

編號：CCMP95-RD-042

光學脈診感測整合系統(2-2)

張榮森
國立中央大學

摘 要

研究目的：本研究製造一光學脈診感測整合系統。

研究方法：利用疊紋法定位脈搏位置或寸關尺脈的位置，再用三角測量法量測人體脈搏。

結果與討論：本實驗提供了一種脈搏量測方式，moiré量測系統可以解析到 $7.3\mu\text{m}$ ，利用雷射三角量測法所觀測靜態物體輕微振動頻率百分比誤差在2.5%以內，與接觸式的脈診儀互相比較更為方便、省時。

關鍵詞：疊紋、三角測量法、光學脈診感測

Number:CCMP95-RD-042

Optical Pulse Diagnostic Sensor Integrated System (2-2)

Rong Seng Chang
National Central University

ABSTRACT

Aim:

This study will conduct the design of the pulse measurement system and verify the pulse measurement accuracy.

Method:

Moire' will be used to locate the top of the pulse, then the vibration and frequency of the pulse will be record with laser triangular measurement.

Results and Discussion:

Up to now, we have gotten the 7um resolution and accuracy up to 2.5% by triangulation pulse measurement.

Keywords: Moire', triangular measurement, Optical pulse diagnostic sensor

壹、前言

一、背景

當發生疾病時會造成生理機轉出現異常，如果可以有一套很好的身體定性且定量的指標系統，那我們將可以對身體進行健康狀況的評估與診斷，尤其在脈搏及穴道波方面更可以給我們很多的身體信息，如血壓等。

在本研究所量測的脈搏及穴道波，在中醫方面脈學很早就有很豐富的典籍，<<難經>>中獨取寸口脈，形成寸口脈法，<<脈經>>辨識的二十四種脈象，<<瀕湖脈學>>記載二十七種脈象，清朝李士林著<<診家正眼>>，清<<醫宗金鑑>>中，加上疾脈，共二十八種脈象。

西醫有關脈搏波方面的研究，則是從一九四四年始有研究報告發表，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的發表，其中有描述正常人與患高血壓(Hypertension)、動脈硬化(Arteriosclerosis)等各種心臟血管疾病病人的脈波搏波形特徵。

脈搏及穴道點之電性亦是非常重要之數據，如EEG及皮膚電阻及EMG，本計畫為多訊號平台，故亦同時量測EEG及EMG之值。目前對於物體表面量測的方式可分為接觸式與非接觸式量測兩種基本方法。然而非接觸式又可分為兩大類，主動式(active)與被動式(passive)兩種，主動式需要有光源的產生，被動式則不需要額外光源，是在自然光源下進行量測。非接觸式的優點在於它不需要有探頭，屬於非接觸性、非破壞性的光學量測方法，無人為操作上的視差，量測時間短，適合自動化；且不會對物體產生干擾，也沒有施加探頭壓力於物體，物體所產生的回饋量測誤差，以光學量測法搭配電腦做運算，不但快速簡易，精確度高且成本低。現今已快速發展在物體表面輪廓的量測及其他應用方面。

以光學量測法來量測物體輪廓的方法有很多種，例如：光束掃描式量測系統、投射式條紋量測系統及疊紋量測法。光束掃描式量測系統多為使用陣列示鏡或多面鏡將雷射光束掃描成一維的光束，再搭配CCD擷取影像系統來完成。由於必須使用多個面鏡，因此對於掃描頻率、掃描角度或掃描大小，參數甚多來做複雜的計算，且價格昂貴，成本負擔大。另一種投影式條紋量測系統是直接將投影條紋投射於待測物體上，利用投影條紋的變形量來推算待測物表面的輪廓，此法簡單快速可以得到結果，但受限於條紋密度與影像處理系統的解析度，條紋密度稍微較

密，則會失去黑白對比度，而變的難以解析，太稀疏則無法精細量測。目前多以相位移法逐次量測來增加解析度；而再實驗後發現此法量測誤差較大，在較精密的量測中並不實用。疊紋量測法中，選擇適當的光柵條紋密度，可以準確且靈敏地量測物體表面的地形輪廓以及各點的高度變化，擁有即時且全場性量測的強大優點，可惜的是這樣多優點的量測法卻受限於複雜的影像處理與相位移法的操作過程，也限制了疊紋量測的應用。

本研究所使用的雷射結構光檢測法，優點在於容易控制場景照明，比起光柵投影法較不易受到影響，架設簡單成本低，計算投射於待測物表面的結構光源進行三維檢測。再搭配自撰的程式完成自動化以及運用光學質心法，可準確的計算出物體表面資訊。

二、目的

本研究製造一光學脈診感測整合系統：利用疊紋法定位脈搏位置或寸關尺脈的位置，再用三角測量法量測人體脈搏；首先我們先運用 MOIRE（疊紋），可較準確定位出脈搏及穴道針灸位置，再利用紅外線雷射打在待測點上，並以 MATLAB 軟體計算影像感測器紀錄的光點質心的變化，由系統中三角關係可求出脈搏及穴道針灸振幅變化的大小，最後運用 FFT（Fast Fourier Transfer 快速傅立葉轉換）求出脈搏及穴道針灸波的頻率，此一系統結構簡單且精確（精確度可達 10um）。脈搏及穴道點之電性亦是非常重要之數據，如 EEG、皮膚電阻及 EMG，本計畫為多訊號平台，故亦同時量測 EEG 及 EMG 之值。

貳、材料與方法

一、三角量測量測系統之頻率校正

利用喇叭接訊號產生器，產生一固定頻率，並且並聯一示波器，確認訊號產生器的輸出。由示波器知訊號產生器的輸出頻率可準確到小數點下一位（訊號產生器產生的頻率會隨時間漂移無法固定一個值），調整輸出頻率由0.6Hz到2.0Hz，逐次增加0.1Hz。見圖1.1

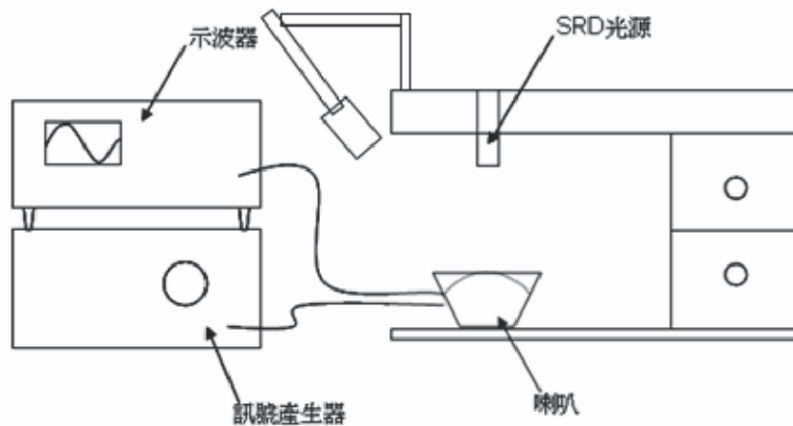


圖1.1 頻率校正實驗架構圖

校正結果如表1.1，由表知系統觀測到頻率誤差不大，在2.5%的誤差百分比內。

表1.1、頻率校正結果

輸入頻率(Hz)	測得頻率(Hz)	誤差(%)
0.60	0.59	1.67%
0.70	0.70	0
0.80	0.82	2.50%
0.90	0.88	2.22%
1.00	1.00	0
1.10	1.11	0.91%
1.20	1.23	2.50%
1.30	1.29	0.77%
1.40	1.41	0.71%
1.50	1.52	1.33%
1.60	1.58	1.25%
1.70	1.70	0
1.80	1.82	1.11%
1.90	1.87	1.58%
2.00	2.00	0

二、手晃去除動校正

利用另一光點，打在橈骨部分，作為手晃動參考光，一樣算出其質心位置的移動情形，然後取打在脈搏位置的質心移動數據減掉手晃動的參考光數據，便可得更逼近脈搏跳動情形的數據。其改善結果如下圖 1.3、圖 1.4、圖 1.5 及圖 1.6，圖 1.3、圖 1.4 表示未帶通的原始質心位置，圖 1.5 及圖 1.6 代表帶通後質心位置；由圖可知修正後的結果把手晃動給去除了。

