

具定位救援與可適性電暖衣系統之發展

黃文增
明新科大資工系
副教授
wthuang@muut.edu.tw

郭裕欣
台北科大電通所
學生
kobe1088@yahoo.com.tw

陳錦杏
中臺科大資管系
教授
chchen@ctust.edu.tw

張淵仁
中臺科大醫工所
助理教授
ronchang@ctust.edu.tw

陳右穎
交通大學電控系
助理教授
yychen@faculty.nctu.edu.tw

摘要

隨著可穿戴式概念的提出，使得紡織品發展更多元，應用層面更廣泛。本文提出與實作一可穿戴式生醫系統具定位救援與可適性電暖衣功能。利用溫度檢測模組探知環境變化情況，並透過計算與分析後，適應性的對於變化的環境自動調整電熱功率輸出，以節省電能的耗損。在應用上，系統透過藍芽將生理訊號傳輸到手機，由於系統以團隊管理為出發點，為善用團隊中醫護人員的專業知識，團隊間透過 ZigBee 形成無線區域網路，使得醫護人員得以善用其專業知識監護團員生理參數，以增進團隊健康管理。當狀況發生時，系統發出警報，並運用 GPS 將隊伍位置以簡訊方式傳遞，使救援隊把握黃金救援時間；而系統太陽能軟板可自動充電。

關鍵詞：定位救援、智慧型控制、電暖衣、GPS、藍芽。

1. 前言

現代科技與醫學的持續進步，人們在瞭解自身健康狀況上愈來愈重視，希望能長時間的持續監測自身的生理狀況。而科技技術的進步，使得行動通訊設備更趨微小化以及待機時間更為長久，加上生理量測設備也因為進步的科技使得可穿戴式的觀念被發展而出。在文獻[6]即為一生理量測裝置與行動通訊結合為個人行動照護的例子。可穿戴式設備運用的領域非常廣泛，如：醫學、電腦、運動等。依不同特性，有著不同的定義與發展取向[1]。

在文獻[4][9][13]中，普遍介紹了多種形式的生理監測裝置，且可擷取生理參數的多樣性；隨著生理參數擷取技術的純熟，可穿戴式行動裝置發展亦開啟一些領域，如對這些種種生理參數的分析與處理系統[11]或者善用這些生理參數來解決生活上的問題[5]。同樣地，在[7]研究中解決雪地鏟雪者的安危，並在其論述

中說明了電熱應用由於電能功耗太大較不適用於隨時隨地持續地使用，而適用於市區居民短暫外出又或者緊急情況。

另外，在[8]Jaana Rantanen 的研發團隊在攝氏零下 20 度的氣溫下，量取體表的溫度，實驗結果顯示未穿電熱衣的受測者呈現失溫狀態，而穿著電熱衣的受測者表示沒有寒冷的感覺。因此，電熱的應用在登山情況下，作為緊急措施或者保護措施不失為一解決方法。

本研究目的希望結合可穿戴式生理監測裝置與無線通訊裝置發展一不僅為個人行動照護系統，與在非所有使用者皆明瞭生理參數代表的意義的情況下，亦可擴展此個人行動照護成為團隊行動管理系統，將生理參數的分析交由隊伍中專業的看護人員，來達到隊伍的健康管理與照護，以及因為行動通訊與全球衛星定位技術的結合使得遠距求援的機制得以發展，大大增加救援隊把握救援黃金時間的機會。

2. 系統架構

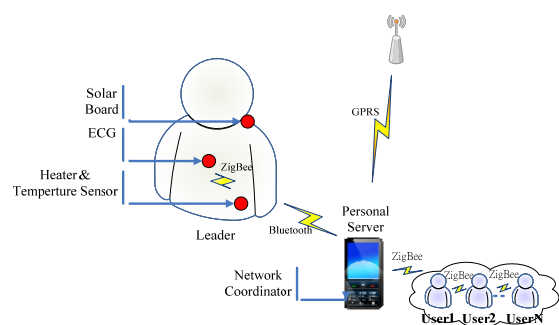


圖 1 系統示意圖

本系統大致分為生理感測、電熱控制與無線通訊三部份。在生理感測部分，使用者的心率值以及體溫值透過感測器擷取並將得到與推算後的生理資訊透過藍芽以無線方式傳輸到使用者手機；電熱控制部份，系統透過三顆溫度感測器的變化值並經過演算法來調整系統電熱輸出功率，另外，在系統結構上安置的

