

# 三維光學影像擷取系統

## Three-Dimensional Optical Imaging Systems

李正中、吳鎔、蔡瑞章、駱遠

Cheng-Chung Lee, Kai-Wu, Jui-Chang Tsai, Yuan Luo

光學影像系統的發展可回溯至十七世紀，由顯微鏡之父 Anton van Leeuwenhoek 發展第一台光學顯微鏡。迄今，如何快速取得三維 (3D) 影像資訊的光學影像系統，仍是科學家們研究發展的重點。著名的實驗室、研究單位等均投入大量人力與物力發展出各式各樣、不同功能的影像系統，並以三維影像術為研發與應用的焦點。本文將介紹具備快速、不需掃描與高解析度的光學影像系統，包括體積全像影像系統及同步相位干涉術。

Optical imaging plays a critical role for various areas. The first optical microscopic imaging system was developed in the 17<sup>th</sup> century by Anton van Leeuwenhoek, who is known as the father of microscopy. Since then, much effort has been involved in developing high-speed three-dimensional (3D) imaging systems for a variety of applications. Ideally, optical imaging systems would provide 3D images, enabling characterization of a volume of tissue. However, all these systems have complex mechanical designs, requiring scanning in two lateral dimensions, or depth focusing. The complex designs increase device cost, reduce robustness, and increase the complexity. In this Article, we review our novel imaging methods including volume holographic imaging and polarized interferometry to acquire high-resolution 3D images of an object with no need of scanning.

### 一、前言

光波為無所不在之電磁波的一種。近幾年來光波更在影像領域上逐漸成為主流技術之一。光波在影像技術中具有許多獨特性，以光學為基礎的影像系統可以彌補超音波 (ultrasound)、微波造影與 X-ray 技術的不足，提供具備快速三維成像、高解析度 (high resolution) 之影像。例如：與超音波、磁振攝影 (MRI) 或電腦斷層 (CT) 相比較，光學系統可提供毫米與微米的高解析度，可提供醫學診斷之關鍵資訊。光學影像系統也可發展成內視鏡系統，能提高癌症初期診斷率與降低手術風險，因此也可顯著提升術後存活率。另外，根據台灣衛生署

近幾年相關統計<sup>(1)</sup>，癌症高居每年死亡人數之首，每年約八萬人被診斷出罹患癌症，而約四萬人死於癌症。若能提高癌症初期診斷率，將可顯著提升 95% 之癌症的存活率<sup>(2)</sup>。除了醫學應用之外，其他如材料、生物方面的研究，光學影像系統同樣扮演舉足輕重的角色，因此熟悉具備快速、三維成像、高解析度之光學影像系統，成為當今格外重要的研究課題。本文將介紹不須掃描的新型光學影像擷取術：體積全像顯微技術及同步相位干涉術。

### 二、體積全像影像系統

目前光學影像系統均需要掃描並透過大量的運

算技術才能獲得測試物的三維資訊。體積全像影像系統 (volume holographic imaging system) 可以同時取得測試物體不同層的三維影像，而且不用透過掃描的機制，也不需要昂貴運算技術。其基本架構圖如圖 1 所示。與一般光學影像系統相似，含有一般傳統光學鏡片、照明設備與 CCD 相機。但唯一不同的是，此系統在傅立葉平面 (Fourier plan) 含有關鍵元件：體積全像片 (volume hologram) 可以提供系統多個焦距。若用綠光雷射 (如圖 1) 體積全像系統，可同時獲得測試物不同深度的資訊，並把不同層的資訊投射至 CCD 不同位置。若照明系統含有其他的波長 (如圖 2)，此系統每層可看到的角度就可更廣。因此綜合圖 1 與圖 2 而言，體積全像影像系統的廣角度與照明系統的頻寬成正比，或與被照明物體散發的光譜頻寬成正比。體積全像片含有單一個全像光柵能萃取出特定深度 ( $Z_1$ ) 的二維空間 ( $X$ - $Y$ ) 訊息及光譜特性。兩個全像光柵能萃取出兩個特定深度 ( $Z_1, Z_2$ ) 的二維空間 ( $X$ - $Y$ ) 訊息及光譜特性。兩個 (含) 以上的全像光柵稱為多工全像光柵。同理，多工全像光柵就能萃取出所需三維空間 ( $X$ - $Y$ - $Z$ ) 訊息及光譜特性。

