

熱電式生醫用多功能溫度保存袋系統之性能測試與改善

王輔仁 林國堅 張榮傑 蘇庭獻 傅彥豪

F.J. Wang K.C. Lin J.C. Chang T.H. Su Y.H. Fu

國立勤益科技大學冷凍空調與能源系(所)

Department of Refrigeration, Air Conditioning and Energy

National Chin-Yi University of Technology

摘要

熱電式冷卻\加熱器因具有冷熱切換容易，且可攜帶性體積輕巧、環保等特點，適合於對溫度極敏感之血液產品保溫及運送之用。在熱電式生醫用多功能溫度保存袋系統，性能測試實驗證明，袋內溫度(T_r)則可達到 -4.7°C ，達到 WHO 血液儲存規範所需溫度，快速將血液冷藏至規範所要求的溫度。在熱電晶片選用部份，搭配熱電晶片模擬軟體，選出最佳晶片，模擬出系統性能參數，配合實際實驗性能測試，進行相關驗證。其次將原本袋內保溫棉隔熱材更換為保麗龍板，實驗得知袋內溫度從只能降到 22°C 變成能降至 19°C ；在改善散熱器部份，袋內溫度能降至 -3°C ；在更換熱電晶片部份，將原本的 DRIFT-0.8 變更為 FROST-74，其袋內溫度降至 -15°C 。溫度感測器校正，分別將感測器置放於出風口、被控物旁與模擬環境中，比較感測器放置在三種位置，結果放置於模擬環境中，不僅可正確的達到目標溫度(T_s)，也比放置在其他位子更能快速的降低至指定目標溫度。

關鍵詞：熱電、性能改善、血液保存

1. 前言

熱電模組(thermoelectric module)冷熱切換容易(改變電流方向)，可攜帶性且體積輕巧、低耗電功率及環保(無 CFC 冷媒)等特點。被廣泛應用在家電產品、電子冷卻、醫療保存及軍事用途，適合於對溫度極敏感之血液產品保溫及運送之用。生化醫療方面，例如血小板、生物製藥、血液製劑、疫苗、生醫材料、臍帶血與臍帶幹細胞儲存、基因治療、血清等生化產品。

世界衛生組織(WHO)之安全的血液與血液產品-應用在維護、使用與血液冷凍鏈設備管理手冊[1]規定：(1)在運輸期間，血液保存溫度必須維持在 10°C 以下，在保存期間，則是維持在 4°C 以下，在將血注入於人體時，必須加熱不可超過 37°C ；(2)濃縮的血小板，在運輸與保存期間，必須維持在 20°C 至 24°C 之間，並持續震盪；(3)在溫度監控方面，除了要有專業的溫度記錄器(至少要有記錄七天左右的記憶體能力)，也要人工方面的配合(固定時間內，人員必須以目測方式，填寫相關表格)。故冷凍空調之低溫及加熱之技術扮演了不可忽視

的重要角色之一，若無低溫恆溫技術之下保存，血液產品將造成品質及有效性變差與毀壞。甚至於病患到醫院作檢查、手術過程中方面，需要大量血液、血小板、藥劑，導致輸血、捐血中心應付之所需相當供應量，從捐血、低溫保存至輸送於人體加熱皆依賴高精密低溫冷凍技術及加熱技術。

在生化醫學方面，世界衛生組織(WHO)規範中，說明例如血小板、生物製藥、基因工程蛋白質藥物、血液製劑、疫苗及類毒素、過敏原製劑、幹細胞、生醫材料、臍帶血儲存、基因治療、血清...等生化產品，強調於低溫之下保存，且物品保存溫度皆能接近恆溫狀態。在(WHO)血液冷凍鏈報告書[2]中，闡述血液冷凍鏈的重要性，血液冷卻保存溫度為 $2\sim 6^{\circ}\text{C}$ 、血小板保存溫度為 22°C ，血液保存冷卻之方法有使用傳統冷凍機與蓄冷劑方式，在加熱方式是使用加熱式解凍機。在血小板保存，需要使用血小板振盪器，以保持血液之活性。在溫度監控方面，以電子式感測器暨溫度紀錄器，監控血液瞬間變化，最後建議血液冷凍鏈過程中檢驗之標準程序。

在熱電冷卻研究方面，B.J. Huang [3]等人開發熱電致冷器方法。當熱電製造商他們無法提供有效的熱電模組基本數據時，藉由模組實驗確定它的物質特性和性能曲線。簡易熱傳導的實驗結果得知，與當 $I=0$ 時，能決定 α 、 R 與 K_f 。在熱電致冷器設計，本研究使用散熱片熱阻作為其中一個關鍵參數。排除需要執行對散熱片的複雜熱傳導分析，在系統分析上，簡化系統設計程序。本研究的熱電模組，其散熱片熱阻冷端末端溫度，必需在 5°C 。從最廉價的散熱片的情況的 $0.43^{\circ}\text{C W}^{-1}$ 變成最佳的可利用的散熱片 $0.2515^{\circ}\text{C W}^{-1}$ 的情況的。散熱片呈現，大約增加42%。COP從0.47增加到0.67，COP大約增加43%。可用的最佳化散熱片的設計，在冷卻容量僅下降2.7%。末端COP大約是0.9。

