

疊紋技術應用於全域諸穴道點之震動量測

張榮森¹ 陳建宇^{1,2} 林慶煌¹ 劉宇傑¹ 郭正典^{2,3}

¹ 國立中央大學光電科學研究所生醫光電系統研究室

² 台北榮總教學研究部生物物理研究室

³ 國立陽明大學傳統醫藥研究所

摘要

使用電子式或接觸式的方法以診察穴位是醫學診斷上有用的方法，例如傅爾電針、探穴儀、穴診儀等。但用這些方法量取穴位的體電壓或電阻值時只取某段時間內的平均值，是其缺點。此外，使用電子式的穴位診察法可能會干擾受測者的穴位。所以發展非接觸式且不失真的穴位檢測法是醫生與病人所期盼的。有鑑於此，本研究以陰影疊紋（shadow Moiré）的方式建立一套非接觸式的穴道量測系統。疊紋可以顯示受測穴位及附近皮膚表面隨時間之形變且能放大振幅觀察的特性。若以電腦進行數據擷取與分析，則可獲得受測穴位震動波之訊息。比較使用血氧濃度計（Pulse oximeter）量測食指與使用陰影疊紋量測太淵穴所得波動之主峰頻率，我們在六男六女的受測者得到平均小於1.34%的主峰頻率差異，由此可以知以光學式陰影疊紋量測穴位的震動是可行的。穴位為中醫師進行穴診時所關心的位置，穴診儀只能量測到有限的點。若使用本研究的三維影像紀錄方式，中醫師將可以同時觀察整個穴位的震動並紀錄之。此技術若與中醫經驗相結合，將可用來進行各種穴位的量化工程。利用疊紋技術，研究者可以測定各穴位震動點隨時間變化的波形，不若一般穴診儀只能在穴位區域取一個體電壓或電阻的平均值。因此，陰影疊紋法不僅可以同時得到整個穴位的震動，而且可將其變化做頻譜及小波分析。如此我們將可以更深入瞭解各穴位之震動及穴位間的相關震動。

關鍵字：疊紋技術、太淵穴、經渠穴、列缺穴、經絡、血氧濃度計

一、前言

中醫在脈學很早即有豐富的典籍，公元前7世紀《史記》已記載“至今天下言脈者，由扁鵲也”。《史記·倉公列傳》記載西漢倉公淳于意醫師（公元前216~150年）的25醫案，即有記錄19種不同脈象。《內經》使用“三部九候診法”診脈，《難經》獨取寸口脈，形成“寸口脈法”。東漢，張仲景（公元150~219年）《傷寒論》、《金匱要略》中有“三部診脈法”診

脈。西晉王叔和（公元201~280年）所著的《脈經》為中國最早的脈學專著。書中整理易於掌握容易辨識的24種脈象，為基本應用臨床診脈，確立指感形象的標準，首開脈象鑑別的先河。明代李時珍的《瀕湖脈學》記載27種脈象，且言淺意深，具歌訣場記易用。清朝李士林的《診家正眼》及清朝的《醫宗金鑑》加上疾脈，共28種脈象。目前一般中醫書籍都採用28種不同脈象的說法。

西醫有關脈搏波方面的研究從1944

年始有研究報告發表，並對不同動脈在不同狀況下的脈搏波波形做了詳細的描述與比較。隨後脈搏波量測與波形分析的相關文獻陸續發表，其中有描述正常人與患有高血壓（Hypertension），動脈硬化（Arteriosclerosis）等各種心臟血管疾病的病人的脈搏波波形特徵，亦有不少研究利用各種分析方法在時域（Time domain）與頻域（Frequency domain）中探討血管的特性。