體積全像片是此影像系統的關鍵元件，可同時提供多焦距的非傳統光學透鏡。體積全

像片之化學配製，其流程圖如圖 3 所示，採用 methyl methacrylate (MMA)、2, 2'-Azobis (2-methylpropionitrile) (AIBN) 及 phenanthrenequinone (PQ) 依照 100 : 0.5 : 0.7 的比例均勻混合，最後形成 PQ-PMMA<sup>(3-5)</sup>。PQ-PMMA 可達到約毫米厚度，它的材料特性相當穩定，包括製作後經過長時間仍可提供非常小的厚度與折射率變化。另外，體積全像片之製程，需要將上述所備妥之全像記錄片進行多重全像曝光 (holographic exposure)。每一次全像曝光，須將一雷射光束經過分光器 (beam splitter) 所分成的兩束光：訊號光 (signal beam) 以及參考光 (reference beam)，同時照射在全像記錄片的同一區域 (如圖 4)，才可製成第一個完整的全像光柵 (holographic grating)。接者，同時移動第一透鏡  $\Delta Z$ ，並且轉動參考光角度  $\Delta\theta$ ，再進行一次全像曝光。如此，可製成第二個全像光柵。此技術稱為多工全像術 (multiplexing holographic technique)。 $\Delta Z$  是為了擷取影像時，可取得不同深度，而  $\Delta\theta$  的設計則可以避免影像重疊。重複以上步驟，便可形成二個以上的多工全像光柵 (multiplexed holographic grating)。此過程可經由電腦化控制，將製程最佳化。多工全像光柵的繞射效率 (diffraction efficiency) 可呈現線性 (linear) 上升或