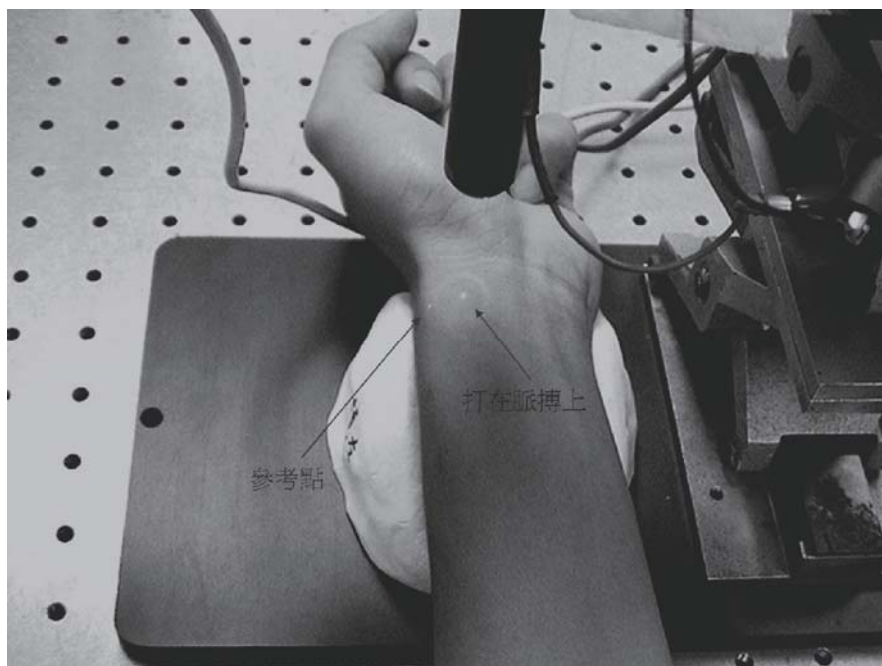


圖 1.2 手晃動去除架構圖

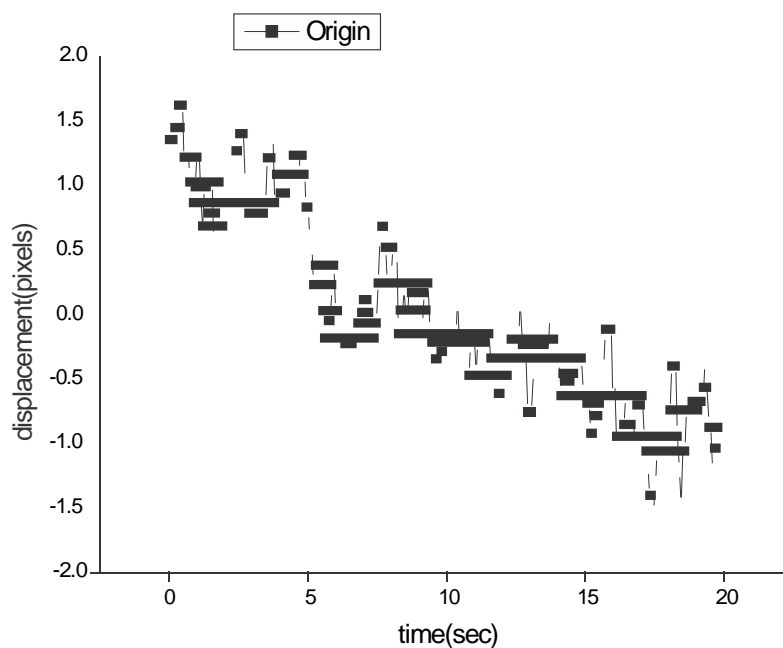


圖 1.3 打在脈搏上光點質心位置原始資料

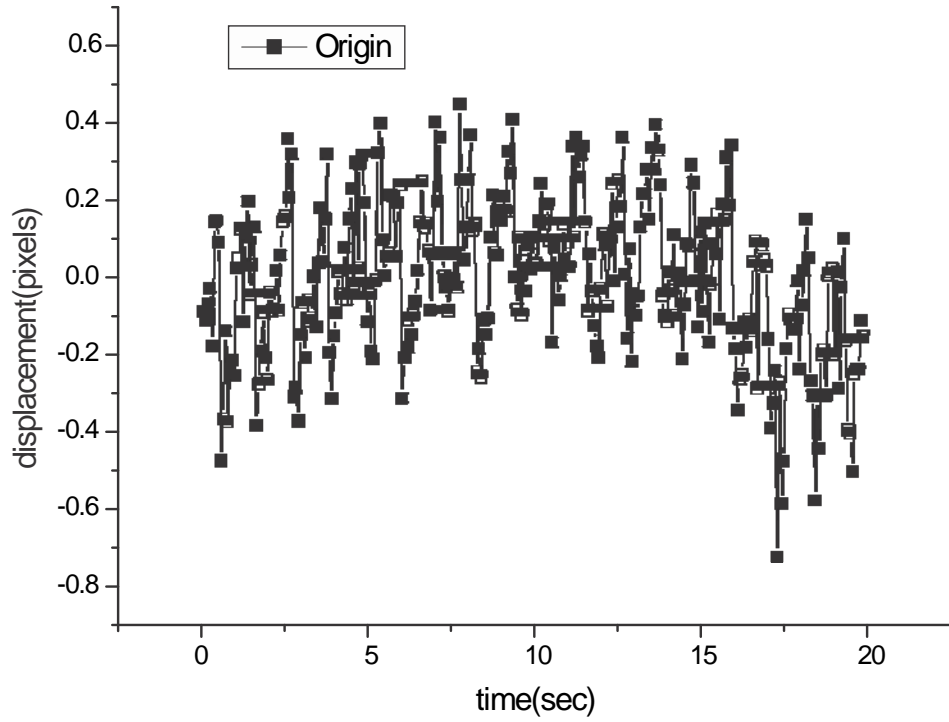


圖1.4 減去手晃動後的原始資料

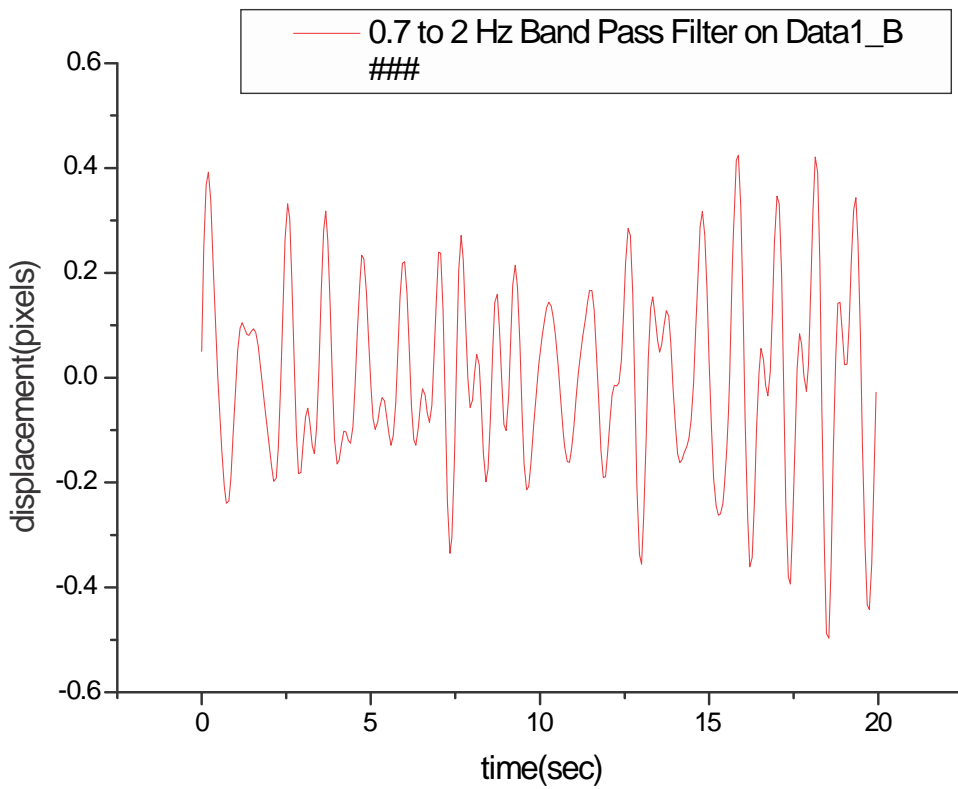


圖1.5 打在脈搏上光點質心帶通圖

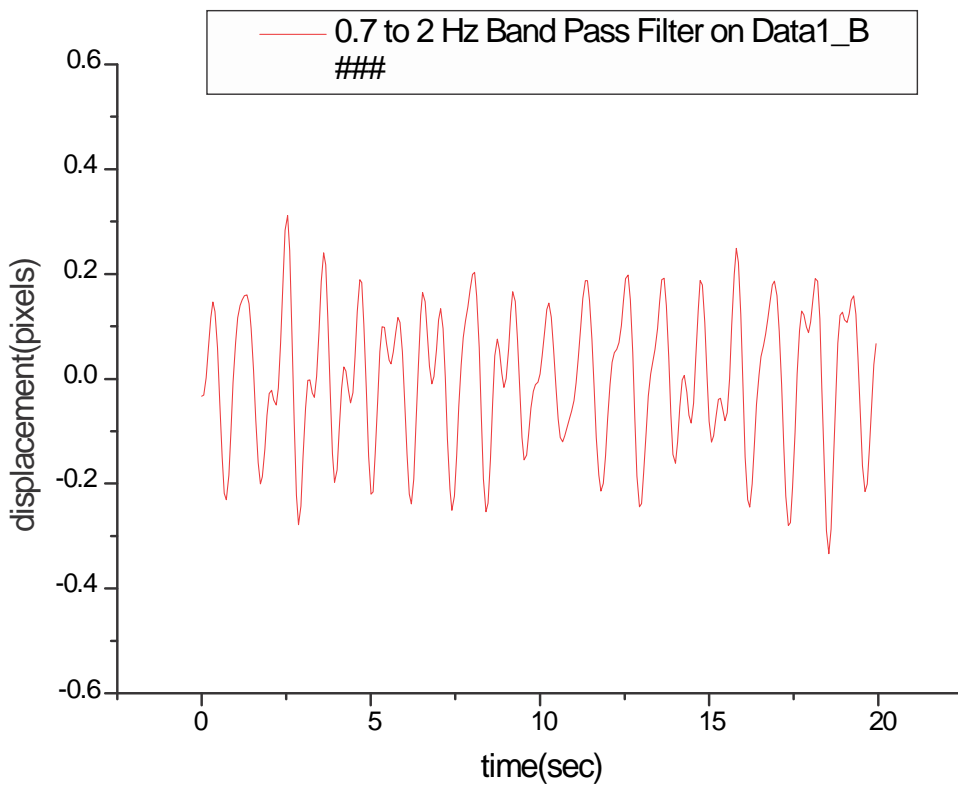


圖 1.6 減去手晃動後帶通圖

三、Morie量測系統

(一) 由Ronchi 光柵產生疊紋之數學模型

一個透光與不透光部分間距相等分佈的光柵稱為Ronchi ruling grating，如圖 1.7 所示。

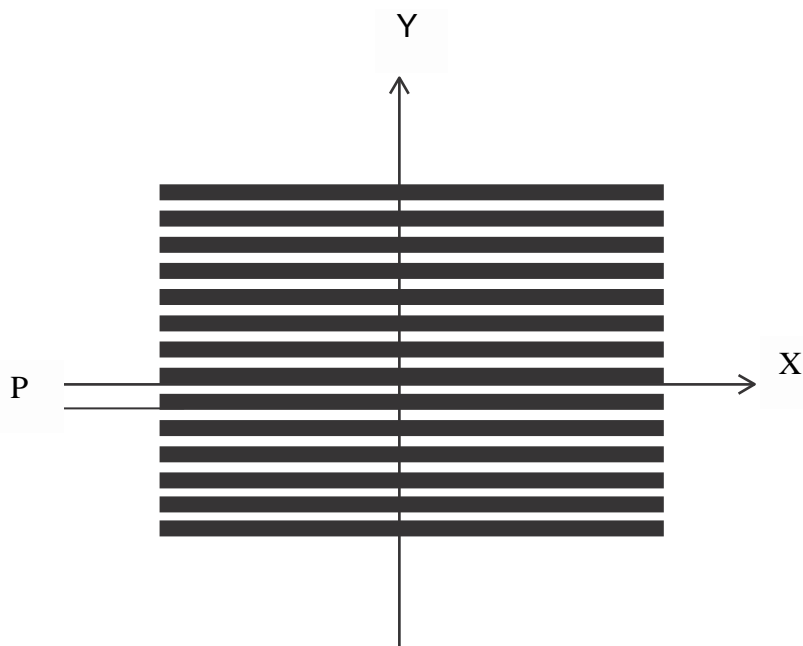


圖 1.7 Ronchi ruling grating

一連串週期為 P 的 δ 函數可以函數 $\sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(y-nP)$ 來表示。利用的 δ 函數性質之尺度縮放的原則，將上式寫成另一種形式的 δ 函數：

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(y-nP) = \frac{1}{P} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta\left(\frac{y}{P}-n\right) \quad (2.1)$$

又因為梳型函數 (comb function) 之表示式為：

$$\text{comb}(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(x-n) \quad n=\text{integer} \quad (2.2)$$

將(2.1)代入(2.2)式後可得：

$$\frac{1}{P} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta\left(\frac{y}{P}-n\right) = \frac{1}{P} \text{comb}\left(\frac{y}{P}\right) \quad (2.3)$$

而一個寬度為 $\frac{P}{2}$ 的 rect 函數則可以用 $\text{rect}\left(\frac{2y}{P}\right)$ 來表示之。利用兩者的捲積便可產生一組 Ronchi ruling grating，其穿透率 (Transmittance) T 可表示為：

$$T(y,0) = \frac{1}{P} \text{comb}\left(\frac{y}{P}\right) \otimes \text{rect}\left(\frac{2y}{P}\right) \quad (2.4)$$

其中， P 為光柵的週期。

兩個週期相等，但分別與 x 軸夾 $\frac{\theta}{2}$ 與 $-\frac{\theta}{2}$ 的 Ronchi rulings 穿透率分率分別為 T_1 與 T_2 ，可以下列式子表示之：

$$T_1(y,x) = \frac{1}{P} \text{comb}\left(\frac{r'}{P}\right) \otimes \text{rect}\left(\frac{2r'}{P}\right) \quad (2.5)$$

$$T_2(y,x) = \frac{1}{P} \text{comb}\left(\frac{r''}{P}\right) \otimes \text{rect}\left(\frac{2r''}{P}\right) \quad (2.6)$$

其中 $r' = y \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) - x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)$ 而 $r'' = y \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) + x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)$ ，而這兩個光柵重疊後整體的穿透率為兩者穿透率的乘積：

$$T(y,x) = T_1(y,x)T_2(y,x) = \text{rect}\left(\frac{2r'}{P}\right)\text{rect}\left(\frac{2r''}{P}\right) \quad (2.7)$$

將 r' 以 r'' 帶換，即 $r' - r'' = -2x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)$ ，則(2.51)式可表示為：

$$T(y,x) = \text{rect}\left(\frac{2r'' - 4x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)}{P}\right) \text{rect}\left(\frac{2r''}{P}\right) \quad (2.8)$$

兩組 Ronchi ruling grating 夾 θ 角產生的 Moiré 條紋如圖 1.8 所示。

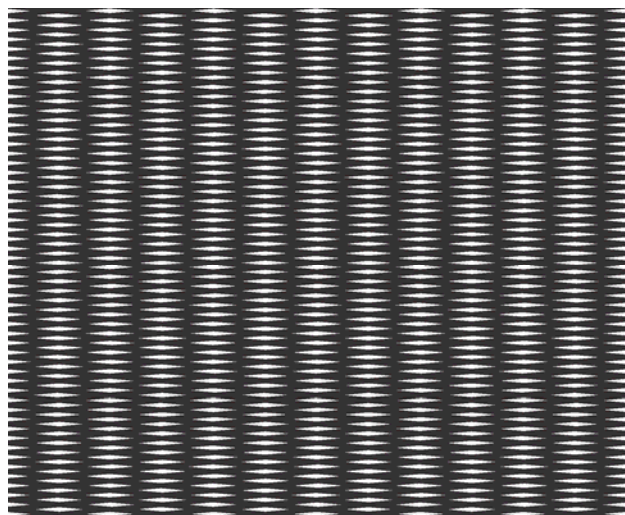


圖 1.8 兩組Ronchi ruling grating夾 θ 角產生的Moiré條紋

但是實際上，肉眼只能分辨出一個平滑的低通Moiré圖形。這個低通函數可由對一個週期的變化作平均得到結果：

$$\begin{aligned}
 T_{lp}(y', x) &= \frac{\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)}{P} \int_{y' - \frac{P}{2\cos(\frac{\theta}{2})}}^{y' + \frac{P}{2\cos(\frac{\theta}{2})}} T(y, x) dy \\
 &= \frac{\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)}{P} \int_{y' - \frac{P}{2\cos(\frac{\theta}{2})}}^{y' + \frac{P}{2\cos(\frac{\theta}{2})}} \text{rect}\left(\frac{2y + 2x \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)}{P}\right) \text{rect}\left(\frac{2y - 2x \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)}{P}\right) dy \quad (2.9)
 \end{aligned}$$

當夾角很小時， $\cos\theta \cong 1$ ， $\sin\theta \cong \theta$ ，(2.9)式可改寫為：

$$\begin{aligned}
 T_{lp}(y', x) &= \frac{1}{P} \int_{y' - \frac{P}{2}}^{y' + \frac{P}{2}} \text{rect}\left(\frac{2y + x\theta}{P}\right) \text{rect}\left(\frac{2y - x\theta}{P}\right) dy \\
 &= \frac{1}{P} \int_{\frac{x\theta - P}{2}}^{\frac{x\theta + P}{2}} dy \quad (2.10)
 \end{aligned}$$

此一低通穿透率最後可表示為：

$$T_{lp}(y', x) = \frac{1}{2} - \frac{x\theta}{P} \quad (2.11)$$

上式與三角波方程式 $\text{tri}\left(\frac{x}{a}\right) = \begin{cases} 1 - \frac{|x|}{a} & |x| \leq a \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$ 比較可知：肉眼

