

針灸之溫灸杯的熱傳遞分析

杜鳳棋¹ 李宗翰² 邱耀輝³

¹大華技術學院機電工程學系

307 新竹縣芎林鄉大華路 1 號

²交通大學機械工程研究所

30010 新竹市大學路 1001 號

³台北市立聯合醫院和平院區麻醉科

10065 台北市中正區中華路二段 33 號

摘要

在世界各地的古老文化傳承中，傳統醫療都是不可遺漏的一部分，運用「熱」於治療疾病及調理身體更是傳統中醫療法的精粹。長久以來，人們對於「熱」的掌握與運用，在技術上已相當的成熟，將「熱」運用到醫療的手法也相當的精湛，但運用到傳統醫療卻是相當罕見。本論文提出利用電加熱片設計而成的新型溫灸杯，研究焦點旨在強調「熱」在針灸醫療的運用，研究方法是利用 ANSYS 軟體進行數值計算，模擬分析施行針灸療法留針狀態下，在溫灸杯內的熱傳遞情形。在溫灸杯的縱橫比 $H/D=1.033$ 的幾何形狀下，控制溫度與外界溫度比值 $T_0/T_a < 7.5$ 的範圍內，經由計算結果分析得知，溫灸杯應採用絕熱材料，使熱量不會經由杯體傳導而散逸至外界，可避免灸療施作時杯體會灼傷皮膚。矽膠電熱設計裝置在溫灸杯上方，由於頂部較疏的空氣重力小於底部較密的空氣重力，故杯體內的空氣會呈現穩定狀態，熱傳導成爲主要的熱傳遞機構。

關鍵詞：針灸，灸療，溫灸杯，熱傳遞

An Investigation of Heat Transfer on Warm-moxibustion Cup for Zhenjiuology

FENG-CHYI DUH¹, TSUNG-HAN LI² and YAO-HUI CHIU³

¹ Department of Mechatronics Engineering, Ta Hwa Institute of Technology
No.1, Dahua Rd., Qionglin Shiang Hsinchu County 307, Taiwan, R.O.C.

² Department of Mechanical Engineering, National Chiao Tung University
1001 University Rd., Hsinchu, Taiwan 30010, R.O.C.

³ Department of Anaesthesia, Taipei City Hospital Heping Branch
No. 33, Sec. 2, Zhonghua Rd., Taipei, Taiwan 10065, R.O.C.

ABSTRACT

Traditional Chinese medicine includes of a number of treatments based on the principles of heat transfer. These thermal therapies alter biological tissue by changing therapeutic temperature.

Acupuncture and moxibustion are typical therapies employed in traditional Chinese medicine. These techniques are characterized by amazingly rapid results, aided in part by heat. Moxibustion involves the burning of moxa or mugwort herb and patients with respiratory problems should avoid this type of treatment. Moxibustion involves heating various parts of the body but poses a risk of burning the patient if not carefully executed. Studying the heat transfer associated with moxibustion is necessary to determine the relationship between the heating performance of the instrument and the heat transfer of the human skin during thermal therapy. This paper uses ANSYS software to study the heat transfer capabilities of warm-moxibustion cups, otherwise known as zhenjiuology. We also investigated the heat transfer characteristics of a newly designed warm-moxibustion cup, determining the aspect ratio $H/D=1.033$, and the temperature ratio $T_o/T_a < 7.5$, in which the heat transfer mechanism is dominated by heat conduction.

Key Words: zhenjiuology, moxibustion, warm-moxibustion cup, heat transfer

一、前言

西醫具備良好的醫學養成教育，治理病人的豐富經驗都在先進的醫院中累積，思維軌跡自然難以脫離科技邏輯。反觀中醫在現代的發展史，無論多麼用心，也遮掩不了在現代科技發展的潮流下，與科學尋求客觀統合的研究方向背道而馳。如果能量無限的科學真能解決所有的健康問題，無論病患或是醫師，其實只須依循科技的指導原則即可。可惜在病因、病原邏輯複雜的領域，科技的貢獻距離理想尚存在很大的落差。且看過敏、病毒、衰老、失調、癌症等病症，至今仍缺乏徹底解決的方法。主宰現代的科技既非全能，多元取向便有其必要，因此中醫便有了保存和發展的空間。

世界各地古老文化傳承中，傳統醫療都是不可遺漏的一部分。然而，傳統中醫療法與其他原始醫學不同之處，即是善用各種天然器具而甚少使用藥物，並以經絡與穴道為基礎。事實上，經絡與穴道之觀念，也唯有藉著傳統醫療才能發掘人體奇妙的潛力，亦可肯定傳統中醫在醫療方面的內涵。在中國的醫學史中，傳統療法的應用是民間醫療的主流，至今已累積相當豐富的經驗與傳承，尤其針灸更是最為經典的代表。

針灸的施作過程中，灸療乃是透過「熱」的作用，藉由熱刺激作用而發揮醫療的功效，且由熱激發抗病能力，藉以達到恢復健康的目的。惟因灸療須燃燒中藥草而產生煙，在現今的中醫院所根本難以施作；灸療的溫度難以掌控且迅速回溫，目前絕大部分中醫診所都改用真空吸力操作，其實已經悖離灸療的精髓。

中醫的現代發展史，實際卻是反映傳統醫療逐漸式微的歷程，在現代科技的助長下，西醫儼然呈現唯我獨尊之勢，

除非傳統中醫療法能及時引進科技、利用科學，否則將會陷於自我封閉的境地。西醫盛行就像科學實驗的可重現性一樣，因為西醫醫療器材都是現代科技的結晶，這是中醫在過去起跑領先西方醫學一千多年，當中所忽略的一個重點，實在值得我們省思。學術研究可推動科技發展，科技進步可創造人類福祉，在此良性循環下，其實中醫與西醫應可相輔相成，同時成為主流醫學。

二、文獻探討

傳統中醫（traditional Chinese medicine, TCM）療法中廣泛的運用「熱」，但相關的科學研究卻相當缺乏，不管是皮膚上醫療器材之熱效能（thermal performance），或是在皮膚下人體組織的熱反應（thermal response）均是如此。由於維持人體體溫的機構相當複雜，不但要考慮血液流動，而且必須考量熱產生狀況，對於生理細胞組織的熱反應分析，事實上存在相當高的困難度，但仍有許多不同的生物熱傳遞模式提出 [12]。

