



國立交通大學  
National Chiao Tung University

出國報告（出國類別：出國短期研究）

# 偏振光學同調斷層掃描術在牙齒上之 應用

服務機關：光電系

姓名職稱：孫家偉

派赴國家：日本筑波大學

出國期間：103/09/04~09/09

報告日期：103/11/24（報告繳交日）

## 摘要

在本次的短期研究參訪行程中，本人前往日本筑波大學計算光學實驗室，與安野嘉晃教授及其研究群以 **Functional Optical Coherence Tomography (fOCT)** 研究為主題，交換研究成果以及研究合作討論，特別針對 **Polarization-Sensitive Swept Source Optical Coherence Tomography (PS-SSOCT)** 的合作研究及應用成果討論。另外關於延伸發展的部分，光學同調斷層掃描術可以再融合都普勒原理，利用代測物因粒子移動造成的微小相位差，經由計算我們可以準確的判斷出血管位置，再利用演算來定量確切血液流動的速度。

## 目次

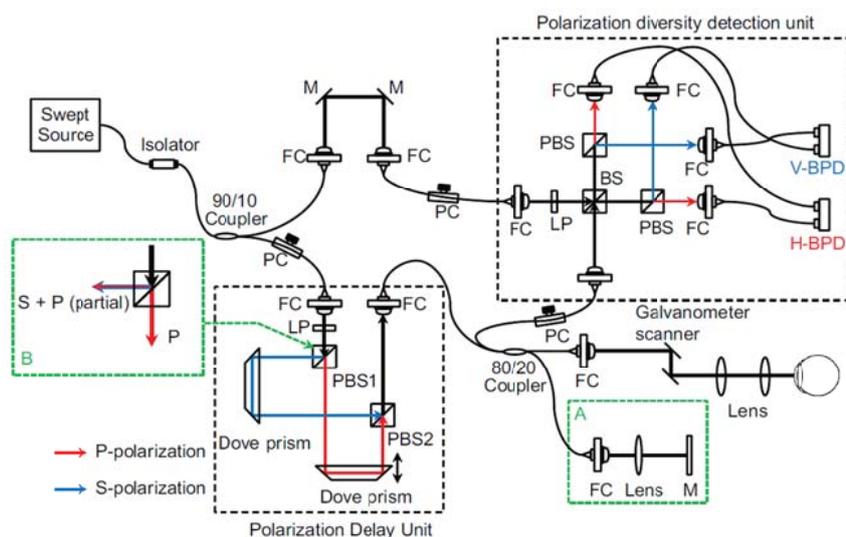
一、目的.....	4
二、過程.....	4
三、心得及建議.....	9

# 本文

## 一、目的

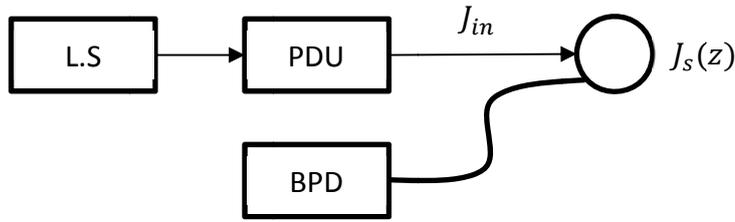
日本筑波大學物理工學系安野嘉晃教授之實驗室乃全球光學同調斷層掃描術的先驅，其研究主要是運用在眼科中，光學同調斷層掃描術已在眼科上有相當卓越的表現，其中又以 Jones-matrix 分析光之極化態，在運用各種演算法分析出各類不同的資訊(intensity, phase retardation, Degree of polarization unit and birefringence)，這些資訊在多樣臨床疾病診斷均有分析與運用的價值，也是本實驗室與其合作之研究主題。