在熱電晶片模擬軟體設計方面，Tan[4]等人探討一商業熱電晶片軟體，使用者(設計師)可依據所需的晶片規格，在軟體內輸入該晶片參數值(電壓、致冷溫度等)，該軟體替使用者(設計師)找尋到合適的熱電晶片，並計算出該晶片的熱負載，最後提供三間廠商規格的熱電晶片，以便使用者(設計師)選用。

而熱電冷卻器應用在生化保存方面，Guler[5]等人探討利用熱電晶片，開發熱電式保溫箱，針對在 WHO 規範下的血液與疫苗保存溫度，作有效的溫度控制(類比控溫電路)，實驗分為在各種環境溫度之：(1)實驗室(2)運輸車輛上。在所有這些條件，該系統提供的冷卻需滿足需求溫度(6°C至 10°C之間)。而 Chatterjee[6]等人探討利用熱電晶片之可攜帶性，開發一熱電式疫苗保溫箱，在偏遠地區或長距離地方，疫苗必須進行儲存在，在此期間，儲存溫度必須維持在特定溫度值。此系統係針對疫苗保存冷凍鏈系統而設計，以實驗方式進行週期性開蓋擾動實驗，且針對箱內保存區容積之溫度及疫苗溫度做評估與分析，而電源來源係考慮車用蓄電池 12V。

在清華大學陳秋南碩士論文[7]中探討，側吹式流向之散熱鰭片，其散熱量主要影響因素為局部性的壓差，而在壓差方程式中之磨擦阻力之係數及雷諾數則為影響之參考因素。而清華大學鄭憶湘碩士論文[8]中，在散熱片與風扇頻繁使用情況下，減少材料和製作的成本，對散熱片與風扇進行最佳化設計，與選擇適當的搭配組合，將更有事半功倍的成效，且提升散熱模組的散熱效能，增加鰭片高度效果最不明顯，而增加風扇體積流率則效果最為顯著。成功大學卓孟樑碩士論文[9]研究針對熱電式醫療用保溫箱，進行一系列之性能測試，分別在冷端模組與熱端模組之鰭片，設計最佳化改善，實驗得知，在測試不同間距的散熱模組冷卻效能，當保溫箱在滿載情形，箱內溫度能從 27°C 降至 6°C，且熱端鰭片模組間距最佳化設計下，降溫時間從 1.8 小時減少至約 1.38 小時。

本文主要應用熱電晶片研發熱電式生醫用多功能溫度保存袋，搭配熱電晶片模擬軟體 (Kryotherm Soft)，模擬出系統性能參數(工作電壓、電流與 COP 等)，配合實際性能測試實驗，進行相關驗證。其次為系統精密溫控相關分析，吾人採用工業上應用最多的 PID 控制器，首先採取傳統 On-Off 溫度控制，作動溫度分別調控在 $\pm 0.5^\circ\text{C}$ 與 $\pm 0.1^\circ\text{C}$ ，應用在實際的系統上，探討溫控。最後再進行溫度感測器的校正實驗，分別置放於出風口、被控物旁與模擬環境中，比較感溫器放置在三種位置。

2. 理論分析與應用

2.1 傅立葉效應

當導體兩端有溫差產生時，席貝克效應即刻的產生，所以導體間可用分段微小化來分析熱傳遞之情形。如圖 1 所示，假設 x 方向做一維熱傳推導，(x=L)則為吸熱端；(x=0)為 p 形半導體的放熱端。其截面積為 A_c ， q_x 、 q_{x+dx} 分別為 x、x+dx 的熱傳率，而在半導體的 y 方兩面與環境有些許的溫差，所以即有熱對流和輻射熱，而片段微小化 d_{qc} 、 d_{qr} 分別為對流熱傳率及輻射熱傳率，而在電流流過導體

後即產生焦爾熱為 d_{qj} 。理想環境中，對於微小的溫度差之下所產生之輻射熱、對流熱也顯的微乎其微，所以假設兩者皆為零，宜便下列推導。所以總熱(q_{x+dx})為、吸熱端熱量(q_x)、焦爾熱(d_{qj})之總和如下式：

$$q_{x+dx} = q_x + d_{qj} \quad (1)$$

q_x 根據傅立葉效應可表示如下：

$$q_x = -k_t A_c \frac{dT(x)}{dx} \quad (2)$$

2.2 血液的冷卻與保存

世界衛生組織(WHO)血液冷凍鏈設備管理手冊[1]說明，在運輸期間，血液保存溫度必須維持在 2-6°C。首先是保溫材部份，WHO 血液手冊說明，在血液儲存設備本章節談到：『延遲時間取決於提供給設備和絕熱材料的環境溫度。越長延遲時間越好，因為這能提供使用者發現替代儲存選擇的更多時間。但是，當它製作設計昂貴和龐大時，有限制對可用於設備的設計絕緣材料的數量。』故得知，當系統內部保存區欲快速降到低溫時，良好的保溫材便可達到此要求，同樣地，在系統長時間斷電而內部無制冷動作時，也可以使內部保存區維持一定的溫度範圍，不會因溫度變化造成血液變質損毀。