太陽能軟板，當在台灣日夜溫差變化大的山區時，白日太陽能軟板可以對系統電能作補充，夜晚系統得以持續執行看護動作；無線通訊部份，當使用者以隊伍的形式運作，則隊員間透過 ZigBee 技術構成無線區域網路以路由方式傳遞資訊，進而達到互助的功能以及加強對伍管理的能力，此外，使用者均可透過手機將包含全球衛星定位的資訊以訊息方式對外求援。如圖 1 所示為系統示意圖。

系統所使用微處理器為德州儀器公司生產的 MSP430 為韌體作業平台[2][3]，其負責處理溫度的判讀、衛星定位資訊的解碼與電熱控制等的運算工作與資料傳遞作業，以下將會針對系統實體架構作一細項介紹。

2.1 充電線路

利用太陽能軟板輸出為一定電流源的特性，設計一定電流電路驅動太陽能軟板的輸出電流來給予電池端充電，並利用稽納二極體在達預設額定電壓時停止充電以防止電池過充情況發生。而防止過放情況則利用電池擁有的保護電路來阻止。圖 2 為充電區塊示意圖。

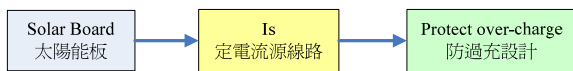


圖 2 充電區塊示意圖

2.2 放大器線路

系統結構因為電源的串接使用，使得 MCU 輸出訊號電壓振幅無法有效驅動 NMOS 數位開關元件，所以透過一運算放大器先行將 MCU 輸出訊號放大後再進入驅動數位開關元件。圖 3 為放大器線路圖。

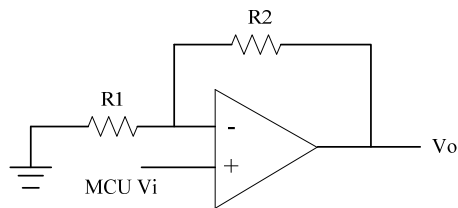


圖 3 放大器線路圖

2.3 溫度偵測

利用熱敏電阻隨環境溫度變化其阻值的特性，接於一非反向放大器將阻值變化轉變為電壓變化的電氣訊號輸入至 MCU 做 A/D 轉換，MCU 再將所得到的數值逆運算得現在環

境溫度。其示意圖如圖 4 所示。

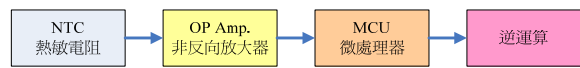


圖 4 溫度偵測示意圖

逆運算透過已知的熱敏電阻元件參數，如表 1 所示，再利用式(1)關係式做逆運算處理。

表 1 NA-5026 熱敏電阻規格表

●Nominal Resistance at 25°C:5000Ω
●Beta Value Code:6
●Beta Value(0~50°C)(°K):3892
●α at 25°C(%/°C):-4.4

$$Beta_value = \frac{(T1 * T2)}{(T2 - T1)} * \text{Log}_e \left(\frac{R1}{R2} \right) \quad (1)$$

3. 系統設計

接下來將分別探討系統中的設計部分，包含電熱控制原理與運作、定位救援機制的規劃、個人以及團隊照護與資料路由方式。

3.1 電熱控制原理與運作

為了延長電熱功能持續時間，其解決方式有很多種，從元件材質、電池容量或者控制方式。而為了因應不同的使用環境，衣服的設計也會以合適的形式呈現，由[10]可知在不同衣服材質與不同的使用環境下，衣服造成體表的影響差異度。所以，再此研究中提出一新的控制方式，探討其帶來的效益不僅節省了電能損耗，亦讓使用上更為便利。

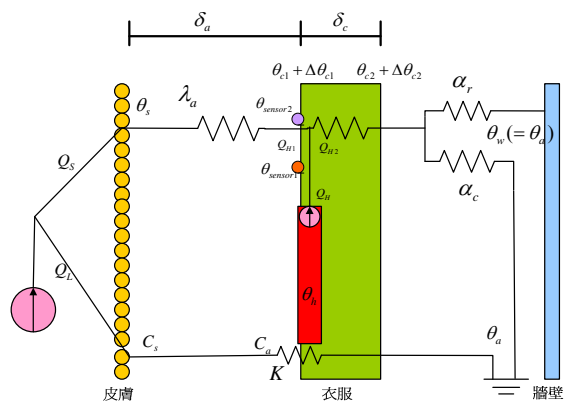


圖 5 電熱與皮膚熱傳平衡模型

由[14]可以瞭解環境的溫度變化會造成衣服外面與內面的溫度變化，進而影響人體對外

散出的熱量大小，電熱元件的嵌入則是為了打破此連鎖效應來穩定衣服內面的溫度，其改變了[14]體表熱量傳輸模型，其熱傳輸平衡後的模型如圖 5 所示。因此，系統透過統合電熱元件適用範圍內各點的溫度去加以平均得衣服內面平均溫度後，再來調整電熱元件溫度值，來達穩定衣服內面的溫度，已抑制人體對外散出更多的熱量。

