

偏極化低同調干涉顯微鏡於透明材質內部雙折射率變化之量測

陳政雄	黃永國	郭世炫	蘇哲暉	梁仁德
中正大學	中正大學	工研院量測中心	工研院量測中心	工研院量測中心
imejsc@ccu.edu.tw	D8843007@ccu.edu.tw	kevinkuo@itri.org.tw	suchewei@itri.org.tw	jente@itri.org.tw

摘要

本實驗室所架設之 Linnik 式偏極化低同調干涉顯微鏡(PS-OCM)已可用於多層性透明材質之非破壞性雙折射分佈之量測，PS-OCM 利用低同干涉及同時偵測水平偏極及垂直偏極兩方向之 Stroke 參數，藉由測物光入射待測物後因待測在深度方向之折射率變化所產生之反射光和參考光產生干涉後，比較待測物反射光之垂直和水平方向之 Stroke 參數來求得待測物之雙折射率變化，並由待測物之 Brewster's constant or stress-optical coefficient 來算出待測物之應力分佈。

關鍵字：光學同調斷層掃描、PS-OCM、Stress-induced Birefringence

一. 前言

對於半導體或光電元件的內部缺陷及殘留應力分佈之非破壞性檢測在半導體產業及光電產業有一個很重要的需求，這些元件在生產過程大多經過多道平面的組裝或成形而成為一個多層性之結構；對於這種元件其各層之間的缺陷或殘留應力會明顯的影響到其元件之功能、元件之特性、及其可靠性，因為大部分像陶瓷、矽、聚合物、玻璃等半導體及光學元件的材料大都本身具有雙折射特性或是可由應力引起雙折射率特性的性質，所以藉由雙折射率之變化可以量測出上述元件內部之缺陷或應力之分佈，這種的量測方式具有快速、非接觸及高解析度等優點。

雷利散射法(Rayleigh scattered light method)[1-3]已經被利用於玻璃或聚合物三維空間應力分佈之非接觸式量測。但這種方式的敏感度會隨者待測之雷利散射光的減弱而變得非常差，而且其量測的方式為單點量測，所以量測速度慢，另外一個問題是在半導體或光電元件利用上述方式來量測時，其解析度無論在橫向或深度方向無法滿足這些元件檢測上之需求，本文將提出使用 PS-OCM 的方式來克服這些問題。

光學同調斷層掃描(OCT)[4-7]屬於非接觸式深度解析斷層掃描，利用量測材質內部之背散射光它可檢測出像生物組織這一類型半透明材質之內部結構。OCT 所使用的光源為低同調光，藉由低同調閘截技術其深度解析可達 $1-5\mu\text{m}$ ，若使用寬頻之飛秒雷射當光源甚至到 $1\mu\text{m}$ 以下[8]，深度方向可達數 mm。因為 OCT 是屬於光干涉的方法所以其干涉訊號動態敏感度可達 100dB。偏極化低同調斷層掃描(PS-OCT)[9-11]為 OCT 技術的一種延伸，它可量測背散射光之水平及垂直二方向之偏振量，藉由同步量測水平及垂直二個方向的干涉條紋來算出待測物背散射光之 Stroke 參數[12]，進一步比較 Stroke 參數之變化可以得到待測物在深度方向的雙折射率、折射率及光軸方向等光學性質。而半導體及光學元件大部份屬於陶瓷、晶圓、聚合物、玻璃等這些可由應力引起雙折射變化之材質，所以雙折射率的變化可以表示這些材料內部是否具有應力或是材質是否均勻等。因此；PS-OCT 可用應力引起雙折射變化材質之局部缺陷檢測及空間應分佈的量測。[15-16]

大部 OCT 係應用於生醫領域上，其光學架構是基於低 NA 值光纖之 Michelson 干涉，為的得到較長的聚焦深度的掃描區域，但這種設計在實際使用上所得影像在橫向解析度為 $10-30\mu\text{m}$ 的等級。一