運用「熱」在醫療行為已相當的普遍 [14]，熱療（thermal therapy）是藉由溫度改變去活絡生理的細胞組織，其中最為使用最為廣泛的是灸療（moxibustion），這是起源於東方醫學的傳統醫術，採用燃燒艾草（moxa）或藥草來進行局部加熱 [15]。超熱療（hyperthermia）是使用電磁波來做局部細胞組織的加熱方式 [7, 17]。雖然「熱」運用在醫療行為的技術已相當地成熟，運用在醫療器材的開發也相當地成功，但是如何控制加熱的溫度，以符合病患之需求，目前仍憑醫師的經驗較多。

針療（acupuncture）與灸療均是屬於傳統中醫的外治療

法 [3-5]，針療是採用各式針具刺入人體腧穴 (acupoint) [2]，施行特定運針法產生刺激作用而激發經氣，達到治療病痛與恢復健康之功效。灸療則是採用特製的藥草，在人體腧穴的皮膚表面燒灼或薰熨，產生特有氣味與溫熱的刺激效應，藉以調節生理機能、增進身體健康，達成解熱鎮痛與養生保健之目的。針療與灸療具有相輔相成之醫療功能，故臨床上常合併運用或先後交替使用，通常合稱針灸 (zhenjiuology)；從古籍之論斷：「針所不為，灸之所宜」，即足以詮釋針療與灸療具有密不可分的關聯性。

由於傳統中醫的灸療，主要是使用艾絨或其他藥草放置在體表的腧穴上燒灼、溫熨，藉由灸火的熱力穿透入肌膚，通過經絡以溫通氣血，達到治病和保健目的之外治方法。然而，燒灼與溫熨的不方便又不安全，正是促使本論文進行研究的主因。在近年來，已有學者投入中醫技術的相關研究 [16]，傳統中醫的理論基礎具有獨特的哲學觀，主要係以能量的形式在人體流通，意即俗稱一氣 (Qi)，用以評斷身體的健康狀態，氣若順則血即通。以現代能量守恆的觀點而言，這正意味熱能的加入，轉化為血液循環的動能，進而使身體感覺舒坦，自然呼吸就會順暢。在運用「熱」於傳統中醫療法，首要的目標就是要考量到「熱」的安全性，目前亦有相關的研究提出 [11]，雖然是一維多層模式分析，但卻相當值得做為參考。

人類很早以前就認識到熱療對疾病的治療作用，熱療有助於肌肉與關節放鬆，最常被運用於疼痛治療。當溫度高於身體中心溫度 37°C 時，身體反應會自動加速血液循環以降低溫度，提高組織修復能力，並增進排除代謝廢物的速度、催化化學反應。物理治療因子中，熱療發展由來已久，人類很早就知曬太陽可以緩和癢及痛，中國古代也使用灸療來治病，溫泉的使用也流傳甚久。

基本上，「熱」對人體的機能是有所助益，但過度使用或不當使用，「熱」也會對人體造成無可彌補的傷害。通常，當「熱」透入皮膚組織而使溫度達到 42°C，癌細胞將會自然的消滅。在 Jiang 等學者 [11] 的論文中，主要是探討皮膚熱性質與幾何尺寸對燒燙傷的影響，其中設定皮膚組織的熱傷害 (thermal damage) 的溫度是在 44°C 以上；除了溫度的因素之外，曝曬時間也是造成熱傷害的另一個重要因素。此外，在人體體內的研究方面，由於細胞組織只要在 58°C 維持三分鐘，即會造成細胞膜之脂質雙層 (lipid bilayer) 的破壞，細胞內蛋白質的變性，將會導致細胞凝固性壞死

(coagulation necrosis) [6]。根據穿透人體組織的深淺，可將熱療分為淺層熱療 (superficial heat modality) 及深層熱療。淺層熱療透熱深度小於 1 公分；深層熱療又稱為透熱療 (diathermy)，透熱深度可深入 3~6 公分 [6]。

目前透過數值計算方法，用以探討人體組織的熱特性，最常見的是採用 Pennes 生物熱傳遞方程式 (Pennes' bioheat transfer equation) [10, 11, 14, 17]，主要的研究重點，大都聚焦在「熱」透入皮膚組織而對於人體的影響。Pennes 生物熱傳遞方程式類似於能量方程式，可運用於暫態或穩態的例子，可使用於一維、二維及三維空間之數值模擬。

以上的文獻回顧，讓我們領悟到傳統中醫療法相當依賴「熱」，運用「熱」既是一種溫熱刺激，就必須達到一定的「熱」程度，絕不能浮皮潦草，表熱裡不熱，結果達不到治療的目的。近年來，中醫診療雖有利用電熱代替艾灸的電灸 (electro-moxibustion)，操作時在特製的電熱器先通電達一定溫度後，即在施灸部位進行灸灸，但對加熱溫度與施作時間的掌握，仍缺乏理論驗證予以支持。此外，也有一些利用低週波或中週波原理製成的電子針療機，雖可免於針具刺入人體的恐懼，但卻缺少灸療的功效。本論文積極保留傳統中醫療法存在的價值，戮力的改善長久以來，傳統中醫療法在施作方面的缺失，藉由現代科技融入傳統醫學，以便讓傳統中醫能再現風華。

三、研究方法

本論文主要是解析溫灸杯內的熱量傳遞，數值方法採用 ANSYS 軟體 [13] 進行運算，所以並不需要寫出複雜的統御方程式；藉由適當的邊界條件設定，便能從溫度場探討溫灸杯內的熱傳遞狀況。

為簡化數學模式以利理論分析的進行，本論文設定以下的假設條件：

1. 皮膚為單層且具有等向性 (isotropic) 及均質性 (homogenous) 的特徵。
2. 所有的熱物理性質與溫度無關。
3. 不考慮新陳代謝的熱產生率 (metabolic heat generation rate)。
4. 最初體溫為 37°C [18]。
5. 不考慮熱輻射效應。

