

影像之血氧濃度研究分析與應用

洪佳君
國立彰化師範大學
e-mail :

m97632020@mail.ncue.edu.tw

鍾智淵
彰化基督教醫院
e-mail :

45413@cch.org.tw

沈志雄
國立彰化師範大學
e-mail :

hilbert@cc.ncue.edu.tw

摘要

本論文提出一新穎的演算法作血氧濃度影像校正，使其成為一種新測定血氧濃度的影像技術。目前普遍量測脈搏血氧濃度 (Pulse Oximeter) 之方式為採用光學反射或是穿透之架構，其分析模型是根據 Beer-Lambert's Law 建構，但僅提供單點的血氧濃度訊息。

而血氧濃度的影像技術提供非侵入式、非接觸式及區域性血氧濃度訊息應用，研究中使用 CCD (charge coupled device) 攝影機作為影像接收裝置之實驗架構，選擇適當兩近紅外線 (near-infrared spectroscopy, NIRS) 波長，設計量測裝置應用於虹膜組織並觀察其特性變化情形[9]。

關鍵詞：光學影像、血氧濃度。

Abstract

In this research report, a novel algorithms of optical image correction of the arterial oxygen saturation (SaO_2) is proposed. Based on the Beer-Lambert's analysis model, the commercial Pulse Oximeter senses the optical reflection or refraction to provide simply point signal.

However, images technique can present arterial oxygen saturation (SaO_2) of non-invasive and non-contact and region information. We use the charge-coupled device (CCD) camera to receive the images. The system adopts two proper red and near-infrared wavelengths to derive the iris tissue blood oxygen saturation and investigate their correlation.

Keywords: Optical Image, Oxygen Saturation.

1. 前言

氧氣是人體中維持細胞存活的重要養分

之一，倘若氧氣傳送不足可能導致全身組織缺氧及功能受損。心臟收縮時可將含氧的血液帶往身體各處，舒張時則做一個循環交換，本論文為組織及心臟相關性之血氧濃度影像分析研究，提供非侵入式、非接觸式的量測，監測血液在光譜中之吸收、反射的變化情形[12]。

本研究運用近紅外線 (NIRS) 光學影像測定虹膜組織中氧合血紅素 (oxygenated hemoglobin, HbO_2) 和去氧血紅素 (deoxyhemoglobin, Hb) 在血液中含氧量百分比的變化[1]，以 Beer-Lambert's Law 為分析模型，使用 CCD 作為影像的接收裝置[6]，搭配 LED 雙波長光源 (630nm 及 940nm) [5]，來測定血紅素在兩種波段中的差異性，提供生物組織成份的相關訊息，安全無感染之檢測方式，提供監測組織中血氧濃度更多研究價值的方法。

2. 緣由與目的

動脈血液與皮膚組織對光吸收率會呈週期性變化，靜脈血液中光吸收率則變化較小，故動脈血液在特定光譜的吸收特性下會隨著攜帶氧氣量而有所改變；而由動脈血液之光吸收率變化，亦可得知脈搏的跳動，因此光學式脈搏血氧濃度計 (Pulse Oximeter) 除了血氧濃度的量測外，也可提供脈搏偵測[8,11]。

血氧飽和度 (oxyhemoglobin saturation by pulse oximetry, SpO_2) 為血液中結氧分子的氧合血紅素 (HbO_2) 的容量占全部可結合的血紅素容量的百分比即血液中血氧的濃度，是呼吸循環的重要生理參數，若氧氣供給不足將會影響細胞正常代謝亦會嚴重威脅生命，監測血氧濃度在臨床應用中即提供一個良好診斷工具及指標性意義。

目前普遍採用量測血氧濃度之儀器為光學式脈搏血氧濃度計 (Pulse Oximeter)，但僅能提供單一的血氧濃度訊息。我們運用其相

同分析原理，以非侵入、非接觸之近紅外線 (NIRS) 光學影像方式[4]，檢測虹膜組織與人體血液中含氧濃度相關性，不僅改進抽血、驗血之不便及危險性，整個組織血氧濃度影像變化亦能作為生理研究的參考。