般 OCT 為單點掃描觀測方式因此完成三維掃描時必須花費大量時間，因此，另外一種 OCT 可利用高光學顯微鏡中高 NA 值物鏡及全域掃描的能力，稱為全域式光學斷層掃描顯微鏡(OCM)。OCM 藉由因顯微鏡反射時干擾因素而犧牲感測系統敏感度來擁有全域式斷層掃描能力。由 PS-OCM 來量測全域式雙折射率影像已被証實可行[20-21]，但是其量測方式必需分為二個步驟，而且利用高 NA 值的物鏡使得其量測深度受限於物鏡景深長度的限制只能達到 $10\ \mu\text{m}$ 左右，因為在量測時干涉條紋的對比度會掃描深度的變化由於空氣和待測物折射率不同而降低。

本文將提出一個新型的 PS-OCM，藉由雙 CCD 可同步拍攝水平及垂直二個方向之反射光，並由調整參考光程的長度來補償量測時因待測物折射率所造成的光程變化，以超越上述 PS-OCM 量測時量測深度受制於物鏡景深長度的限制。

二、光學架構及理論推導

在 OCM 的各種光學干涉架構的種類中，以 Linik 式干涉儀光學架構在參考光程調整上是較具彈性的。一般的 Linik 式干涉儀光學架構其參考光程(Reference arm)和測物光程(Sample arm)是校正成等長且固定不動的，為了突破物鏡景深的限制，我們將參考光程設計成可調整，如圖 1 所示。圖中將參考光程中的聚焦物鏡和反射鏡及做相位調制之 PZT 固定於一由步進馬達所驅動之位移平台上，由驅動步進馬達來達成伸長或縮短參考光程之目的。

圖 1 中，光源經一準直透鏡後通過一個水平偏極之偏極片，成為一個水平偏振之光源，再經由分光鏡分成二道光源；參考光及測物光。參考光通過一個和水平偏振傾斜 22.5° 之四分之一波片，再經由反射鏡反射後再次通過四分之一波片成為一個 45° 之偏極光穿過分光鏡。測物光則通過一個和水平偏振傾斜 45° 之四分之一波片，形成一個圓偏極光進入待測物，若待測物是一個具有雙折射特性之材質時，其背散射光(Back-Scatter Light)則成為一橢圓偏極光，再經由物鏡反射和參考光結合，二道光再經由偏極分光鏡分別進入水平偏振和垂直偏振方向之 CCD 而產生干涉。