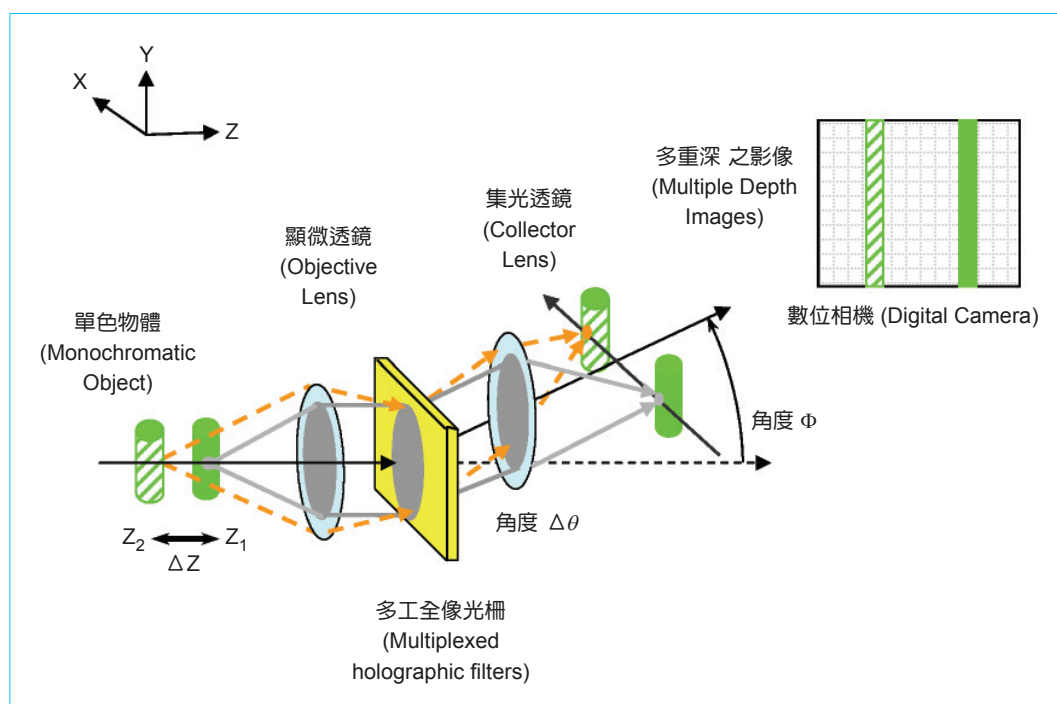


圖 1. 空間-光譜全像生物醫學影像系統，採用單色光 (monochromatic light) 來攝取影像。

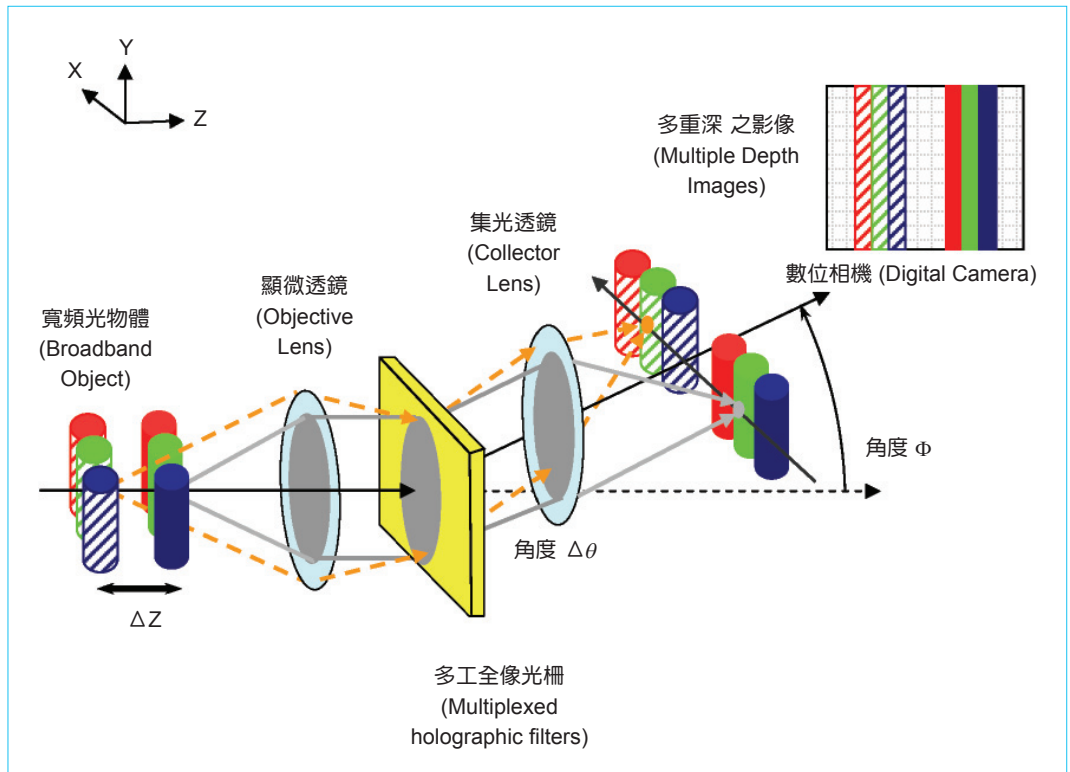


圖 2. 空間—光譜全像生物醫學影像系統，採用寬頻光 (broadband spectral illumination) 來攝取影像。

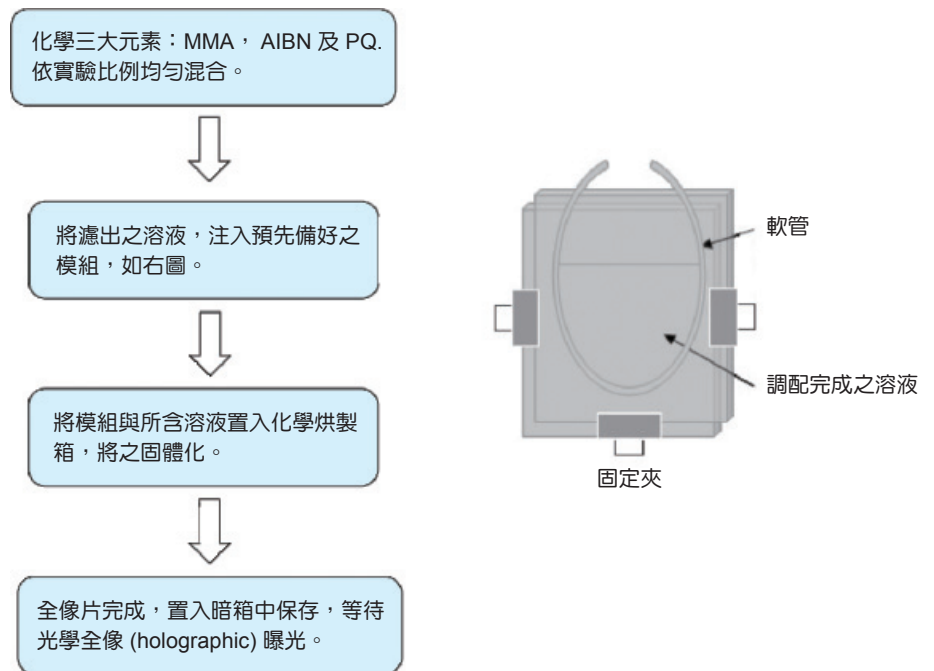


圖 3. 體積全像片的基本製作流程圖。

線性下降的趨勢，亦可經由不同的曝光設計，優化多工全像光柵的平均繞射效率。

全像光柵的理論基礎，依照美國著名學者 Kogelnik 在 1969 年所發表的耦合波理論<sup>(6-7)</sup>，提

到全像光柵對空間與光譜波長具有高度敏感度。不同角度與波長的情況下，全像光柵的繞射效率 (diffraction efficiency) 也不同。全像光柵由一種波長來進行曝光製作，並運作於其他不同波長及不同