3. 熱電式恆溫袋系統描述與實驗方法

3.1 系統描述

如圖 2 為熱電式生醫用多功能溫度保存袋系統量測示意圖，其實驗設備有：(1)使用者電腦(2)無紙式記錄系統(3)生醫用多功能溫度保存袋系統(4)環境控制室。如圖 3 為熱電式生醫用多功能溫度保存袋系統量測照片圖。本系統電源供應方式則以市電交流電 AC 110V 輸入，穩壓式定源供應器轉至直流電 DC 12V 供給熱電晶片，達到製冷與製熱效果。如圖 4 為冷熱端模組示意圖，其冷端冷卻模組零件(含風扇、銅質鰭片、熱電晶片、集冷銅塊、集冷鋁塊)，熱端散熱模組零件(含塔型鋁質鰭片風扇、側吹式熱導管鋁質鰭片風扇、集冷銅塊、集冷鋁塊)。在冷熱端模組當中集冷塊可將熱電晶片冷、熱端熱量快速且均勻的傳至冷端鰭片及熱端熱導管導熱至熱端鰭片，而冷、熱端鰭片會加大與空氣接觸面積，再使用風扇以強迫對流方式進行熱交換，其中袋內冷端模組的周圍有切割出其導風槽，使得袋中溫度經由風扇將空間內形成循環氣流得以快速產生熱交換達到均溫之效果。熱電式生醫用多功能溫度保存袋外部尺寸為 250mm×230mm×220mm(L×W×H)，分別由保麗龍板、硬質珍珠板及保麗龍膠所構成，保麗龍箱體使用厚度 20mm 之保麗龍板，保麗龍蓋則使用厚度 20mm 硬質珍珠板及厚度 10mm 保麗龍板。且在袋體底部往上 10mm 設置控制電路空間其內部大小尺寸 230mm×210mm×110mm(L×W×H)。如圖 5 為冷熱端模組照片圖。在內部控制電路模組位於中底部長寬

往內縮 20mm 裝設電路板，固定各電路元件及裝設控制面板，並且將此設計電路接線實現，再裝設兩個交流電用散熱風扇，把電路箱裡的熱排出。為了避免冷熱端溫度高溫至低溫之熱回流問題，並在熱電晶片四周及熱端散熱鰭片與冷端散熱鰭片連接之空隙塞滿保溫棉作為絕熱功用。整個保溫袋體扣除箱體及所佔容積之後，冷藏空間約為 210×190×70mm(L×W×H)，此袋內空間約可放入 50 支疫苗試管，而每一瓶疫苗試管約可裝 10 毫升疫苗或 3 袋血液保存輸血袋，每一包血袋約 200 毫升。熱電晶片所使用的是俄羅斯製 KRYTHERM 型號 FROST-74(P) 之熱電致冷晶片。內部與外部風扇規格部份，散熱模組是使用 2PCOM(優先鋒)型號 PS964U 的 CPU 散熱風扇，內部冷端模組則採用 COLL MASTER 型號 RR-NCW-L4E1-GP。在冷、熱端所採用的集冷塊其使用材質為鋁合金金屬尺寸 40mm×40mm×11mm(L×W×H)與材質為紅銅尺寸 40mm×40mm×8mm(L×W×H)。本研究採用之無紙式記錄器為 Jiehan 廠牌，其型號為 DAS-5000，並搭配一台電腦紀錄實驗數據。其可同時紀錄袋內部環境溫度、熱電晶片冷端、熱電晶片熱端及環境溫度之變化情形，且記錄器之量測精確度讀值為±0.1%，並且可以同時測量 8 個溫度點，以觀察各別環境的溫度變化情形。為了避免因環境溫度隨外界氣候變動，而造成實測不穩定與不準確，本實驗採用環境實驗控制室 (Environment Test Room)，其使用電源為 220V/60Hz，最大負載電流為 20A，機器容許周圍溫度為 5°C 至 30°C。控制系統型號為 TEMI-300 微電腦可程式(PLC)，溫度使用範圍為 -40 至 100°C，溫度控制精度為±0.5°C；濕度使用範圍為 35% 至 95%RH，濕度控制精度為±3.0% RH。此空間可模擬各種嚴苛之所需的溫度、相對濕度，並控制環境溫度，探討環境溫度對系統之散熱、溫降影響。