圖 5 中假設衣服上嵌有電熱元件溫度值為 θ_h ， θ_{c1} 與 θ_{c2} 為不考慮電熱元件的輸出，單純由體表熱傳輸下所造成的平均衣服內面溫度與衣服外面溫度值。電熱元件熱輸出假設為 Q_H ，其熱輸出造成衣服內面與衣服外面平均溫度升高分別設為 $\Delta\theta_1$ 與 $\Delta\theta_2$ ，且假設皮膚溫度不變，仍為 θ_s ；另外，對於電熱元件熱輸出部分影響體表空氣層的熱輸出設為 Q_{H1} ，而影響衣服層熱輸出部分設為 Q_{H2} 。研究中假設衣服透氣度為一定值，所以暫且不加入人體潛熱作一系統上控制部份的探討。

3.1.1 系統控制條件

在此假設身體局部皮膚散熱不足的部份可透過身體組織或血液傳輸多餘未散失的熱給身體其他部位[7]。另外，系統設定在一般控制模式下電熱元件輸出溫度，其造成在身體皮膚上的投影面溫度不會高於一般人體平均溫度與電熱元件溫度不會高於其投影面溫度，目的在於愈高的輸出雖然可提高身體皮膚的熱吸收量，但相對也是對環境傳輸更多的熱能，而在系統電能有限的情況下，應避免此一浪費電能的情形；另一條件則是為了避免接觸時造成燙傷，而使電熱元件溫度值不超過攝氏 43 度。

3.1.2 系統控制流程

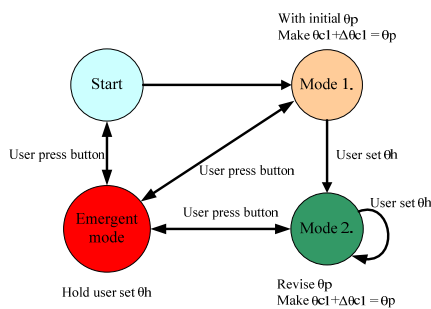


圖 6 電熱控制流程

圖 6 敘述系統運作的流程，主要分為開

始、模式 1、模式 2 與緊急模式四個流程。

(1) 初始模式：

在此負責監測使用者體表溫度與所處環境溫度，當感測到的溫度值超過安全值範圍，則啟動警報給使用者知道。

(2) 模式 1：

系統預設理想衣服內面溫度 θ_p 與一般人體平均溫度，系統自動調整電熱溫度 θ_h 輸出使得平均衣服內面溫度 $\theta_{c1} + \Delta\theta_{c1}$ 等於 θ_p ，因此，電熱輸出便依照 θ_p 值來針對變化的環境作調整。在此預設情形下，難免不符合使用者需求，因此，當使用者對電熱溫度作調整時，則系統進入模式 2。

(3) 模式 2：

當使用者調整的電熱溫度達平衡時，則重新修正 θ_p 值，並以此 θ_p 值繼續對電熱運作做控制，基本上修正後的 θ_p 值，已經為適應此使用者的參數值，但在行為模式的思考下，也許在某種情況下，此 θ_p 值不適用造成使用者再次調整，則系統不再變換模式，而仍重新修正 θ_p 值後再對系統作控制。

(4) 緊急模式：

在緊急模式下，系統只聽從使用者調整的電熱溫度 θ_h ，而不理會系統控制條件。

3.2 GPS 定位救援機制

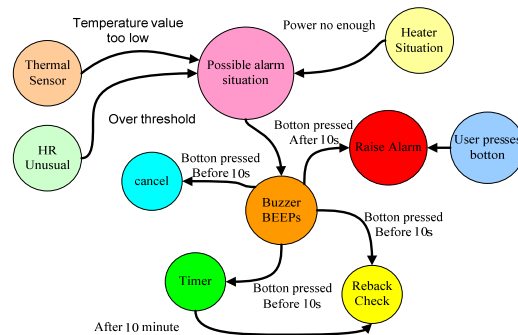


圖 7 GPS 定位救援機制判斷流程圖

緊急求救訊息的傳遞，其發生的情況如生理參數異常、所處環境危險與電熱功率不足等均會啟動警告動作，促使手機發出警報告知使用者，此時，使用者需在 10 秒內取消動作[12]或者選擇延時觀察，倘若使用者未在 10 秒作出回應，系統則發出包含使用者所在位置的定位資料訊息給遠端要求求救動作；以上為系統自動求救機制，當有意外狀況發生時，使用者也可手動啟動緊急求救來要求救援。由圖 7 可見 GPS 定位救援機制判斷流程圖。