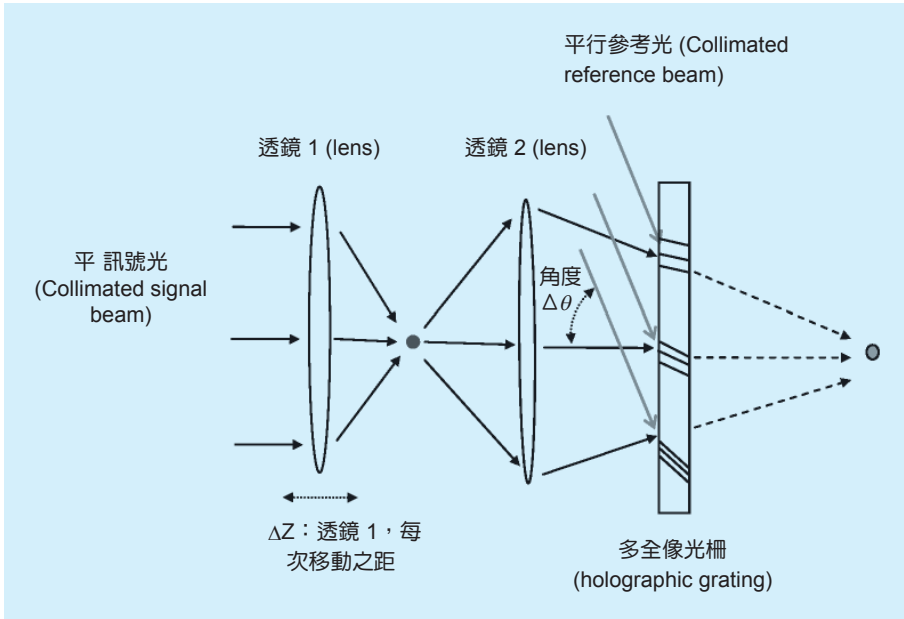


圖 4. 多工全像片之示意圖。

入射夾角。此種運作方式稱為 Bragg 匹配模式，並可透過圖 5 與下列的  $\mathbf{K}$  向量關係式來進行解釋。

$$\mathbf{K}_{i,1} - \mathbf{K}_{d,1} = \mathbf{K}_{i,2} - \mathbf{K}_{d,2} = \mathbf{K} \quad (1)$$

其中  $\mathbf{K}$  代表為入射光、 $\mathbf{K}_d$  為繞射光。 $|\mathbf{K}_{i,1}| = |\mathbf{K}_{d,1}| = \frac{2\pi n}{\lambda}$ ， $|\mathbf{K}_{i,2}| = |\mathbf{K}_{d,2}| = \frac{2\pi n}{\lambda + d\lambda}$ ， $\mathbf{K}$  為光柵向量， $n$  代表體積全像的折射率， $\lambda$  是在空間中傳遞的操作波長。若入射光的波長或是角度有不匹配，則角度 ( $d\theta$ ) 與波長 ( $d\lambda$ ) 的關係可由下列表示：

$$\frac{d\theta}{d\lambda} = \frac{K}{4\pi n \sin(\alpha - \theta)} \quad (2)$$

上式  $\alpha$  表示光柵向量與體積全像片垂直面的夾角， $\theta$  表示擷取影像時入射光的角度 (如圖 5(b) 所示)。(2) 式中也說明了全像光柵亦可運行於不同波長，搭配相對應的入射角度。

體積全像片可與上述製作程序設計出具備高波長選擇性的濾波性質，提供測試物體非常高效能的波長—角度篩選 (high selectivity) 功能<sup>(8-10)</sup>。基本上，全像片角度選擇性與波長篩選性均與全像片之厚度  $d$  及光柵週期  $\Lambda$  有關，其關係式如下所示：

$$\Delta\theta \propto \frac{\Lambda}{d}, \Delta\lambda \propto \frac{\Lambda^2}{d} \quad (3)$$