3. 血氧濃度影像校正

Beer-Lambert's Law是光吸收的基本定律[2]，適用於電磁輻射和吸光物質，當光源照射於介質表面，在通過一定厚度後，由於介質吸收部分光能，其光的強度便減弱了。

血氧濃度之量測是以雙波長光源，紅光 (red) 630nm及近紅外光 (infrared) 940nm，分別打入人體組織中，一端以接收裝置感測穿透光強度，其具有連續監測的優點，目前已成為照護的必要配備，由原理可知：

$$I = I_0 e^{-\varepsilon C d} \quad (1)$$

穿透該溶液的穿透光 (I) 會隨該溶液中溶解物對光吸收係數 (ε)、溶解物的濃度 (C)，與光線的穿透距離 (d) 的乘積呈指數衰減。

3.1 分析理論推導

一般光學式脈搏血氧濃度計 (Pulse Oximeter) 是藉由近紅外線 (NIRS) 光學與生物組織的吸收、反射相關特性來做測定，選擇雙波長是因為在實際應用中，要準確地去量測入射和透射後的光強度極為不便；利用光學感測與光調變技術比較兩穿透光源的不同強度，經過訊號處理後，即可換算出血氧飽和度 (SpO_2) 數值。

運用上述分析理論，選擇630nm可見光與940nm近紅外光光源作為分析血氧濃度參數，首先定義光強度 (optical density, OD) 參數：

$$OD(\lambda) = \ell_n \frac{I_0}{I_r} = \varepsilon C d \quad (2)$$

I_0 ：入射光強度 I_r ：反射光強度

在本實驗中，是以近紅外線 (NIRS) 光學影像量測血氧飽和度 (SpO_2)，因 CCD 攝影機與入射光源被規劃為同一側作為影像擷取，實際入射光強度將無法直接偵測到。由於發出的入射光，部份會被組織吸收，部份會被反射，而實際入射光強度又是未知，所以我們提出一新的理論推導模型作修正及調整。

在取像組織區域下方，置入一高反射率且對光源產生較低吸收參考面，作為反射強度影像之校正參考。假定實際入射光強度 (I_0) 未知，與參考面之反射光強度 (I_r) 有一比例差 (r)，經由此比例項來校正實際入射光強度，其算式如下：

$$r \times I_0 = I_r, \quad I_0 = \frac{I_r}{r} \quad (3)$$

I_0 ：實際入射光強度

I_r ：參考面之反射光強度

由此參考面之反射光強度 (I_r) 影像讀值與比例差 (r) 來校正實際入射光強度，修正後的630nm及940nm光強度 (OD) 影像參數分別為以下二式：

$$OD_{(630)} = \ell_n \frac{I_0}{I_r} = \ell_n \frac{\left[\frac{I_r}{r} \right]_{(參考面)}}{I_{r(630, 虹膜)}} = \ell_n \frac{I_{r(參考面)}}{I_{r(630, 虹膜)}} - \ell_n r \quad (4)$$

$$OD_{(940)} = \ell_n \frac{I_0}{I_r} = \ell_n \frac{\left[\frac{I_r}{r} \right]_{(參考面)}}{I_{r(940, 虹膜)}} = \ell_n \frac{I_{r(參考面)}}{I_{r(940, 虹膜)}} - \ell_n r \quad (5)$$

此一估算同時適用於630nm及940nm兩種波長；由以上光強度 (OD) 影像參數，定義組織之反射強度影像比率 (R) 為[7]：

$$R = \frac{OD_{(630)}}{OD_{(940)}} = \frac{\ell_n \frac{I_{r(參考面)}}{I_{r(630, 虹膜)}} - \ell_n r}{\ell_n \frac{I_{r(參考面)}}{I_{r(940, 虹膜)}} - \ell_n r} = \frac{\ell_n \frac{I_{r(參考面)}}{I_{r(630, 虹膜)}} - r'}{\ell_n \frac{I_{r(參考面)}}{I_{r(940, 虹膜)}} - r'} \quad (6)$$