3.3 個人行動助理

由手機螢幕可以看到使用者所處環境造成的體表溫度，以及了解其心率變化情況。系統透過心率資訊轉換使用者現在運動強度情況，以及在此運動強度下累積時間與使用者現在所處的定位資訊。

結合無線通訊技術所構成的無線個人區域網路，不僅可觀看接收到的生理資訊，亦可發出控制資訊給使用者的周邊做控制，來達到娛樂或其他特殊功能。在本研究中則作為使用者對電熱元件上的控制。

3.4 團隊照護與管理

使用者生理參數均會透過由 ZigBee 建構的無線區域網路傳遞到隊伍中擁有看護專業知識的使用者手機上，此使用者負責監測團員間的生理狀況，來調整隊伍的行進速度、隊伍適當的休息時機與團員的排列方式等。

3.5 路由方式

隊伍行進時在人員安插順序上的重要可交由看護者作調節。不過為了調節上的彈性與建構資料傳遞的簡易性，系統路由方式採用由管理者端發出需求後，團員端再將自身生理資訊傳遞至管理者端。

3.5.1 路由中斷處理程序

當特殊情形發生，如使用者電能耗盡、兩隊員間距離太遠而促使路由鏈結在某處通訊中斷，則其處理方式為發送警告給使用者告知通訊已中斷，交由使用者因應情況作適當處理動作。圖 8 為路由中斷處理程序示意圖。

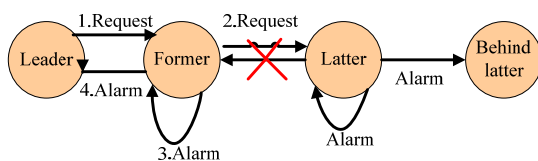


圖 8 路由中斷處理程序示意圖

3.5.2 團員間援助設計

雖然系統擁有生理監測裝置監測心律以及體溫情況，但不免有不足以探知的情況發生，例如滑倒、受傷、呼吸困難等。這時，使用者可透過建構好的路由啟動團員援助服務

要求幫助，其示意圖如圖 9 所示。

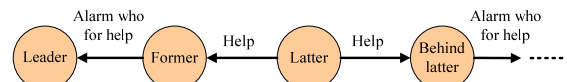


圖 9 團員間援助設計示意圖

4. 實驗結果與效能分析

4.1 NTC 溫度感測器效能分析

系統完成後，未校正前實驗結果如圖 10 所示，在經過動態平均濾波器的處理後，可發現到每個溫度感測器與市售溫度計均約略保持在固定差值，所以系統由韌體對平均差值作一補償動作，使得其溫度誤差值在 1% 以內。

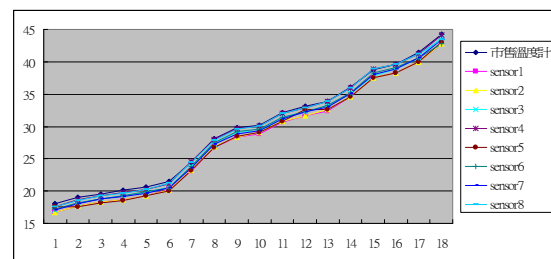


圖 10 系統溫度與市售溫度計比較圖

4.2 訊息傳遞延遲測試

為確認訊息傳遞造成救援上多長的時間延遲，以了解訊息傳遞方式在本系統中作為救援機制上的基石是否可靠。另外亦比較在不同電信間的傳遞是否有差異性。系統每兩小時發送五筆資料訊息，持續 24 小時，由此了解訊息的傳送在一天內各時段的差異度。