在傳統的拔罐療法中，普通拔火罐的式樣均為口小肚大的玻璃罐，瓶口之邊緣向外翻，呈鐘形而口略向外，如圖 1

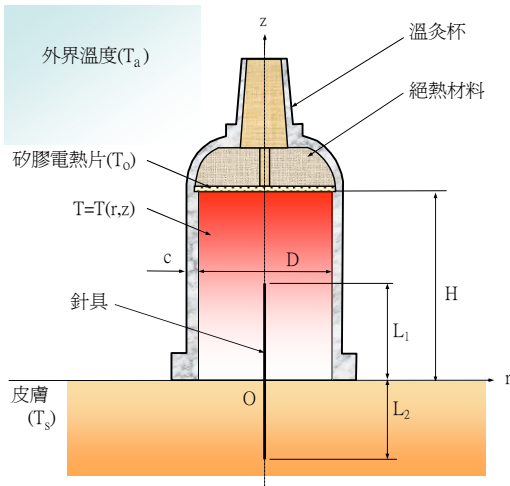


圖 1. 溫灸杯的幾何形狀

所示。本論文所設計溫灸杯的安全性高，杯體之幾何尺寸為：內部之直徑 D 、高度 H 、壁厚 c ；罐底具有凸緣。溫灸杯之外觀呈鐘型(bell shape)，代表幾何形式的形狀比(aspect ratio) AR 為高度 H 與內徑 D 之比值，在本論文的計算例採用 $AR=H/D=1.033$ ，如圖 1 所示。在溫灸杯內，加熱源係利用軟式矽膠電熱片(silicon thermofoil)，並經由熱電偶及溫度控制器，藉以達到固定控制溫度($T_0=constant$)的加熱效果。有關數值方法所須設定的邊界條件，可將溫灸杯的邊界條件以圓柱座標(r, θ, z)予以描述，由於溫灸杯的設計成軸對稱(axisymmetric)形式，故方位角 θ 可不予考慮，如此可簡化成座標(r, z)來描述問題。

在加熱片與皮膚表面，由於單位面積所承受的熱，可提供做為表達釋出或吸收的熱傳遞情況，此物理量通常稱為熱通量(heat flux) q'' ，依據傅立葉熱傳導定律(Fourier's law of heat conduction) [9]，可將傳導熱通量表示成

$$q'' = -k_j \frac{\partial T}{\partial x_i} \quad (1)$$

式中 k_j 為熱傳導係數(thermal conductivity)， T 為溫度， x_i 為考慮的熱傳遞方向。

有關數值方法所須設定的邊界條件(boundary condition)，可將溫灸杯的邊界條件以圓柱座標(r, z, t)予以描述，如圖 1 所示。在溫灸杯頂部加熱片的上方利用絕熱材料充填，因此軸向的熱只能往杯內傳遞，故邊界條件設定為

$$z=H \quad t>0 \quad T(r, H, t) = T_0 = \text{constant} \quad (2)$$

式中 T_0 為控制溫度，由溫度控制器直接設定的溫度值。溫灸杯之罐壁與空氣之間具有熱傳遞，因此內壁($r_i=D/2$)與外壁($r_o=D/2+c$)之徑向熱傳遞均須予以設定，如下所列

$$r_i=D/2 \quad t>0 \quad h_{ri}\Delta T_{ri} = -k_g \left. \frac{\partial T}{\partial r} \right|_{r=r_i} \quad (3)$$

且

$$r_o=D/2+c \quad t>0 \quad -k_g \left. \frac{\partial T}{\partial r} \right|_{r=r_o} = h_{ro}\Delta T_{ro} \quad (4)$$

式中 h 為空氣的熱對流係數(convection heat transfer coefficient)，下標表示不同的流場； k_g 為溫灸杯杯體的熱傳導係數。在溫灸杯之底部($z=0$)，由於杯體直接罩在皮膚上，故軸向(z 方向)的熱傳熱通量相等，意即傳導熱通量為

$$z=0 \quad t>0 \quad h_{z0}\Delta T_{z0} = -k_s \left. \frac{\partial T}{\partial z} \right|_{z=0} \quad (5)$$

式中 k_s 為皮膚的熱傳導係數。

當針具扎入穴位時，針柄與針尾則露出於皮膚表面($z \geq 0$)，針頭與針身係留置在人體內($z < 0$)。假設針具之直徑為 d ，故邊界條件設定在針尾處($z=L_1$)

$$z=L_1 \quad r=0 \quad t>0 \quad T=T(0, L_1, t) \quad (6)$$

且

$$z \geq 0 \quad r=d/2 \quad t>0 \quad -k_n \left. \frac{\partial T}{\partial r} \right|_{r=d/2} = h_{d/2}\Delta T_{d/2} \quad (7)$$

$$z < 0 \quad r=d/2 \quad t>0 \quad -k_s \left. \frac{\partial T}{\partial r} \right|_{r=d/2} = -k_n \left. \frac{\partial T}{\partial r} \right|_{r=d/2} \quad (8)$$

式中 k_n 為針具的熱傳導係數。

運用「熱」的傳統中醫療法(灸療或拔罐)，對於溫度與時間如何拿捏得宜，全憑醫師根據病患的病症輕重、個人累積的經驗而施作。由於熱傷害對於人體將是無可挽救的缺憾，可見掌控溫灸杯內溫度的重要性，將是本研究的一個重要設定條件；至於施作時間則是另一個重要的設定條件。本

論文在以下的分析中，將皮膚表面的期望溫度 T_s 選擇為 42°C 的安全值；至於施作時間，係以目前一個療程 20 分鐘為主。有關針灸所使用的針具，常用的有「毫針」與「三稜針」二種 [1]，中醫師採取的針具粗細，恆因習慣而各取所欲之尺寸；早期的針具係用金或銀製成，目前則是採用不銹鋼材料製作而成。

本論文的分析中，溫灸杯的內徑 $D=30.5\text{ mm}$ 、內部高度 $H=31.5\text{ mm}$ 、壁厚 $c=3\text{ mm}$ ；杯體為玻璃材質 $k_g=14\text{ W/m}\cdot\text{K}$ 。針具材質選用 AISI304 不銹鋼製 ($k_n=14.9\text{ W/m}\cdot\text{K}$)，假設針具之直徑 $d=1\text{ mm}$ (一般號數為 No.26~34 之毫針直徑介於 $0.45\sim 0.23\text{ mm}$)、針長 30 mm 、扎入皮膚內的長度為 12 mm 、留置在皮膚表面上的長度為 18 mm ；因此針尾 ($z=L_1$) 的座標位置為 $z/H=0.57$ ，扎入皮膚組織內的針頭 ($z=L_2$) 座標位置為 $z/H=-0.38$ 。另外，典型的皮膚組織的熱物理性質 (thermal physical property) [8] 取為：密度 $\rho=1,000\text{ kg/m}^3$ 、比熱 (specific heat) $c_p=4,180\text{ J/kg}\cdot\text{K}$ 、熱傳導係數 $k_s=0.627\text{ W/m}\cdot\text{K}$ 。由於先前假設所有的熱物理性質與溫度無關，因此空氣的黏度、熱傳導係數、比熱均假設為定值，而在自然對流的情況下，假設空氣的熱對流係數均為 $20\text{ W/m}^2\cdot\text{K}$ 。