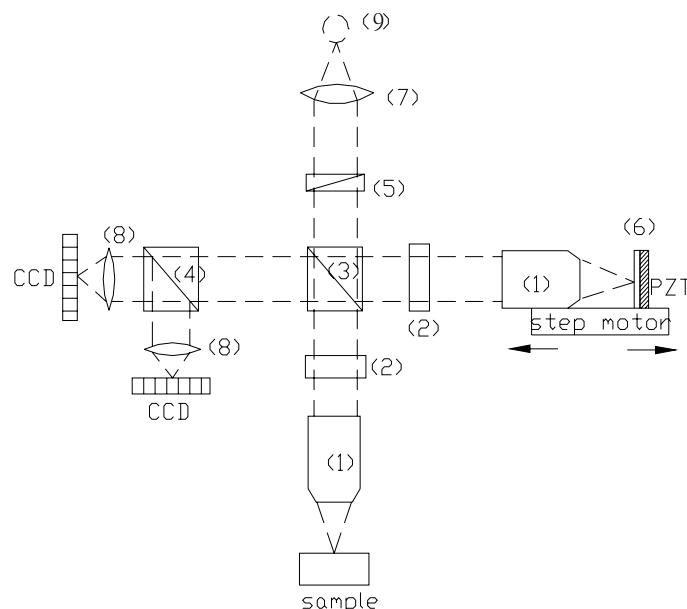


圖 1 本文光學系統架構

(1)物鏡 (2)1/4 玻片 (3)分光鏡 (4)偏極化分光鏡 (5)偏極片 (6)反射鏡 (7)準直透鏡 (8)聚焦透鏡 (9)光源

若待測物的雙折射率 δ 及其主軸方向 θ 對於光線偏極方向的影響之 Jones 轉換矩陣為式 J_s ，則

$$J_s = \exp(i\frac{\delta}{2}) \begin{bmatrix} \cos^2(\theta) + \sin^2(\theta) \times \exp(-i\delta) & \cos(\theta) \times \sin(\theta) \times (1 - \exp(-i\delta)) \\ \cos(\theta) \times \sin(\theta) \times (1 - \exp(-i\delta)) & \sin^2(\theta) + \cos^2(\theta) \times \exp(-i\delta) \end{bmatrix} \quad (1)$$

當參考光和物光在分光鏡會合後，再經由一個偏極分光鏡，分別進入水平偏振方向感測器及垂直偏振方向感測器產生干涉訊號，以 Jones Vector 表示水平偏振方向 CCD 所感測到的光強度為：

$$I_H = A_0^2 [\frac{1}{4} R_r + R_s \sin^2(\delta) + \sqrt{R_s R_r} \sin(\delta) \cos(2k\Delta l + 2\theta)] \quad (2)$$

垂直偏振方向 CCD 所感測到的光強度則為：

$$I_V = A_0^2 [\frac{1}{4} R_r + R_s \cos^2(\delta) + \sqrt{R_s R_r} \cos(\delta) \cos(2k\Delta l)] \quad (3)$$

其中 Δl 為反射光路及測物光路的光程差， A_0 表入射光源通過偏極片後的光強。若我們所使用用的光源之頻譜 $S(k)$ 為一高斯分佈，則第(2)(3)式必需修正為：

$$I_H = A_0^2 [\frac{1}{4} R_r + R_s \sin^2(\delta) + \sqrt{R_s R_r} \sin(\delta) G(\Delta l) \cos(2k\Delta l + 2\theta)] \quad (4)$$

$$I_V = A_0^2 [\frac{1}{4} R_r + R_s \cos^2(\delta) + \sqrt{R_s R_r} \cos(\delta) G(\Delta l) \cos(2k\Delta l)] \quad (5)$$

上式為 CCD 上所感測到的干涉訊號，前兩項為干涉訊號的 DC 項，第三項為干涉訊號的 AC 項。圖 2 為一個模擬圖，模擬待測樣本的相延遲量為 $0.1 * \pi$ ，主軸角度和水平偏振方向夾角為 10 度。