## 二、過程



參考筑波大學實驗系統設計架構與演算法分析方式，學習主要分析方式並妥善運用(上圖為其實驗架構)。

筑波大學之系統主要技術為如何將兩種不同極化態(垂直、水平)做相位延遲稱 Polarization delay Unit(PDU)，做了相位延遲(PDU)後，我們可以經由兩個探測器 (V,H-BPD)得到四種不同的訊號分別代表 Jones-matrix 中四種不同的元素，我們可以經由下面一些矩陣的計算來得到我們需要的相關資訊。



$$\begin{bmatrix} \varepsilon_H^{(H)} & \varepsilon_H^{(V)} \\ \varepsilon_V^{(H)} & \varepsilon_V^{(V)} \end{bmatrix} = J_{out} * J_s(z) * J_{in} = J_{all}$$

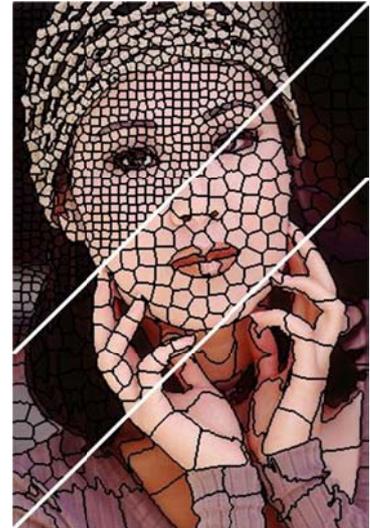
$$\begin{aligned} J_{surf} &= J_{out} * J_s(z_0) * J_{in} = J_{out} * J_{in} \\ & (J_{out} * J_s(z) * J_{in})(J_{out} * J_{in})^{-1} \\ & \Rightarrow J_{out} * J_s(z) * J_{in} * J_{in}^{-1} * J_{out}^{-1} \Rightarrow J_{out} * J_s(z) * J_{out}^{-1} \end{aligned}$$

## SLIC superpixel 介紹

SLIC superpixel 原本是使用在一般的圖像顯示上。

此種演算法的方式是將圖像中某一叢集的畫數中區分其空間與顏色之相似度來做計算。

右圖是一個 SLIC superpixel 演算法的例子，在右圖中我們可以看到有三個大區塊，而每一個區塊又劃分成各種不同的小區塊，這些小區塊我們代表的就是所謂的 superpixel。為了解釋此種演算方式我們由上往下檢視這個圖像，然後我們可以看到 superpixel 的空間慢慢被加大，雖然畫數變少不過我們可以看到 superpixel 依然保持遠本圖像之結構細節與完整性。



如果我們將 SLIC superpixel 此種演算方式融入多功能對比度 OCT 影像中，我們認為 superpixels 可以利用各種不同影像特性並表現出各位置點相對應的特徵，並透過演算法我們可以放大但不喪失本來影像特徵的方式增進其解析度，對臨床應用上有很大的幫助。

## SLIC superpixel 在多功能對比度 OCT 上之應用

多功能比較型之 superpixelization 是利用 OCT 影像中的某一個叢集中的畫數，並將其劃分成五種維度的特徵空間。我們就探討一下五種維度所代表的意義，其中有兩個空間維度(Lateral 與 Depth)加上另外三種的光學特徵影像(Scattering ,DOPU and Power Doppler) 在 Fig.1 中是個以人眼的神經元作為例子解釋這五種不同的維度。

通過變焦放大該區域，我們可以看到視網膜色素上皮細胞 (RPE) 中各層不同結構，其中包括感光層和其他一些生物組織。我們使用散射強度(Scattering Intensity)，可以將這個區域可以制定出兩個類別的圖像，一個是背影區域和視網膜色素上皮細胞與感光之受器所形成的區域。而使用偏振程度單位影像(Degree of polarization unit)，我們可以進一步分割視網膜色素上皮細胞和感光之受器的區域。簡而言之視網膜色素上皮細胞(RPE)的偏振程度單位值和一般細胞相比相對地比較低，而感光之受器具有較高的偏振程度單位值。而後再利用演算法計算此五種維特徵空間在這些叢集中各個像素的不同特性，我們將可以劃分成幾個子區域由 Fig.2 所示。以綠色框為例，其表示在其中的像素都是在空間以及在光學特性彼此相似的區域。此外在該區域中不再是空間的形式表示，因為我們不僅使用空間信息並包含了光學性能的將其聚類。因此各層級將較好地保持其組織的邊界。這 SLIC superpixel 的方法應用在多更功能對比度 OCT 影像上可以幫助我們提升不同組織的對比度。