四、結果與討論

在使用 ANSYS 軟體的數值計算中，計算結果的準確性與可接受度，完全端視數值方法中的參數設定。本論文在執行數值計算所需設定的參數有：計算區域的元素分割數 (element meshing)；暫態 (transient state) 溫度變化的過程的時間間距 (time interval) Δt 。將元素分割得愈細，將會增加計算結果的準確性，但使用過細的元素會增加總元素數，因此需要更多的計算時間與貯存空間，就整體效益並不是最佳化的狀態；時間間距的細分亦面臨同樣的情況。經由數值方法測試，本論文各數值計算例，數值計算區域包括在皮膚以上遠離溫灸杯的空氣部分，以及皮膚以下遠離溫灸杯的人體部分，採用總元素數為 $N=36,163$ 個；時間間距則取為 $\Delta t=1\text{ sec}$ 。

本論文數值方法的重點，在於計算矽膠電熱片加熱之後 ($t>0$)，在溫灸杯內的溫度變化狀況。由於加熱源可利用數位溫度控制器設定，故矽膠電熱片的控制溫度 T_0 將分別選擇 50°C 、 75°C 、 100°C 、 125°C 及 150°C 等五種不同的等溫度間距值；為讓數值計算結果有較為顯著的呈現，外界溫

度 T_a 選用 20°C 的固定值。本論文直接採用 ANSYS 套裝軟體建立數學模型，最後以等溫線的高階塗彩方式，呈現在溫灸杯中的溫度變化狀態。溫灸杯內的塗彩顯示方式，對於問題的剖析相當有幫助，使杯體內的熱傳遞現象可視化 (visualization)，塗彩顏色隨著控制溫度 T_0 與外界溫度 T_a 分而定，範圍從 20°C 至 150°C 不等，由於我們所關心的溫度是介於 42°C 到 58°C 之間，由此可清楚的觀察到，在任何時刻杯體內的暫態溫度變化情形。

第一個計算例是探討在留針狀態下，將溫灸杯罩在皮膚表面上施行針灸，在不同控制溫度 T_0 情況下，杯體內空氣與皮膚組織的溫度變化情形；使用的邊界條件為 (2)~(8) 式所設定之情況。如圖 2 所示為杯體內中心軸處 ($r=0$) 的皮膚溫度，在控制溫度 T_0 選擇 50°C 至 150°C ，每隔 25°C 為例的五種設定值；外界溫度 T_a 均假設為 20°C 。從圖 2 的曲線分布情形清楚可見，無論控制溫度 T_0 設定為若干 $^\circ\text{C}$ ，當矽膠電熱片開始加熱之後，由於原先在溫灸杯內空氣的初始溫度為 20°C ，故皮膚表面的溫度在前 100 秒左右會呈現下降的情形；隨時間的增加，杯體內的溫度就會再逐漸的上升。加熱時間大約經過 360 sec，溫度上升的狀況便趨於緩和，曲線開始逐漸呈現水平的狀態，此意味杯體內的溫度已趨於穩定狀態 (steady state)。再從圖中的曲線分布可知，矽膠電熱片在五種不同控制溫度的情況下，杯體內皮膚表面的溫度達到高於體溫值 ($T_s>37^\circ\text{C}$)，所需的操作時間從 $T_0=50^\circ\text{C}$ 至 150°C 分別為 624 sec、385 sec、231 sec、166 sec 及 129 sec，時間可再隨著控制溫度的提升而縮短。傳統中醫師利用燃燒時火焰的熱力，主要是用以迅速排除杯體內空氣的原理，然而杯體迅速吸附在皮膚上，常會使患者感到灼痛過緊而感到不適。透過圖 2 的說明可知，溫灸杯採用矽膠電熱片加熱之低溫灸療方式，皮膚是慢慢的感受到漸進式的溫熱治療，達到完全刺激活化每一個腧穴的效果；不像傳統艾草在燃燒時，高達 140°C 的落火會有灼傷的危險性。

在圖 3 中控制溫度 T_0 選擇 150°C 、外界溫度 T_a 假設 20°C ，四條曲線分別為矽膠電熱片在加熱 300 sec、600 sec、900 sec 及 1200 sec 後，杯體內皮膚表面所呈現的溫度分布圖。由於數值模擬針灸施作時的留針狀態，在溫灸杯中心軸留置一根灸針 (不銹鋼材質)，故位在杯體上方加熱源的熱量，較容易從灸針傳導入皮膚組織，加上杯體並非絕熱材質，熱量會由杯體傳導而散逸至外界，因此在杯體內中心軸的溫度最高，隨著徑向距離的增加而逐漸降低，持續到杯體

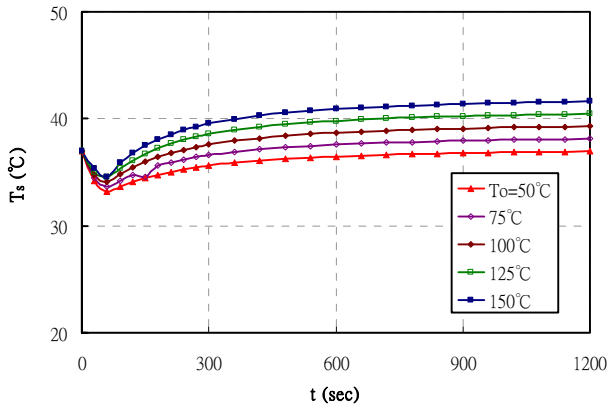


圖 2. 杯體內中心軸皮膚表面的溫度上升狀態

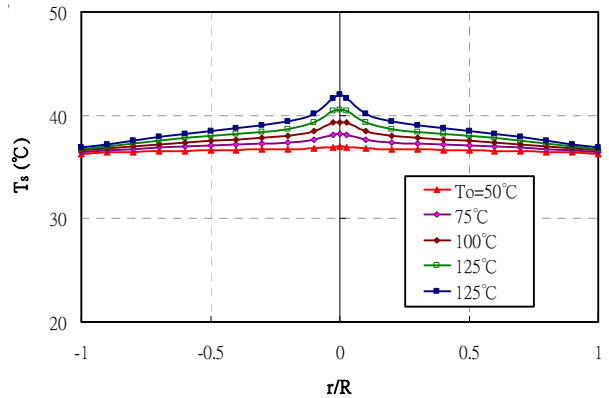


圖 4. 杯體內皮膚表面的徑向溫度分布 (t=1200 sec)