3.2 實驗方法

本文主要應用熱電晶片研發熱電式生醫用多功能溫度保存袋，搭配熱電晶片模擬軟體 (Kryotherm Soft)，模擬出系統性能參數(工作電壓、電流與 COP 等)，配合實際性能測試實驗，進行相關驗證。其次為系統精密溫控相關分析，吾人採用工業上應用最多的 PID 控制器，首先採取傳統 On-Off 溫度控制，作動溫度分別調控在±0.5°C 與 ±0.1°C，應用在實際的系統上，探討溫控。最後再進行溫度感測器的校正實驗，分別置放於出風口、被控物旁與模擬環境中，比較感溫器放置在三種位置。

4. 結果與討論

如圖 6 為 DRIFT-0.8 模擬性能圖，得知系統工作電壓為 12 伏特、環境溫度 25°C 時，其熱電晶片最大溫差(ΔT)可達 48.3°C，冷凍能力(Q_c)約 7.66W，工作電流 4.8A，袋內溫度可達到 -0.6°C，

COP 為 0.133。由模擬軟體估算出之參數值看來是理想值。如圖 7 為 FROST-74 模擬性能圖，得知系統工作電壓為 12 伏特、環境溫度 25°C 時，熱電晶片最大溫差(ΔT)可達 74°C，最大冷凍能力(Q_c)為 65W，因此在系統上使用 FROST-74 將會比使用 DRIFT-0.8 來的更適合。如圖 8 為原始系統性能曲線圖，熱電晶片冷熱端溫差為 35.6°C，袋內溫度只能降至 22°C，與 WHO 之相關血液儲存規範所規定至 2°C 至 6°C 相差過遠。在工作條件為電壓 12 伏特電流 4.7 安培時，冷熱端最大溫差(ΔT)約為 45°C，而當負載越大時冷熱端溫差(ΔT)則是會越小，根據此一資訊可得知此時箱內存在一定負載，經過使用傅立葉定理簡單計算熱傳量後，發現負載量比外界侵入熱還大，也就是說箱體存在洩漏之可能性，因此吾人針對箱體進行保溫改善。如圖 9 為保溫層改善後系統性能曲線圖，得知雖然熱電晶片最大溫差(ΔT)可達 40.1°C，但其熱端溫度(T_h)為 38.4°C，比環境溫度(T_o)25°C 高出 13.4°C，而冷端溫度(T_r)為 -1.7°C 比環境溫度(T_o)25°C 低 26.7°C，由此可知，雖然前項改善已使熱電晶片最大溫差(ΔT)達到 40.1°C，但由於熱端溫度(T_h)已達到 38.4°C，即使熱電晶片最大溫差(ΔT)能到 40.1°C，冷端溫度(T_c)也僅能到 -1.7°C，因此吾人將針對降低熱端溫度(T_h)進行改善。

如圖 10 為散熱器改善後系統性能曲線圖，得知改善後熱端溫度(T_h)為 37.2°C 較未改善前降低 1.2°C，而冷端溫度(T_c)為 -3.2°C 較未改善前降低 1.5°C，而熱電晶片最大溫差(ΔT)則是 40.4°C，由此可知在同樣工作電壓下，熱電晶片熱端溫度(T_h)越低，冷端溫度(T_c)也可相對降到更低，也就是說散熱是否良好，對於熱電晶片冷端的溫度(T_c)也有決定性的影響，至此本系統袋內溫度(T_r)已可降至 1.6°C，已符合 WHO 之相關血液儲存規範，可運用於血液儲存相關用途之上，但由傅立葉定理可知，熱傳量與溫差成正比，因此本系統雖可達到 WHO 之相關血液儲存規範所要求的溫度，但由於 1.6°C 已是本系統目前所能降到的最低溫度，1.6v 的環境將物品冷藏至 2°C 需要一段很長的時間，如未能及時將血液冷藏於 WHO 之相關血液儲存規範所要求的溫度，血液將會有腐敗、變質、品質下降之虞，更甚者會有致命的可能性，也因此吾人將再次進行改良。如圖 11 為熱電晶片改善後系統性能曲線圖，由圖中可知熱電晶片採用 FROST-74，熱端溫度(T_h)上升為 35°C，冷端溫度(T_c)下降至 -15.3°C，而熱電晶片的最大溫差(ΔT)則是 50.3°C，袋內溫度(T_r)則可達到 -4.7°C，本系統不僅溫度可達到 WHO 之相關血液儲存規範所要求的溫度，也有足夠的能力快速的將血液冷藏至規範所要求的溫度，能妥善的運用於血液儲存相關用途之上。

如圖 12 為感溫器置於出風口，因實際血液取得困難，吾人以水取代血液，以模擬血液相關檢體實際受到保存的情形，由圖可得知，被保存物(T_w)