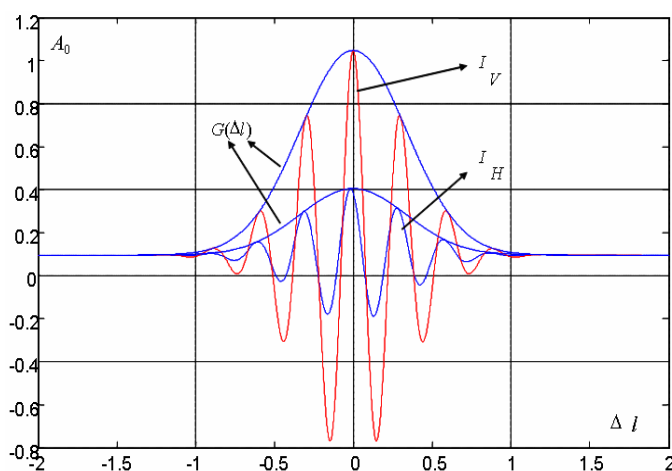


圖 2 水平偏振方向和垂直偏振方向干涉訊號模擬圖

由(4)(5)式知道，干涉訊號分為 AC 及 DC 二項，DC 可用平均化消除，或是用調整參考光程差機

構並配合影像擷取時機來消除，為了解出上式中 AC 的延遲相位差 δ 及快軸旋轉方向 θ 可以對上式做 Hilbert transform，

$$U_H = H(I_{ACH}); U_V = H(I_{ACV})$$

$$\theta = \frac{1}{2}(\angle U_H - \angle U_V) \quad (6)$$

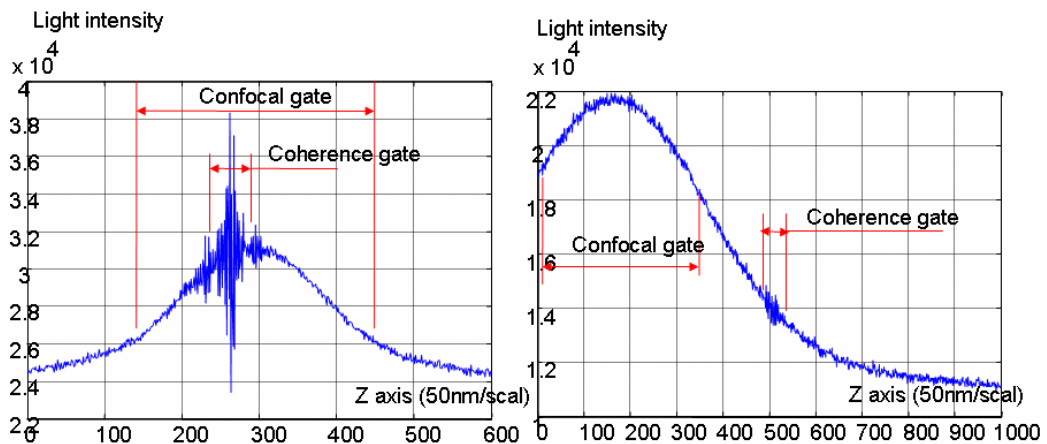
$$\delta = \tan^{-1} \left(\frac{|U_H|}{|U_V|} \right) \quad (7)$$

由(6)和(7)式就可以求出待測物雙折射率及主軸方向的變化。

三、光程差補償

本文之PS-OCM在光學架構是結合顯微鏡和Michelson干涉儀二種系統，因此在架設時必須調整到Coherence Gate 落在Confocal Gate 之內才干涉條紋之對比度為最佳，此時測物光程和參考光程是相等的，但是在對於透明材質內部量測時會遇到測物光程會因為待測物的折射率影響使得測物光程變長，而使得Coherence Gate 落在Confocal Gate之外，造成干涉條紋對比度不佳，而無法開截到待測物反射光之訊號。圖3(a)為量測一個厚為 $200\mu\text{m}$ 之透明polymer材質，當聚焦在待測物表面且測物光程和參考光程一致，則Coherence Gate 落在Confocal Gate 之內，由圖所示Confocal Gate相當於物鏡的景深，Coherence Gate為光源之同調長度，此時干涉條紋之對比度為最佳，當物鏡聚焦於待測物底部時，如圖3(b)，因為測物光程受到待測物之影響而變長，而參考光程不變，則Coherence Gate 落在Confocal Gate之外，此時Coherence Gate之位置無法和顯微鏡之成像位置共軛，干涉條紋之對比度因而降低。

所以光學斷層掃描顯微鏡架構中，除了必須考量到待測物折射率所造成的光程差外，還必須考量到折射率對聚焦深度變化的影響，因此本文在光學系統中參考光程內設計一個移動平台，參考光程之聚焦物鏡架於此移動平台上，這樣使參考光程可以調整長度但不影響到參考光程中反射鏡在物鏡的焦點位置。