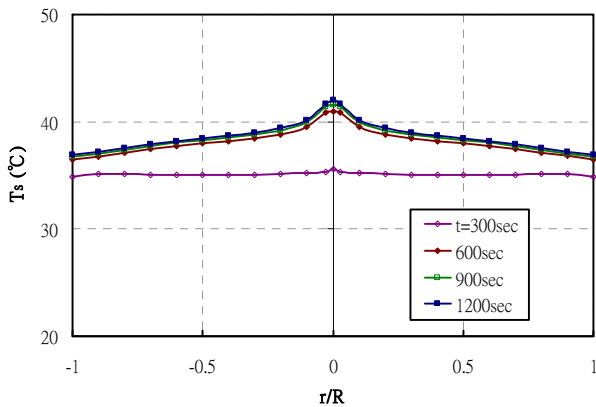


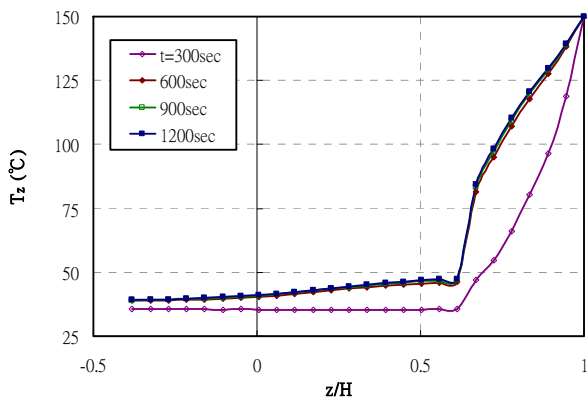
圖 3. 杯體內皮膚表面的徑向溫度分布 (To=125°C)

處降到最低的分布溫度。檢視圖 3 的皮膚表面溫度，除了在 $t=300 \text{ sec}$ 時，僅在中心軸 ($r/R=0$) 有些微的溫度上升，杯體處 ($r/R=1$) 溫度略為下降，皮膚表面的溫度曲線幾乎呈水平狀，此意味杯體內的溫度變化尚處於暫態情況。在圖 3 中，其他三條曲線 ($t=600 \text{ sec}$ 、 900 sec 及 1200 sec) 均呈倒 V 字形狀，溫灸杯之中心軸與杯體內面的溫度差分別為 4.5°C 、 4.9°C 及 5.1°C 。顯然隨著加熱時間的增加，杯體內皮膚表面呈現倒 V 字形狀雖持續擴大，但變化程度已趨於和緩。

圖 4 主要是探討在外界溫度 T_a 設定為 20°C 、矽膠電熱片在加熱 1200 sec ，五條曲線分別為控制溫度 T_o 設定在 50°C 、 75°C 、 100°C 、 125°C 及 150°C 情況下，杯體內皮膚表面所呈現的溫度分布圖。除了控制溫度 $T_o=50^\circ\text{C}$ 的例子，因熱傳遞尚不足以改變皮膚表面的溫度分布之外，其他曲線呈現的溫度分布狀態與圖 3 完全相似，均呈明顯的倒 V 字

形狀。同樣是杯體內中心軸的溫度最高，隨著徑向距離的增加而逐漸降低。再從圖中的數據可知，溫灸杯之中心軸與杯體內面的溫度差，就定量分析而言， $T_o=75^\circ\text{C}$ 至 150°C 的溫度差分別為 1.8°C 、 2.7°C 、 3.8°C 及 5.1°C 。經與圖 3 比較得知，控制溫度 T_o 對於杯體內皮膚表面的溫度分布，其影響性大於加熱時間的效應，顯然將控制溫度 T_o 再提升，溫度差仍會繼續加大。

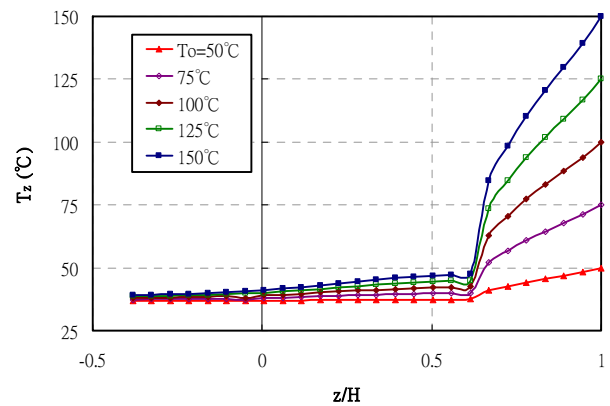
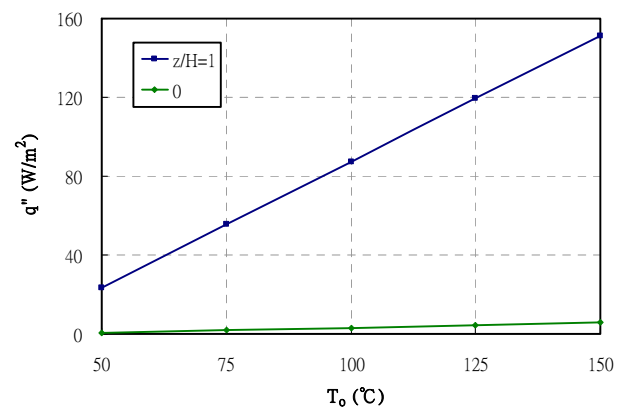
在中國傳統療法中，針上灸適應範圍最為廣泛，且符合本論文的研究模式；針上灸又名「溫針法」或「燒針尾」。溫針法乃針刺與艾灸合併使用的一種方法，適用於既須留針又須施灸的病患。操作時先按疾病虛實施行補瀉，然後在適當的留針深度狀態下，將艾絨搓團捻於針柄距皮膚 2~3 公分點燃，透過針體之導熱性將熱力傳入穴位，產生治療作用。為了進一步瞭解留針狀態下的熱傳遞影響性，假設在皮膚表面上的留針長度為 18 mm ($z/H=0.57$)，扎入皮膚組織內的留針長度為 12 mm ($z/H=-0.38$)。圖 5 顯示出在杯體內中心軸的溫度分布，四條曲線分別為控制溫度 T_o 選擇 150°C 、外界溫度 T_a 假設 20°C ，加熱時間分別為 300 sec 、 600 sec 、 900 sec 及 1200 sec 。從圖形的曲線分布可看出，除了在 $t=300 \text{ sec}$ 杯體尚處於暫態狀況，故在杯體內空氣部分 ($0.57 < z/H \leq 1$) 的溫度出現急遽下降外，在針身部分 ($-0.38 < z/H \leq 0.57$) 的溫度則幾近於相同。本論文設計的溫灸杯，加熱源係位在杯體內的頂部 ($z/H=1$)，由於空氣的熱傳遞效果較差，故在中心軸線從 $z/H=1.0$ 至 0.57 處，溫度將會呈現線性遽降的情形。就定量分析而言， $t=600 \text{ sec}$ 、 900 sec 及 1200 sec 之溫度降分別達到 104°C 、 103.2°C 及 102.7°C ；從 $z/H=0.57$ 至 -0.38 處，由於針身具有高熱傳導