在台灣，結合電子技術、電腦科學及近代物理學的脈診儀可將脈搏波的圖形顯示在電腦螢幕，以作為臨床、教學與研究之用。中國醫藥學院汪叔游自 1976 年開始開發脈搏波儀，以脈搏感應器、壓力轉換器、多頻道記錄器將脈搏波圖與電腦相結合，使脈搏波圖、心電圖同步顯現。汪叔游並求出脈搏波的一次導函數，以看出斜率。此系統可用於記錄寸、關、尺與浮、中、沉的脈波，以建立一套脈搏波判讀的標準。第二位脈波的研究者為交通大學的魏凌雲，他於 1980 年利用頻譜能量比配合脈經中寸、關、尺與臟腑間的關係作出健康參考的指標，他認為正常人脈搏波的能量都集中在 10Hz 以下，低頻能量（10Hz 以下）的頻譜與較高頻能量（10Hz 以上）比大於 100 以上時，受測者即處於健康狀態；若比值小於 100，則為氣衰。第三位脈波的研究者為中央研究院的王唯工，他於 1987 年認為脈搏波是血液壓力波流經各臟腑與心臟共振狀況的綜合表現。王唯工利用傅利葉轉換，分析由壓力轉換器取得脈搏波，認為不同頻率共振波的強度各與不同臟腑的健康狀態相關連⁽¹⁾。

脈診不論從中醫或西醫的觀點來看，都已各自擁有一套完整的理論。但是在脈搏波的擷取方面，無論是中醫或西醫，鮮少能獲得非接觸式的脈搏波。近年來由於各項技術的進步，利用光學方法來做量測的工具也越來越多，如疊紋技術（Moiré

technology）全像干涉術、脈衝反射法、干涉及繞射法等。其中全像干涉術實施時需要在防震光學桌上操作，脈衝反射法所需儀器設備較昂貴，而干涉及繞射法所能實施的對象有限⁽²⁾。

當欲量測的對象為人體時，疊紋法（Moiré）為一個較為適當的方式。這種方式已經在工業界大量地使用了，如 IC 的檢測、應力的分析或是物體的形變等。近年來則是開始有人利用這種方式來做人體方面的檢測，如：牙齒的形狀，腳掌的變化等。利用此方法，可以對病患做非接觸式的量測。Moiré 為一句法文，其意義是波紋。當兩個週期類似的光柵重疊在一起便會產生此種現象。最早以科學為目的提出疊紋原理的是 Lord Rayleigh⁽³⁾，他建議可用 Moiré 來作光柵的分析。之後直到 1920 年代，才由 Ronchi⁽⁴⁾，Raman⁽⁵⁾ 與 Datta⁽⁶⁾ 陸續發表文章。Moiré 接下來出現的時期是在 1940 年代，當時將這項技術應用於平面的應力分析上^(7,8)。而疊紋技術用於人體上首見於 Takasaki 所發表的論文⁽⁹⁾。除了用於人體脊椎的量測，疊紋技術也可應用於其他方面的人體檢測，如用於整形外科^(10,11)。

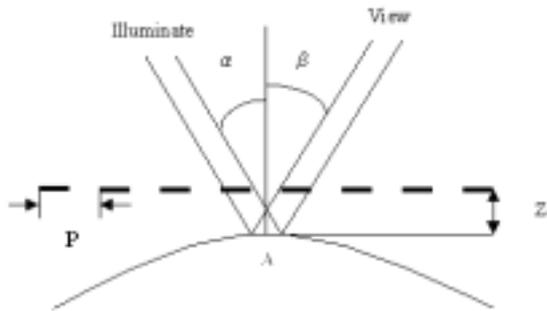
本文研究主要的目的是利用陰影疊紋的原理建立一套非接觸式的穴道震波量測系統。藉由分析穴道震波的特性，進一步了解關於經絡同調震盪的資訊，使傳統中醫針灸裡同樣經絡之各種穴道點震盪予以量化。

二、材料與方法

1. 陰影疊紋原理

透過兩組週期相近的光柵重疊可以產生疊紋。如圖一所示，利用平行光穿過一組前置光柵（Reference grating），在待測物的表面產生影子，而這些由前置光柵所

產生的影子也是一組光柵。但是投射到待測物表面的影子，會因為待測物的表面高度不同而產生形變，所以投射到待測物表面的光柵是一組形變的光柵（Distorted grating）。陰影疊紋便是利用前置光柵與其影子形變的光柵重疊所產生⁽¹²⁾。



