

# 非接觸式皮膚血氧濃度影像系統之應用

## Application of No-contact Skin Oxygen Saturation Imaging System

蔡心怡、黃國政、葉哲良

Hsin-Yi Tsai, Kuo-Cheng Huang, Jer-Liang Andrew Yeh

本研究使用非接觸式皮膚光學影像建構皮膚血氧濃度分析技術並應用於血氧濃度、心跳、血流速度等生理指標之評估。研究中以紅光與紅外光影像激發，並擷取兩種光源照射後之皮膚影像，利用反射後皮膚光強度資訊，計算血氧濃度之指數，同時藉由一段時間內之血氧濃度變化轉換成血氧濃度空間頻率以估算心跳、血流速度等生理特徵，本研究所提出之技術具備非接觸式、高光穿透深度與高影像光強度與解析度等優點，並建構成皮膚血氧濃度影像系統，可應用於臨床心血管疾病與慢性疾病之診斷與研究，作為生理健康狀態評估指標。

In this study, the non-contact skin optical images were used to construct skin oxygen saturation distribution image and applied to the assessment of physiological indexes such as blood oxygen saturation, heart rate and blood flow velocity. In the study, the red and infrared light were irradiated on the skin tissue and the skin images of both light sources were acquired. Based on the intensity information of reflected skin images, the index of blood oxygen saturation could be calculated. At the same time, the change of blood oxygen saturation in a period of time could be transferred to the spatial frequency of oxygen saturation by the fast Fourier transform (FFT) technique to estimate the heartbeat, blood flow velocity and other physiological characteristics. The technology proposed in this study has the advantages of non-contact, high penetration depth and high image light intensity and resolution, and construct the skin oxygen saturation imaging (SOSI) system, which can be applied to clinical cardiovascular disease and chronic disease diagnosis and research for the assessment of a physiological state of health in the future.

### 一、前言

近年來，國人生活型態逐漸轉變，飲食習慣也融入各種不同國家之文化，伴隨著飲食多元性與西式化之轉變，也造成國內肥胖人口逐年增加，

且年齡層有逐年下降之趨勢，根據世界衛生組織 (World Health Organization, WHO) 統計，2013 年全球 5 歲以下兒童超重或過胖人數超過 4,200 萬人，而超重或過胖之現象將對人體皮膚與健康狀態產生提早老化之影響。現今，不僅肥胖人口上升，台

灣也逐漸邁入高齡化社會，於 2015 年台灣老年人比例將超越幼兒人口，且有逐年增加之趨勢，根據行政院經建會彙整聯合國世界人口展望 (World Population Prospects) 資料指出，由於少子化、低生育率與國人平均壽命增長，預估國內 65 歲以上老年人口比率於 2018 年將達 14.36%，正式跨入高齡化社會的門檻，於 2026 年更將邁入超高齡化社會，老年人口預估比率可能高達 20.63%。相較於歐美國家，預估台灣在 2061 年時每十位老人 (圖 1) 中會有兩位超過八十歲，因此高齡人口的照護與安養需求將成為政府的重要課題。隨著年齡的增長，身體功能將逐漸退化，最後會因身體或心理的健康功能受限、喪失，並且需要他人照顧或協助，而逐漸變成失能。根據衛服部國民長期照護需求的調查指出，在 65—74 歲的老人失能率為 7.29%，往後每增加 10 歲失能率會增加 2—3 倍，到 85 歲以上，老年人的失能率可能達到半數以上。然而，無論是年齡或肥胖所造成之人體健康狀況老化，皆會提高糖尿病、高血壓、高血脂與脂肪肝等慢性疾病發生率。根據 2016 年衛服部統計處的公告，國人十大死因以慢性病為最高占比，台灣有 75% 的老年人至少罹患一種慢性病，甚至有一半以上的老年人罹患兩種以上的慢性病，最常見的慢性病包含為高血壓、白內障、心臟病等，其中高血壓是心臟病、中風、腎臟病及眼疾等疾病的重大危險因子，世界高血壓聯盟估計全球約有 18% 人口死亡的主要原因跟高血壓有關，因高血壓通常沒有症狀，因此較少針對血壓控制進行任何措施，而使其對人體健康造成傷害，因此血壓與血糖的控制與生活型態的改善，成為國民健康的重點注意項目。

慢性疾病已成為國人身體健康之一大隱憂，使得國人對於醫學臨床治療與照護之需求將逐年提升，拜光電與資訊相關產業蓬勃發展所賜，醫療器材也逐漸朝向微小化、可攜式、多功能等方向發展，其中，光電影像技術應用於臨床醫學則成為醫療器材發展主要方向之一，透過光電影像技術可提升治療之水準與後續醫療照護之品質。隨著醫療技術日新月異，現今已有多種檢查診斷及治療方式需同時合併醫療輔助器材與藥品一同使用，特別在慢性疾病及皮膚治療與診斷方面，如血糖檢測儀或血

氧檢測儀與皮膚病變檢測系統等。因此本研究擬以擬以皮膚光學影像技術為基礎，整合取像裝置、多波段光源模組以進行皮膚血氧濃度量測，再藉由血氧濃度的微幅變化以快速傅立葉轉換得到其波動頻率，並藉由波動頻率來推算人體的心跳、血流速度與血壓等生理特徵<sup>(1-3)</sup>，同時可將皮膚影像每個畫素的光強度計算出血氧濃度，並建構成血氧濃度與轉換成血糖濃度分布圖。相較傳統血氧濃度計以夾持方式或血糖計需扎針滴血的方式進行量測，藉由本技術的開發，未來僅需進行一小段時間 (1 分鐘) 的皮膚影像拍攝，即可進行多項生理特徵之資訊計算，對於臨床研究與居家照護領域將有極大的助益。