(a) 聚焦於待測表面之干涉條紋 (b) 聚焦於待測底面之干涉條紋

圖 3 干涉條紋之對比度

四、實驗結果和討論

PS-OCM 最主要的功能是用來量測待測物的雙折射率，特別是量到雙折射率隨著待測物的深度方向的變化情形，在上文的討論中可以知道，待測物雙折射率的變化，可以藉由水平偏振及垂直偏振之干涉波包的變化觀測出來。再由參考文獻[8]可知，外力對玻璃所造成的內應力可由玻璃的雙折射現象來確認，參考[8]對玻璃之應力 S 和雙折射率 Δn 之關係如下式：

$$\Delta n = CS \quad (9)$$

上式中 C 稱為布魯斯特常數(Brewster's constant or stress-optical coefficient)，一個布魯斯特常數等於 $10^{-6} \text{ mm}^2 / \text{N}$ ；一般鈉鈣玻璃的布魯斯特常數約為 2.6。為了証實此光學架構可以量測到玻璃內部應力，我們將一片厚度為 550 μm 之玻璃，由側向施加一個壓力，如圖 9 所示。

分別量測加壓前及加壓後水平及垂直偏振干涉波包之變化量大小，量測結果如圖 10 所示。由量測結果顯示加壓前及加壓後水平偏振的振幅差值約為 1774，垂直振幅差值約為 2172，經式(7)算出 δ 值為 39° ，表示測物光進入玻璃再由玻璃底面反射後所產生的二個偏振方向之相位差值(即來回一次)，

所以玻璃因為壓應力所引起之相位差值為 19.5° ，再代入 $\Delta n = \frac{\delta \lambda_0 n}{360 \times d}$ ，算出折射係數差 Δn 為 9.58×10^{-5} ，而一般鈉鈣玻璃的布魯斯特常數($10^{-6} \text{ mm}^2 / \text{N}$)約為 2.6，所以由(9)式算出：

$$9.58 \times 10^{-5} = 2.6 \times 10^{-6} \cdot S$$

由上式算出之平均主應力差值大小約為 36.8 N/mm^2 。

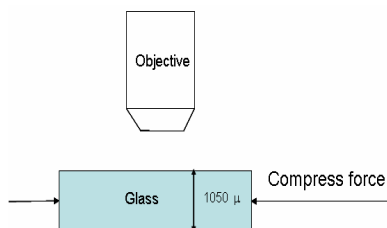


圖 4 玻璃內部應力檢測實驗之待測物

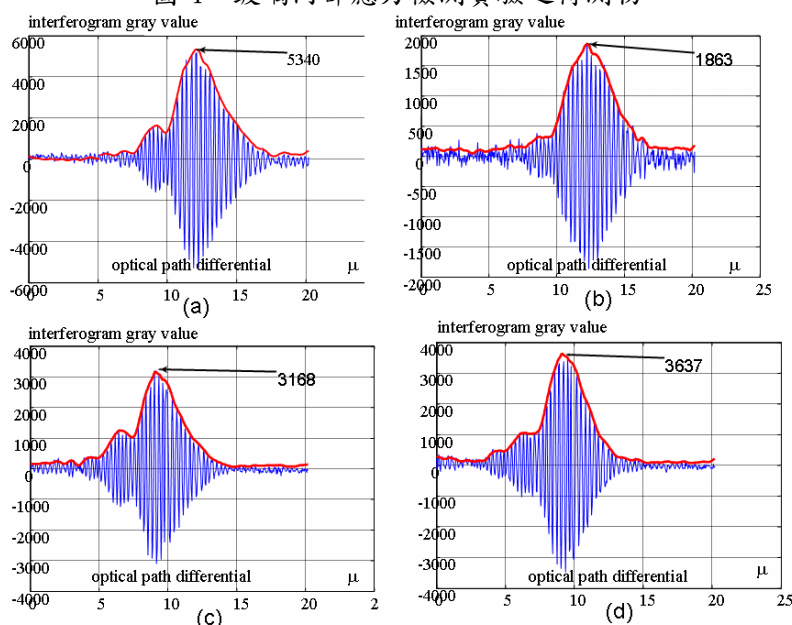


圖 5 玻璃底面之干涉訊號(a)加壓前垂直偏振方向(b)加壓前水平偏振方向(c)加壓後垂直偏振方向(d)加壓後水平偏振方向

圖 6 為一個玻璃雙由一個鑽石刀劃出一個刀痕，整個待測物厚度方向因應力造成其雙折射率變化的量測結果，由圖可知，刀痕附近的雙折射率變化較明顯，遠離刀痕的區域雙折射率則變化較小，這