由於取像時加入參考面，所以每張影像都包含參考面讀值與入射波段照射組織後之反射強度讀值，由上式整理可得到校正值 (r')：

$$\text{令 } \ell_n r = r'$$

$$r' = \frac{R \cdot \ell_n \frac{I_{r(參考面)}}{I_{r(940, 虹膜)}} - \ell_n \frac{I_{r(參考面)}}{I_{r(630, 虹膜)}}}{R - 1} \quad (7)$$

我們使用一標準光學式脈搏血氧濃度計 (Pulse Oximeter) 與我們所建構近紅外線 (NIRS) 光學影像測定，來調整校正求得校正值 (r')；以此校正值 (r') 運用於近紅外線 (NIRS) 光學影像估計血氧濃度。

而反射強度影像比率 (R) 如下式：

$$R = \frac{OD_{(630)}}{OD_{(940)}} = \frac{\epsilon_{HbO_2(630)} C_{HbO_2} d + \epsilon_{Hb(630)} C_{Hb} d}{\epsilon_{HbO_2(940)} C_{HbO_2} d + \epsilon_{Hb(940)} C_{Hb} d} \quad (8)$$

$$= \frac{\epsilon_{HbO_2(630)} C_{HbO_2} + \epsilon_{Hb(630)} C_{Hb}}{\epsilon_{HbO_2(940)} C_{HbO_2} + \epsilon_{Hb(940)} C_{Hb}}$$

將上式整理：

$$\frac{C_{HbO_2}}{C_{Hb}} = \frac{R\epsilon_{Hb(940)} - \epsilon_{Hb(630)}}{\epsilon_{HbO_2(630)} - R\epsilon_{HbO_2(940)}}$$

$$\frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} = \frac{R\epsilon_{Hb(940)} - \epsilon_{Hb(630)}}{R\epsilon_{Hb(940)} - \epsilon_{Hb(630)} + \epsilon_{HbO_2(630)} - R\epsilon_{HbO_2(940)}} \quad (9)$$

根據氧合血紅素 (HbO₂) 和去氧血紅素 (Hb) 在光吸收頻譜上的吸收特性差異來測定血中含氧比率的變動，而血氧飽和度 (SpO₂) 定義為：

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \times 100 \% \quad (10)$$

[HbO₂]：氧合血紅素濃度

[Hb]：去氧血紅素濃度

將上述血氧飽和度 (SpO₂) 算式(10)與反射強度影像比率 (R) 算式(9)整理後，可得到血氧濃度影像百分比為：

$$SpO_2 = \frac{R\epsilon_{Hb(940)} - \epsilon_{Hb(630)}}{R\epsilon_{Hb(940)} - \epsilon_{Hb(630)} + \epsilon_{HbO_2(630)} - R\epsilon_{HbO_2(940)}} \quad (11)$$

上式代入表1血紅素吸收係數(ε)數值[3]，血氧飽和度 (SpO₂) 影像之分析理論推導模型可表示為：

$$SpO_2 = \frac{0.18 \cdot R - 1.06}{-0.11 \cdot R - 0.95} \quad (12)$$

表 1 吸收係數 (ε)，W.G. Zijistra, 1991 [3]

波長 (nm)	Hb	HbO ₂
630	1.06	0.11
940	0.18	0.29

3.2 影像實驗架構及條件

由上述的推導模型，我們即可設定實驗條件，並對虹膜組織影像進行觀察，分析其光學

反應之變化。使用 CCD 攝影機 (灰階 14bit) 為影像接收裝置，是用於擷取影像動作，而 630nm 及 940nm 波段 LED 光源交替照射在虹膜組織，由電腦擷取影像，利用血氧飽和度 (SpO₂) 影像之分析理論推導模型(12)，更進一步分析運算影像讀值。