## 二、研究理論探討

本研究基於皮膚光學 (skin optics) 中的皮膚組成成分與血紅素光吸收率理論，探討光線於進入如皮膚等淺層組織之折反射效應、散射效應，建立血氧濃度 (oxygen saturation, SpO<sub>2</sub>) 影像數學模型，並將特定時間內血氧濃度的變化經快速傅立葉轉換取得血氧濃度波動頻率，未來將藉著本研究，針對血氧濃度波動頻率，進一步探討在不同年齡層、生理健康狀態下造成的血氧濃度、血氧濃度波動頻率與心跳及血流速度之間之相互關係。

### 1. 皮膚光學

皮膚組織主要分為三層，由表面開始依序為：(1) 表皮層：約 100  $\mu\text{m}$ ；(2) 真皮層：約 1—4 mm；與 (3) 皮下組織：約 1—6 mm。其中，皮膚中血液包含多種血紅素等物質成分，Meglinski<sup>(4)</sup> 提出皮膚模擬模型探討人體皮膚於可見光至紅外光波段之反射率，並用來作為皮膚中血氧濃度變化計算的理論基礎，在其模擬模型中主要將皮膚中之血液分為四大成分：水 (water)、缺氧血紅素 (Hb)、含氧血紅素 (HbO<sub>2</sub>)、水與血紅素以外之物質 (other)，此四大成分於可見光與紅外光波段之光吸收率如圖 2 所示。

當光線照射在皮膚組織上，部分光線會在真皮層中擴散並反射，而部分光線則會穿透表皮與真皮

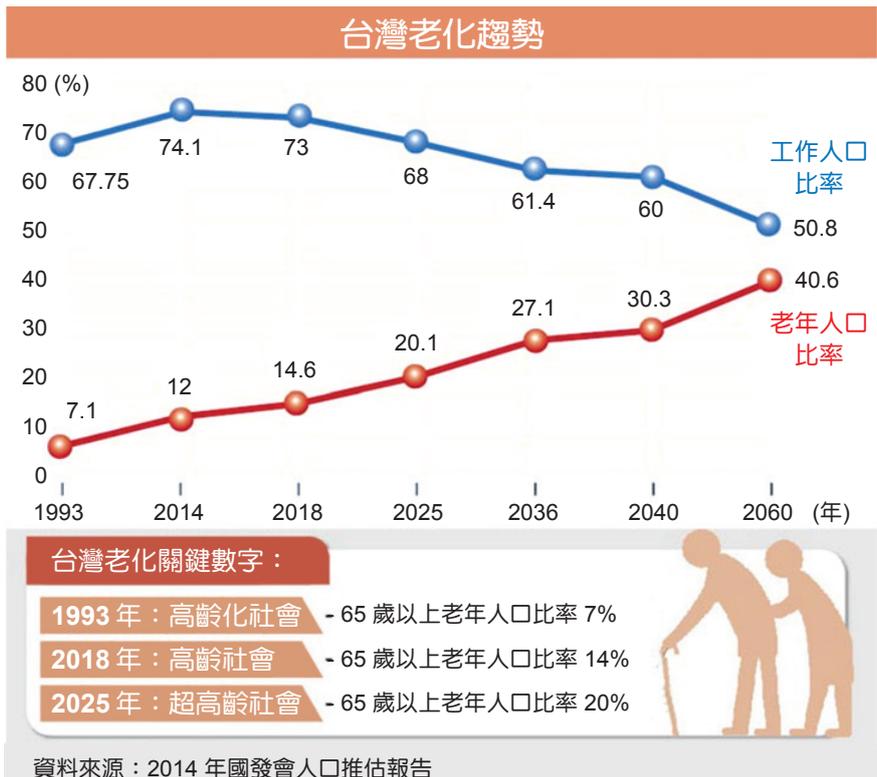


圖 1. 國內人口結構老化趨勢統計資料 (資料來源：國發會)。

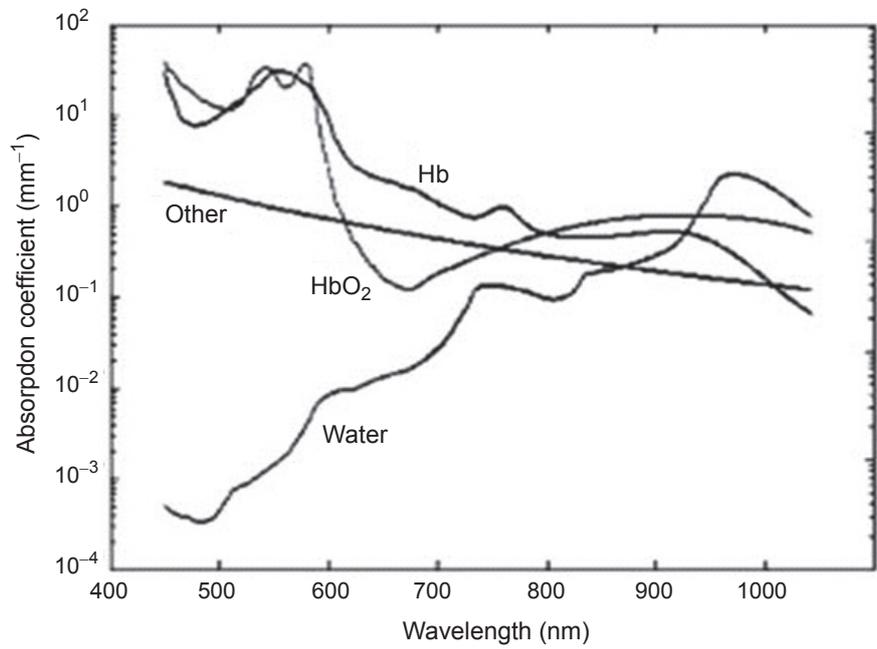


圖 2. 皮膚血液中四大類成分之光吸收率<sup>(4)</sup>。

層，被皮下組織所吸收。因此皮膚血液中血紅素物質的吸收率與反射光之光強度可由修正後的比爾—朗伯定率 (Beer-Lambert law) (1) 來表示，其中入射光與穿射光的光密度 (optical density, OD) 變化則可由 (2) 表示：