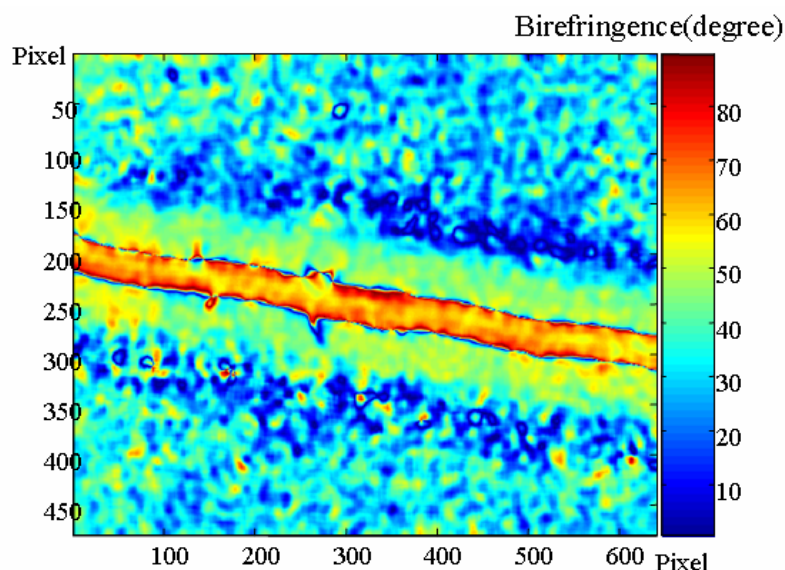


圖 6 玻璃割痕雙折射率分佈

五. 結論

一般 PS-OCM 對光對具有散射效果材料之內部檢測，材料之散射效果愈強檢測效果愈好，對於玻璃這一類之均勻性透明材質因為待測表面和內部的反射光強差異性太大，遠遠超過 CCD 感測器的感測動態範圍(dynamic range)因此只能量測待測物厚度之平均應力，而無法量測出應力隨深度分佈之情況，由上面的實驗結果，可以証實全域式 PS-OCM 可以用來測量透明材質內部應力及透明材質內部檢測之能力，並藉由參考光程之光程差補償機構以突破一般 OCM 在量測時不能超過物鏡景深深度之限制，且經由實驗証明本文所推導光程差補償公式的正確性。最後並量測一施加壓力待測物並算經由 PS-OCT 量測出壓力之大小，証實本系統在量測玻璃應力之可能性。

參考文獻

- [1] Kihara, T., Kubo, H., and Nagata, R. "Measurement of 3-D stress distribution by a scattered-light method using depolarized incident light" Applied Optics, Vol 18, No3, p321-327
- [2] Kihara, T., Unno, M., and Nagata, R. "Three dimensional stress distribution measurement in a model of the human ankle joint by scattered light polarizer photoelasticity" Applied Optics, Vol 24, No20, p3363-3367, 1985
- [3] Shepard, C.L, Cannon, B.D., and Khaleel, M.A., "Measurement of Internal Stress in Glass Articles" Journal of American Ceramic Society, 86/81353-1359, 2003
- [4] Huang, D., Swanson, E.A., Lin, C.P, Schuman, J.S., Stinson, W.G, Chang, W., Hee, M.R., Flotte, T, Gregory, K., Puliafito, C.A., Fujimoto, J.G, "Optical Coherence Tomography", Science 254, 1178-1181, 1991
- [5] Fercher, A.F., Drexler, W., Hitzenberger, O.K., and Lasser, T, "Optical coherence tomography- principles and applications", Reports on Progress in Physics 66(2003) 239-303
- [6] Drexler, W., "Ultrahigh-resolution optical coherence tomography", Journal of Biomedical Optics 9(1), 47-74, 2004
- [7] Handbook of Optical Coherence Tomography, by Bouma and Tearney, Marcel Dekker, Inc., 2002, ISBN