此研究選擇灰階 CCD 攝影機作為擷取影像設備，是由於一般彩色攝影機為了增加色彩的鮮豔度以及降低雜訊，在 CCD 或 CMOS 攝影機鏡頭前都會加裝紅外線過濾鏡片 (IR cutfilter)，因此阻擋了近紅外線波段的影像接收，若無此過濾鏡片才能感測到近紅外線反射強度影像；光源則使用 630nm 及 940nm 波長 LED 投光模組。我們將實驗之影像分析架構規劃如下：

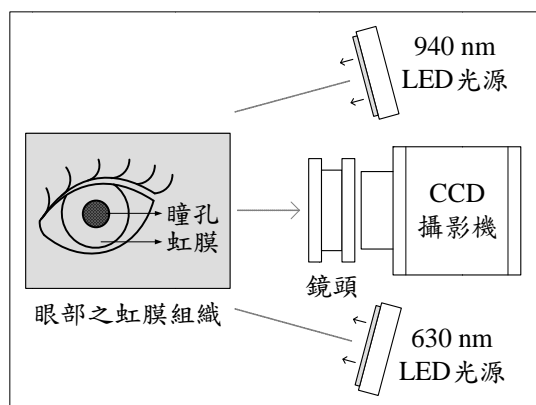


圖 1 影像擷取分析之實驗架構

圖 2 分別為 630nm 與 940nm 波段照射於虹膜組織後反射強度之影像，而眼部下方的校正參考面，是作為入射強度之校正參考。我們從虹膜反射的影像中可以看到 630nm 與 940nm 照明下有很大的不同，可以說明虹膜為血氧濃度觀察最佳研究的組織。

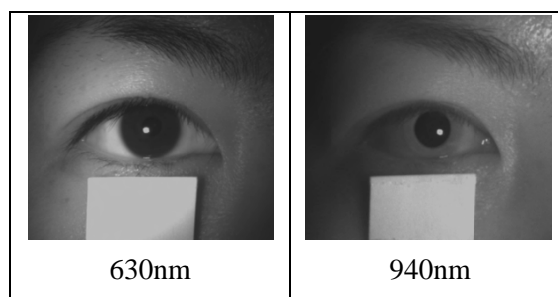


圖 2 波段 630nm 及 940nm 虹膜組織影像

而血氧濃度與血液中氧氣含量有關，所以我們將實驗條件設定為下列幾項，利用近紅外線 (NIRS) 光學影像測定血氧濃度影像實驗，

觀察其數據資訊變動趨勢：

- (1) 每次取像張數10張，取像速度3.75 fps，影像解析度為1024*768 (mono16)。
- (2) 正常呼吸之3次取像，實驗項次分別註記為s1001、s1002、s1003。
- (3) 閉氣不同時間之3次取像，分別為閉氣20秒、40秒及60秒，且註記為h20、h40及h60。
- (4) 將環境光源關閉，避免影響取像結果。

4. 結果與討論

本實驗是使用14bit—灰階CCD攝影機作為影像偵測裝置，當光線較亮時影像畫素(pixel)讀值就愈大，光線較暗時影像畫素(pixel)讀值就愈小，以影像畫素(pixel)讀值的大小，來呈現組織在兩種波段下反射強度不同分佈。擷取虹膜組織影像中一5x5 區域，將此區域之畫素(pixel)讀值取算術平均後，運用影像之分析理論推導模型來估算血氧飽和度(SpO₂)。

當閉氣20秒(h20)、閉氣40秒(h40)時，因氧氣暫時停止供給的時間較短，影像之血氧濃度估算值下降的趨勢幅度較小，為了觀測氧氣較少，其血氧濃度估算值有較大變化，故以較長的閉氣60秒(h60)之反射強度影像比率(R)與血氧飽和度(SpO₂)估算值來呈現實驗結果，下方則用圖表的方式描述。