圖一：陰影疊紋的產生結構示意圖

在待測物上方放置一個週期為 P 的光柵，光源與觀察點分別與光柵的法線夾與的角度。平行光經過前置光柵在 A 點產生形變的光柵，而從觀察點經過前置光柵看到形變的光柵，兩者在 A 點形成疊紋。待測物上的 A 點到光柵的距離 Z ，與光柵的條紋週期 P 有以下的關係：

$$P = Z \tan \alpha + Z \tan \beta \quad (1)$$

由上述關係，可得的到高度 Z ，

$$Z = \frac{P}{\tan \alpha + \tan \beta} \quad (2)$$

當光源與觀察點都固定後，上式的分母可視為一個定值：

$$\tan \alpha + \tan \beta = K, K = \text{constant} \quad (3)$$

則(2)式可簡化為：

$$Z = \frac{P}{K} \quad (4)$$

此即為疊紋與光柵間的相對距離。

以上是指第一條疊紋出現的位置與前置光柵的高度差關係式，當我們考慮觀察者看到透過第二個前置光柵與平行光產生的第二個形變光柵重疊的 Moiré，便是第二階的高度差 $Z = 2 \frac{P}{K}$ ，所以可將疊紋位置與前置光柵的高度差寫成一個普遍性的關係式：

$$Z = \frac{P}{K} N, N = \text{interger} \quad (5)$$

這表示每一個疊紋間代表一個固定的高度差，亦即疊紋圖其實就是一組等高線圖。本研究中我們利用每一個疊紋間距代表一定的高度差這個特性，來找出穴位之高度變化波形與頻率。

2.系統架構

實際的系統架設方式如圖二所示，右側為一穩定光源 MORITEX MHF-G150LR，左側為數位攝影機 (SONY DCR-TRV40；4.5mm CCD；Carl Zeiss Vario-Sonnar 組合電動 10 倍光學變焦鏡頭其像素為：靜止狀態 1390000 像素，移動狀態 970000 像素) 二者之間其準直方向夾角固定為四十五度。下方為一組平行光柵 (玻璃材質 - CORNING 7059)，其光柵條紋間距為 0.3mm。光柵下方為我們用石膏所作出的靠腕夾具。



圖二：量測系統設備與架設

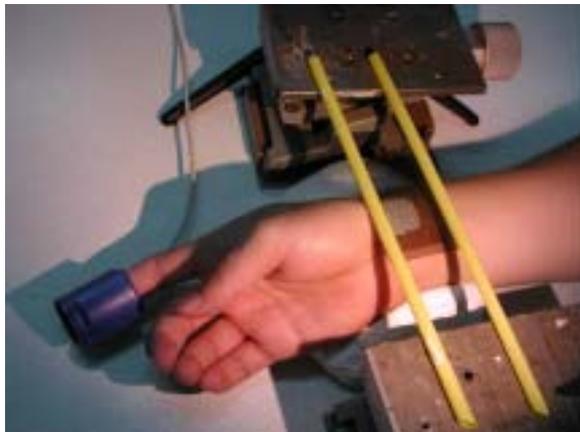
利用此陰影疊紋的架設方式，首先在手腕處之太淵穴附近的部分塗上白色顏料以增加量測時的對比度。再將光柵固定於手部上方但不接觸到欲量測的手腕穴道部位；之後以光源照射至欲量測的部位來產生 Moiré 條紋。稍微調整光源與觀察面，即調整與角度，使疊紋在觀察面看起來更加明顯。為了避免分析時光柵條紋的影響，故在記錄影像時，需調整數位攝影