4.2.1 同電信間在不同時段訊息傳遞延遲

傳送電信中華電信-中華電信，實驗共傳送 60 則訊息，遺失率 0 則，平均傳送時間 5.85s，實驗結果如圖 11 所示。

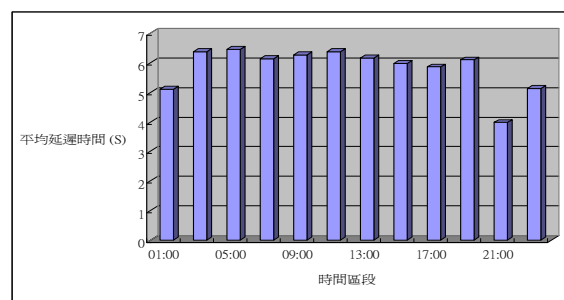


圖 11 同電信間不同時段訊息傳遞延遲圖

4.2.2 不同電信在不同時段的訊息傳遞延遲

傳送電信中華電信-遠傳電信，實驗共傳送 60 則訊息，遺失率 0 則，平均傳送時間 4.73s，實驗結果如圖 12 所示。

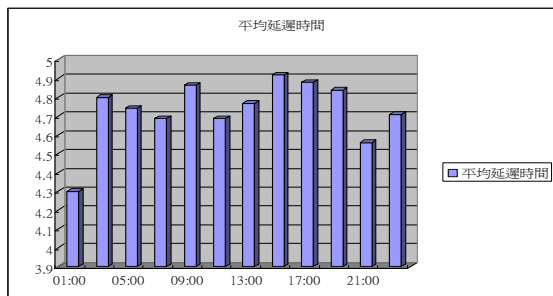


圖 12 不同電信間不同時段訊息傳遞延遲圖

由圖 11 與圖 12 可以了解到系統採用訊息作為求救的方式，在當使用者送出訊息時，其最快收到救援隊回覆的時間分別約為 11.7s(中華電信-中華電信)與 9.46s(中華電信-遠傳電信)。

4.3 電熱控制方式架構比較

本研究大致上將市面產品的架構分為兩類分別為功率控制方式與溫度控制方式，其架構差異度可由表 2 得知。

表 2 不同電熱控制架構差異表

	1.功率控制法	2.溫度控制法	3.本文
控制者	使用者	使用者	1.使用者 2.系統自身
系統限制條件	最高溫限制	溫度範圍限制	1.最高溫限制 2.影響體表溫度限制
優點	設計容易，操作簡單	恆溫作用有省電功效	1.系統自動調整加強省電功效 2.減少使用者調整次數 3.可以監測體表溫度

功率控制方式指系統設定區段數供使用者調整，溫度控制方式指系統可供使用者設定欲控制的溫度值；在此，系統根據中央氣象局發布 98 年 12 月 09 日台北地區天氣預報資料來做情境上模擬，以進一步了解各結構運作細節差異，並評估演算法效能。

模擬結果如圖 13 所示，圖 13 中橫軸單位為時間，縱軸單位為輸出功率大小，而對環境溫度 Ta 則單位為度 C；pwm_me 為系統演算法、pwm_t 為溫度控制方式、pwm_p 為功率控

制方式以及 Ta 為模擬環境溫度參數，由圖 13 可以知道功率控制方式無法因應環境作功率變化，需仰賴使用者作調整；而溫度控制方式會因環境變化有自身功率變化，因此會較功率控制法省電；本文演算法優點在於可自適性調整溫度值，來更進階減少功率輸出。圖 14 所示為功率隨時間增加的累計值。

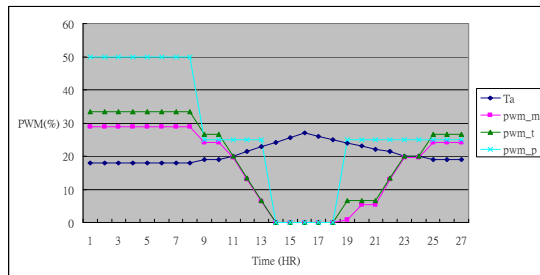


圖 13 功率消耗模擬結果圖

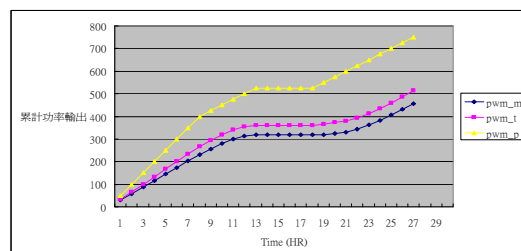


圖 14 模擬之輸出功率累計圖

由圖 14 可知本文架構對於功率控制方式其節省功率約 39.32%的電能輸出。而對於溫度控制方式則節省約 11.35%的電能輸出。在上述模擬皆假設使用者自動切換的動作，因此，本研究系統的便利性並未被強調，而其調整次數則要視使用者感官上的延遲與使用者的適應性。

4.4 電熱控制實作差異度分析

4.4.1 適用範圍邊緣溫度推估誤差

目的：由於系統推測平均溫度方式與 $\theta_{sensor1}$ 與 θ_{side} 有很大關係，所以 θ_{side} 推測正確與否與平均溫度推測準確性有很大關聯。