$$I_t = I_0 e^{-cad} \quad (1)$$

$$OD = \ln(I_0/I_t) = cad \quad (2)$$

其中  $I_0$  為入射光之光強度， $I_t$  為穿透光之光強度， $\alpha$  為物質之光吸收係數， $c$  為物質之濃度， $d$  為光線路徑長度。由於本研究測試之區域為光線照射後不會穿透的淺層組織，如手掌手背，因此在本研究中以反射光之光強度取代穿透光之光強度。並考量上述研究中皮膚組成物質及其在不同光線波段的吸收率與表皮層對於光線的影響，將光密度變化方程式 (2) 改寫為方程式 (3)<sup>(1-2)</sup>：

$$OD(\lambda) = \ln \frac{I_0 - I_1}{I_2 - I_1} = (\epsilon_{\text{water}} C_{\text{water}} + \epsilon_{\text{Hb}} C_{\text{Hb}} + \epsilon_{\text{HbO}_2} C_{\text{HbO}_2} + \epsilon_{\text{other}} C_{\text{other}}) \times 2 \times 0.5d(\lambda) \quad (3)$$

其中修正後的入射光光強度以  $I_0 - I_1$  表示，皮膚擴散反射後之光強度以  $I_2 - I_1$  表示， $I_0$  為原始入射光之光強度， $I_1$  為皮膚表皮層反射之光強度，其約為入射光強度之 4-5%， $I_2$  為經表皮與真皮層擴散反射出之光強度，光線於皮膚組織中運行情徑示意圖如圖 3 所示。

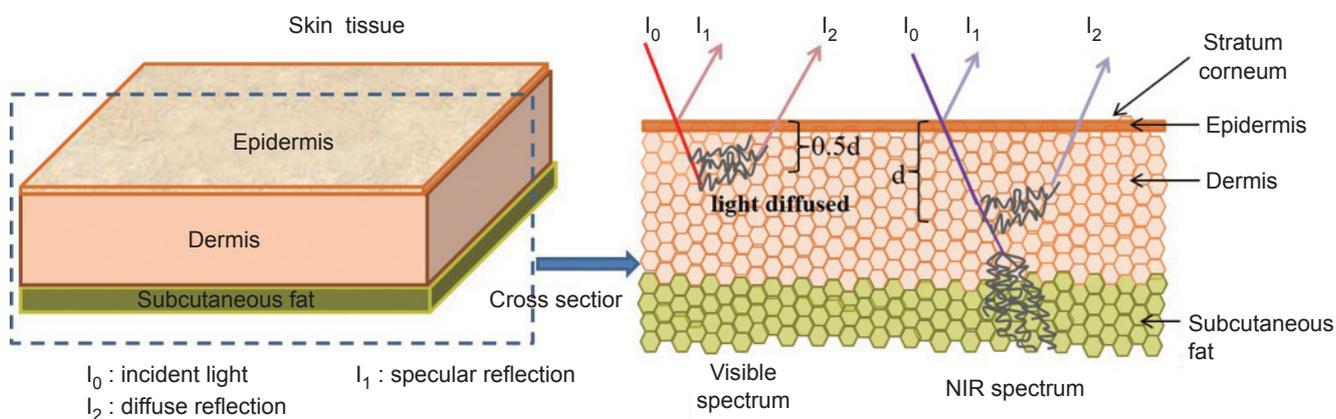


圖 3. 光線於皮膚組織中運行情徑示意圖。

根據菲涅耳方程式 (Fresnel equation)，擴散反射光之光強度與穿透光之光強度成正比<sup>(5)</sup>，而光線的穿透深度又與光源波長  $\lambda$  成正比，因此光密度將隨著入射光之波長的增加而下降。

## 2. 血氧濃度

人體血氧濃度值主要依含氧血紅素之含量與含氧血紅素及缺氧血紅素含量總和的比值而判定，其指的是血液中血紅素的氧氣攜帶能力，且可由血液來源的不同分為三大類：(1) 動脈血氧 ( $\text{SaO}_2$ )，(2) 脈搏血氧 ( $\text{SpO}_2$ )，(3) 混合靜脈血氧 ( $\text{SvO}_2$ )。一般由抽血檢驗之結果，動脈血氧與混合靜脈血氧分別為 97-100% 與 68-77%。由於皮膚組織血液中之四種成分的光吸收係數、水與非水物質濃度可由 Meglinski 的皮膚模擬模型中得到參考值，因此人體血氧濃度指數之計算，經推導後如方程式 (4) 所示：

$$\text{SpO}_2 = \frac{C_{\text{HbO}_2}}{C_{\text{Hb}} + C_{\text{HbO}_2}} = \frac{R' \epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_2) - \epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_1)}{R' [\epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_2) - \epsilon_{\text{HbO}_2}(\lambda_2)] + \epsilon_{\text{HbO}_2}(\lambda_1) - \epsilon_{\text{Hb}}(\lambda_1)} \quad (4)$$

