. Stothers. (2011). Near-infrared spectroscopy of the bladder: New parameters for evaluating voiding dysfunction. *Int. J. Spectro.*, 2011, 8. <https://doi.org/10.1155/2011/814179>
- [10] A.J. Macnab, B. Shadgan, L. Stothers, and K. Afshar. (2013). Ambulant monitoring of bladder oxygenation and hemodynamics using wireless near-infrared spectroscopy. *Can Urol Assoc J*, 7(1–2), E98–E104.
- [11] W.E. Bradley, M.T. Rise, and D.L. Frohrib. (1979). Clinical use of biocompatible ultrasonic bladder volume sensor. *Urology*, 14(3), 300–302.
- [12] P. Petrican and M.A. Sawan. (1998). Design of a miniaturized ultrasonic bladder volume monitor and subsequent preliminary evaluation on 41 enuretic patients. *IEEE Trans Rehabil Eng*, 6(1), 66–74.
- [13] H. Kodama, I. Hieda, Y. Kuchinomachi, H. Takeichi, and H. Matsumoto. (1994). Non-invasive ultrasonic urination sensor for ambulatory patient support. *Methods Inf Med*, 33(1), 97–100.
- [14] S.K. Yip, D. Sahota, and A.M. Chang. (2003). Determining the reliability of ultrasound measurements and the validity of the formulae for ultrasound estimation of postvoid residual bladder volume in postpartum women. *Neurourol Urodyn*, 22(3), 255–260.
- [15] A.H. Blatt, J. Titus, and L. Chan. (2008). Ultrasound measurement of bladder wall thickness in the assessment of voiding dysfunction. *J Urol*, 179(6), 2275–2278; discussion 2278–2279.
- [16] A. Daurat, O. Choquet, S. Bringuier, J. Charbit, M. Egan, and X. Capdevila. (2015). Diagnosis of postoperative urinary retention using a simplified ultrasound bladder measurement. *Anesth Analg*, 120(5), 1033–1038. <https://doi.org/10.1213/ane.0000000000000595>
- [17] J. Stone, R. Melnyk, G. Wu, and H. Rashid. (2017). V4-01 Patient specific rehearsal using 3D printing for complex partial nephrectomy cases. *Urol. J.*, 197(4), e375.
- [18] M.L. Oyster, A.M. Karmarkar, M. Patrick M.S. Read, L. Nicolini, and M.L. Boninger. (2011). Investigation of factors associated with manual wheelchair mobility in persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 92(3), 484–490. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.09.025>