實驗環境介紹： $\theta_{sensor1}$ 距離電熱元件 1.5cm， $\theta_{sensor2}$ 距離電熱元件 3.5cm 且與 $\theta_{sensor1}$ 相距 2cm，預設適用範圍為距離電熱元件 5.5cm 的範圍內，且在範圍邊緣至一觀察用溫度感測器 θ_{side} ，此感測器與 $\theta_{sensor1}$ 和 $\theta_{sensor2}$ 在一直線段上。

實驗方式：緩慢提高電熱元件溫度值或穩定電熱元件溫度值，實驗紀錄電熱元件變化溫

度與環境變化溫度，並紀錄理論值與實驗值的差異度。

實驗結果：

1. 實驗環境溫度 17.5~17.9

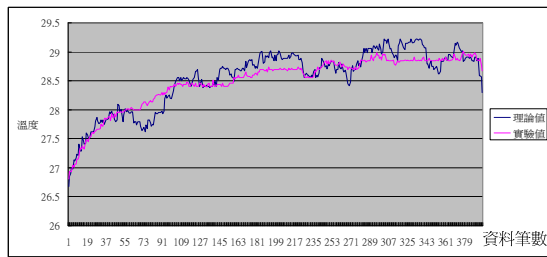


圖 15 邊緣溫度推估誤差_a 圖

由圖 15 可以看出邊緣溫度受電熱元件影響而溫度值有所提高，其誤差較大地方經觀察後推測為衣服浮動關係。

2. 實驗環境溫度 20.4~21.7

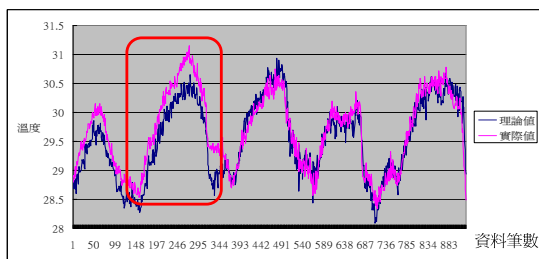


圖 16 邊緣溫度推估誤差_b 圖

由圖 16 可見紅色方框所圈範圍誤差過大，此乃由於衣物柔軟特性不易使各點距離統一，造成感測器節點溫度值浮動，推估誤差幅度增加。

3. 實驗環境溫度 25.2-25.5

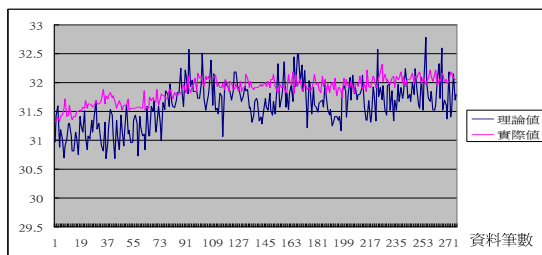


圖 17 邊緣溫度推估誤差_c 圖

圖 17 可瞭解到感測器受電熱元件影響的情形。

4.4.2 邊緣造成的誤差使平均溫度錯估情形

目的：透過比較邊緣溫度的理論值與實際值推測的平均溫度差異度，以瞭解 θ_{side} 造成

的影響度。

實驗結果：

1. 實驗環境溫度 17.5~17.9

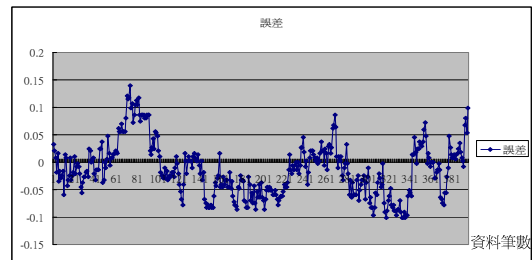


圖 18 平均溫度實際與理論誤差_a 圖

2. 實驗環境溫度 20.4~21.7

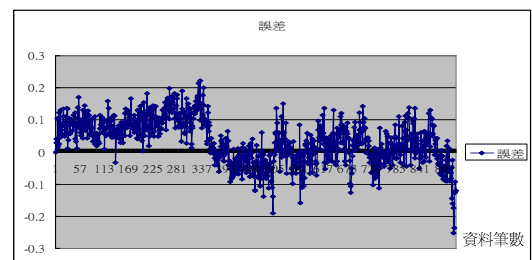


圖 19 平均溫度實際與理論誤差_b 圖

3. 實驗環境溫度 25.2-25.5

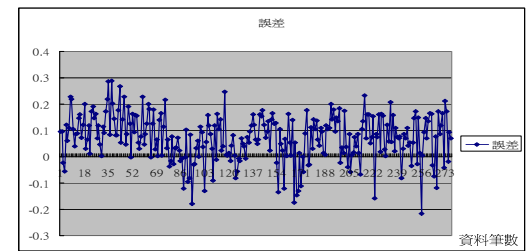


圖 20 平均溫度實際與理論誤差_c 圖

由圖 18 至圖 20 可得知在推測邊緣溫度時的誤差現象，會在取平均溫度時有減少誤差影響度的趨勢。其推測誤差影響度與系統在預設環境下，所容許電熱元件的適用範圍面積有很大關聯性。可作為佈置電熱元件與取用面積的一重要參考依據。