圖 5. 杯體內中心軸的軸向溫度分布 ($T_0=125^\circ\text{C}$)

係數的關係，使得溫度幾乎呈線性遞減的趨勢，針尾 ($z/H=0.57$) 與針頭 ($z/H=-0.38$) 的溫度降分別為 7.3°C 、 7.8°C 及 8°C 。由此顯見，要利用溫灸杯進行類似溫針法的傳統醫療時，為考慮施灸的安全性與兼顧溫灸杯的熱傳遞效率，溫灸杯的高度 H 應該限縮在形狀比 AR 至少小於目前的狀態 ($AR<1.033$)。

接著再從圖 6 探討外界溫度 T_a 設定為 20°C 、矽膠電熱片在加熱 1200 sec，五條曲線分別為控制溫度 T_0 設定在 50°C 、 75°C 、 100°C 、 125°C 及 150°C 情況下，杯體內中心軸的溫度分布情形。很顯然地，溫度曲線的分布趨勢與圖 5 極為類似，都是在空氣段 ($z/H=1$ 至 0.57) 溫度呈現遞降的情形，在針身段 ($z/H=0.57$ 至 -0.38) 溫度則呈線性的遞減情況。除了 $T_0=50^\circ\text{C}$ 的熱效能不佳而不予以討論外，我們將圖 5 的其他四種控制溫度 T_0 狀態與圖 6 做一比較發現，雖然二圖的各曲線分布趨勢相似，但在空氣段則具有相當大的量化差異。進一步分析可知，在各種不同的控制溫度 T_0 狀態下，位於中心軸線 $0.72<z/H\leq 1$ 的空氣段，溫度隨著 z 減小而幾近於線性遞減 ($\partial T/\partial z>0$)。再從量化數據分析得知，在中心軸線空氣段 ($z/H=1$ 至 0.57)， $T_0=75^\circ\text{C}$ 至 150°C 的溫度將會呈遞降，大小分別為 39.9°C 、 42.3°C 、 44.8°C 及 47.3°C ；在中心軸線針身段 ($z/H=0.57$ 至 -0.38)，溫度幾乎同樣呈線性遞減的趨勢，針尾與針頭的溫度降分別為 2.5°C 、 4.3°C 、 6.2°C 及 8°C 。

倘若採用 (1) 式計算在各種控制溫度 T_0 情況下，在鄰近杯體中心軸處 ($r=0$)，矽膠電熱片 ($z/H=1$) 產生的熱通量 q'' 值，以及皮膚表面 ($z/H=0$) 所承受的熱通量，結果如圖 7 所示；本例係在外界溫度 T_a 設定為 20°C 、矽膠電

圖 6. 杯體內中心軸的軸向溫度分布 ($t=1200$ sec)圖 7. 控制溫度 T_0 對熱通量 q'' 的影響

熱片在加熱 1200 sec 的計算值。從圖 7 的圖形清楚可見，無論是電熱片產生的熱通量或皮膚表面承受的熱通量，二者均呈線性遞增的趨勢。從計算數據將可體認到，在控制溫度 T_0 從 50°C 分別增加 1.5、2、2.5 及 3 倍，達到 75°C 、 100°C 、 125°C 及 150°C 的情況下，電熱片產生的熱通量卻從 23.35 W/m^2 分別增加 2.4、3.7、5.1 及 6.4 倍，達到 55.4 W/m^2 、 87.4 W/m^2 、 119.4 W/m^2 及 151.4 W/m^2 的程度。顯然提高控制溫度 T_0 雖有助於提升溫灸杯的熱效能，但卻需提高矽膠電熱片的熱通量值，對於安全性及設計成本勢必也要相對的增加。反觀控制溫度 T_0 從 50°C 增加至 150°C 的情況下，皮膚表面承受的熱通量分別為 0.4 W/m^2 、 1.78 W/m^2 、 3.16 W/m^2 、 4.55 W/m^2 及 5.93 W/m^2 ；再比較分析得知，增加倍數分別為 4.5、7.9、11.4 及 14.8 倍。再由圖 7 的直線分布可知，二直線的距離隨著控制溫度 T_0 的增加而逐漸擴大，這意味熱效能並不因為控制溫度 T_0 的增加而提升；意即電熱片產生的熱通量經由杯體內的空氣為媒介，熱傳遞至

皮膚表面的效果顯然相當有限。

本論文研究直接採用 ANSYS 套裝軟體建立數學模型，最後以等溫環狀線 (isothermal contour) 的高階塗彩方式，呈現在杯體內的溫度變化狀態。溫灸杯內的塗彩，對於熱傳問題的可視化 (visualization) 相當有幫助，接續的研究將透過 ANSYS 程式提供的軟體，加強可視化結果的呈現與說明。