表 2 閉氣 60 秒(h60)—R 及 SpO₂ 估算值

h60		
時間(秒)	估算值	
	R	SpO ₂ (%)
12	0.436	98.36
24	0.417	98.91
36	0.388	99.75
48	0.425	98.67
60	0.436	98.36

在閉氣60秒(h60)時間內反覆進行取像，630nm及940nm波段LED光源會分開進行，每一個波段每隔6秒鐘量測一次，兩個波段為一個估算SpO₂的資料，共有五筆；由模型定義可

知，其反射強度影像比率(R)值愈大，血氧飽和度(SpO₂)就愈低，兩者關係為一個負的相關性。

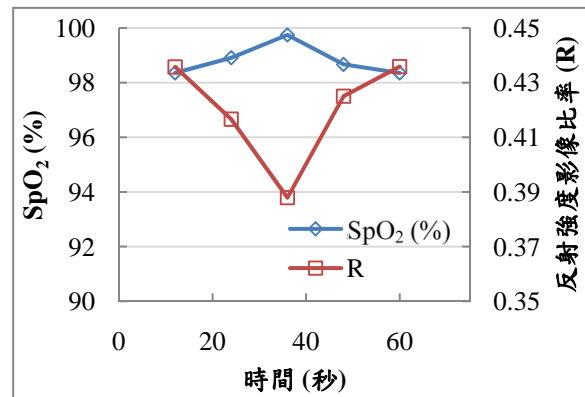


圖 3 閉氣 60 秒估算值之分佈曲線

下列將閉氣60秒(h60)、閉氣40秒(h40)、閉氣20秒(h20)與s1001、s1002、s1003之血氧濃度影像估算值繪製成曲線圖，由圖4所示正常呼吸其估算值會分佈在101%~98%之間，而閉氣時則分佈在99%~98%之間，會有些微下降趨勢，和光學式脈搏血氧濃度計(Pulse Oximeter)上所顯示的數值有相同的變化。

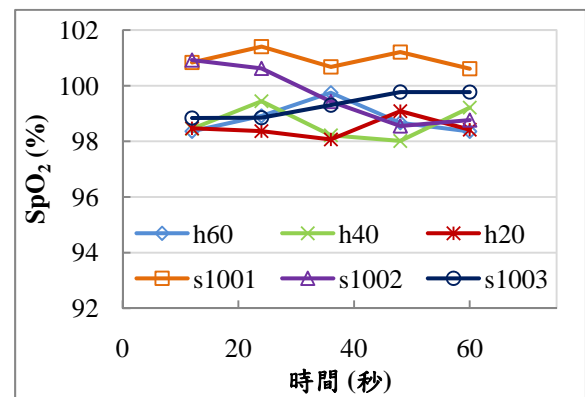


圖 4 SpO₂ 估算值之分佈曲線

在量測時，若有較大的血氧濃度差異性，提高校正值(r')的準確度，與光學式脈搏血氧濃度計(Pulse Oximeter)的血氧濃度讀值會更接近。由此可知使用近紅外線(NIRS)光學影像測定虹膜組織中血氧飽和度(SpO₂)是可具發展性的。

近紅外線波長為760nm~1500nm，可穿入人體組織深度約5mm~10mm，常見的光學式脈搏血氧濃度計(Pulse Oximeter)，是利用手

指與耳垂部位組織層較薄，且充滿微血管與血液貫流當作量測血氧濃度的量測點。

而虹膜組織亦有相似特性，所以被選定為此次研究之測定，結合血氧飽和度 (SpO_2) 影像之分析理論推導模型，來取得組織局部區域血氧濃度變化的情形；由於 630nm 紅光波段為可見光，故照射在虹膜組織作取像時，會造成眼部稍微的不適感。