看到的 moiré 邊緣輪廓是一個三角波，其週期為 $P' \cong \frac{P}{\theta}$ ，如圖 1.9 所

示。

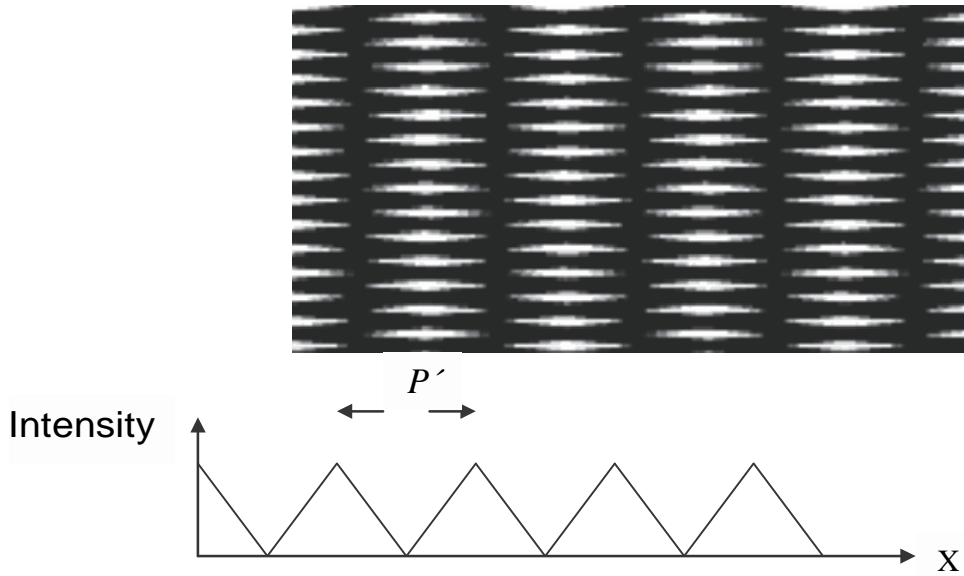


圖1.9 Moiré條紋經過平均後的穿透率

(二) 疊紋近似表示

由干涉學的角度來看，Ronchi ruling 類似一個方波，兩個方波干涉產生了moiré的效果，由(2.11)式可知此moiré輪廓以一個三角波的形式表現出來。而由(2.11)式亦可看出：當兩個光柵夾的角度不大時，產生的moiré條紋是垂直於所夾的角，肉眼看到的便是類似低通的moiré輪廓。由於所使用的是完整的光柵模型與數學模式，可以將moiré完整的表示出來，但是當我們將重點著重在moiré條紋週期變化，不需要細部的高頻moiré條紋時，便不必用到像(2.8)式這麼複雜的式子，可用較為簡單的指標方程式來表示。本節接下來介紹一套較為簡便的moiré表示式。一個週期為P，垂直於Y軸的Ronchi ruling：

$$y = lP, \quad l = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (2.12)$$

兩個週期相等，但分別與 x 軸夾 $\frac{\theta}{2}$ 與 $-\frac{\theta}{2}$ 的 Ronchi rulings，利用旋轉座標的方式，可以用以下的指標方程式表示：

$$y \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) = x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) + nP, \quad n = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (2.13)$$

$$y \cos\left(\frac{\theta}{2}\right) = -x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) + mP, \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (2.14)$$

Moiré要看的是同時符合這兩個方程式，在X軸的位置，所以解(2.13)與(2.14)式的聯立方程式，將(2.13)式減去(2.14)式，找出這兩個光柵的交點所構成暗帶邊緣，其結果為：

$$l = \frac{2x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)}{P} \quad (2.15)$$

其中 $l = m - n$, $l = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots$ 。將上式做移項並整理後，可得出 moiré 條紋圖形的指標方程式：

$$x = \frac{lP}{2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)} \quad (2.16)$$

當夾角很小時， $\sin \theta \cong \theta$ ，上式可改寫為：

$$x \cong \frac{lP}{\theta} \quad (2.17)$$

與(2.11)式的結果相同，兩者皆代表三角波，其週為 $P' \cong \frac{P}{\theta}$ 。

只是(2.11)代表一個週期的三角波，(2.17)式則表示出一連串週期性出現的三角波。故可用此近似法來做Moiré條紋的分析。

(三) 陰影疊紋(Shadow moiré)

若要產生 moiré 條紋，必須有兩組週期相近的光柵重疊而產生。我們的實驗採用的是 shadow moiré 的架設方式。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)。Shadow moiré 便是利用前置光柵與影子形變的光柵重疊所產生的，如圖 1.10 所示。待測物與前置光柵的高度差 Z 及前置光柵週期 P 的關係如圖 1.11 所示，其原理如下：

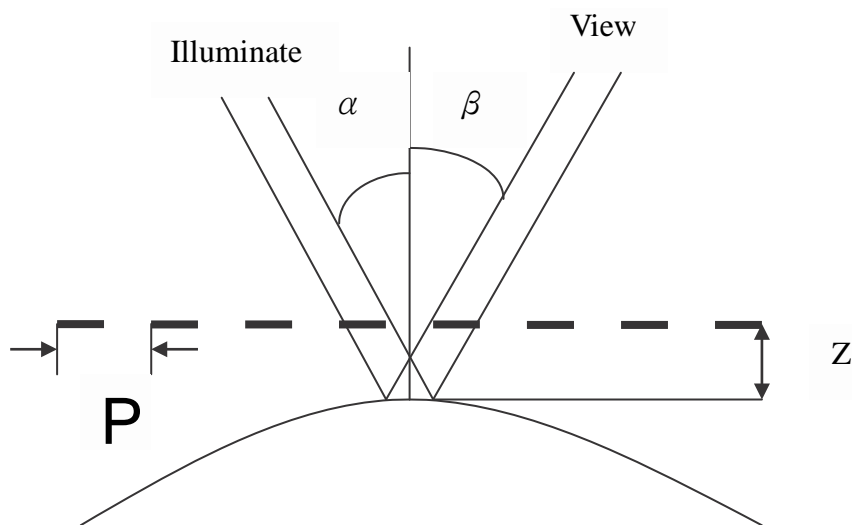


圖 1.10 Shadow Moiré 產生方式

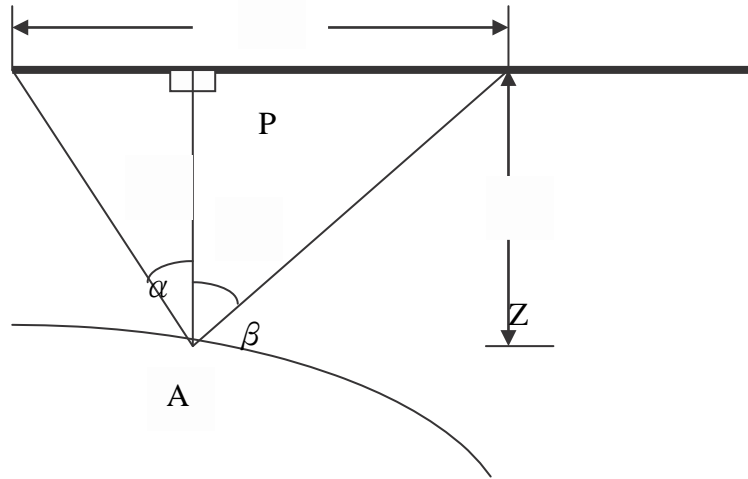


圖1.11 待測物與前置光柵的高度差 Z 及前置光柵週期 P 的關係

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 α 與 β 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Moiré的條紋。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：

$$P = Z \tan \alpha + Z \tan \beta \quad (2.18)$$

由上述關係，可得到高度 Z ，

$$Z = \frac{P}{\tan \alpha + \tan \beta} \quad (2.19)$$

當光源與觀察點都固定後，上式的分母可視為一個定值：

$$\tan \alpha + \tan \beta = K, K = \text{constant} \quad (2.20)$$

則(2.19)式可簡化為：

$$Z = \frac{P}{K} \quad (2.21)$$

由上式便可算出這一個moiré條紋與光柵間的相對距離。上式所代表的意義與上一節最後式子(2.18)相同，均是光柵週期 P 除以一个常數項，只是前一節是找出兩個Moiré疊紋間的距離為多少，Shadow moiré則是找出兩個moiré疊紋間的高度差。

以上是指第一條Moiré條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shadow moiré所產生的疊紋位置與前置光柵的高度差寫成一個

普遍性的關係式：

$$Z = \frac{P}{K} N, N = \text{interger} \dots \quad (2.22)$$

這表示每一個moiré疊紋間代表一個固定的高度差： $Z = \frac{P}{K}$ 。

四、疊紋脈搏量測系統

(一) 系統架設

Moiré量測系統依實驗架設方式，可分為投影(projection)光柵與利用陰影(shadow)產生疊紋這兩種方式，其架設結構示意圖分別如圖1.12與圖1.13所示。

投影方式的moiré量測方式，儀器的架設對校正對實驗的解析度影響甚鉅，故架設時須相當精準的調整儀器角度與位置；相較於投影式的架設，利用陰影產生moiré的方式其解析度雖然不如投影式，但是儀器簡單且架設方便，這種架設方式所產生的moiré條紋結果，比較不受儀器的架設瑕疵影響，故本論文採用shadow moiré的架設方式來作為實驗架構，圖1.14為實驗架構圖，圖1.15為擷取影像之後轉化為數據的傳輸方式，圖1.16 為實際上實驗架構與設備之相片。當需要更精密的量測脈搏波時，可以考慮使用投影式的實驗架設方式。