4.4.3 實作數據推估模擬環境結果

目的：利用實作數據，反推模擬情境的結果，並比較在架構不同下，模擬與實作的差異度關係。

實驗結果：

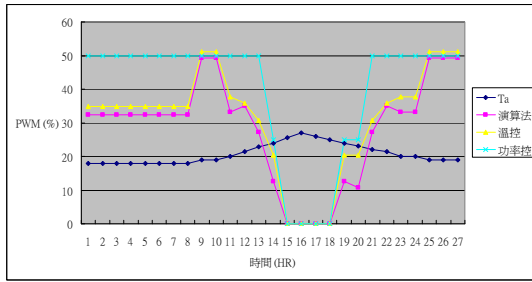


圖 21 功率消耗實作紀錄反觀結果圖

圖 21 中橫軸單位為時間，縱軸單位為輸出功率，而對環境溫度 Ta 則單位為度 C。由圖可以明顯看出與圖 13 有明顯差異存在，其原因在於實作記錄環境時，受測者在每次的測試中穿著狀態造成透氣度不同（例如衣服鬆緊變化）與受測環境差異度造成（例如受測環境輕微風速變化），而造成在時間軸資料點 9 與 10 的地方其使電熱元件上升單位溫度所需消耗的功率較大。其累積輸出功率比較圖如圖 22 所示。

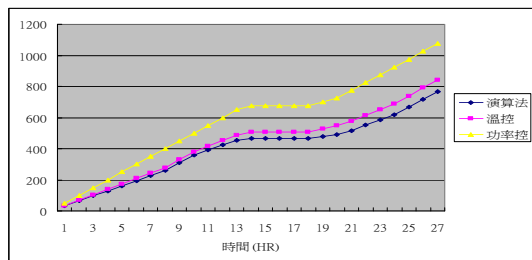


圖 22 實作之輸出功率累積圖

由圖 22 可以得知，在本文架構對於功率控制的架構其節省功率約 28.75% 的電能輸出。而對於溫度控制架構則節省了約 9.07% 的電能輸出。此結果可與模擬結果分別節省功率為 39.32% 與 11.35% 作一比較。

4.5 皮膚適應溫度測試

由於電熱元件距離皮膚各有所不同，其對皮膚表面影響度各有差異，皮膚在對於電熱元件影響下，其在皮膚表面造成的溫度值，在何溫度會造成皮膚發紅，乃此實驗探討之目的，實驗結果如表 3 所示。

表 3 皮膚適應溫度測試紀錄表

測試	Th	Ts	持續時間	皮膚現象
1	35	36	15min	不變
	40	38	15min	輕微淡紅
2	34	35.5	15min	不變
	35	36.5	15min	不變

	37	37.5	15min	不變
	39	38.4	15min	輕微淡紅

由表 3 可以大約推論當體表溫度受電熱元件影響而大於一般人體體溫時，體表會隨影響溫度愈高愈有發紅現象產生。

4.6 系統介面展示圖



圖 23 觀察與控制介面展示圖

5. 結論

本論文延續了個人行動助理的觀念，提出一具有團隊管理的新概念，在此系統將各團員生理資訊交由負責看護的團員監護，由於生理資訊內容涵蓋有使用者心跳與運動強度等資訊，醫護員可以藉此控制隊伍合適的行進速率、隊伍應當休息的時間以及休息時間的長度等等，如此得以增加團隊中擁有醫護知識的團員其對於隊伍的管理與照護的能力。

在登山運動中，系統結合 GPS 定位資訊，將隊伍定位資料以及相關資訊以手機訊息傳遞，作為隊伍發生意外時的求救方式，可以減少救援隊搜救時間。

另外，在電熱控制發展上，本論文提出一新的控制方式，在實作上相對於使用功率控制方式的電熱架構約可節省 28.75% 的電能；而相對於使用溫度控制方式的電熱架構則約可節省約 9.07% 的電能輸出，除了節省電能上的損耗，系統方式亦可減少使用者去調整電熱元件輸出功率的次數，增加使用上的便利性。