機 (digital video ; 以下簡稱 DV) 鏡頭的焦距，使其聚焦在待測物表面，而使光柵為失焦的狀態。最後以 DV 記錄疊紋。

實驗上，我們利用 DV 來擷取影像，並將所獲得的動畫轉變為灰階圖形來分析。當利用 DV 來擷取影像時，燈光的亮暗與閃爍會造成灰階值的變化。因此光源閃爍所造成的基準灰階變化必須與以校正。

3. 陰影疊紋技術與血氧飽和濃度計之比較

如圖三所示，將血氧飽和濃度計 SpO₂ (Saturation of Patient's Oxygen) 的紅外線夾具夾於中指上，並將手腕 (寸關尺) 置於光柵下方固定好。開啟光源後，調整光源與觀察面 (DV) 的位置，以取得較明顯的疊紋。確定兩種量測方式都準備好了以後，就啟動 DV 攝影功能，同時開始以血氧飽和濃度計 Nonin 8600 記錄血氧量的飽和度所量測到的脈搏波。



圖三：同時使用 Moiré 與血氧濃度計方式量測實驗圖

4. 數據分析

將 DV 錄製下來的影像，以每 1/30 秒的間隔擷取並以 IEEE1394 傳輸線傳送至個人電腦中，以 Windows Movie Maker 軟體進行初步處理。再將彩色圖檔轉換為灰階的圖檔。從疊紋隨時間變化的圖檔中，取出一個定位點 A 作為分析點，然後分析此點的灰階值隨時間的變化，由此數值繪

出脈搏波的波形，利用(4)式計算出此脈搏波的振幅；並更進一步對此時變訊號作傅立葉轉換，即可求得此太淵穴附近震盪之頻率。上述之影像處理以及訊號分析程式皆由 Matlab6.0 版的軟體編寫完成。

三、結果與討論

1. 系統校正結果

由於數位化之後的灰階值畫面將灰階度分成 0 到 255 個數值，所以原本肉眼看見呈現三角波的每一個疊紋的間距，經過數位化處理被分成 256 等分的階梯函數分佈，但是每一個疊紋的間距所代表的高度差還是沒變。

依據式(4) $Z = \frac{P}{K}$ ，實驗時將 (光源) 與 (觀察者) 角度都固定了，所以 K 為固定值，而光柵的週期 P 亦固定了，所以每一個疊紋便以 P/K 為倍數做變化。其中 (P/K) 代表一個疊紋的變化，在灰階值的表現上是由全黑 (灰階值為 0) 過渡到白色 (灰階值為 255)，再由白過渡到全黑的一個週期。而經過電腦數位化再轉為灰階值後，每一個疊紋間的灰度值便代表高度差，現在將灰階值由全黑到全白分成 256 個數值，且疊紋由全黑到全白調表著高度 Z 的變化是 (P/K)/2，將此灰階值與高度之間的關係寫成方程式，便可獲得灰階值所代表的高度變化：

$$Z = \frac{(P/K)/2}{256} \quad (6)$$

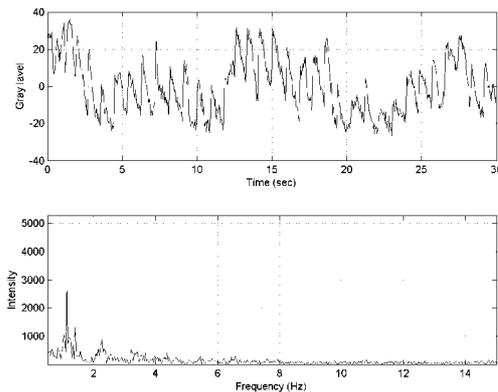
但是由於疊紋的灰階變化並不一定是 256，所以必須在將上式的灰階值 256 修改為疊紋的灰階變化，也就是：

$$Z = \frac{(P/K)/2}{(M - m)} \quad (7)$$

其中的 M 代表此固定點隨時間變化最高的灰階值，而 m 代表此固定點隨時間變化最低的灰階值。如此一來，將兩者相

減才是實際上的疊紋灰階變化值。

經由以上的分析與數據處理，可以畫出穴道波的圖形上固定點 A 的灰階值隨時間的變化，其亦代表著 A 點高度隨時間的變化。將此數據做離散傅立葉轉換，即可得到這個固定點的振動頻率，這個振動頻率即為穴道波頻率。如圖四所示，此受測者(20 歲男性)的穴道波動頻率為 1.13HZ