僅能降低至 8°C ，並非 4°C ，被保存物是無法受到妥善保存，問題在於溫度感測器之感測點設置，以理想狀況而言，當換氣次數夠多，不斷的提供 4°C 之袋內，如此內部恆溫為 4°C ，吾人最初以此理念進行設計，將溫度感測器置(Tb)於系統內部之出風口，但對於此系統而言，內部所使用的風扇還不足以達成所謂足夠的換氣次數，被保存物之溫度並無法正確的達到目標值，意味著被保存物沒有受到妥善的保存而腐敗、損壞、失去其可靠度，因此吾人將以其他設計方式來控制此系統。

如圖 13 為感溫器置於被控物旁，為使被保存物能受到 4°C 的保存，吾人將溫度感測器(Tb)置於被保存物旁，重新進行系統辨識、電腦模擬找出正確控制參數，以求被保存物能被放置在正確溫度，受到妥善保存，上圖為實際被保存物(Tw)的溫度曲線圖，由圖中可知，雖然較前一方案略有改善，已能降至 6°C ，但離目標尚有一段距離，吾人發現問題在於使用 4°C 去冷卻被保存物至 4°C ，由傅立葉定理(式 3-)可知，熱傳量與溫差成正比，因此在溫差越小時，熱傳量也隨之降低，而水的比熱相當高，代表水單位溫度帶有許多熱量，而空氣比熱比水低上許多，代表空氣單位溫度只能攜帶很少的熱量，以比熱低的物體去冷比熱高的物體，又不能有大溫差，可以說是非常困難的，在環境 4°C 下被保存物確實可以被冷卻至 4°C ，但是所需時間更久，血液仍然不算是受到妥善的保存。

如圖 14 為感溫器置於模擬環境中，為使被保存物受到妥善保存，必須使 PID 控制器之溫度感測器(Tb)以及量測水溫之溫度感測器(Tw)感測到的溫度一致，吾人探討後發現上一方案，問題在於 PID 控制器之溫度感測器(Tb)置於空氣中，而量測水溫之溫度感測器(Tw)則是放置於水中，放置於水中的感測器(Tw)，經過空氣傳導至水此一延遲時間，真正被控體的系統轉移函數，與吾人所辨識到系統轉移函數不同，控制當然不精準，在實際使用上不能將溫度感測器(Tb)置於血液之中，以求系統轉移函數一致，吾人將溫度感測器(Tb)置於一用水填滿並密封的容器之中，做為模擬環境，如此一來只要此容器材質、內容物與被保存物一致，等同系統轉移函數一致，可達成不破壞被保存物，也可達成準確辨識系統轉移函數之目的，由圖中可看出被保存物(Tw)溫度已可準確的達到最初所設定之目標溫度(Ts)，並且可以將溫度確實的控制 在 $4^{\circ}\text{C} \pm 0.2^{\circ}\text{C}$ ，實現高精度的溫度控制。

如圖 15 為感溫器三種位置比較圖，可看出放置於模擬環境中，不僅可正確的達到目標溫度(Ts)，也比放置在其他位子更能快速的降低至指定目標溫度，如此一來本系統已真正能使被保存物與設定目標溫度一致，能快速將被保存物降至所需溫度，也就是說本系統已能真正妥善運用於血液儲存相關用途之上。

5. 結論

熱電式生醫用多功能溫度保存袋系統，實驗性能測試證明，袋內溫度(T_r)則可達到 -4.7°C ，不僅溫度可達到 WHO 之相關血液儲存規範所要求的溫度，也能快速將血液冷藏至規範所要求的溫度，妥善運用於血液儲存相關用途。在熱電晶片選用部份，藉由熱電晶片電腦輔助設計軟體，可快速準確選出所需之熱電晶片，由此可知熱電晶片選擇是否正確，將影響系統設備成本及系統效能。在系統改善部份，袋內隔熱材更換為保麗龍板，能降至 19°C ；在改善散熱器部份，袋內溫度能降至 -3°C ；在更換熱電晶片部份，袋內溫度降至 -15°C 。由此可知適合的熱電晶片，能降低研發成本與系統最佳化。溫度感測器的校正，放置於模擬環境中的感測器，可正確的達到目標溫度(T_s)，比放置在其他位子之感測器更能快速的降低至指定目標溫度。

6. 致謝

本研究承教育部技專院校與產業園區產學合作計畫補助，特此感謝。

7. 參考文獻

- [1] World Health Organization (Geneva), Manual on the management maintenance and use of blood cold chain equipment, 2005.
- [2] World Health Organization (Geneva), The blood cold chain: guide to the selection and procurement and accessories, 2003.
- [3] B.J. Huang, C.J. Chin, Achille Messac, C.L. Duang, A design method of thermoelectric cooler, International Journal of Refrigeration 23 (2000) 208-218
- [4] F.L. Tan *, S.C. Fok, Development of a multi-vendor software to size and select TEC, Applied Thermal Engineering 28 (2008) 835-846
- [5] Nihal Fatma Guler, Rasit Ahiska, Design and testing of a microprocessor-controlled portable thermoelectric medical cooling kit, Applied Thermal Engineering 22 (2002) 1271-1276
- [6] S. Chatterjee, K.G. Pandey, Thermoelectric cold-chain chests for storing/transporting vaccines in remote regions, Applied Energy 76 (2003) 415-433
- [7] 陳秋南，側吹式散熱鰭片阻抗曲線之理論與實驗分析，國立清華大學，工程與系統科學系研究所碩士論文，2003。
- [8] 鄭憶湘，散熱片在強制對流下之最佳化設計與實驗，國立清華大學，工程與系統科學系研究所碩士論文，2002。