其中  $R'$  為含氧血紅素與缺氧血紅素吸收率總合在紅光 ( $\lambda_1$ ) 與紅外光 ( $\lambda_2$ ) 波長的比值，如方程式 (5) 所示：

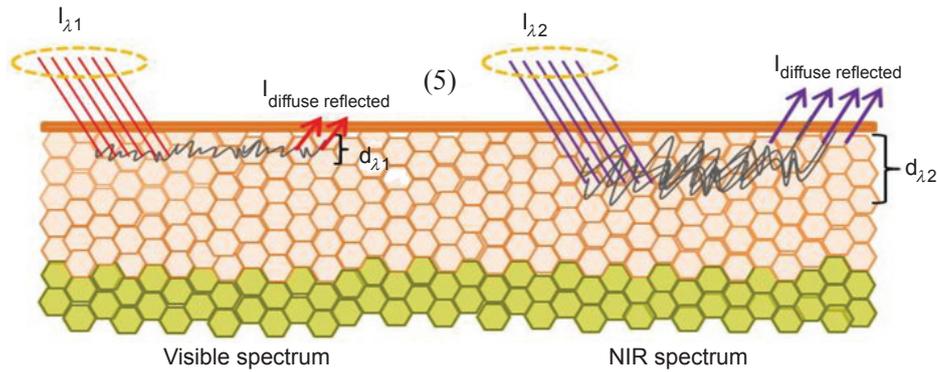


圖 4. 光線於皮膚組織中穿透深度示意圖。

$$R'(x, y) = \frac{(\epsilon_{\text{Hb}} C_{\text{Hb}} + \epsilon_{\text{HbO}_2} C_{\text{HbO}_2})_{\lambda=\lambda_1}}{(\epsilon_{\text{Hb}} C_{\text{Hb}} + \epsilon_{\text{HbO}_2} C_{\text{HbO}_2})_{\lambda=\lambda_2}} \quad (5)$$

$$= \frac{OD(\lambda_1) - k(\epsilon_{\text{water}} C_{\text{water}} + \epsilon_{\text{other}} C_{\text{other}})}{k[OD(\lambda_2) - \epsilon_{\text{water}} C_{\text{water}} - \epsilon_{\text{other}} C_{\text{other}}]}$$

方程式 (5) 中， $k$  為光線在紅外光與紅光中之穿透深度之比值，如方程式 (6) 所示，

$$k = \frac{d_{\lambda=\lambda_2}}{d_{\lambda=\lambda_1}} \quad (6)$$

在方程式 (5)，由於光線的入射深度會明顯影響光源擴散反射後的光強度，如圖 4 所示，因此入射深度比值  $k$  值的校正為血氧濃度指數計算過程中，非常重要的一部分。

### 3. 氧分壓

經皮氧分壓偵測儀 (transcutaneous oxygen

pressure (TcPO<sub>2</sub>) measurement)<sup>(6)</sup> 主要用來測量人體體外微循環系統的氧分壓 (partial pressure of oxygen (PaO<sub>2</sub>)) 值的非侵入式量測系統，其主要將皮膚組織加熱到 42–44 °C，進而使氧氣自微血管擴散並穿過表皮層到皮膚表面，當氧分子釋放到待測區域的接觸溶液內時，再以經皮氧分壓量測儀的電極進行氧分壓的量測 (如圖 5 所示)。在人體體內血氧濃度代表血紅素的氧氣攜帶能力，而氧分壓亦可用來評估體內血液的氧氣攜帶能力，且兩者之間具有含氧血紅素的解離曲線 (HbO<sub>2</sub> dissociation curve)<sup>(7)</sup> 進行轉換，如圖 6 所示，因此在本研究中將根據文獻 (7) 的數值建構轉換方程式，如式 (7) 所示，其中  $t$  與  $S'(t)$  分別為氧分壓與轉換後之血氧濃度值。

$$S'(t) = 102.59681 - \frac{101.84796}{1 + \left(\frac{t}{27.29198}\right)^{2.52764}} \quad (7)$$