6. 展望

(1) 未來在電熱應用上，其使用目的與出發點影響著服飾上的設計，在此提出的方法雖然節省了電能的損耗，延長了使用時間或者待援時間，但電熱功能仍無法如系統基本功能全天候甚至可以連續多日使用，所以若能再持續使用

上找到一合適的解決方法，將對人們生活帶來很大便利性。

(2) 鑒於月前漫畫作家登山意外事件，事件發生時，雖然漫畫作家的手機可以通訊，但因意外而無人接聽，使得救援隊需上山搜救。在此，以手機擁有 GPS 定位功能的前提下，倘若可以作一擁有安全機制的家屬方控制之自動定位傳訊服務，則除了減少搜救時間外，也可能提高救回漫畫作家的機會。

參考文獻

- [1] 王勝民，”臺北市登山健行活動參予者對於智慧型服飾功能需求之研究”，**國立台灣師範大學運動與休閒管理研究所碩士論文**，2006。
- [2] 孫宗瀛、許益敏、林政緯，**TIMSP430 混合信號微控制器入門**，全華。
- [3] 謝文哲、吳賢財、林榮三，**省電型 16 位元單晶片 MSP430 入門實務**，滄海。
- [4] A. Dittmar and A. Lymberis, “Smart Clothes and Associated Wearable Devices For Biomedical Ambulatory Monitoring,” **The 13th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems**, Seoul, Korea, June 5-9, 2005.
- [5] Chris R. Baker, Kenneth Armijo, Simon Belka, Merwan Benhabib, Vikas Bhargava, Nathan Burkhart, Artin Der Minassians, Gunes Dervisoglu, Lilia Gutnik, M. Brent Haick, Christine Ho, Mike Koplow, Jennifer Mangold, Stefanie Robinson, Matt Rosa, Miclas Schwartz, Christo Sims, Hanns Stoffregen, Andrew Waterbury, Eli S. Leland, Trevor Pering, Paul K. Wright University of California, Berkeley and USA Intel Corporation, “Wireless Sensor Networks for Home Health Care,” **21st International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops**, 2007.
- [6] Emil Jovanov, Aleksandar Milenkovic, Chris Otto and Piet C de Groen, “A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation,” **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, Vol. 2, No. 6, 2005.
- [7] J. Rantanen, J. Impio, T. Karinsalo, M. Malmivaara, A. Reho, M. Tasanen and J. Vanhala, “Smart Clothing Prototype for the Arctic Environment,” **Personal and Ubiquitous Computing**, Vol. 6, No. 1, pp. 3-16, 2002.
- [8] Jaana Rantanen, Timo Vuorela, Kari Kukkonen, Outi Ryyanen, Arto siili, Jukka Vanhala, “Improving Human Thermal Comfort With Smart Clothing,” **Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics**, Vol. 2, pp. 795-800, 2001.
- [9] Loukianos Gatzoulis and Iliaslakovedis, “Wearable and Portable eHealth Systems,” **IEEE Engineering in medicine and Biology Magazine**, 2007.
- [10] Li Yi, Mao Aihua, Wang Ruomei, Lou Xiaonan, Wang Zhong, Hou Wenbang, Zhou Liya and Lin Yubei, “P-smart—a virtual system for clothing thermal functional design,” **Computer-Aided Design**, Vol. 38, pp.726-739, 2006.
- [11] O. Nee, A. Hein, T. Gorath, N. Hulsmann, G. B. Laleci, M. Yuksel, M. Olduz, I. Tasyurt, U. Orhan, A. Dogac, A. Fruntelata, S. Ghiorghe and R. Ludwig, “SAPHIRE: intelligent healthcare monitoring based on semantic interoperability platform: pilot applications,” **IET Commun.**, Vol. 2, No. 2, pp. 192-201, 2008.
- [12] R. Casas, A. Marco, I. Plaza, Y. Garrido and J. Falco, “ZigBee-based alarm system for pervasive healthcare in rural areas,” **IET Commun.**, Vol. 2, No. 2, pp. 208-214, 2008.
- [13] Xiao-Fei Teng, Yuan-Ting Zhang, Carmen C. Y. Poon, and Paolo Bonato, “Wearable Medical Systems for p-Health,” **IEEE Reviews in biomedical engineering**, Vol. 1, 2008.
- [14] Yung-Wei Tsao, “The Relationship between Human Body Temperature on the Skin Surface and Indoor Temperature Under Different Wind Speeds and Different Quantity of Activity,” **聖約翰學報**, 第 23 期, 2006.