[9] 卓孟樑，利用熱電制冷的醫用保溫箱之製作與性能測試，國立成功大學，機械工程研究所碩士論文，2005。

8.圖表

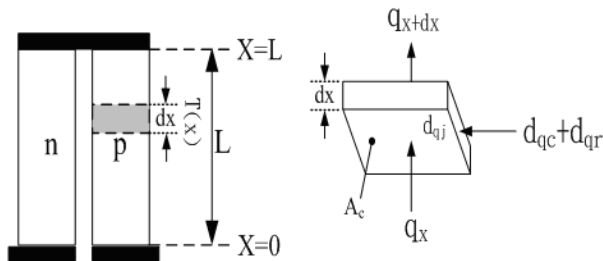


圖 1. 片斷微小化示意圖

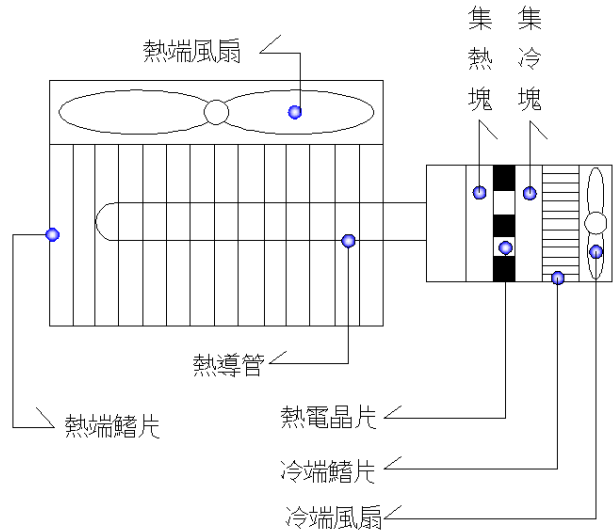


圖 4. 冷熱端模組示意圖

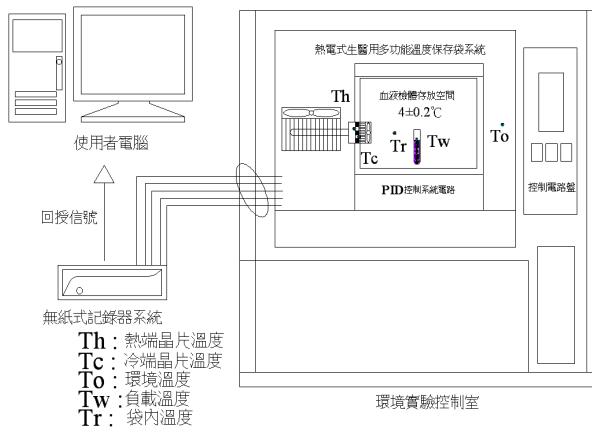


圖 2. 系統量測示意圖



圖 5. 冷熱端模組照片圖



圖 3. 系統量測之照片圖

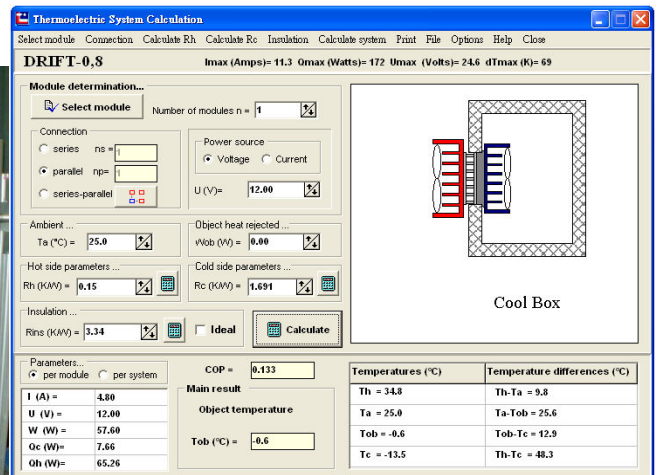


圖 6. DRIFT-0.8 模擬性能圖