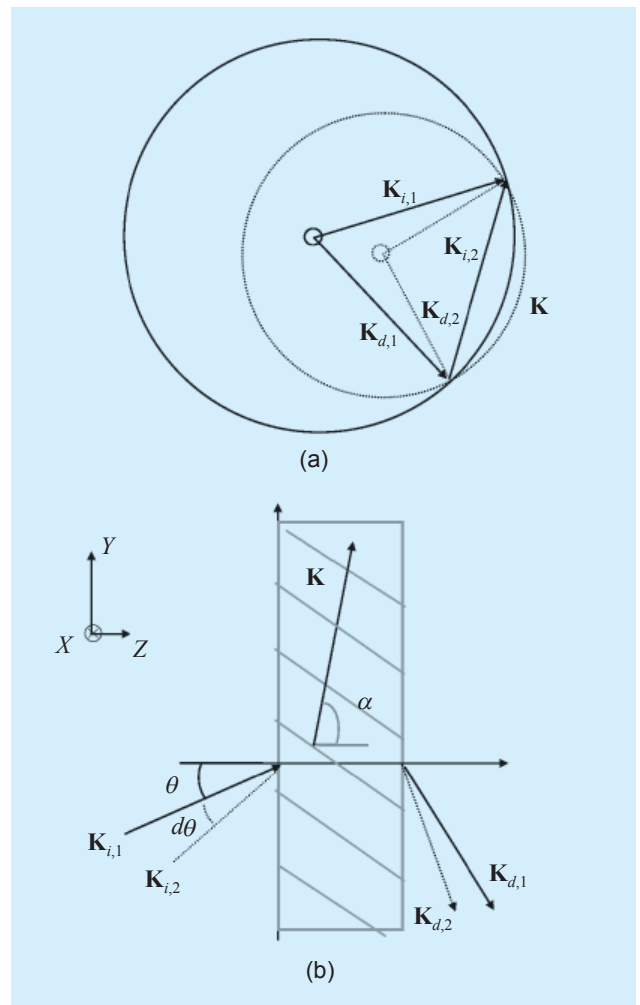


圖 5. (a) Bragg 向量的示意圖，(b) 全像光柵的幾何分析圖。

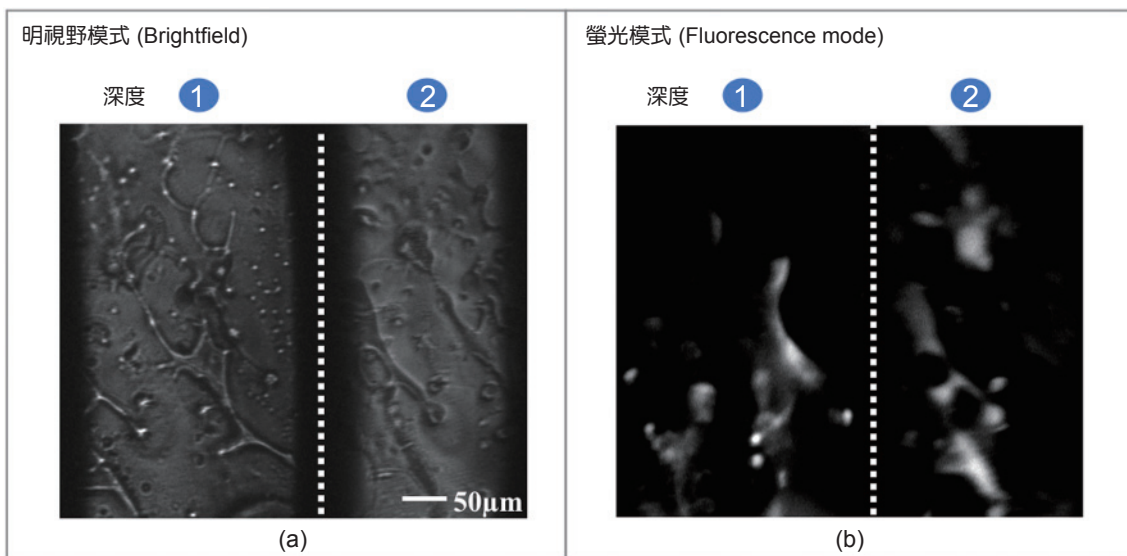


圖 6. 體積全像影像系統的多層影像圖，透過此系統 (a) 可即時取得非螢光的細胞組織影像，(b) 亦可即時取得細胞組織的螢光影像。

依照上述之理論，此系統在所設計全像片協助下，突顯體積全像影像系統的主要優點：即時提供測試物的三維空間影像與光譜資訊、可提供螢光與非螢光影像、可同時提供高解析度影像，且由體積全像影像系統同時提供螢光 (fluorescence) 與明視野 (bright-field) 的三維影像與測試物體的光譜資訊。圖 6 是此系統將兩層相距 50 微米的細胞資訊，不用掃描也不需影像處理，而同時呈現在數位攝影機上<sup>(11)</sup>。

### 三、同步相位干涉術 (Simultaneous Phase Shifting Interferometry, SPSI)

干涉儀常用來量測表面輪廓與形貌，也可應用於擷取多層薄膜的三維影像系統。此系統利用干涉儀的原理取得膜層的反射相位及反射強度，進而快速量測出各膜層的折射率、厚度分布，以及基板表面的輪廓。其取相位的方法是用正向光，相較於橢