圖四：固定點 A 的灰階值隨時間的變化與其傅立葉頻譜

因為本研究中所量測的穴道波振幅是以圖形的灰階值經過(7)式換算而得到的，所以整套量測系統的影像擷取工具以及光源的穩定度對於灰階值的變化解析度，直接影響了整套系統對穴道波振幅的解析度。

經過光源校正之後可得知，由一般日光燈管的閃動會造成灰階值由 6 變化到-8，灰階值的振幅變化為 14，且有 0.136HZ 的閃爍頻率。以 MORITEX MHF-G150LR 穩定光源來照明，灰階值由 4 變化到-4，灰階值的振幅變化為 8，且有 0.100HZ 的閃爍頻率。由此可知：我們所使用的光源閃爍頻率比一般的日光燈源小，而且灰階值的變化幅度也比較小。這代表本系統的光源系統與一般的日光燈源比較，是比較穩定的系統。此實驗所要量測的是脈搏波的變化，其頻率約在 1HZ 左右，而燈源閃爍的頻率為 0.100HZ，所以對實驗結果的

分析影響不大。

經過以上的校正實驗後可得知，利用現有的影像擷取系統與光源，此套系統對一個固定畫面的灰階值有振幅 8 的變化，亦即此套系統的灰階值變化解析度目前是以 8 為一個單位。而(7)式需修正為

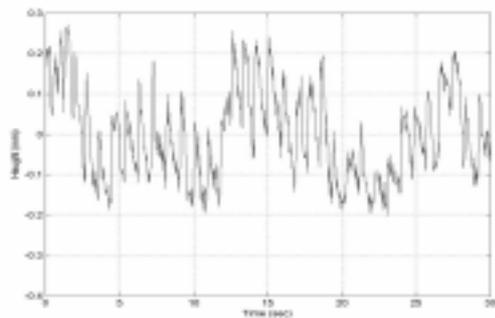
$$Z = \frac{(P/K)/2}{(M - m)/8} \quad (8)$$

利用上式可畫出高度隨時間變化的圖形，由於灰階值與高度的轉換關係式是線性的，所以高度隨時間的變化圖與隨時間的變化圖是相似的，只是兩者相差一個常數，這個常數被光源與觀察點的角度所影響。只要改變光源或觀察點的角度便可以改變疊紋的間隔大小，以使條紋的變化變的更緩和或明顯。

目前製作的光柵由於未經抗反射鍍膜，所以當光源到達光柵表面會有反射光。為了使反射光到達 DV 的強度不會影響到數據分析，實驗時需將光柵轉個小角度，而這個轉動會使光柵的週期相對於(8)式有個 \cos 的修正，因此 XX 式必須再改寫為：