5. 結論

在許多先進的數位影像處理技術支援協助下，影像之成像精準度已經大幅提升；而血氧飽和度 (SpO_2) 影像之分析是結合了近紅外線 (NIRS) 光學與影像的研究技術[10]，提供生物醫學影像的發展。

一般影像多以圖形表達其特徵，若再加入量化數據分析，更能提供臨床診斷的輔助；未來若能由單純診斷用的使用目的，演進成為結合手術治療用之偵測導引工具，一方面提升醫療的成功率，同時維護病患在診療中的品質，在診療之副作用、侵入程度也有顯著降低。

致謝

感謝國科會計畫 (計畫名稱：奈米生化感測 CMOS MEMS 系統晶片研究(II)，計畫編號：NSC 98-2221-E-018 -018) 的支持。彰化基督教醫院—鍾智淵醫師及指導教授—沈志雄老師，在技術上的共同指導及建議，使此論文研究有更多資源與發展性地進行。報告內容之觀察、見解及結果，相關文件提供許多理論及實驗性的資訊，以下列出參考資料之作者與出處。

參考文獻

- [1] A. Zwart, E.J. van Kampen and W.G. Zijlstra, "Results of Routine Determination of Clinically Significant Hemoglobin Derivatives by Multicomponent Analysis," *Clinical Chemistry*, Vol 32, pp. 972-978, 1986.
- [2] Y. Mendelson, J.C. Kent, "Variations in Optical Absorption Spectra of Adult and Fetal Hemoglobins and Its Effect on Pulse Oximetry," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 844-848, 1989.
- [3] W.G. Zijlstra, A. Buursma, W.P. Meeuwssen-van der Roest, "Absorption Spectra of Human Fetal and Adult Oxyhemoglobin, De-Oxyhemoglobin Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin," *Clinical Chemistry*, Vol 37, pp. 1633-1638, 1991.
- [4] Rohit Bhargava and Ira W. Levin, "Spectrochemical Analysis Using Infrared Multi-channel Detectors," *Blackwell Publishing*, 2005.
- [5] P.D. Mannheim, J.R. Casciani, M.E. Fein and S.L. Nierlich, "Wavelength Selection for Low-Saturation Pulse Oximetry," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 148-158, 1997.
- [6] Hidenobu Arimoto, "Measurement of 2-D SpO_2 Distribution in Skin Tissue by Multispectral Imaging with Depth Selectivity Control," *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA*, pp. 1968-1971, 2006.
- [7] De Kock J.P., Tarassenko L., Glynn C.J., Hill A.R., "Reflectance Pulse Oximetry Measurements from the Retinal Fundus," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, pp. 817-823, 1993.
- [8] J.M. Schmitt, "Simple Photon Diffusion Analysis of the Effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry," *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, pp. 1194-1203, 1991.
- [9] Christopher Boyce, Arun Ross, Matthew Monaco, Lawrence Homak and Xin Li, "Multispectral Iris Analysis: A Preliminary Study," *Proceedings of the 2006 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshop (CVPRW'06)*, pp. 51-51, 2006.
- [10] Tromberg B.J., Shah N., Lanning R., Cerussi A., Espinoza J., Pham T., Svaasand L. and Butler J., "Non-Invasive In Vivo Characterization of Breast Tumors Using Photon Migration Spectroscopy1," *Neoplasia*, pp. 26-40, 2000.
- [11] Damianou D. and Crowe J.A., "The Wavelength Dependence of Pulse Oximetry," *Pulse Oximetry: A Critical Appraisal, IEE Colloquium on*, pp. 7/1-7/3, 1996.
- [12] V.V. Barun and A.P. Ivanov, "Effect of Hemoglobin Localization in Erythrocytes on Optical Absorption by Human Blood," *Tenth Conference on Electromagnetic and Light Scattering*, pp. 5-8, 2007.