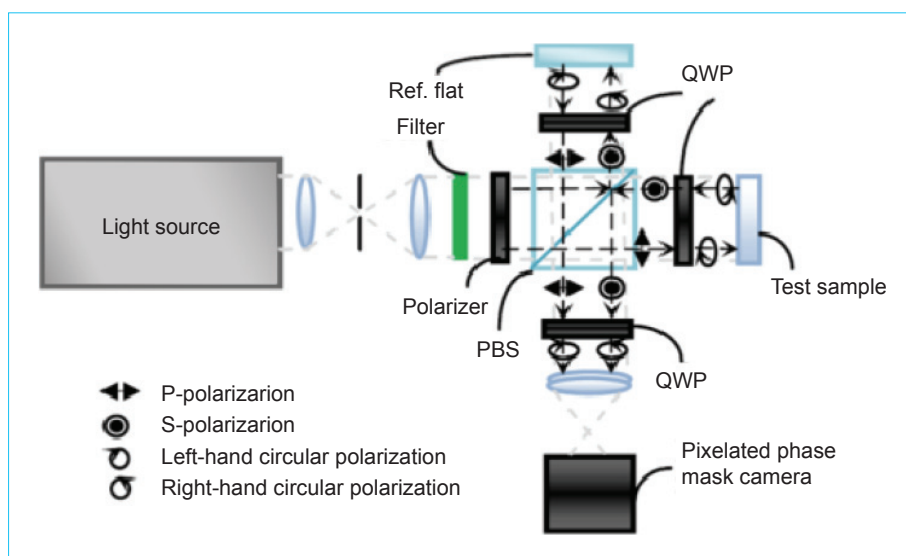


圖 7. 量測薄膜光學常數及形貌影像之干涉儀示意圖<sup>(12)</sup>。

圓偏振儀用斜向光要方便且不占空間。其儀器架構如圖 7 所示，入射光由左濾光片 (filter) 後被偏振分光鏡 (PBS) 分成兩道光，分別各經四分之一波片 (QWP) 由參考平面 (ref. flat) 反射當作參考光，及由膜面 (test sample) 反射成為待測光。在此架構中，經過偏振分光鏡的光分為兩偏振方向互相垂直的線性偏振光，四分之一波片分別置於參考臂與待測臂之間，其快軸與線性偏極入射光方向夾 45 度，當光來回兩次經過四分之一波片後，會使原線偏極光的偏極方向旋轉 90 度，因此偏振態互相垂直的光再經過偏極分光鏡後又可重合在一起，共路徑的兩線性偏振光經過光感測器前的四分之一波片，將各自成為左旋圓偏極光與右旋圓偏極光，最後在感測器上具四個偏振方向的偏極片陣列中形成干涉。參考光及待測光經偏振分光鏡後在偵測器互相干涉，此干涉強度  $I$  如 (4, 5) 式所示：

$$I = I_T + I_R + 2\sqrt{I_T I_R} \cos(2\alpha + \delta_m) \quad (4)$$

上式中  $I_T$  為待測光強度， $I_R$  為參考光強度，兩光束的相位差為  $\delta_m$

$$\delta_m = (\delta_T - \delta_R) + \delta_s \quad (5)$$

式中  $\delta_T$  及  $\delta_R$  分別為膜面與參考面的反射相位， $\delta_s = 4\pi h/\lambda$  為膜面與參考面之間的光程相位差。如果參考面非常平，則  $h(x, y)$  就是基板 (二維 2D) 的輪廓 (形貌) 高度。角度  $\alpha$  是偏振相素攝影機 (pixelated phase mask) 中各像素上的 polarizer 偏振方向。偵測器為如圖 8 有四個相位的陣列 CCD (pixelated phase mask camera)，本偏振像素攝影機上遮罩了  $45^\circ$ 、 $-45^\circ$ 、 $0^\circ$ 、 $90^\circ$  四種偏極片，每一個像素的感測器前皆遮罩了一個偏振片，其偏振方向和鄰近像素上的偏振方向皆不同。因此在四種偏振方向上，各可產生  $90^\circ$ 、 $-90^\circ$ 、 $0^\circ$ 、 $180^\circ$  的相位移，故每四個像素上可以求兩臂的相位差如下：

$$\phi = \arctan\left(\frac{I_{-45^\circ} - I_{45^\circ}}{I_{0^\circ} - I_{90^\circ}}\right) \quad (6)$$