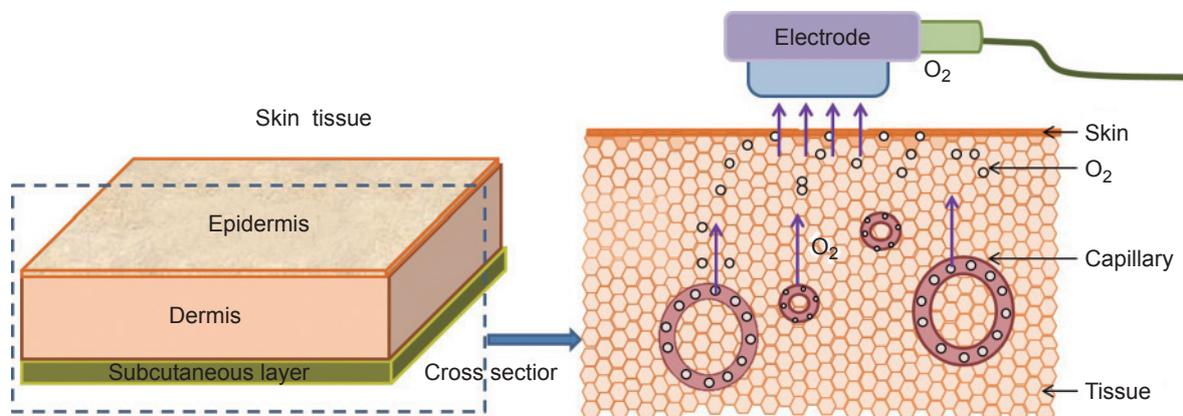


圖 5. 經皮氧分壓量測儀量測氧分壓之示意圖。

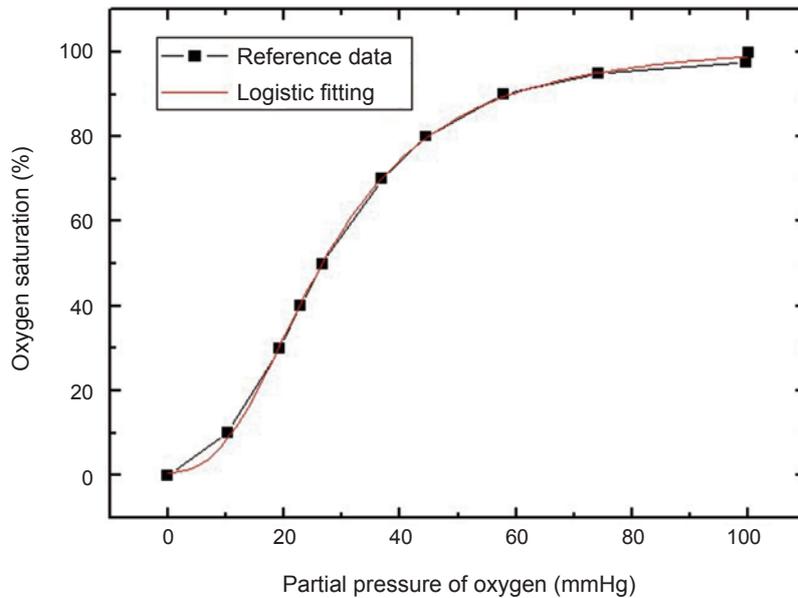


圖 6. 含氧血紅素解離曲線之文獻資料與擬合曲線。

表 1 彙整脈搏血氧儀、皮膚血氧濃度影像系統與經皮氧分壓量測儀的量測技術與優缺點，其中脈搏血氧儀與經皮氧分壓量測儀皆為接觸式系統，長時間量測會使受測者感到不適，此外皆僅提供單一位置的量測資訊，而皮膚血氧濃度影像系統能建構血氧濃度分佈圖並提供整個量測區域內不同位置的量測資訊，且每次量測時間僅需 10 秒以內，而經皮氧分壓量測儀的測量時間則需花費 15 分鐘以上，因此本系統具備快速與非接觸及多重資訊等優點。

### 三、方法與實驗

本研究預計建構非接觸式血氧濃度影像模型，研究中以非接觸式的方式擷取在紅光與紅外光波長下之皮膚反射光影像，接著運用反射光影像中的光強度資訊計算血氧濃度值，並針對血氧濃度值進行特定一段時間的量測，將特定時間內的連續血氧濃度值之波動變化經由快速傅立葉轉換 (Fast Fourier Transformation) 轉換成空間頻譜，得到血氧濃度波

表 1. 氧含量量測系統比較表。

量測系統	量測類型	量測技術	優缺點	量測區域
脈搏血氧儀 <sup>(8-9)</sup>	血氧濃度	以入射光與透光的光強度計算光密度變化	1. 接觸式 2. 系統穩定 3. 單點量測資訊	微循環
皮膚血氧濃度影像系統 <sup>(1-3)</sup>	血氧濃度	以入射光與反射光的光強度計算光密度變化	1. 非接觸式 2. 量測時間低於 10 秒 3. 大面積量測資訊 4. 提供血氧濃度分佈圖 5. 高系統穩定性	皮膚組織
經皮氧分壓量測儀 <sup>(6, 10)</sup>	氧分壓	以電極量測擴散至皮膚表面的氧氣含量	1. 接觸式 2. 量測時間長 3. 量測誤差相對高	微循環

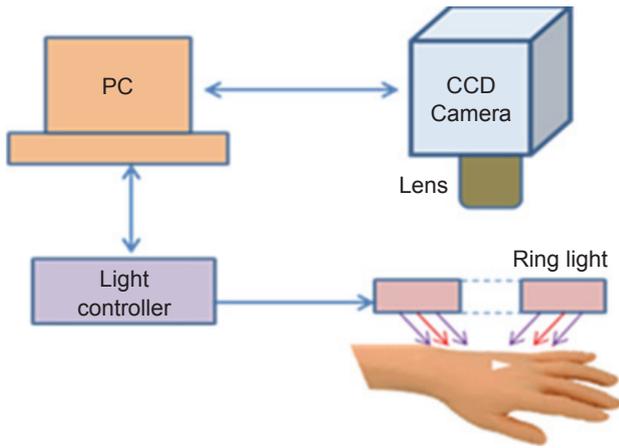


圖 7. 皮膚血氧濃度影像系統示意圖。

動頻率 ( $f_c$ )，並以方程式 (8) 表示，其中  $K(f_c)$  分別為心跳與血流速度的預估值， $\alpha$  與  $\beta$  則分別為斜率與係數。

$$K(f_c) = \alpha f_c + \beta \quad (8)$$

實驗步驟說明如下：

1. 使用一組雙波段環型光源 (660/890 nm) 作為非接觸式血氧濃度影像檢測之激發光源，並進行輪流控制切換，以高速攝影機擷取皮膚影像，如圖 7 之非接觸式血氧濃度影像檢測平台。
2. 分析皮膚影像之光強度及不同波段之紅光與紅外光於皮膚組織中之反射與散射效應。