$$Z = \frac{[(P/\cos \theta)/K]/2}{(M - m)/8} \quad (9)$$

經過以上的修正，便可以將固定點 A 隨時間的高度變化正確的計算出來了。



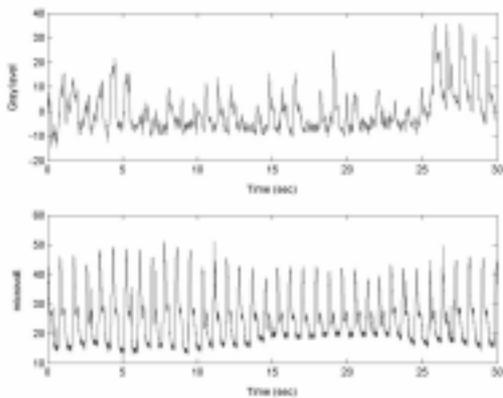
圖五：固定點 A 隨時間的高度變化

2. Moiré 與血氧儀結果比較與校對

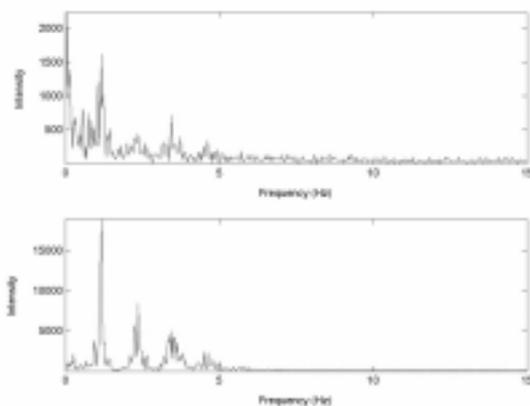
為了確認疊紋的精確度，我們同時利用兩種量測實驗方式來量測脈搏波，一種就是本論文所提的疊紋量測方式，另一個

是利用量測血氧量的飽和強度的方式來量測脈搏波。由於兩者量測出來的單位並不相同，以疊紋量測方式所得到的是高度 (mm) 的變化，而 Nonin 8600 則是以電壓 (μV) 來表示量測到的波形變化量，因此我們以比較兩者的頻率為討論重點。

以陰影疊紋技術所量測到的脈搏波，其取樣頻率為 30HZ，總共取 898 張圖，即約 30 秒來分析。所得到的最高頻率為 1.1669HZ。而以 SpO_2 來量測到的脈搏波，取樣頻率為 200HZ，總共 6000 個點，共 30 秒來分析。所得到的最高頻率為 1.1693HZ，兩者的誤差值為 0.2%，誤差不到一個百分比。



圖六：(a)疊紋量測到的太淵穴震動波波形
(b)血氧計量測到的食指指尖脈搏波波形



圖七：(a)疊紋量測到的太淵穴震動波頻率
(b)血氧計量測到的食指指尖脈搏波頻率

由於本實驗使用 Moiré 量測脈搏波的

取樣頻率為 30HZ，而 SpO_2 所使用的取樣頻率為 200HZ，所以相較之下使用 Moiré 量測出來的脈搏波波形無法像 SpO_2 所擷取到的波形那麼連續而完整，但是當轉換到頻率域來觀察時，兩者的差別並不是太大。

總共有十二個人自願參加本研究之量測，其中有六名是男性，六名為女性，平均年齡為二十一歲，皆無任何重大疾病病史且量測當天都為健康狀態。量測進行之前八小時被要求不能喝任何具有酒精或者含咖啡因類的飲料。經統計計算之後，以 Moiré 量測出來的脈搏波主頻率跟以血氧濃度計所測量之結果，其平均差異在 1.34% 以下，這樣的結果顯示我們所提出的新方法確實是可以準確的測量出脈搏波的訊息。

2.手太陰肺經上三個相鄰穴道點量測
將其中一個受測者的腕部疊紋影像系列，特別選擇近人體脈搏的手太陰肺經上三個相鄰的穴道點：太淵穴、經渠穴、以及列缺穴，分別標記上 A、B、C。將 A、B、C 三點的灰階時間變化率透過(9)式計算出這三個特殊位置的表面穴道震動時變紀錄，其結果如圖八所示。圖八中，最上方為太淵穴的震動時變率，其次為經渠穴，最下方為列缺穴。由穴道震動的時變率我們只能看出這三個穴位的表面搏動幾乎是同調的，但是很顯然是其彼此相對應的振幅並不相同。

四、結論

傳統之穴診儀或傅爾電針以電子式感測器來量測，所獲得的是整個時間的平均值，所以量測範圍受限於針點特性。而中醫把脈的方式則因醫師個人主觀不同而有不同推論，無數值化的一定標準。