首先以熱傳遞效果來評估矽膠電熱片安裝方式的良窳，此不但影響熱傳遞效率，同時也攸關熱傳遞基本模式建立的正確性。由熱傳遞的基本原理可知，假設加熱源位在溫灸杯的下方，此意味杯體內頂部溫度將小於底部溫度 ($\partial T/\partial z < 0$)，因此在杯體內的空氣密度在重力方向呈遞減的趨勢 ($\partial \rho/\partial z > 0$)。由於在頂部較密的空氣較底部較疏的空氣重，迫使頂部較重的空氣下降；底部較輕的空氣上升，形成對流的移動現象，故在杯體內的空氣將會呈現不穩定狀態 (unstable state)，最後逐漸發展成不穩定環流 (unstable circulation)。由於本論文的數學模式是加熱源位在杯體上方，此意味杯體內頂部溫度將大於底部溫度 ($\partial T/\partial z > 0$)，因此杯體內空氣密度在重力方向呈遞增的趨勢 ($\partial \rho/\partial z < 0$)。在此狀況下，由於頂部較疏的空氣重小於底部較密的空氣重，故杯體內的空氣會呈現穩定狀態 (stable state)，不會再有容積流體移動 (bulk fluid motion) 的現象。

接著我們將探討在外界溫度 T_a 設定為 20°C 、矽膠電熱片在加熱 60 sec 時的暫態階段，控制溫度 T_0 分別設定在 50°C 、 75°C 、 100°C 、 125°C 及 150°C 的情況下，利用等溫環狀線的高階塗彩方式，檢視在溫灸杯內的溫度變化情形。由於溫灸杯的壁厚 c 遠較內徑小 ($c/D=0.082$)，故杯體採用塗黑方式，以清楚辨識杯體內、外的空氣計算區域，及皮膚下方的人體計算區域。從圖 8 清晰可見，無論控制溫度 T_0 設定在幾度，在杯體上方因鄰近矽膠電熱片加熱，使空氣溫度急速的上升。由於熱空氣累積在杯內頂部，一部分將會藉由熱傳導效應向下傳遞，另一部分轉由杯體往外傳遞。在杯體底部與皮膚表面交接面，杯體內的初始溫度為外界溫度 $T_a=20^\circ\text{C}$ ，皮膚表面的初始溫度則是 37°C 。由此可見，在杯體內具有初始溫度的空氣，受上方加熱源與下方皮膚組織的交互作用，使得在針身至杯體間將會出現環狀的低溫區 (如圖 8b-d 所示)。隨著時間增加，杯體上方矽膠電熱片的熱量逐漸向下傳導，杯體下方皮膚組織的熱量逐漸向上傳導，環狀的低溫區很快的便消失掉。再從圖 8 可看出，杯體內緊鄰矽膠電熱片的等溫線較為密集，此意味溫度梯度

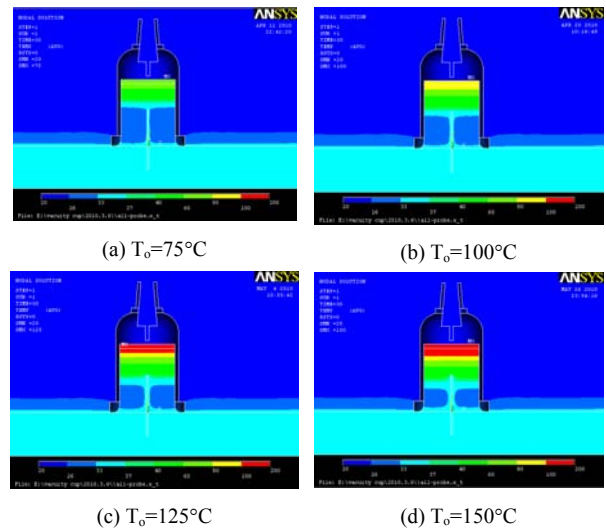


圖 8. 杯體內的溫度變化情形 ($t=30 \text{ sec}$)

(temperature gradient) 較大，亦即熱通量值 q'' 較大；遠離電熱片接近皮膚表面的等溫線較為疏散，表示溫度梯度較小，意味熱通量值 q'' 較小。

繼續我們將探討在溫灸杯內的暫態熱傳遞情形。圖 9 為控制溫度 T_0 選擇 150°C 、外界溫度 T_a 假設 20°C ，矽膠電熱片在加熱 300 sec、600 sec、900 sec 及 1200 sec 之後，利用等溫環狀線的高階塗彩方式，顯示在溫灸杯內的溫度變化情形。在矽膠電熱片剛開始加熱後 ($t>0$)，產生的熱藉由熱傳導與熱對流的效應往杯體的下方傳遞，在此同時也會經由杯體傳遞至外界而散逸。在圖中顯示出等溫環狀線在杯體上方，鄰近矽膠電熱片幾乎呈現水平狀，溫度由上至下呈現遞減的趨勢；一直到接近針尾的上方 ($z/H=0.65$)，等溫環狀線才出現弧形曲線的狀態。隨著時間增加，弧形曲線狀的等溫環狀線緩慢的往杯體下方移動，雖然效果並不明顯，但熱透過針身傳遞至皮膚組織的範圍卻逐漸擴大，此效應卻是相當的顯著，而且隨時間的增加，加熱將會擴散到整個溫灸杯所覆蓋的範圍內。傳統的灸療採用艾草球以火燃燒，倘若採用無間隔加熱 (直接灸)，落火常會造成皮膚 1 到 2 度的治療性燒燙傷。假使採用的隔熱片 (間接灸)，雖然避免了燙傷之虞，但隔熱片大幅降低皮膚的熱感受度，將會減弱治療效果，加上受熱面積窄小，更會降低治療效用。傳統灸療多為暫時性溫熱有感治療，療程完畢常感灼熱疼痛，容易造成皮膚感染，嚴重者甚至造成菌血症。經由圖 9 的說明得知，溫灸杯採用溫和漸進式的加熱方式，完全符合人體的適應性。