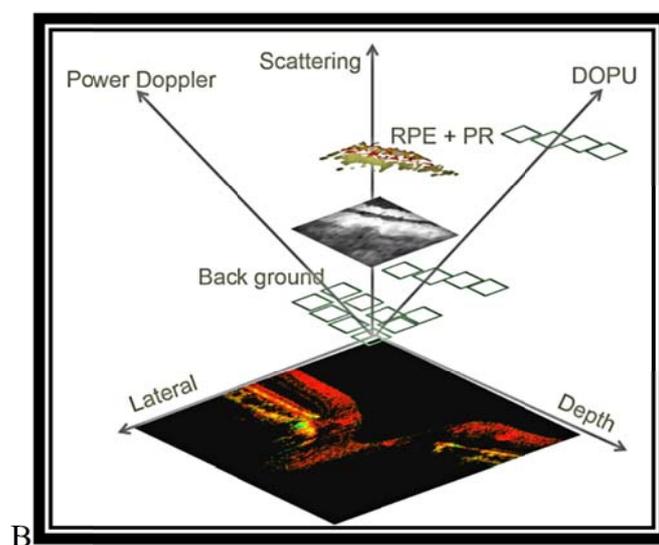


Fig.1

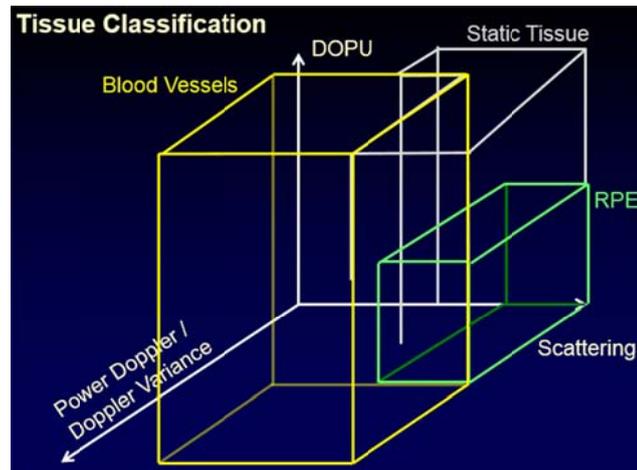


Fig.2

為了證明超像素的組織分割的工具，我們採用一個簡單的決策法，基於分割演算法切割其光學特性域，其工作原理的基礎再區分各類像素在該區域的光學性質，並進行分類。例如，高散射和低偏振程度單位值的像素被分類為視網膜色素上皮。高 PowerDopper 像素被歸類為血管層級。和剩餘像素以高散射被分類為靜態組織。

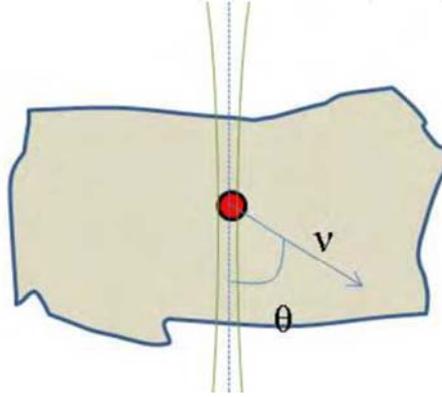
## 都普勒原理與 DOCT

光學同調斷層掃描術(Optical coherence tomography 簡稱 OCT)是運用干涉技術，用非侵入式之方式來獲取樣本橫切面影像，其解析度可高達微米(  $\mu\text{m}$ )等級。