1. 本研究中所提出之光學式陰影疊紋技術之優點綜合敘述如下：

(1) 相較於其他電子儀器的量測方法，此技術不需昂貴的設備，且不會有電子儀器特有的訊號干擾出現。

(2) 本研究所建立之非接觸式的穴道波量測方式，以純光學的方式，將適當週期的光柵置於穴道部位上方而不接觸到手腕，再以 DV 將 Moiré 的變化記錄下來加以分析，可以不接觸到待測者而能準確量測到穴道波，便不會有對受測者產生危險以及受到電子信號干擾。

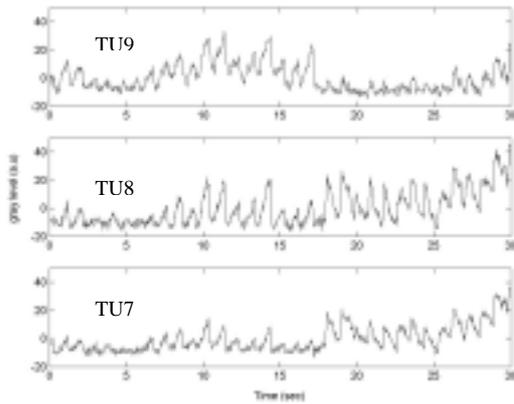
(3) 且可以觀察的區域中任何點的時間變化比起穴診儀或傅爾電針之只取一段時間中之總平均變化要更加完整。將穴道波的高度變化數值化記錄下來，可以獲得三維的整體穴象紀錄，而且可以同時測定多個穴點。

(4) 若與中醫師合作，以其豐富的傳統中國醫學經驗，將可以對脈象進行科學化的定量工程。

(5) 此種非侵入式光學測量技術與我國固有針灸醫術相結合，我們將可以對針灸穴位之後將本穴位以及其他穴位波的頻譜作一觀察分析，以期能夠完成針灸醫術對人體效用的量化工程。

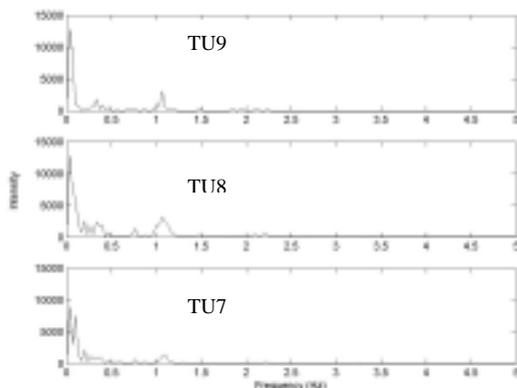
2. 本論文量測之結果已量到同一經絡上的三個穴道主頻率同調震動。

傳統的疊紋影像分析方法是繪出疊紋的銳利邊緣，以疊紋邊緣的移動來判斷物體高度的變化。這種方法比較不會受到光源強度的影響而改變邊緣的位置，但是必須準確解析出條紋的邊緣。然而目前的套



圖八：太淵、經渠、列缺三穴道經由疊紋技術所量測得的穴道震動時變率

我們更進一步的將 A、B、C 三個特殊位置的脈搏時變率進行傅立葉變換以獲得其頻率分佈的關係，其結果如圖九所示。由圖九中我們可以看出 A、B、C 三穴道點在主頻率約 1Hz 之處都相當的明顯，而在人類的呼吸頻率 0.3Hz 之處也可以看出有特徵頻峰出現。最低頻處約 0.1Hz 都很明顯有一個相當高起的頻峰，那個頻峰代表的正是先前我們所計算出的光源閃動頻率。值得一提的是經由疊紋技術所量測的三維穴道點區域完整紀錄，我們可以同步的紀錄 A、B、C 三個穴道形狀變化（穴象）的彼此相關狀況，更可以再配合專業中醫師的經驗，進一步的將這些穴象予以科學化的定量工程。