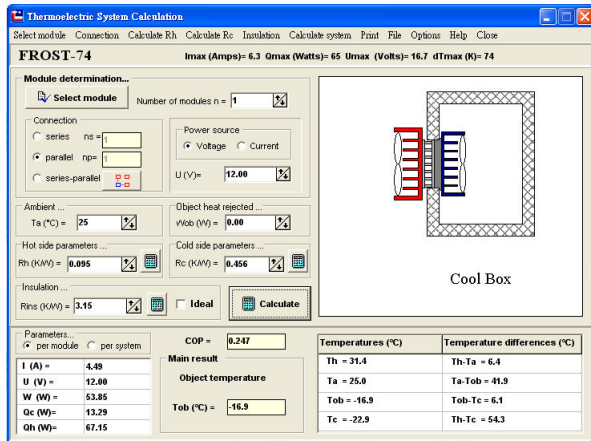


圖 7. FROST-74 模擬性能圖

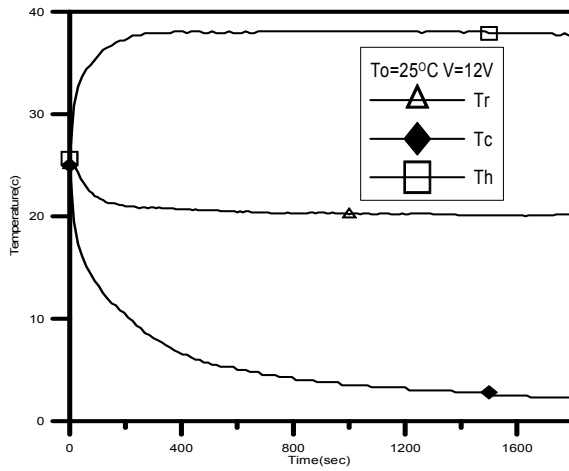


圖 8. 原始系統性能曲線圖

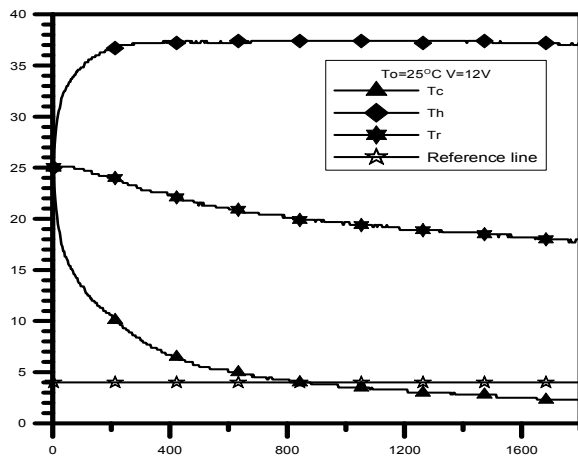


圖 9. 保溫層改善後系統性能曲線圖

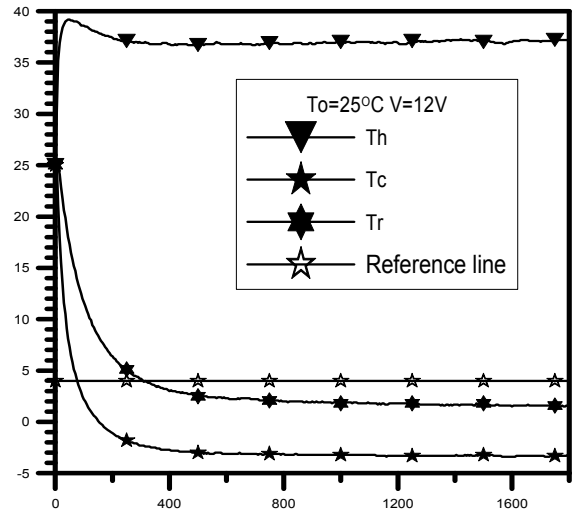


圖 10. 散熱器改善後系統性能曲線圖

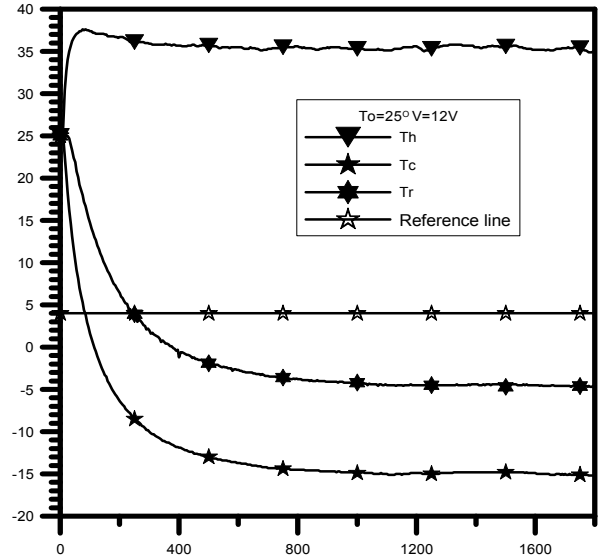


圖 11. 熱電晶片改善後系統性能曲線圖

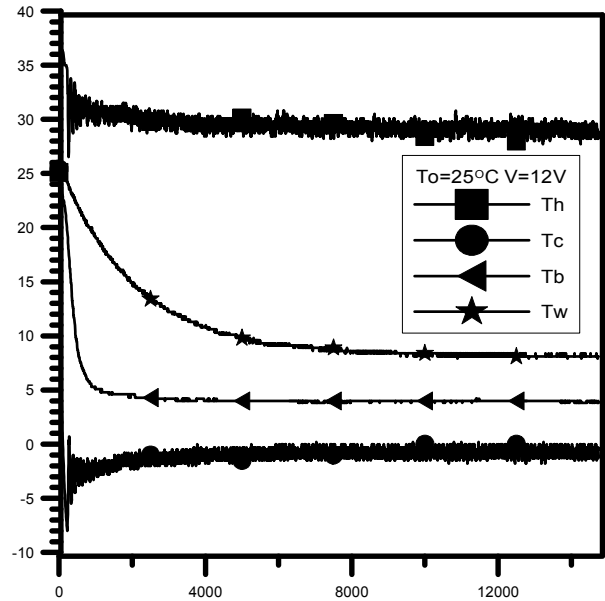