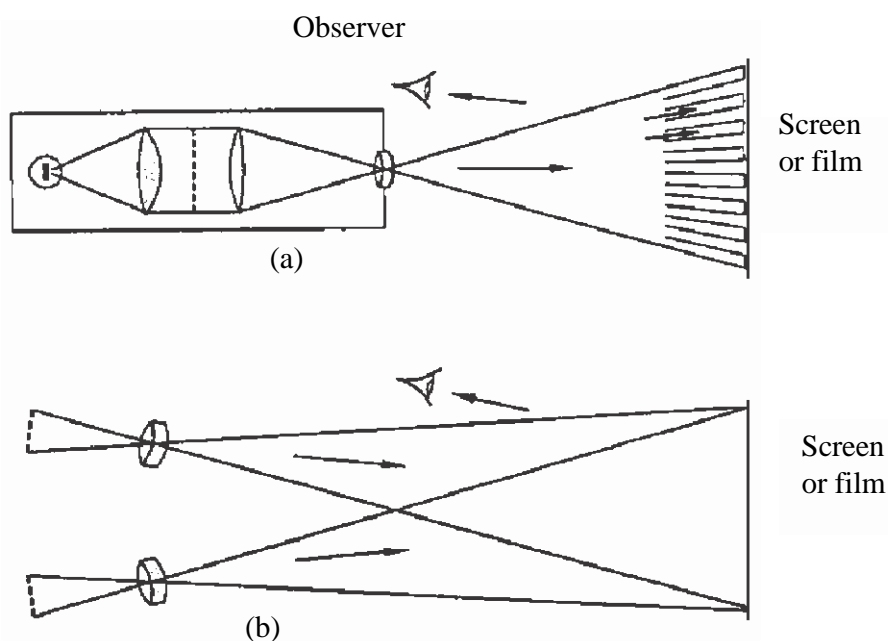


圖1.12 式Moiré (a)投影一光柵條紋至待測物上
(b)投影兩個光柵條紋至待測物上

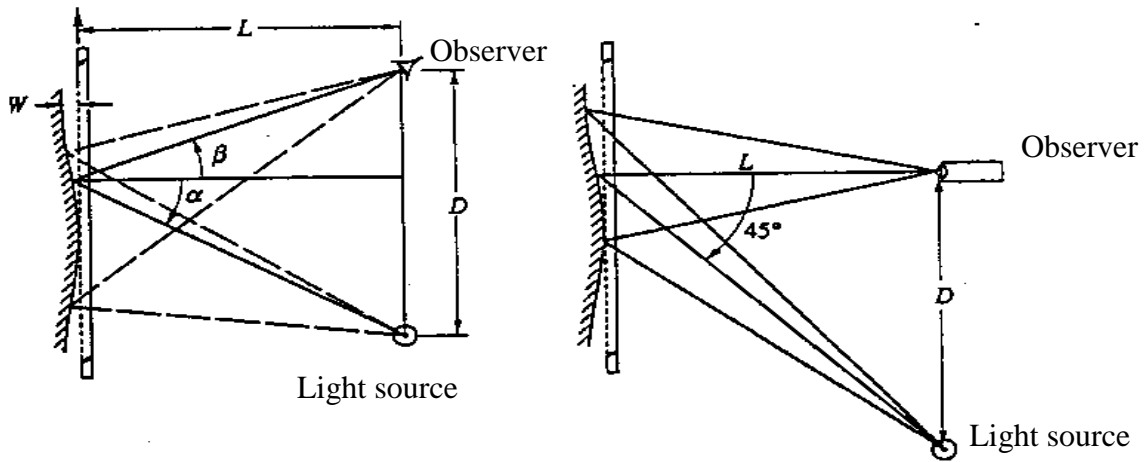


圖 1.13 陰影式 Moiré (a) α 與 β 可亦任意調整 (b) 固定 $\alpha + \beta = 45^\circ$

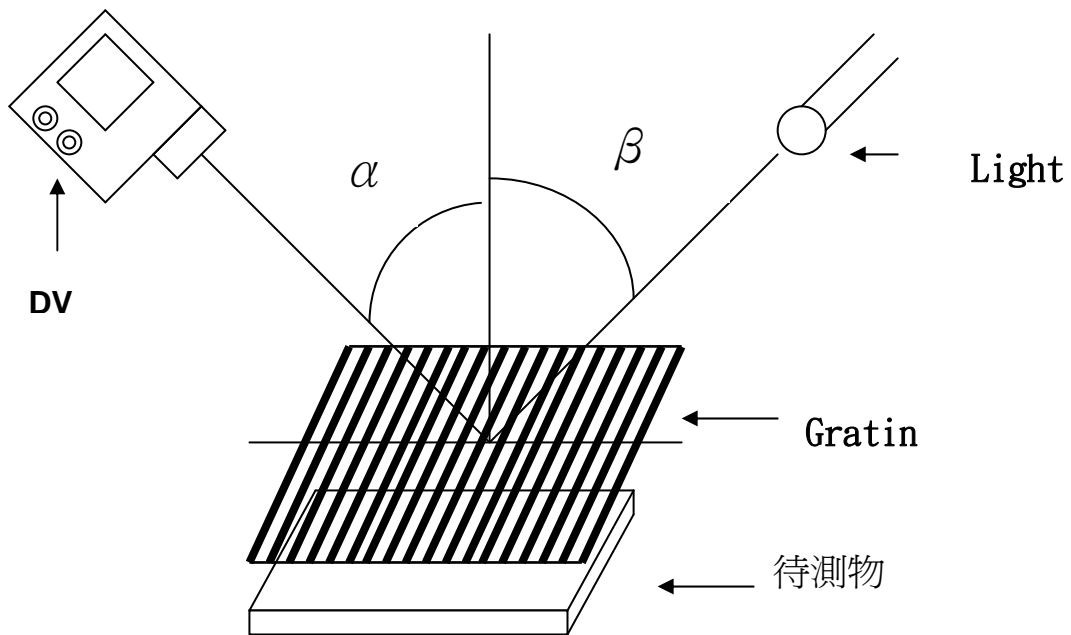


圖 1.14 實驗架構圖

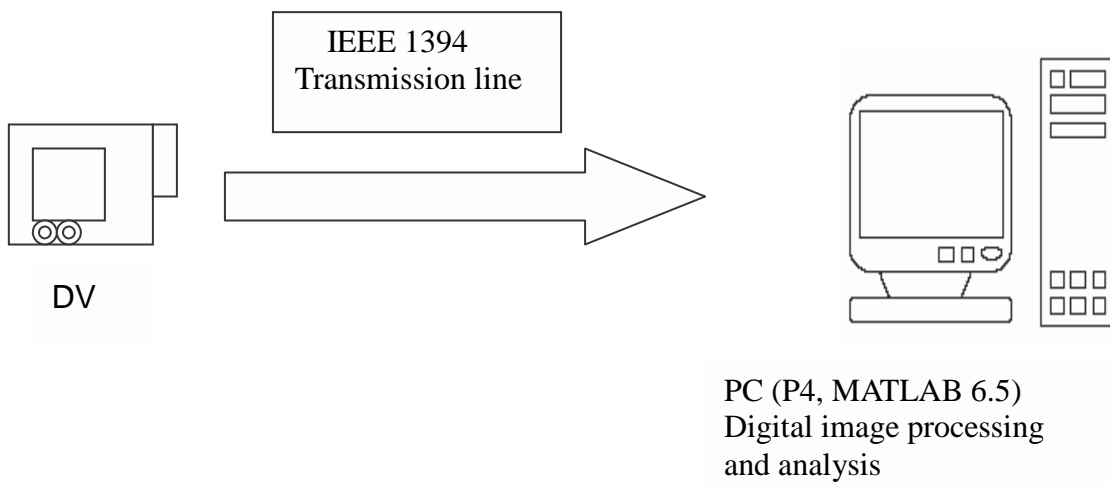


圖 1.15 數據傳輸方式



圖1.16 實際量測系統設備與架設

(二) 表面量測流程與實驗設備

利用此shadow moiré 的架設方式，首先在手腕橈骨動脈的部分（亦相當於中醫師進行脈診的位置）塗上白色顏料以加強量測時影像的對比度。再將光柵固定於手部上方極接近處，但不接觸到待測的手腕脈搏部位為原則；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 α 與 β 角度，使moiré條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，故在記錄影像時時，需調整DV(digital video)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moiré條紋。實驗流程圖如圖1.17所示。

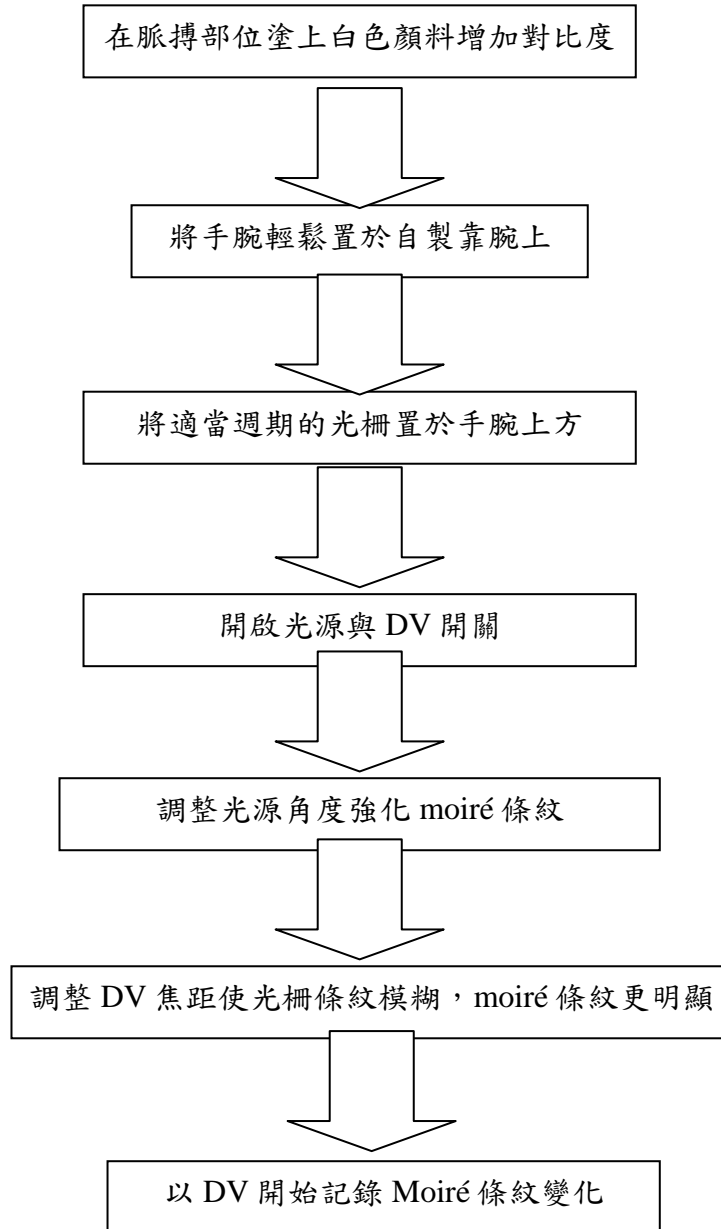


圖1.17 實驗流程圖

本實驗中所使用之設備及軟體簡介如下：

軟體：MATLAB 6.5、Windows Movie Maker

硬體：

1. 光柵：玻璃材質---CORNING 7059，黑白條紋週期為0.3mm/line pair
2. 光源：MORITEX MHF-G150LR
3. DV：SONY DCR-TRV40
 - (1) 成像元件：4.5mm (1/4 inch) CCD (電荷耦合元件)
 - (2) 鏡頭：Carl Zeiss Vario-Sonnar 組合電動變焦鏡頭 (10倍光學變焦)

- (3) 像素：靜止狀態1390000像素
移動狀態970000像素

- (4) 焦距：4.2-42mm

(三) 影像擷取與資料分析

將DV錄製下來的影像，以每1/15秒的間隔擷取並以IEEE1394傳輸線傳送至個人電腦中；以Windows Movie Maker軟體進行影片分割處理，一秒鐘的影片可切割成三十張彩色圖檔；利用Matlab 6.5版之軟體撰寫將彩色圖檔轉換為灰階圖檔的程式，並且將灰階化後的圖檔中，搜尋出一個研究者所關心的定位點A作為分析點，然後紀錄此點隨時間變化的灰階值，亦代表著A點高度隨時間的變化，由此數值繪出脈搏波的波形，利用(2.21)式計算出此脈搏波的振幅；並更進一步對此時變訊號作離散傅立葉轉換，即可求得此點表面脈動之頻率。影像擷取及分析整個研究流程如圖1.18所示。在圖1.19中所示為一個年齡20歲之健康男性以疊紋脈搏量測系統所測得之結果，上圖為灰階時變率，下圖即為頻譜。經測試結果得知該名男性之脈搏主頻為1.13Hz。

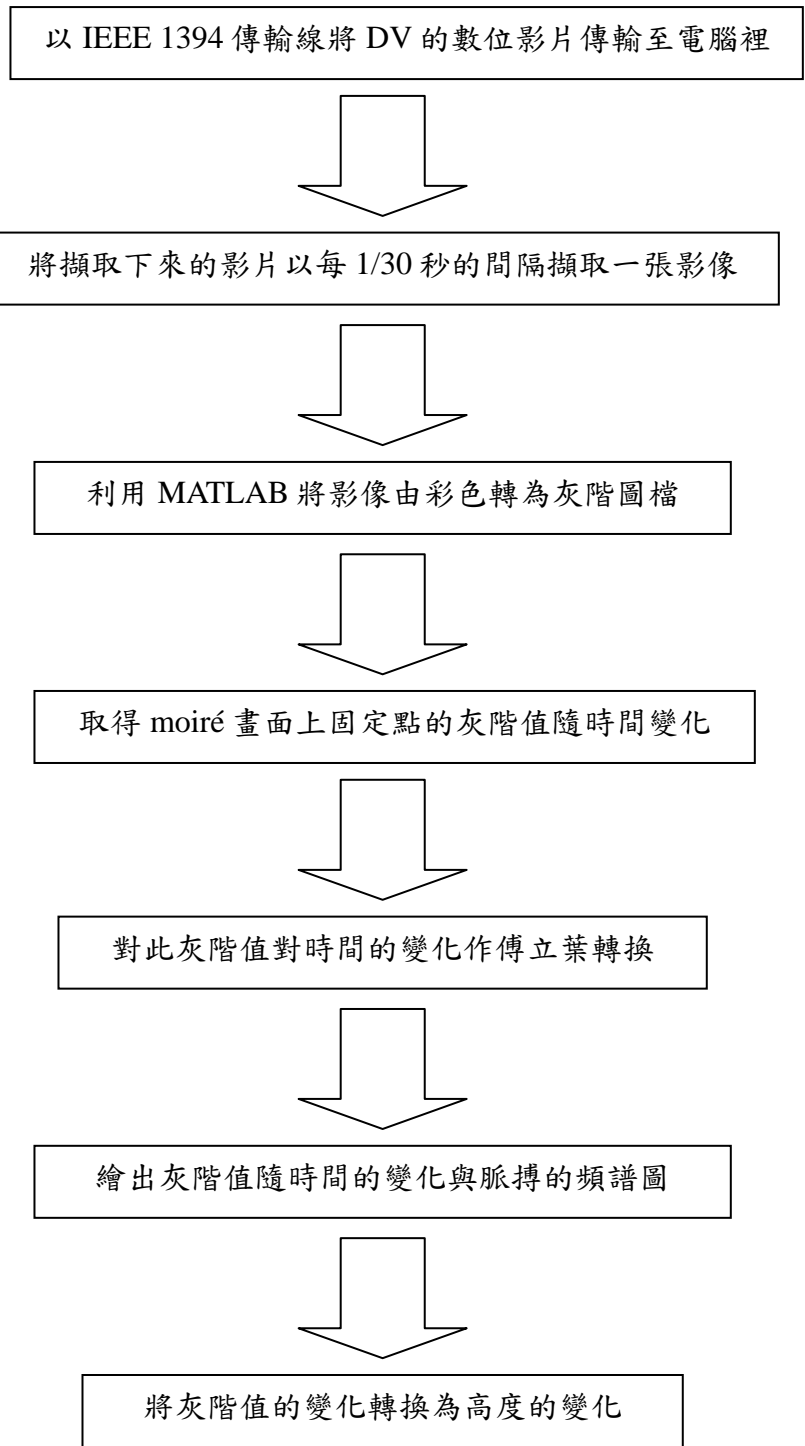


圖 1.18 影像擷取及分析流程圖

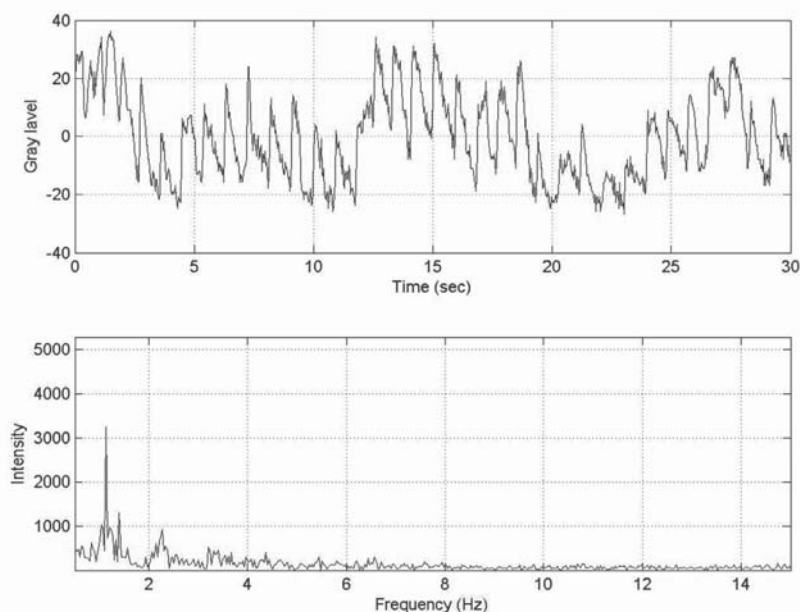


圖1.19 以疊紋脈搏量測技術獲得之二十歲男性脈搏量測結果

五、系統偏差校正

(一) 影像灰階數校正

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(2.21) $Z = \frac{P}{K}$ ，實驗時將 α （光源）與 β （觀察者）角度都固定，故 K 為常數，而實驗中光柵的週期 P 亦屬固定，所以每一個疊紋代表高度便以 P/K 為倍數做變化。其中 (P/K) 代表一組疊紋間高度的變化，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：