此相當於干涉術中四步相位還原法 (four-step phase

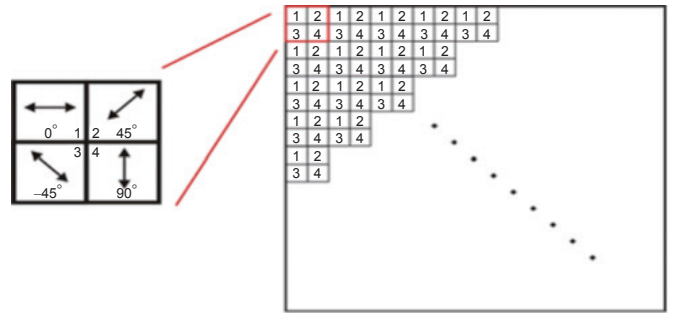


圖 8. 偏振片在攝影機相素上之分布示意圖。

shifting algorithm)，只是本架構可一次取得四種相位移所對應之強度，一次計算出相位差，避免由於相移干涉術受周遭環境振動因素影響而產生誤差。然而相移技術原則是相移步數越多，越可免除 CCD 個別像素光敏度不同和固定雜訊的影響，所還原相位就會越準確。而空氣擾動的影響亦可藉由數次量測之平均去除。濾光片則是用來選取測試光的波長，因此量測過程中會用數個濾光片，這也可以用光譜分光儀來代替。

膜面之反射相位、反射係數與膜層的光學常數及膜厚度可由 (7)–(8) 式來表示，摘要如下：

$$\begin{bmatrix} B \\ C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \delta & \frac{1}{n} \sin \delta \\ in \sin \delta & \cos \delta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ n_s \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$\rho = |\rho| e^{i\delta_r} = \frac{n_0 B - C}{n_0 B + C} \quad (8)$$

$|\rho| = \sqrt{I_T/I_0}$ ， $I_0$  為量測待測物之前，先量到的已知反射率之參考樣品反射強度。為避免干涉干擾， $I_T$  與  $I_0$  可在遮住參考臂下量測。因此經由量測多個波長的干涉強度  $I_i$  後，可設立一評價函數  $F_m(\delta_T, \delta_S, \rho)$  評價量測值  $\delta_m$ 、 $|\rho|_m$  與理論值  $\delta_T$ 、 $\delta_R$ 、 $\delta_S$  及  $|\rho|$  之差異。 $F_m(\delta_T, \delta_S, \rho)$  如下式所示：

$$\begin{aligned} F_m(\delta_T, \delta_S, \rho) &= \sum_{i=1}^k \left\{ \left| \delta_m(\lambda_i) - [\delta_T(n_{1(\lambda_i)} \cdots n_{m(\lambda_i)}, d_1 \cdots d_m, \lambda_i) \right. \right. \\ &\quad \left. \left. - \delta_R(\lambda_i) + \delta_S(h, \lambda_i)] \right|^2 \right. \\ &\quad \left. + \left| w[|\rho_m|(\lambda_i) - |\rho|(n_{1(\lambda_i)} \cdots n_{m(\lambda_i)}, d_1 \cdots d_m, \lambda_i)] \right|^2 \right\} \quad (9) \end{aligned}$$