由於其非接觸且高解析度的特性，OCT 再醫療領域是一個非常有價值的設備。OCT技術更能發展成一個多功能的影像系統，都普勒OCT (Doppler optical coherence tomography 簡稱:DOCT)是一種OCT的延伸技術，DOCT是結合都普勒定律，都普勒定律是由澳洲物理學家Christian Doppler在1862年所發現，都普勒效應形容當一個波打在一個移動中的物體上反射或散射後其頻率(波長)改變，在DOCT中光打在一個樣本上反射或散射後，當在樣本中有移動中的粒子(例如:在血管中的紅血球)，其頻率(波長)就會產生一些改變，這些改變量與入射時光原本的頻率外還與粒子移動速度、入射光與移動方向夾角有關，下式表示出了光頻率的改變量：

$$\Delta f = \frac{2v \cdot \cos\theta}{c} f_0 = \frac{2v \cdot \cos\theta}{\lambda_0}$$

其中 $f_0$ 代表入射光的中心頻率、 $c$ 代表真空中的光速( $3 \times 10^8 \text{m/s}$ )、 $\lambda_0$ 代表入射光的中心波長、 $v$ 為移動物體之速度、 $\theta$ 代表都普勒夾角(入射光與物體移動方向之夾角)，下圖簡單地描述了在樣本中移動中的粒子與光的關係。



在 DOCT 中擷取都普勒頻率變化(Doppler shift)，我們是運用相位解析的方法來分析以擷取到都普勒頻率變化(Doppler shift，簡稱: $f_d$ )，在相位解析分析法中 $f_d$ 可由兩條依序相鄰的 A-scans 中得到，方式是由可解析的複數訊號 $A_{j,z}$ 中來分析(其中  $j$  代表第  $j$  次的 A-scans， $z$  代表深度點數)，以以上之訊號來分析我們就可以得到 $f_d$ :

$$f_d = \frac{d\phi}{2\pi \cdot dt} = \frac{\phi_{j+1,z} - \phi_{j,z}}{2\pi \cdot \Delta T} = \frac{\tan^{-1} \left( \frac{\text{Im}(A_{j+1,z})}{\text{Re}(A_{j+1,z})} \right) - \tan^{-1} \left( \frac{\text{Im}(A_{j,z})}{\text{Re}(A_{j,z})} \right)}{2\pi \cdot \Delta T}$$

其中 $\Delta T$ 代表第  $j$  次 A-scans 和第  $j+1$  次 A-scans 的時間差，由經由演算法分析出都普勒頻率變化後我們可以由都普勒的原理反推樣本中的流速( $v$ )的實際數值為何:

$$v = \frac{f_d \times \lambda_0}{2 \cos\theta}$$

經由以上計算我們預期能經由都普勒頻率變化(Doppler shift)以分析生物體中血液流速變化。

### 三、心得及建議

在心得方面，此次行程之中我們得知安野教授運用 Super Pixel 的分析方式運用在光學同調斷層掃描術上，將都普勒、DOPU 和強度資訊定義成 XYZ 三軸，經過計算可以算出確切影像的邊界，透過這個分析能將不同病徵所代表的資訊一起展現出來。在和安野教授團隊交換意見後，我們希望能把技術應用在臨床牙科上的研究，研究偏振影像對牙結石、齲齒上因結構不同所產生隨機散射，並發展新一代的功能性牙科用光學同調斷層掃描系統。本次的短期參訪研究對於本人以及本實驗室研究發展上，具有相當重要的啟發，也加深了我們和筑波大學合作的默契。

在建議方面，本人認為國際合作具有多種形式以及可能性。如雙方可於一年共同舉辦多次小型的 workshop 或 symposium，學生、博士後、以及 PI 之間的來回參訪以及合作研究工作參與，都能夠形成合作的良性互動。而出國報告內容也應簡化形式，著重在學術成果的闡述，才能顯現研究工作的價值。

成果：偏振光學同調斷層掃描術在牙齒上之應用（已撰寫 SCI paper）