$$Z = \frac{(P/K)/2}{256} \quad (2.23)$$

然而，對DV的相片而言是以整張底片亮度的最大值與最小值的差異來區分為256層灰階，因此底片中的疊紋影像區塊之灰階變

化並不一定是256，所以必須在將上式的灰階值256修改為疊紋區塊的灰階變化，也就是：

$$Z = \frac{(P/K)/2}{(M - m)} \quad (2.24)$$

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。

(二) 光源校正

由於熱擾動（例如空調產生氣流流動）或背景燈光本身的電源為交流電源產生之肉眼很難辨識的擾動，會造成灰階值在極高頻或極低頻區的變化。長條形日光燈管即會有此亮暗閃爍的變化。圖1.20 (a)是以DV拍攝一個固定畫面達30秒，取畫面中固定點的灰階值隨時間的變化與其做傅立葉轉換後所得到的閃爍頻率。由圖1.20 (b)中可看出由DV所拍攝到的30秒固定畫面，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。



圖1.20 (a) 以DV紀錄日光燈源的光強與頻率變化

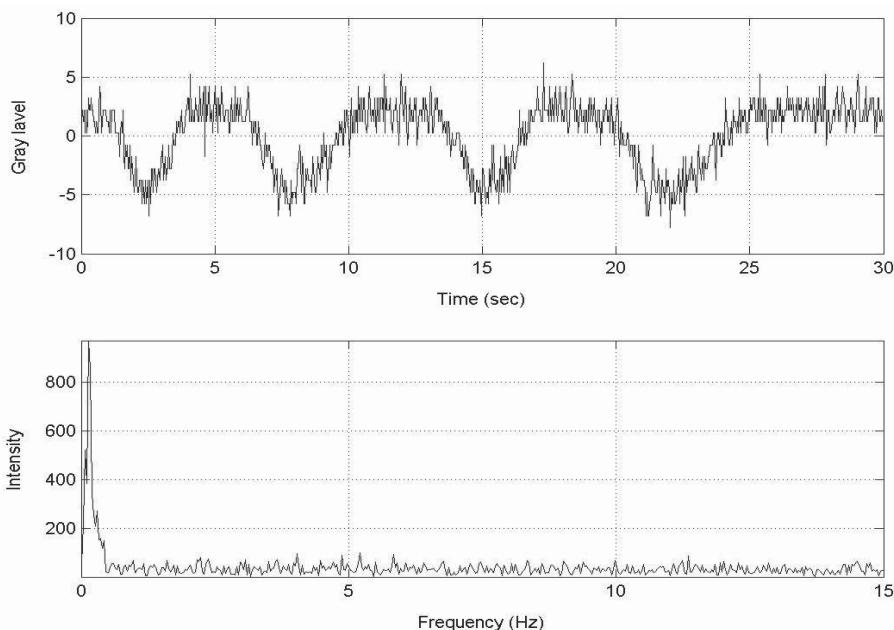


圖 1.20 (b) 日光燈源的光強隨時間的變化與閃爍頻率

接下來測試本文所用的光源--- MORITEX MHF-G150LR如圖 1.21 (a)，一樣利用DV擷取被照物體達30秒，取畫面中固定點的灰階值隨時間的變化與其做傅立葉轉換後所得到的頻率。此時，由圖 1.21 (b)中可看出灰階值由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。這代表本系統採用的光源比一般的日光燈源要更加穩定許多。此實驗所要量測的是脈搏波的變化，其頻率約在1Hz左右，而光源閃爍的頻率為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(2.24)式需修正為

$$Z = \frac{(P/K)/2}{(M - m)/8} \quad (2.25)$$

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 γ ，而這個轉動會使光柵的週期相對於(2.25)式有個 $\cos \gamma$ 的修正，因此(2.25)式必須再改寫為：

$$Z = \frac{[(P/\cos \gamma)/K]/2}{(M-m)/8} \quad (2.26)$$

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。

(三) 系統架構之穩固性測試

關於受測者之身體晃動、來自於生理現象的微小震動（例如：呼吸）或者是大樓本身結構的自然晃動，對疊紋量測系統產生之干擾，我也做了簡單的系統架構之穩固性(robustness)測試並將結果示於圖1.19。將一片塗抹白色顏料的載玻片放置於手腕上方，以實驗用的光源直接打在該區域並以DV拍攝下所有過程（如圖1.21 (a)所示）。在影片上任取不同位置的四點量取它們的灰階值並記錄其與時間的變化率得出圖1.21 (b)，可以看出灰階時變率的範圍落在-2到3個灰階數之內，遠小於脈搏震動的-15到35個灰階數。將該四點的灰階時變率以傅立葉變換得出其頻譜，並示於圖1.21 (c)，主要頻峰皆落在0.1Hz附近，這些干擾的因素顯然都非常的微弱，且與我們所關心的脈搏頻率有顯著之差異。因此幾乎可以忽略這些背景上的干擾因子。

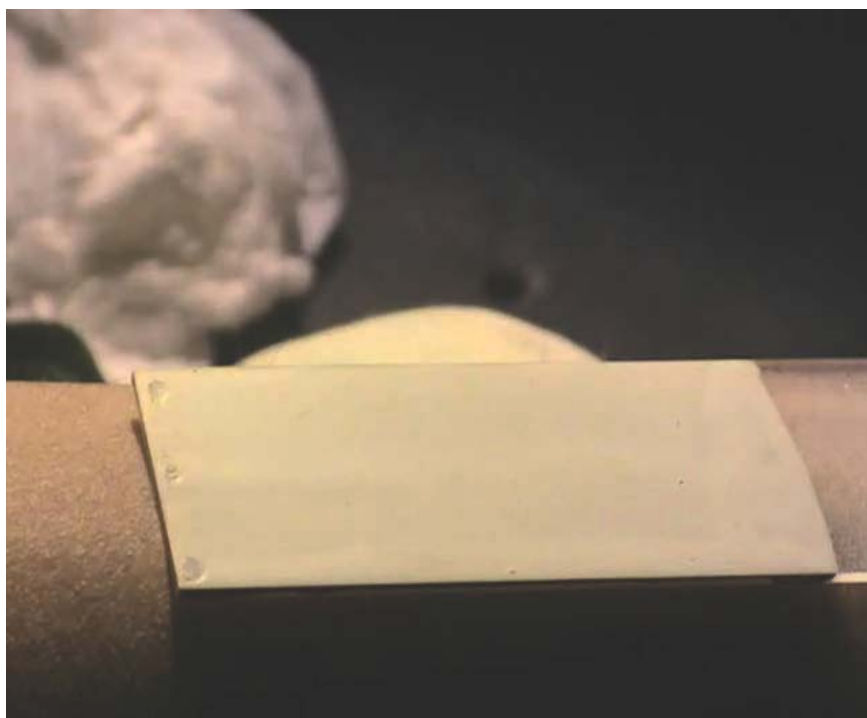


圖1.21 (a)、以DV紀錄手腕上方測試片上的光強與頻率變化

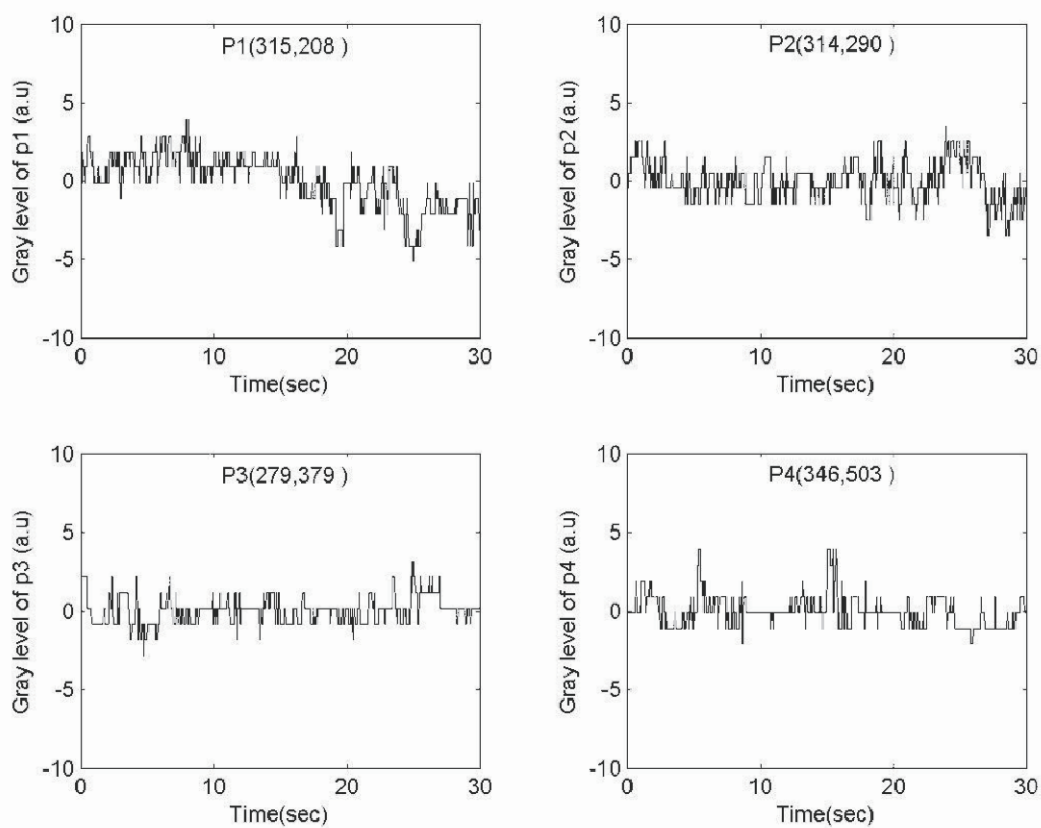


圖1.21 (b)、測試片上不同位置之時域灰階變化

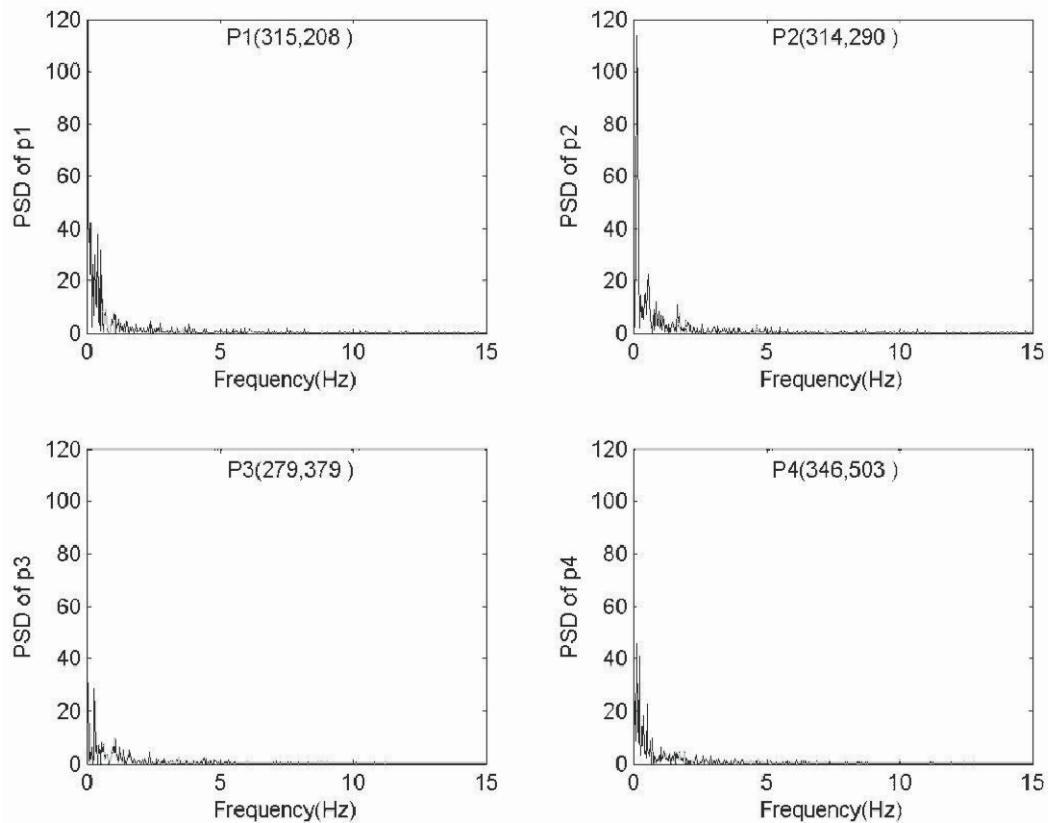


圖 1.21 (c)、測試片上不同位置灰階變化之頻譜

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。如圖 1.22 所示，將血氧飽和濃度計 SpO_2 (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。