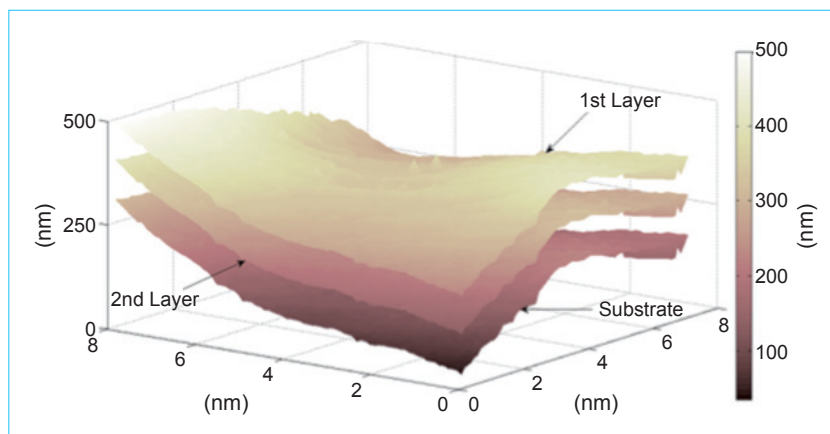


圖 9. 濺鍍  $\text{SiO}_2/\text{Ta}_2\text{O}_5$  兩層膜於玻璃基板上的三維分布影像圖<sup>(12)</sup>。

上式中  $w$  為權重，目的在使反射相位差及反射強度數量級相近。利用數值演算法優化，使其為極小值，可求得膜層二維 (2D) 每一點的光學常數  $n_i(x, y)$  與膜厚  $d_i(x, y)$  及膜面的形貌  $h_i(x, y)$ 。我們選 8 個窄帶濾光片 (波長 532、550、580、589、630、656、690、710 nm) 量測 8 組干涉信號  $I_i$ ，優化 (9) 式  $F_m(\delta_T, \delta_S, \rho)$ ，而求出濺鍍的兩層膜  $\text{SiO}_2/\text{Ta}_2\text{O}_5$  的折射率  $n$  與厚度  $d$ ，其  $n_{630\text{ nm}}$  與  $d$  之值分別為 1.48 (標準差 0.79%)、90 nm；2.15 (標準差 1.20%)、98 nm。此值和我們由橢偏儀量出之值 (1.48、93 nm；2.14、98 nm) 很接近。此二層膜之輪廓影像圖如圖 9 所示。本儀器藉由不同波長的量測反射強度搭配反射相位增加膜厚及折射率分布量測的精確率。若要量測更多層膜時，所用的波長數要更多，能獲得較精確之值。

#### 四、結論

以上介紹的兩種光學影像系統暨測量技術，最大的好處就是不需破壞測試物體，就能提供三維測試物的資訊以及高解析度影像。我們期望能將所研發的系統更強化與精緻化，並加強系統的解析度與廣角度，俾能做更大範圍的測量，並擷取三維空間資訊與光譜訊息。另外，也期望能對生物影像與臨床醫學有更多的應用與貢獻。

#### 參考文獻

1. Department of Health, Taiwan ICD Analysis of the Leading

Causes of Death, [http://www.nhi.gov.tw/webdata/webdata.aspx?menu=17&menu\\_id=661&webdata\\_id=3520&WD\\_ID=689](http://www.nhi.gov.tw/webdata/webdata.aspx?menu=17&menu_id=661&webdata_id=3520&WD_ID=689).

2. Y. Luo, F. Xiao, and J. C. Tsai, *Formosan Journal of Medicine*, **15**, 463 (2011).  
 3. A. Sato and R. K. Kostuk, *Applied Optics*, **42**, 778 (2003).  
 4. Y. Luo, P. J. Gelsinger-Austin, G. Barbastathis, J. K. Barton, and R. K. Kostuk, *Optics Letters*, **33**, 566 (2008).  
 5. Y. Luo, P. J. Gelsinger-Austin, J. M. Watson, G. Barbastathis, J. K. Barton and R. K. Kostuk, *Optics Letters*, **33**, 2098 (2008).  
 6. H. Kogelnik, *Bell System Technical Journal*, **48**, 2909 (1969).  
 7. H. Coufal, L. Hesselink, and D. Psaltis, *Holographic data storage*, (2002).  
 8. W. Liu, D. Psaltis, and G. Barbastathis, *Optic Letters*, **27**, 854 (2002).  
 9. A. Sinha and G. Barbastathis, *Applied Optics*, **43**, 5214 (2004).  
 10. A. Sinha, W. Sun, T. Shih, and G. Barbastathis, *Applied Optics*, **43**, 1533 (2004).  
 11. Y. Luo, S. Oh, and G. Barbastathis, *Optics Letters*, **35**, 781, (2010).  
 12. K. Wu, C.-C. Lee, N. J. Brock, and B. Kimbroug, *Optics Letters*, **36** (16), 3269 (2011).



李正中先生為美國亞歷桑那大學光學博士，現任國立中央大學理學院院長及講座教授。

Cheng-Chung Lee received his Ph.D. in optical sciences from the University of Arizona, USA. He is currently the dean of College of Science and a chair professor in the Department of Optics and Photonics at National Central University



吳鏜先生為國立中央大學學光電科學博士，現任國立中央大學學光電科學研究所博士後研究員。

Kai-Wu received his Ph.D. in electro-optical engineering from National Central University. He is currently a postdoctoral researcher in the Department of Optics and Photonics at National Central University.



蔡瑞章先生為國立臺灣大學醫學院臨床醫學博士，現任國立台灣大學醫學院光電生物醫學研究中心教授，國立臺灣大學醫學院附設醫院外科部神經外科主治醫師及主任。

Jui-Chang Tsai received his Ph.D. in clinical medicine from National Taiwan University. He is currently a professor in the Center for Optoelectronic Biomedicine, an attending physician and a chief in the Department of Neurosurgery at National Taiwan University Hospital.



駱遠先生為美國亞利桑那大學光學博士，現任國立台灣大學醫學院光電生物醫學研究中心助理教授暨台灣大學分子生醫影像中心助理教授與組長。

Yuan Luo received his Ph.D. in optical sciences from the University of Arizona, USA. He is currently an assistant professor in the Center for Optoelectronic Biomedicine at National Taiwan University, a assistant professor and a supervisor in Molecular Imaging Center at National Taiwan University.