圖 12. 感溫器置於出風口

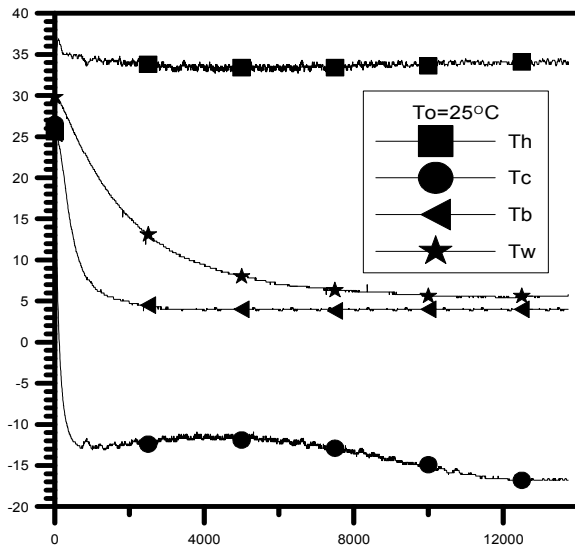


圖 13.感溫器置於被控物旁

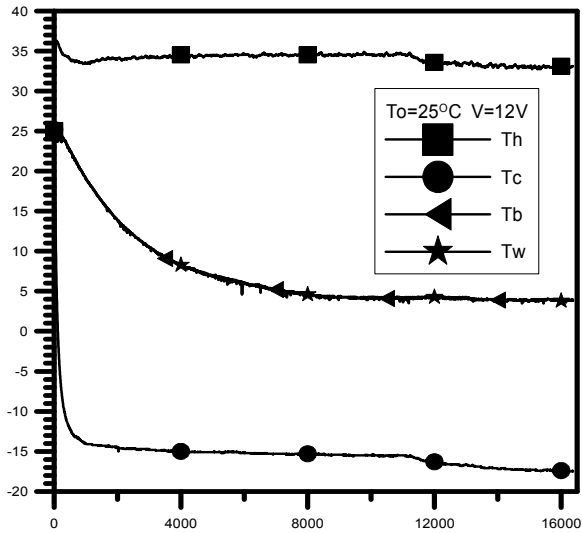


圖 14.感溫器置於模擬環境中

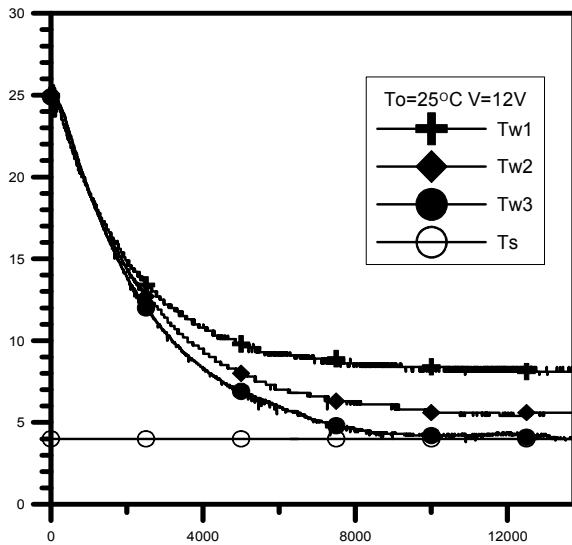


圖 15.感溫器三種位置比較圖

表 1. 整體血液和紅血球貯存和運輸條件[1]

狀態	溫度範圍	儲存時間
血液運輸預先處理	20 °C ~24 °C	少於 6 個小時
血液貯存的被處理	2 °C ~6 °C	大約 35 天
血液運輸的處理	2 °C ~ 10 °C	少於 24 小時