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。這兩種量測方式的脈搏時域變化如圖 1.23 所示，頻譜分佈則如圖 1.24 所示。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。由於本實驗使用Moiré量測脈搏波的取樣頻率為30HZ，而SpO₂

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SpO₂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Moire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可以準確的測量出脈搏波的訊息。

將其中一個受測者的腕部疊紋影像系列，特別選擇中醫所重視的寸關尺三個位置點，分別標記上A、B、C。將A、B、C三點的灰階時間變化率透過(2.21)式計算出寸關尺三個特殊位置的表面脈搏時變紀錄，其結果如圖1.25所示。圖1.25中，最上方為寸脈的脈搏時變率，其次為關脈，最下方為尺脈。由脈搏的時變率我們只能看出寸關尺三個位置的表面搏動幾乎是同調的，但是很顯然的是其彼此相對應的脈搏振幅並不相同。

我們更進一步的將寸關尺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1.26所示。由圖1.26中我們可以看出寸關尺三脈在主頻率約1 Hz之處都相當的明顯，而在人類的呼吸頻率0.3 Hz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脈搏完整紀錄，我們可以同步的紀錄寸關尺三個脈象的彼此相關狀況，更可以再配合專業中醫師的經驗，進一步的將這些脈象予以科學化的定量工程。