- [8] Povazay, et al, “ Submicrometer axial resolution optical coherence tomography”, Optic Letter 20 ,1800-1802, (2002)
- [9] Schoenenberger, K., et al, “Mapping of birefringence and thermal damage in tissues by use of polarization-sensitive optical coherence tomography”, Applied Optics, Vol. 37, No.25,1998, 6026-6063
- [10] Park, T, Saxer.C., Srinivas. S., Nelson. J., and de Boer, J.,” In vivo burn depth determination by high-speed fiber-based polarization sensitive optical coherence tomography”, Journal of Biomedical Optics, Volume 6, Issue 4, pp. 474-479, 2001
- [11] Cense, B., Chen, T, Park, B., Pierce, M., and de Boer, J., “ In vivo depth-resolved birefringence measurements of the human retinal nerve fiber layer by polarization-sensitive optical coherence tomography”, Optics Letters, Vol. 27, No. 18, 2002,1610-1612
- [12] Park, B.H., Pierce, M.C., Cebse, B., and De Boer, J.F.,” Jones matrix analysis for a polarization-sensitive optical coherence tomography system using fiber-optic components”, Optics Letters 29(21), 2512-2514(2004)
- [13] Hitzenberger, C.K., Gotzinger, E., Sticker, M., Pircher, M., and Fercher, A.F., ”Measurement and imaging of birefringence and optic axis orientation by phase resolved polarization sensitive optical coherence tomography”, Optics Express 9(13),780-790(2001)
- [14] Guo, S., Zhang, J., Wang, L, Nelson, J.S., and Chen, Z., ” Depth-resolved birefringence and differential optical axis orientation measurements with fiber-based polarization-sensitive optical coherence tomography ” , Optics Letters 29(17), 2025-2027(2004)
- [15] Oh, J.T, and Kirn, S.W., ”Polarization-sensitive optical coherence tomography for photoelasticity testing glass/epoxy composites” , Optics Express 11(14), 1669-1676 (2003)
- [16] Wesauer, K., Pircher, M., Gotzinger, E., Hitzenberger, C.K., Engeike, R., Ahrens, G, Grutzner, G, and Stifter, D., ”Transversal ultrahigh-resolution polarization sensitive optical coherence tomography for strain mapping in materials” , Optics Express 14(13), 5945-5953 (2006)
- [17]Beaurepaire, E., Boccara, A.C., Lebec, M., Blanchot, L., and Saint-Jalmes, H., “ Full field optical coherence microscopy” , Optics Letters 23, 244-246, 1998
- [18] Dubois, A., Vabre, L., Boccara, A.C., and Beaurepaire, E., ”High-resolution full-field optical coherence tomography with a Linnik microscope” , Applied Optics41(4), 805-812(2002)
- [19] Dubois, A., Grieve, K., Moneron, G, Lecaque, R., Vabre, L., Boccara, C., “Ultrahigh-resolution full-field optical coherence tomography” , Applied Optics 43(14), 2874-2883, 2004
- [20] Moreau, J., Ldriette, V, and Boccara, A.C., ”Full-field birefringence imaging by thermal-light polarization-sensitive optical coherence tomography. I. Theory”, Applied Optics 42(19), 3800-3810(2003)
- [21] Moreau, J., Loriette, V, and Boccara, A.C., ”Full-field birefringence imaging by thermal-light polarization-sensitive optical coherence tomography. II. Instruments and results”, Applied Optics 42(19), 3811-3818(2003)