圖九：太淵、經渠、列缺三穴道之穴道震動經傅立葉變換後之頻譜圖

裝軟體對細線化的效果普遍不好，所以必須再發展一套配合疊紋的軟體程式。因此本研究採取灰階度經運算所得出轉換為表面高度公式使實驗分析較為快速簡便。

囿於現有儀器與影像擷取的規格限制，DV 目前最高僅能每 1/30 秒抓取一張圖，限制住我們的取樣頻率，使得所測之波形的變化並不是非常的連續且完整。至於擷取影像的部分可用體積較小的擷取工具，如：CMOS，由於 CMOS 擷取影像的速度尚可以接近每 1/30 秒抓取一張圖，所以可以用在我們的系統，使整套系統易於操作且成本更便宜了，甚至可以考慮不需用到彩色的擷取系統，因為本文所發展的量測系統是以灰階值來轉換成換高度，所以其實只要黑白的 CCD 或 CMOS 便可以使用在現有的量測系統裡了。目前使用的光源穩定度已經可以讓灰階值有不大的變化了，若要解析更細微的穴道形變（穴象），則可以選擇更加穩定的光源，或是製作更小週期的光柵，以增加灰階值的解析度。如此一來便可以使整套量測系統更趨於完善且精密。

透過疊紋技術觀察太淵穴及其附近的各穴道振動變化，是運用非侵入性的方法測量穴位的振動，本研究之結果已量到同一經絡上的三個穴道主頻率同調震動。未來可用於觀察不同經絡各穴道點及各種穴象的振動頻率變化比較其異同，有利於中醫臨床診斷技術之提昇。

五、致謝

本文感謝台北榮民總醫院提供之計畫（計畫編號：VGH-C-371-3）支持。本研究方法已申請專利。

六、參考文獻

1. 黃世林等，“中醫脈象研究”，知音出版社，1995。
2. 林宸生，“光電精密量測”，全欣科技圖書，pp.146-147，1993。
3. Lord Rayleigh, Philos. Mag.47 : 81,1874.
4. Ronchi V, Attualita Scintifiche, N. Zanidelli, Bologna, No.37,Chap.9. , 1925
5. Raman CV and Datta SK, Trans. Opt. Soc. 27-51, 1925-1926.
6. Datta SK, Trans. Opt. 28 : 214, 1926-1927.
7. Brewer GA and Glassco RB, J. Aero. 9(1), 1941.
8. Weller R and Shephard BM, Proc. Soc. Experimental Stress Analysis 6,35,1948.
9. Takasaki H, Appl. Optics 9 : 1467, 1970.
10. Inokuchi Y, et al. Evaluation of facial palsy by Moiré topography. Proc SPIE 1429: 258-265, 1995.
11. Ivnitisky A, Voloshin A. Measurement of the face's topography by digitally enhanced shadow Moiré. Proc SPIE 1395: 1043-1049, 1996
12. Kafri O , Glatt I , “The Physics of Moiré Metrology”, New York : Wiley , 5~13, 1989.

The Global Measurement of Dynamic Vibration of Acupoints by Moire Technology

Rong-Seng Chang¹, Chien-Yue Chen^{1,2}, Chin-Hwang Lin¹,
Yue-Jei Liu¹, Cheng-Deng Kuo^{2,3}

Abstract

An optical shadow Moire technology was applied to the measurement of vibration of the acupoint in this study. It is one of the most important tasks for traditional Chinese Medicine to study the dynamic vibration waveform of acupoints. The result of the newly proposed Moire technology was compared with that of the pulse oximeter in six male and six female subjects under the same experimental condition. Less than 1.34% differences was obtained in this study which implies that the Moire technology is as good as the pulse oximeter for measuring arterial pulse. The recorded moiré images of acupoint can be divided into three hundred thousand points, which is the pixel number of the detector, so that more acupoint information can be obtained than before. The acupoint coherence behaviors of the three specified positions: TU7, TU8, TU9 can also be observed in this study. We will combine the developed Moire measurement system with the traditional acupuncture theory and technology, by looking at the Moire phenomenon of the acupoint behaviors of more acupoints in different channel-collaterals of our body.

Key words : Moire technology, LU7, LU8, LU9, acupoint, channel-collateral, pulse oximeter.