3. 利用皮膚反射光影像之光強度與血液中之血紅素對於光源吸收率不同的特性，推導並建構皮膚血氧濃度計算數學模型，並計算特定時間內連續之血氧濃度數值。
4. 將連續的血氧濃度數據經快速傅立葉轉換成為血氧濃度波動資訊轉換為血氧濃度波動頻率，並分析在不同運動強度後、生理狀態下血氧濃度頻率、心跳與血流速度之變化。
5. 將心跳、血流速度及血氧濃度波動頻率等量測數據擬合，取得各多項方程式之係數，並建立血氧濃度頻率與心跳、血流速度間之推算關係式。

#### 四、研究結果

分別以紅光與紅外光切換並照射於皮膚組織上，再以一單色攝影機進行皮膚影像擷取，並利用上述建構之皮膚血氧濃度影像模型計算血氧濃度資訊，並以不同的顏色來表示血氧濃度數值，進而建構出血氧濃度分布圖來直接呈現血液中的氧氣攜帶能力 (如圖 8 所示)。在進行皮膚中帶氧能力的量測時，受測者須保持著放鬆的姿勢且需待量測值達到穩定後才能開始進行量測，經由本研究之實驗發現，藉由本技術的量測，血氧濃度數值會在量測 6 分鐘後達到穩定，且穩定後的數值與量測初始值誤差  $< 1\%$  (如圖 9)。然而，若使用市售的經皮氧分

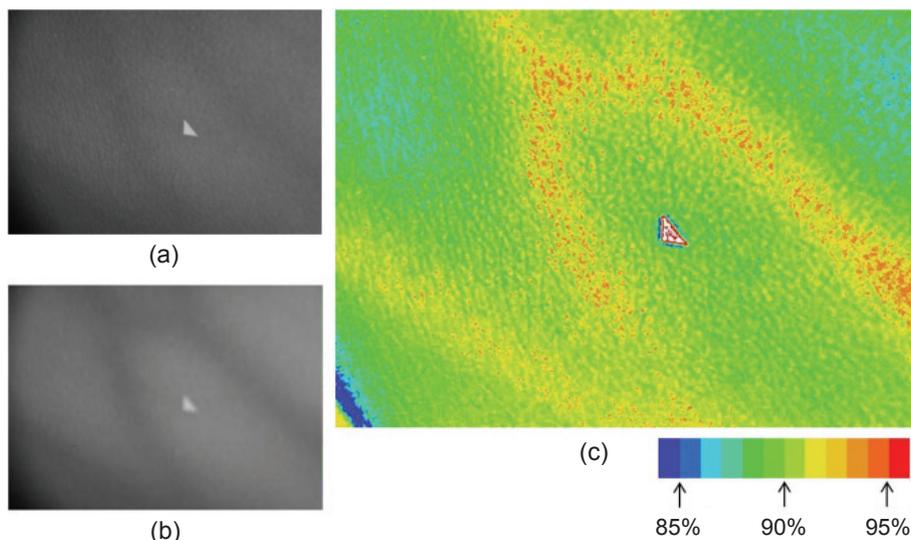


圖 8. (a) 紅光、(b) 紅外光皮膚影像與 (c) 血氧濃度分佈圖。

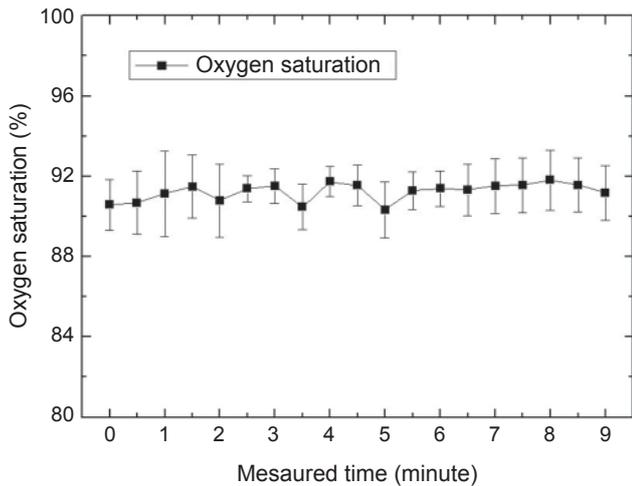


圖 9. 不同量測時間下的血氧濃度值。

壓偵測儀進行皮膚氧分壓的量測時，則需等待 20 分鐘以上才能使量測值達到穩定，且其量測標準誤差亦比藉由本研究之光學檢測技術來的大。因此，以光學血氧濃度影像系統進行皮膚與血液的含氧量量測較經皮氧分壓量測儀來的快速且穩定。

為了進行皮膚血氧濃度影像系統與經皮氧分壓量測儀在不同受測者上的表現，本研究針對 9 位不同年齡與性別的受測者同時進行血氧濃度與氧分壓的量測，其中每位受測者都在相同實驗條件下進行 3 次的重複實驗，由表 2 整理出不同受測得的資訊及量測結果，其實驗結果可發現血氧濃度數值大多為 85%–93% 間，而氧分壓則在 43–61 mmHg 之間，並可以發現血氧濃度值跟性別與年齡無直接關係，而是與受測者的身體狀態有關，例如受測者 2