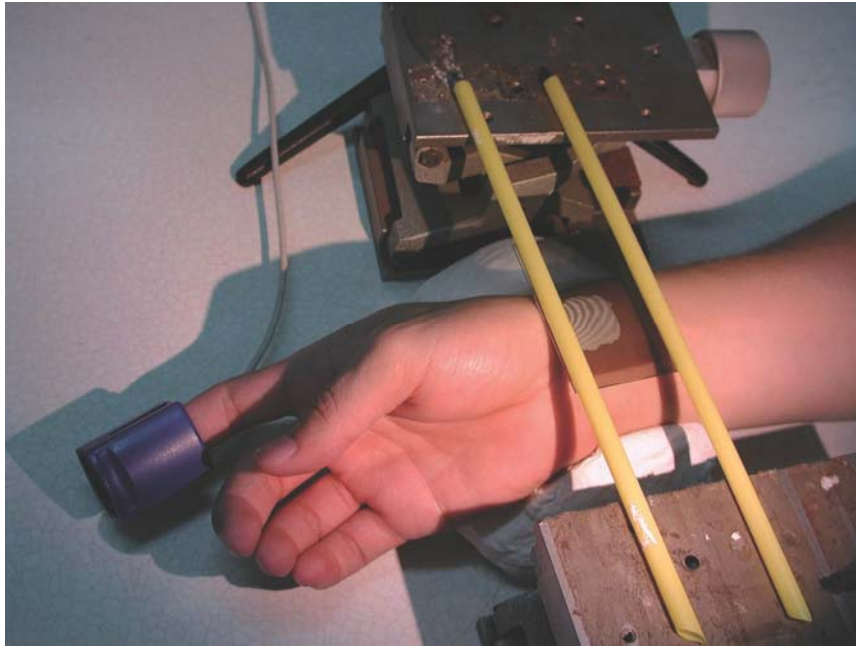


圖1.22 同時使用Moiré與SpO₂方式量測實驗圖

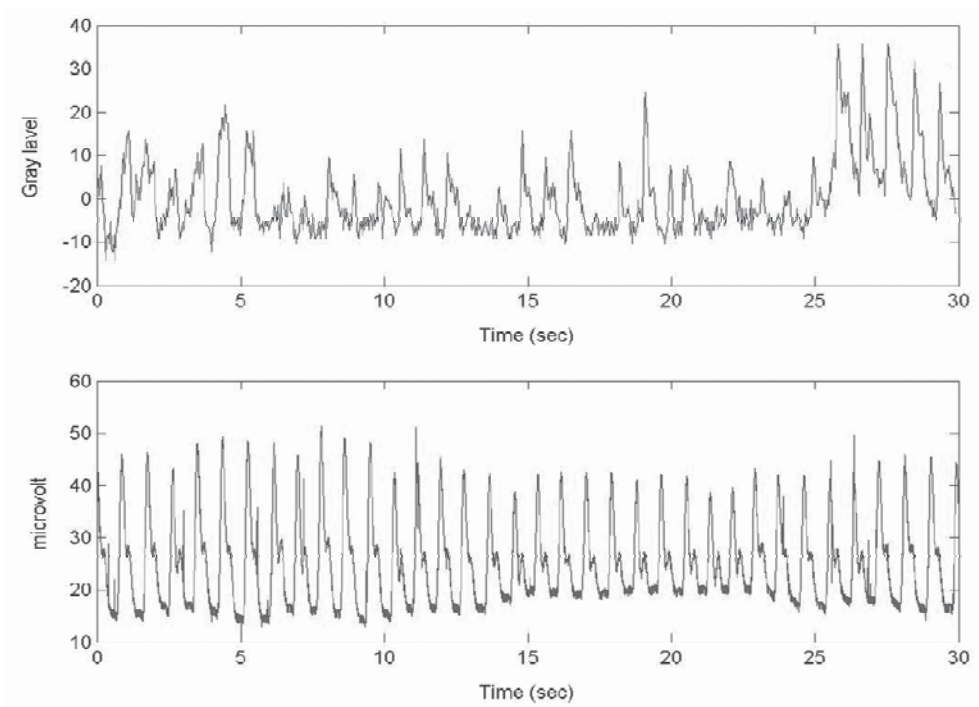


圖1.23 (a)疊紋量測到的橈骨動脈脈搏波波形
(b)血氧計量測到的食指指尖脈搏波波形

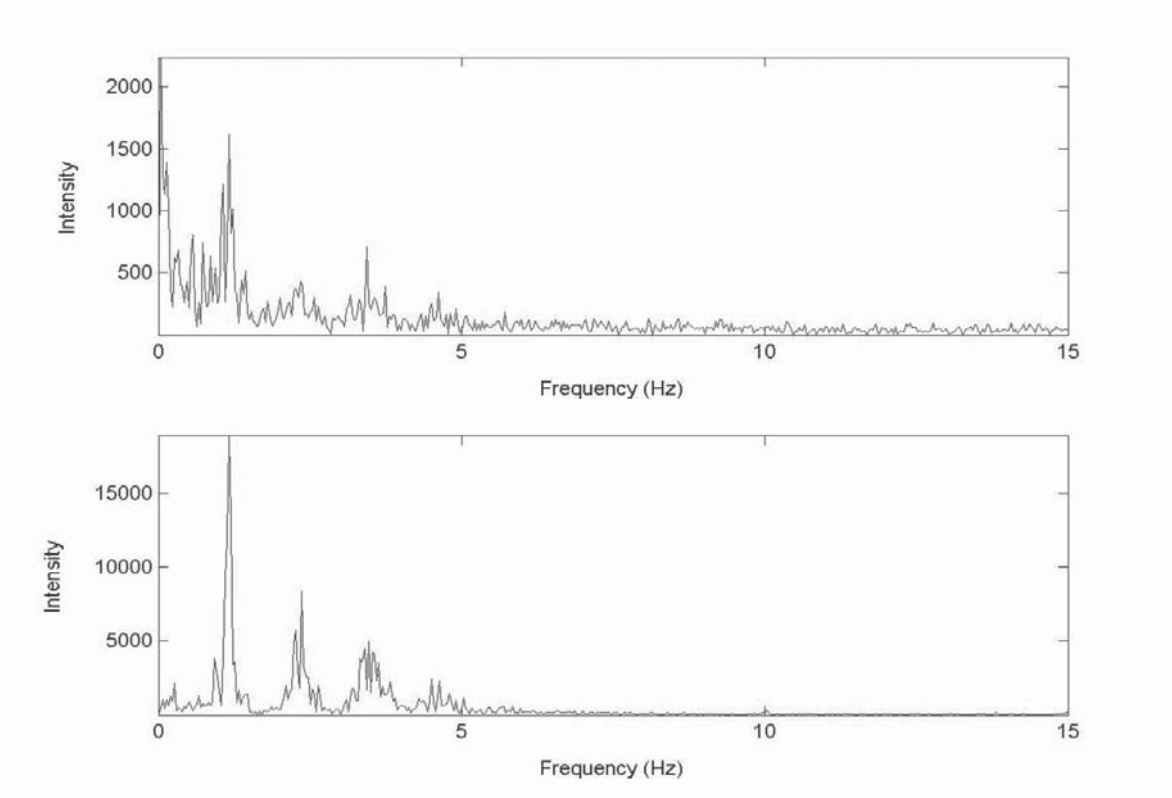


圖1.24 (a)疊紋量測到的橈骨動脈脈搏波頻率
(b)血氧計量測到的食指指尖脈搏波頻率

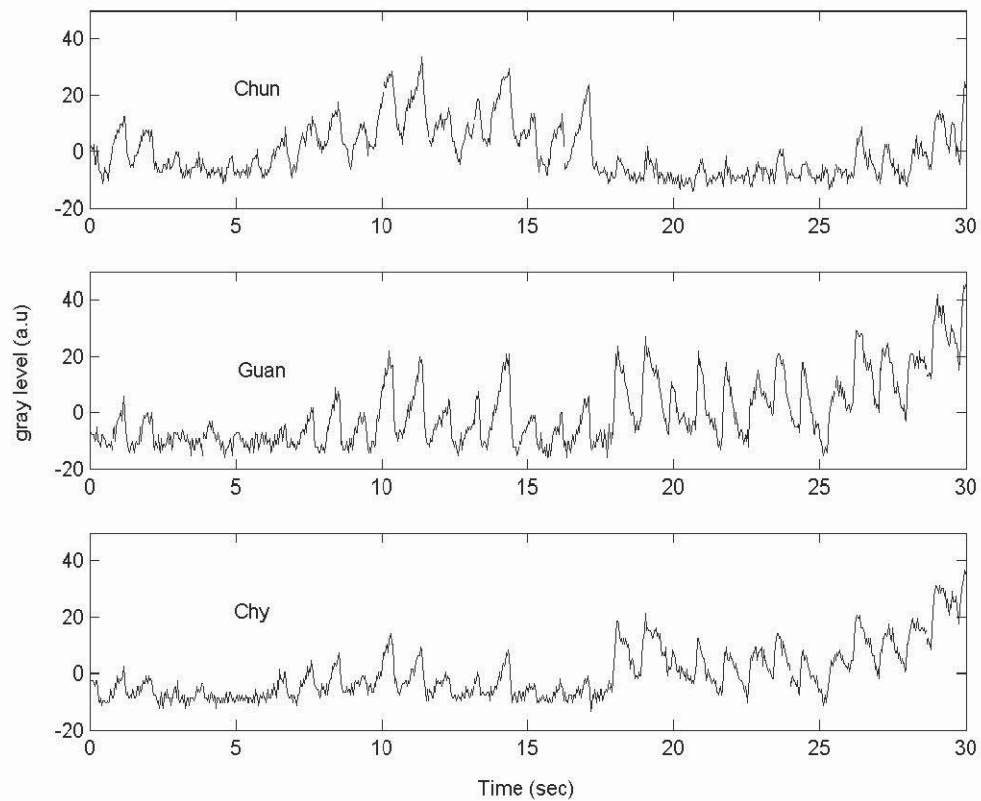


圖1.25 寸關尺三個部位經由疊紋技術所量測得的脈搏時變率

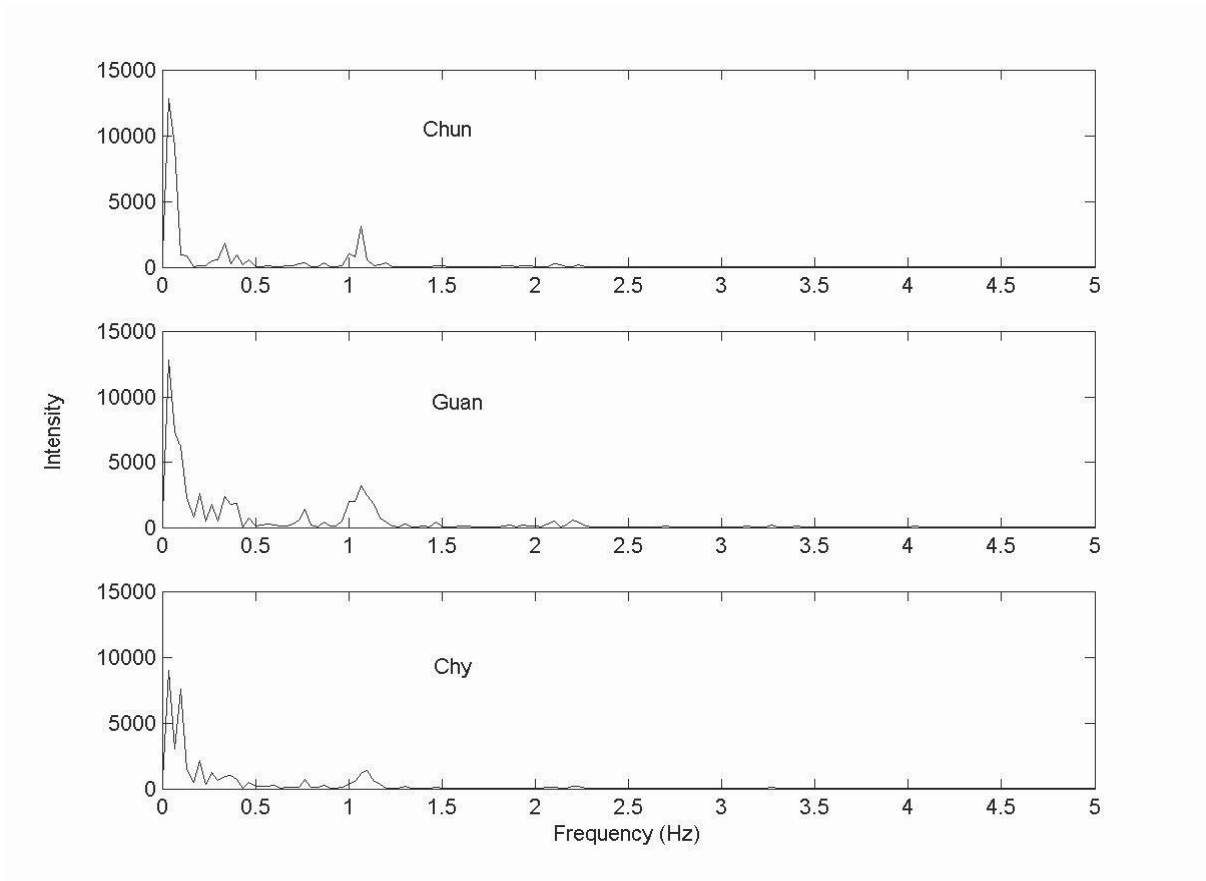


圖1.26 寸關尺三個部位之脈搏經傅立葉變換後之頻譜圖

六、雷射三角量測結果與血壓計之比較

接下來利用血壓計來比對系統的量測結果，由30個志願受測者所測得之數據比較而得下列各表與圖，且由表知其平均誤差為1.794991%。

表1.2、30人第一次量測結果

受測者性別	受測者年齡	血壓計量測心跳數	系統量測脈搏數	誤差(%)
男	24	74	76	2.262703
男	28	72	70	2.777778
男	32	70	69	1.428571
女	27	80	81	1.25
男	46	75	74	1.333333
男	35	67	65	2.985075
男	34	72	74	2.777778
男	27	81	83	2.469136
男	28	82	81	1.219512
男	26	61	62	1.639344
女	42	70	69	1.428571
女	29	74	76	2.262703
男	24	80	79	1.25
男	25	72	70	2.777778
男	26	71	73	2.816901
男	25	80	81	1.25
女	25	85	86	1.176471
男	26	79	78	1.265823
男	30	72	74	2.777778
男	35	79	78	1.265823
男	25	71	70	1.408451
男	25	83	81	2.409639
男	26	75	77	2.226667
女	28	72	74	2.777778
男	31	78	77	1.282051
男	26	73	72	1.369863
男	33	69	67	2.898551
男	25	79	81	2.531646
男	28	67	65	2.985075
男	25	61	60	1.639344
平均誤差				2.042138

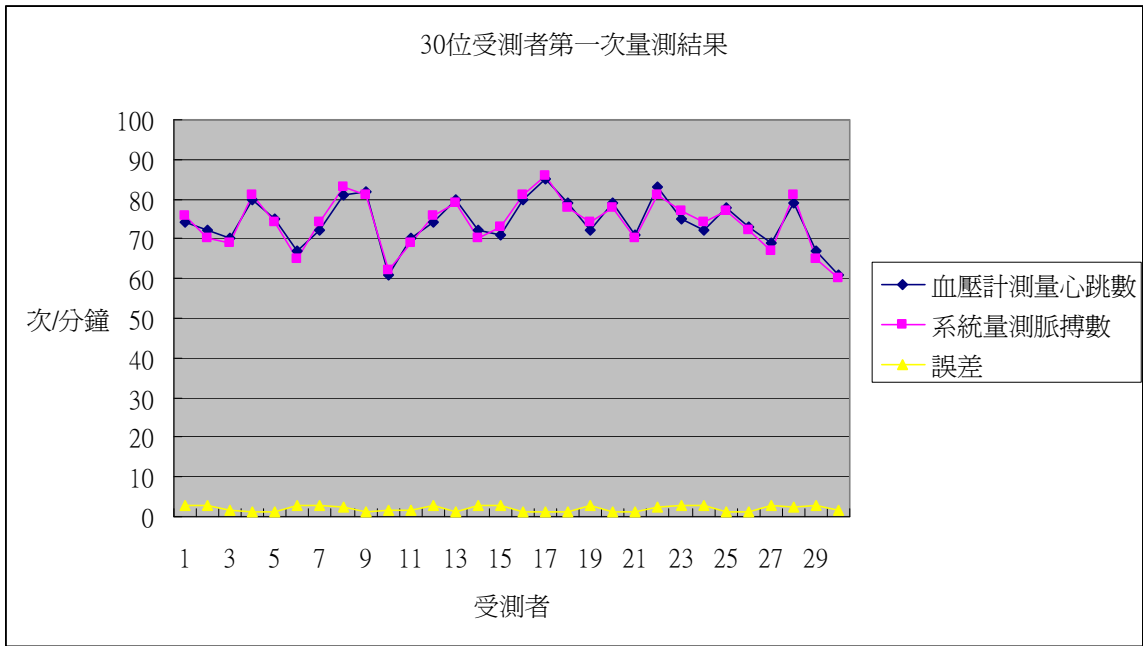


圖1.27 30人第一次量測結果

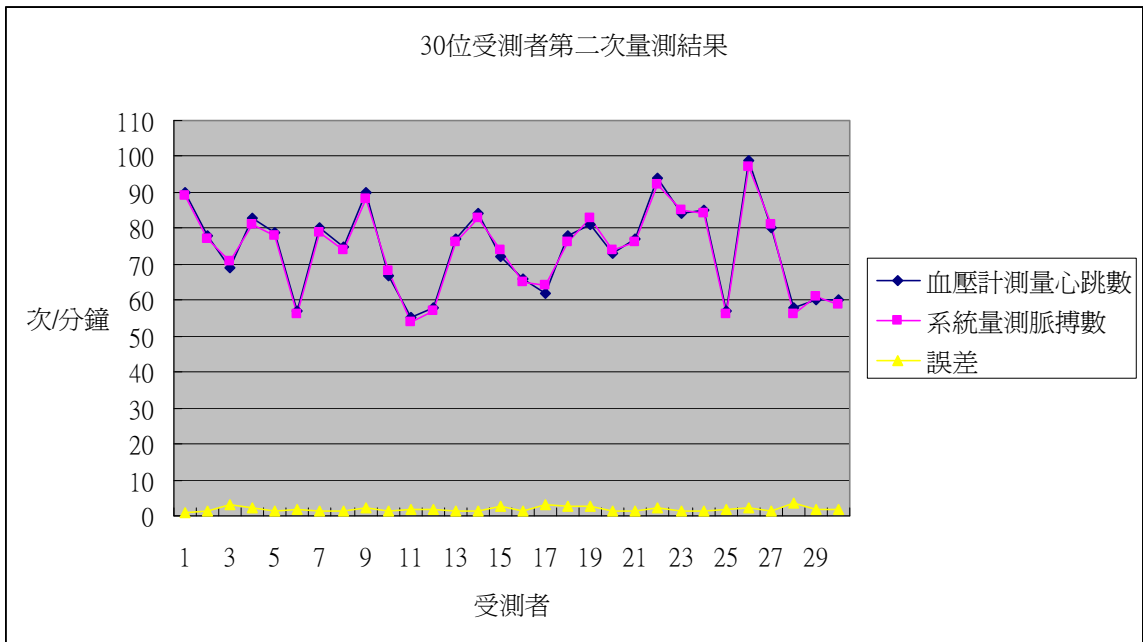


圖1.28 30人第二次量測結果

表1.3、30人第二次量測結果

受測者性別	受測者年齡	血壓計量測心跳數	系統量測脈搏數	誤差(%)
男	24	90	89	1.111111
男	28	78	77	1.282051
男	32	69	71	2.898551
女	27	83	81	2.409639
男	46	79	78	1.265823
男	35	57	56	1.754386
男	34	80	79	1.25
男	27	75	74	1.333333
男	28	90	88	2.222222
男	26	67	68	1.492537
女	42	55	54	1.818182
女	29	58	57	1.724138
男	24	77	76	1.298701
男	25	84	83	1.190476
男	26	72	74	2.777778
男	25	66	65	1.515152
女	25	62	64	3.225806
男	26	78	76	2.124103
男	30	81	83	2.469136
男	35	73	74	1.369863
男	25	77	76	1.298701
男	25	94	92	2.12766
男	26	84	85	1.190476
女	28	85	84	1.176471
男	31	57	56	1.754386
男	26	99	97	2.020202
男	33	80	81	1.25
男	25	58	56	3.448276
男	28	60	61	1.666667
男	25	60	59	1.666667
平均誤差				1.819083

表1.4、30人第三次量測結果

受測者性別	受測者年齡	血壓計量測心跳數	系統量測脈搏數	誤差(%)
男	24	75	77	2.226667
男	28	62	63	1.612903
男	32	80	81	1.25
女	27	79	77	2.531646
男	46	73	75	2.739726
男	35	66	67	1.515152
男	34	59	58	1.694915
男	27	70	72	2.857143
男	28	80	81	1.25
男	26	79	80	1.265823
女	42	69	68	1.449275
女	29	65	67	3.076923
男	24	80	78	2.5
男	25	83	84	1.204819
男	26	79	80	1.265823
男	25	78	77	1.282051
女	25	78	79	1.282051
男	26	76	78	2.191579
男	30	75	74	1.333333
男	35	75	77	2.226667
男	25	75	74	1.333333
男	25	92	93	1.086957
男	26	80	79	1.25
女	28	71	70	1.408451
男	31	80	79	1.25
男	26	69	68	1.449275
男	33	82	81	1.219512
男	25	61	60	1.639344
男	28	62	60	3.225806
男	25	68	67	1.470588
平均誤差				1.780325