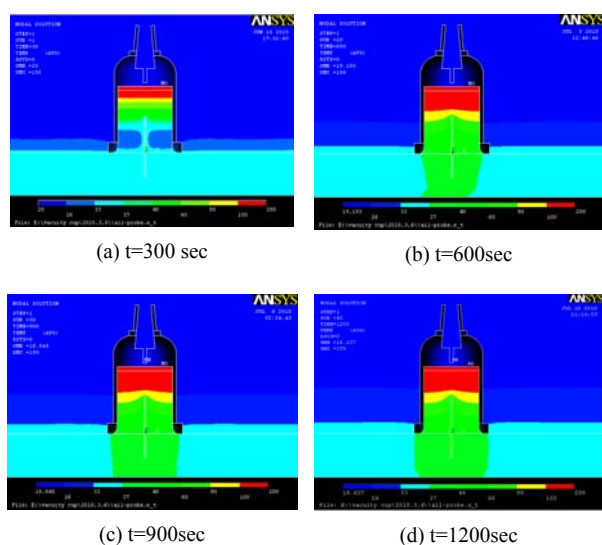


圖 9. 杯體內的溫度變化情形 ($T_0=150^{\circ}\text{C}$)

五、結論

人類很早以前就認識到「熱」對疾病的治療作用，長久以來，將「熱」運用到醫術的手法也相當的精湛。如今拜現代科技進步所賜，人們對於「熱」的掌握與運用，在技術上已相當的成熟，但運用到傳統醫療卻是相當罕見。

本論文採用 ANSYS 軟體配合適當的邊界條件分析溫灸杯內的溫度分布，藉以研究杯體內的熱傳遞現象。數值方法係採用暫態圓柱座標 (r, z, t) 描述溫灸杯的幾何形狀，杯體內底面的邊界條件設定，假設為留針狀態下罩在皮膚上的狀態，在杯體內底面皮膚直接接觸，故軸向的熱傳熱通量相等。本論文的各數值計算例，我們的數值計算參數皆採用總元素數為 36,163 個，時間間距則取為 1 秒。

經由數值結果得知，在開始加熱階段溫度上升極為迅速，當時間歷經約 360 秒左右，溫度變化率就會呈現線性遞減的趨勢，此意味在溫灸杯內的熱傳遞已呈現穩定狀態。由於溫灸杯體的內部高度 H 與內徑 D 的比值 $H/D=1.033$ ，形式屬於細長型的設計，經由數值分析所獲致的結論可歸納出，在控制溫度 T_0 介於 $50\sim 150^{\circ}\text{C}$ 的範圍，外界溫度 T_a 設定在 20°C ，控制溫度與外界溫度比值 $T_0/T_a < 7.5$ 的範圍內，熱傳導為主要的熱傳遞機構。本論文的溫灸杯設計，由於加熱片裝置在溫灸杯上方，溫灸杯採用溫和漸進式的加熱設計，讓皮膚慢慢感受漸進式溫熱治療，符合人體適應性。

誌謝

感謝教育部「推動技專校院與產業園區產學合作計畫」(99B-10-003) 之經費補助，使本論文得以順利完成，特此致謝。

參考文獻

1. 吳齡幸 (民 83)，實用針灸學，滿庭芳出版社，台北。
2. 施又文 (民 90)，「黃帝內經」關於「臟腑經絡」的生理觀，中國文化月刊，257，17-29。
3. 施議強、吳中興 (民 96)，針灸臨床療效探討，當代醫學，34(4)，313-317。
4. 高宗桂、裴景春 (民 95)，中國古代針灸處方特色與中華文化對選穴之影響，中華針灸醫學會雜誌，95，23-31。
5. 傅彬貴、林昭庚 (民 95)，使用針刺治療與經濟效益關係之實證醫學文獻評讀，中華針灸醫學會雜誌，95，1-11。
6. 黃哲勳 (民 91)，淺談高週波電熱燒灼術 (Radiofrequency Thermal Ablation, RTA) 在腫瘤治療上的應用，高雄醫師會誌，35，27-28。
7. Brix, G., M. Seebass, G. Hellwig and J. Griebel (2002) Estimation of heat transfer and temperature rise in partial-body regions during MR procedures: An analytical approach with respect to safety considerations. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 20, 65-76.
8. Dilina, M., S. Jiang and X. Zhang (2006) Investigation to heat conduction model in skin tissue. *Academic Journal of Xi'an Jiaotong University*, 40(3) 369-372. [in Chinese]
9. Incropera, F. P. and D. P. DeWitt (2002) *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, 5th Ed., John Wiley & Sons, New York, NY.
10. Ji, Y. and J. Liu (2002) Numerical studies on the effect of lowering temperature on the oxygen transport during brain hypothermia resuscitation. *Computers in Biology and Medicine*, 32, 495-514.
11. Jiang, S. C., N. Ma, H. J. Li and X. X. Zhang (2002) Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*, 28, 713-717.
12. Khaleda, A. R. A. and K. Vafai (2003) The role of porous media in modeling flow and heat transfer in biological tissues. *International Journal of Heat and Mass Transfer*,

- 46(26), 4989-5003.
13. Moaveni, S. (2003) *Finite Element Analysis: Theory and Application with ANSYS*, 2nd Ed., Prentice Hall, New Jersey, NJ.
 14. Okajima, J., S. Maruyama, H. Takeda and A. Komiya (2009) Dimensionless solutions and general characteristics of bioheat transfer during thermal therapy. *Journal of Thermal Biology*, 34, 377-384.
 15. Shen, X., G. Ding, J. Wei, L. Zhao, Y. Zhou, H. Deng and L. Lao (2006) An infrared radiation study of the biophysical characteristics of traditional moxibustion. *Complementary Therapies in Medicine*, 14, 213-219.
 16. Sugai, G. C. M., A. De, O. Freire, A. Tabosa, Y. Yamarura, S. Tufik, L. Eugenio and A. M. Mello (2004) Serotonin involvement in the electro-acupuncture- and moxibustion-induced gastric emptying in rats. *Physiology & Behavior*, 82, 855-861.
 17. Thiebaut, C. and D. Lemonnier (2002) Three-dimensional modeling and optimisation of thermal fields induced in a human body during hyperthermia. *International Journal of Thermal Sciences*, 41, 500-508.
 18. Zhang, J., G. A. Sandison, J. Y. Murthy and L. X. Xu (2005) Numerical simulation for heat transfer in prostate cancer cryosurgery. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(2), 279-294.

收件：99.08.11 修正：99.11.18 接受：100.02.18