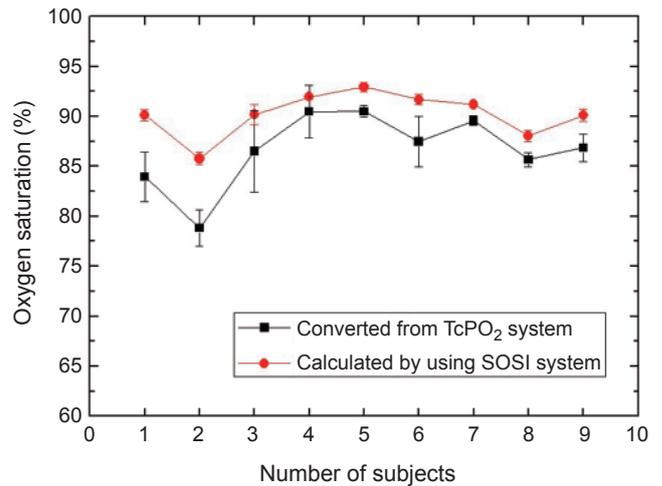


圖 10. 9 位不同受測者之血氧濃度量測值與轉換值。

表示其手與腳在冬天常覺得冰冷，而此狀態亦能顯示其血液循環能力較其他受測者差。

藉由上述的實驗結果，可發現年齡在 30–40 歲之間的受測者其血氧濃度值相對較高，證明人體的氧氣攜帶能力較強，尤其是 36 歲的受測者之量測數值較其他年齡的受測者量測數值高。圖 10 為直接以皮膚血氧濃度影像系統直接量測及以經皮氧分壓量測儀量測氧分壓再轉換成之血氧濃度值，其中造成兩條線之間差異的原因為兩項：(1) 皮膚血氧濃度影像系統的量測位置於手掌手背，其包含幾條較大的血管，而氧分壓的量測位置根據其系統推薦需在皮膚組織處，因而造成直接量測之數值較高；(2) 在理想情況下，假設紅外光會被皮膚表皮與真皮層完全反射，而在真實情況下部分光線會被

表 2. 9 位受測者的年齡、性別、血氧濃度與氧分壓資訊。

Subject	Ages	Gender	SpO <sub>2</sub> (%)	PaO <sub>2</sub> (mmHg)
No.1	25	Female	90.12	49.33
No.2	26	Male	85.77	43.68
No.3	27	Female	90.18	52.93
No.4	30	Female	91.94	60.27
No.5	36	Female	92.92	60.29
No.6	40	Male	91.69	55.47
No.7	45	Female	91.18	58.31
No.8	54	Male	88.03	51.66
No.9	64	Male	90.10	53.44

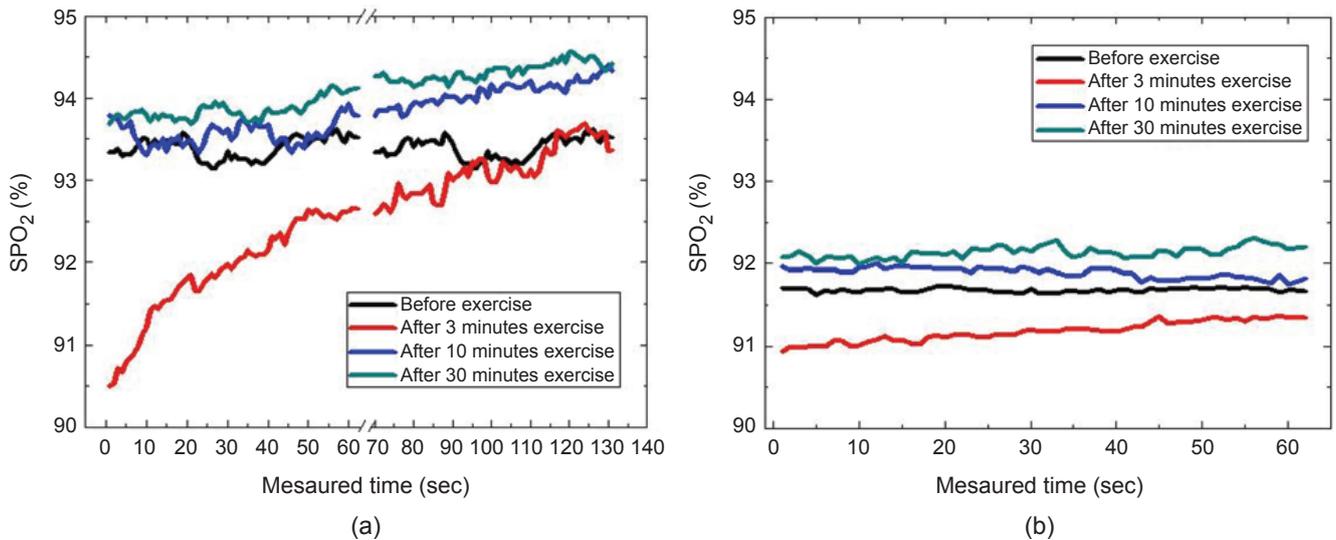


圖 11. 運動前與運動後血管與皮膚組織處之血氧濃度值。

皮下脂肪層吸收，因此紅外光的光強度較理論預估值低，進而造成使用本系統量測到的血氧濃度值較理論值高，未來，藉由調整影像中光強度的數值將可使血氧濃度下降接近 3 – 5%，並與以氧分壓轉換之數值相近。