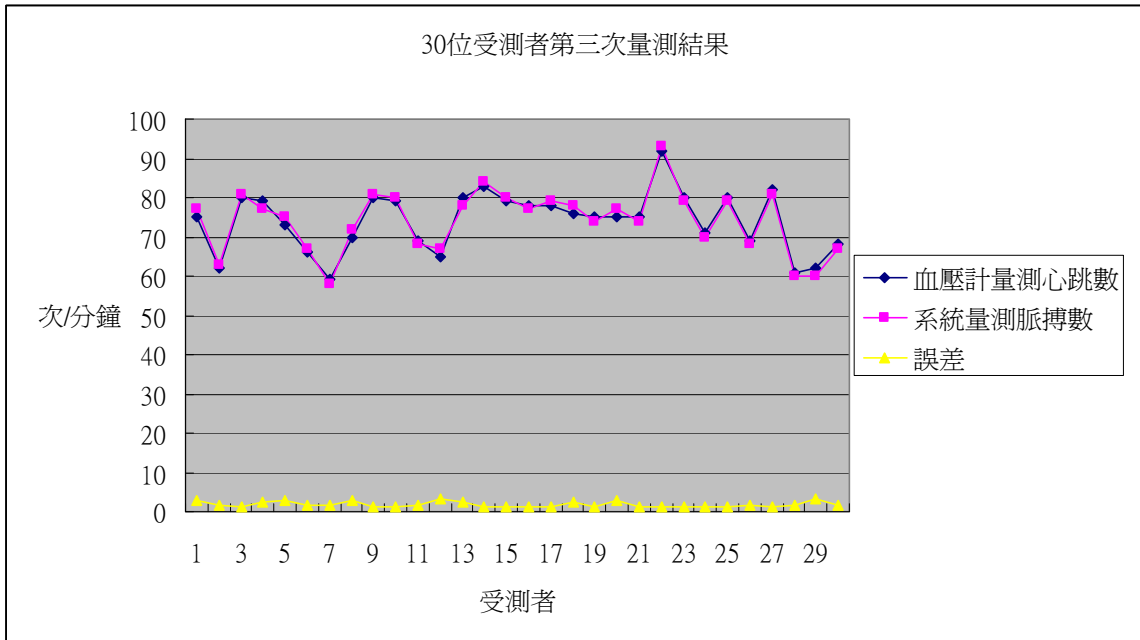


圖1.29 30人第三次量測結果

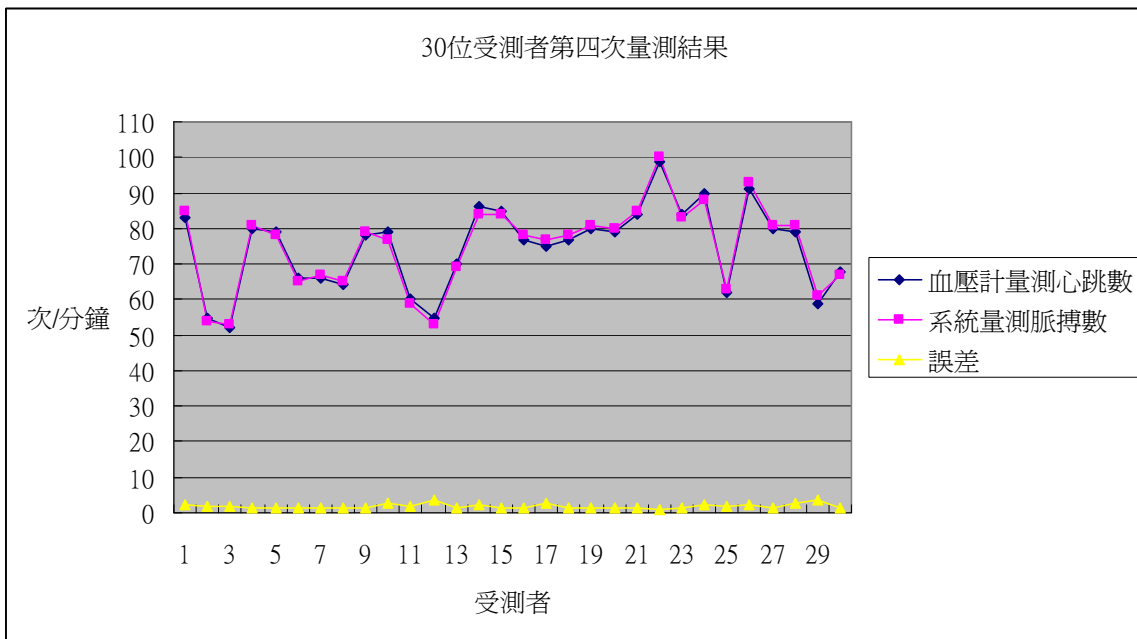


圖1.30 30人第四次量測結果

表1.5、30人第四次量測結果

受測者性別	受測者年齡	血壓計量測心跳數	系統量測脈搏數	誤差(%)
男	24	83	85	2.409639
男	28	55	54	1.818182
男	32	52	53	1.923077
女	27	80	81	1.25
男	46	79	78	1.265823
男	35	66	65	1.515152
男	34	66	67	1.515152
男	27	64	65	1.5625
男	28	78	79	1.282051
男	26	79	77	2.531646
女	42	60	59	1.666667
女	29	55	53	3.636364
男	24	70	69	1.428571
男	25	86	84	2.325581
男	26	85	84	1.176471
男	25	77	78	1.298701
女	25	75	77	2.226667
男	26	77	78	1.298701
男	30	80	81	1.25
男	35	79	80	1.265823
男	25	84	85	1.190476
男	25	99	100	1.010101
男	26	84	83	1.190476
女	28	90	88	2.222222
男	31	62	63	1.612903
男	26	91	93	2.197802
男	33	80	81	1.25
男	25	79	81	2.531646
男	28	59	61	3.389831
男	25	68	67	1.470588
平均誤差				1.77176

表1.6、30人第五次量測結果

受測者性別	受測者年齡	血壓計量測心跳數	系統量測脈搏數	誤差(%)
男	24	68	67	1.470588
男	28	78	77	1.282051
男	32	80	81	1.25
女	27	81	83	2.469136
男	46	68	67	1.470588
男	35	61	60	1.639344
男	34	70	71	1.428571
男	27	75	77	2.226667
男	28	80	81	1.25
男	26	78	79	1.282051
女	42	65	64	1.538462
女	29	76	77	1.315789
男	24	75	76	1.333333
男	25	77	76	1.298701
男	26	75	77	2.226667
男	25	78	77	1.282051
女	25	79	77	2.531646
男	26	66	67	1.515152
男	30	78	77	1.282051
男	35	77	76	1.298701
男	25	54	53	1.851852
男	25	71	70	1.408451
男	26	77	78	1.298701
女	28	73	72	1.369863
男	31	66	67	1.515152
男	26	73	72	1.369863
男	33	69	68	1.449275
男	25	54	53	1.851852
男	28	64	65	1.5625
男	25	55	54	1.818182
平均誤差				1.592241

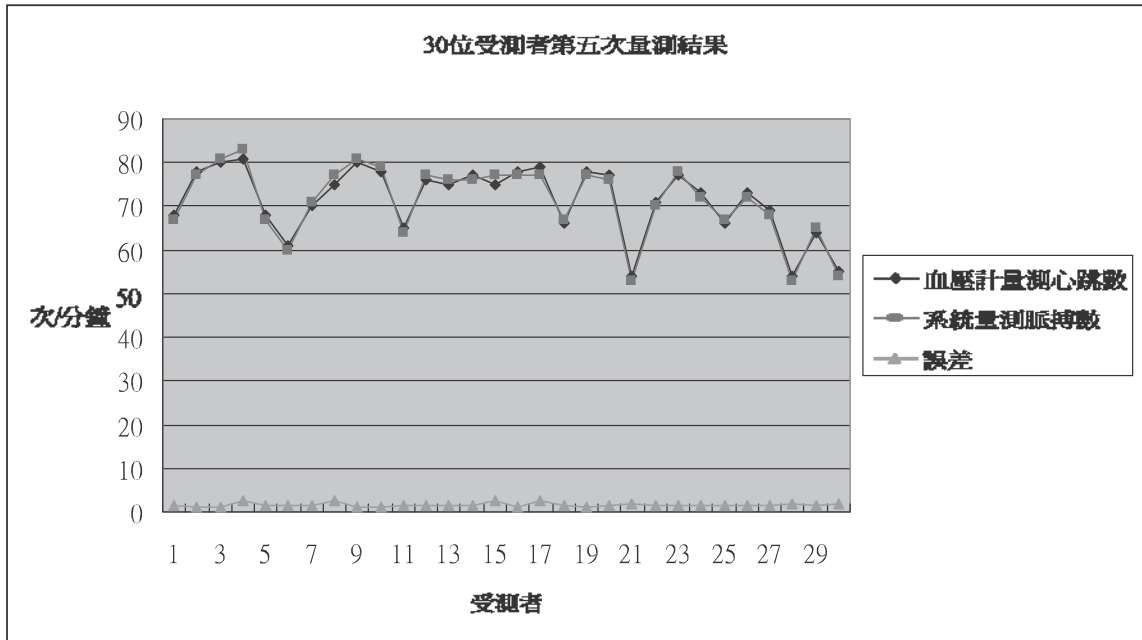


圖1.31 30人第五次量測結果

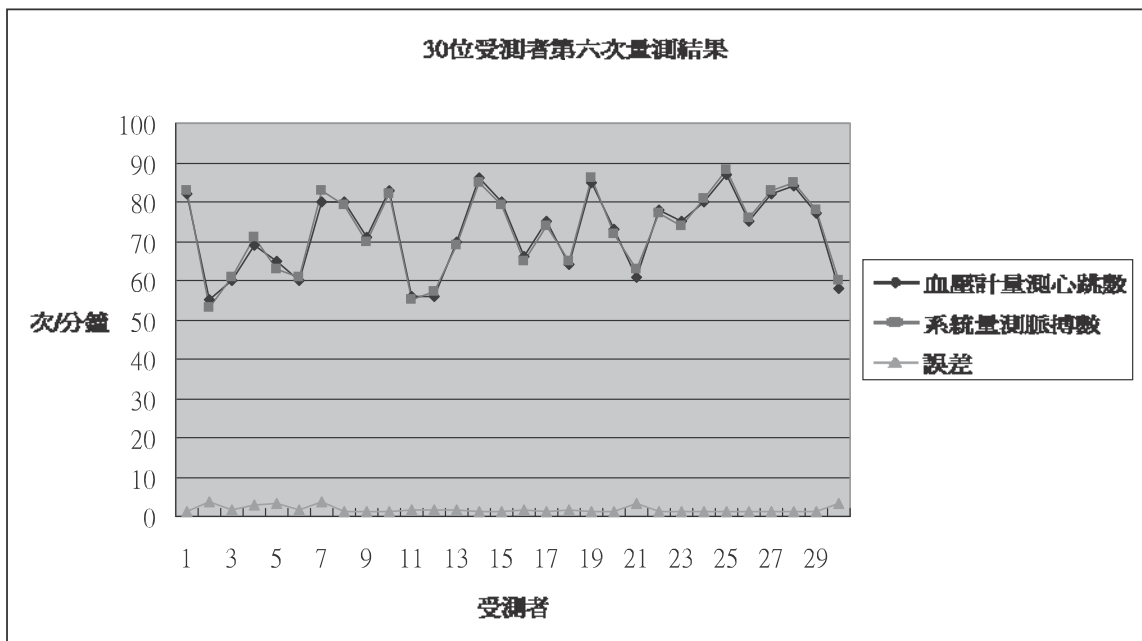


圖1.32 30人第六次量測結果

表1.7、30人第六次量測結果

受測者性別	受測者年齡	血壓計量測心跳數	系統量測脈搏數	誤差(%)
男	24	82	83	1.219512
男	28	55	53	3.636364
男	32	60	61	1.666667
女	27	69	71	2.898551
男	46	65	63	3.076923
男	35	60	61	1.666667
男	34	80	83	3.75
男	27	80	79	1.25
男	28	71	70	1.408451
男	26	83	82	1.204819
女	42	56	55	1.785714
女	29	56	57	1.785714
男	24	70	69	1.428571
男	25	86	85	1.162791
男	26	80	79	1.25
男	25	66	65	1.515152
女	25	75	74	1.333333
男	26	64	65	1.5625
男	30	85	86	1.176471
男	35	73	72	1.369863
男	25	61	63	3.278689
男	25	78	77	1.282051
男	26	75	74	1.333333
女	28	80	81	1.25
男	31	87	88	1.149425
男	26	75	76	1.333333
男	33	82	83	1.219512
男	25	84	85	1.190476
男	28	77	78	1.298701
男	25	58	60	3.448276
平均誤差				1.764395

六次量測總平均誤差值為**1.794991%**。

參、討論

本實驗之校準量測，信度與效度的分析可參考前面儀器設備之校準，與在本實驗中，我們有量測正常人的脈搏數與血壓計量測到心跳數的信度比較，誤差值在2.5%以內，因此可信度非常高。其中人的效度，於之後之計畫實行中，將與醫生配合，進行更大量的病人或者正常人之實驗，其實驗數據將具有更大的參考價值。

肆、結論與建議

本實驗提供了一種脈搏量測方式，且可以解析到 $7.3\mu m$ ，觀測靜態物體輕微振動頻率百分比誤差在2.5%以內，與接觸式的脈診儀互相比較更為方便、省時，接觸式的脈診儀在取脈時的壓迫，通常會讓受試者卻步，而且取脈時間也較為長，在此因為還沒量測夠多症狀、夠多人數來統計，不過當樣本數及測量狀態夠多，便能像接觸式脈診儀一樣可應用，不過更能讓人廣為接受。與接觸式脈測儀相比更省時方便，因為用Morie可以找到寸關尺跳動之最高點的位置，因此比接觸式壓力脈測儀利用嘗試的方法找寸關尺跳動最高點來得方便更快省時，我們的系統是利用camera擷取，立刻自動分析找出三個寸關尺最高點的位置，所以較壓力感測脈診儀更方便省時。

目前實驗中的COMS Image Sensor僅為一秒擷取十五張，未來在本計畫中將自行快速的CMOS每秒60片的高速的影像擷取系統，即可觀察出較完整的脈象，也可增加其精確度量測出更細微的變化，並透過電腦網路，即可達成遠距診斷的功效。

雖然本系統的觀測有限，但如改良CMOS的取像速度，及更好的固定穩定手晃動技巧，應該能取出更好的波形，因為脈管震動產生一個波，經組織傳遞到皮膚，經過組織的過程難免會反射回去，然後再反射回來，下一個正常波也一起跟著來，真正的跳動情形在取像速度快的影像感測器越能真實呈現，再作帶通後的波形也會更接進皮膚表面震動狀態。如與中醫師合作，依中醫理論分類病人，測量更多樣本，依中醫理論比對建立齊全的資料庫，假以時日資料庫齊全，將系統再改良到更精準、更方便，比如可以將該功能整合至掀蓋型手機，利用手機增設光學三角量測系統，讓一般民眾可自行在家做預診，時時注意自己的健康狀態。

誌謝

本研究計畫承蒙行政院衛生署中醫藥委員會，計畫編號CCMP95-RD-042提供經費贊助，使本計畫得以順利完成，特此誌謝。

伍、參考文獻

1. Warren J. Smith, "Modern Optical Engineering", 1784, p227~p230.
2. Brian F. Alexander, "Elimination of Systematic Error in Subpixel Accuracy Centroid Estimation", Optical Engineering, September 1991, Vol.30 No.9.
3. Jean Pierre Fillard, "Subpixel Accuracy Location Estimation from Digital Signals" Optical Engineering, November 1992, Vol. 31, No.11/2465.
4. 陳俊吉，利用三角測量法量測人體脈搏，中央大學碩士論文，民94。