## 五、皮膚血氧濃度影像系統之應用

運動對於血氧濃度之影響，一般而言，人的心跳次數會在運動後增加，而身體裡面的氧含量也會隨著氧氣攜帶能力的增加而提高，因此本研究以皮膚血氧濃度影像系統量測血氧濃度值來觀察在運動不同時間長度後血管區域與組織區域的氧氣含量變化<sup>(11)</sup>。經實驗結果發現，當進行 3 分鐘的激烈運動後，氧氣無法即時且充足的供給到身體的每個部位，因此身體會呈現缺氧狀態，由圖 11(a) 可以發現在血管區域的血氧濃度值在 3 分鐘運動後會明顯下降，然後此數值在逐漸回升並在 100 秒後恢復到平均值。相反地，當運動強度降低且運動時間增加時，則血氧濃度數值會隨著呼吸速率的增加及身體有充足的氧氣時間而提升，而且血氧濃度的數值將與運動時間成正比，由本研究的實驗結果可發現，運動 30 分鐘後的血氧濃度值較運動 10 分後的數值高。

此外，由圖 11 可發現，在皮膚組織區域的血氧濃度變化波動率不管在運動前後都相較於在血管區域的波動率低，其中運動前血管區域的變化達 0.47%，而在皮膚組織區域則只有 0.1%；而在運動 3 分鐘後，血管區域的血氧濃度最大變化達 2.16%，造成此較大變化量的原因為氧氣主要透過血管內的血液運輸，而組織區僅有一些微血管，因此血氧濃度數值的變化會相對較低。經由本實驗，可同時由血氧濃度分佈圖來判斷血氧濃度在血管與皮膚組織區域的變化 (如圖 12)。

藉由連續的血氧濃度影像數值再搭配快速傅立葉轉換計算，能將一段特定時間內的血氧濃度變換計算出血氧濃度波動頻率 ( $f_c$ )，且其能在 0.35 – 0.4 Hz 之間的第二個峰值觀察出不同運動狀態後的變化，由圖 13 可發現血氧濃度波動頻率與心跳及血流速度之間的相互關係，其中血氧濃度波動頻率與心跳兩者的曲線相當一致，因此可以顯示血氧濃度波動頻率與心跳的變化趨勢幾乎相同 (如圖 13(a))，而這樣的結果也再次證明皮膚血氧濃度影像系統的準確性。此外，當血氧濃度波動頻率增加時，氧氣會在血液與皮膚組織間頻繁地交換，這也會導致在指甲甲襞處的血流速度相對減少 (如圖 13(b))。

根據圖 13 的實驗結果可發現心跳、血流速度與血氧濃度波動頻率間具有高度的線性相關性，其

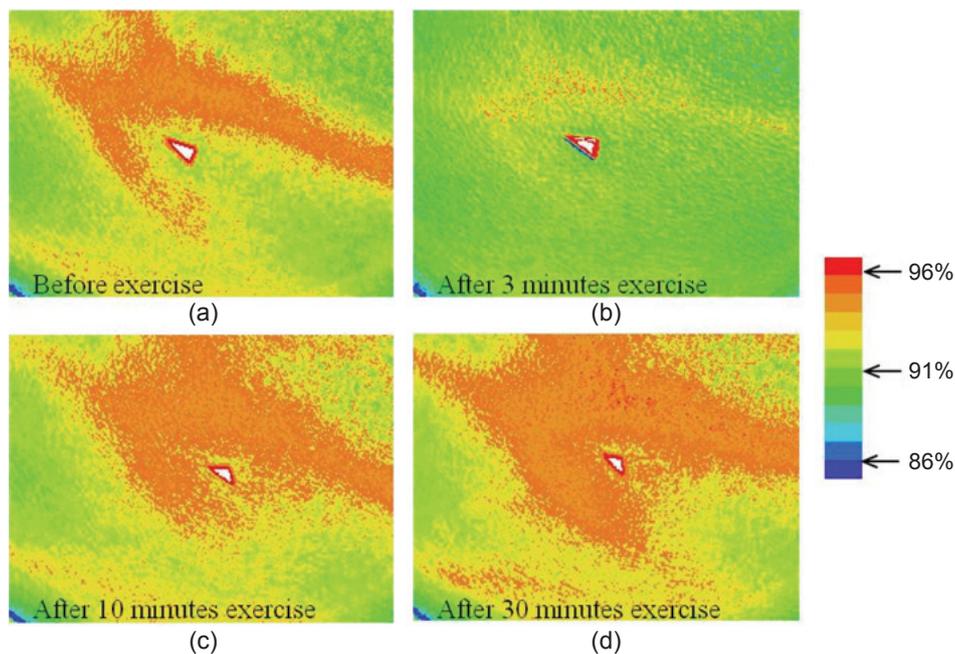


圖 12. 運動前與不同運動時間血氧濃度分佈圖。

中當血氧濃度波動頻率增加時，心跳會跟著變快但指甲甲襞處的血流速度會相對減少，如圖 14 所示，因此利用本研究發展的技術計算出血氧濃度並轉換成血氧濃度波動頻率後，可利用方程式 (9)–(10) 來進行心跳與血流速度的估算，其相關係數  $R^2$  為 0.995。

$$K_{HR}(f_c) = 4373.12 \times f_c - 1493.92 \quad (9)$$

$$K_{BFV}(f_c) = -251.544 \times f_c + 96.32 \quad (10)$$

## 六、結論

本研究所開發之皮膚血氧濃度 ( $SpO_2$ ) 光學影像模型以雙波段 (紅光 660 nm / 紅外光 890 nm) 光源激發，加上影像擷取系統，可分析光線於皮膚組織中之反射與散射效應，並建立血氧濃度變化資訊；所提供之皮膚血氧濃度光學影像模型可得到大面積多點血氧濃度資訊，改善以往單點數據資料易受外界干擾之缺點，提高血氧濃度量測之準確率；並藉由特定時間內的批量血氧濃度經快速傅立葉轉

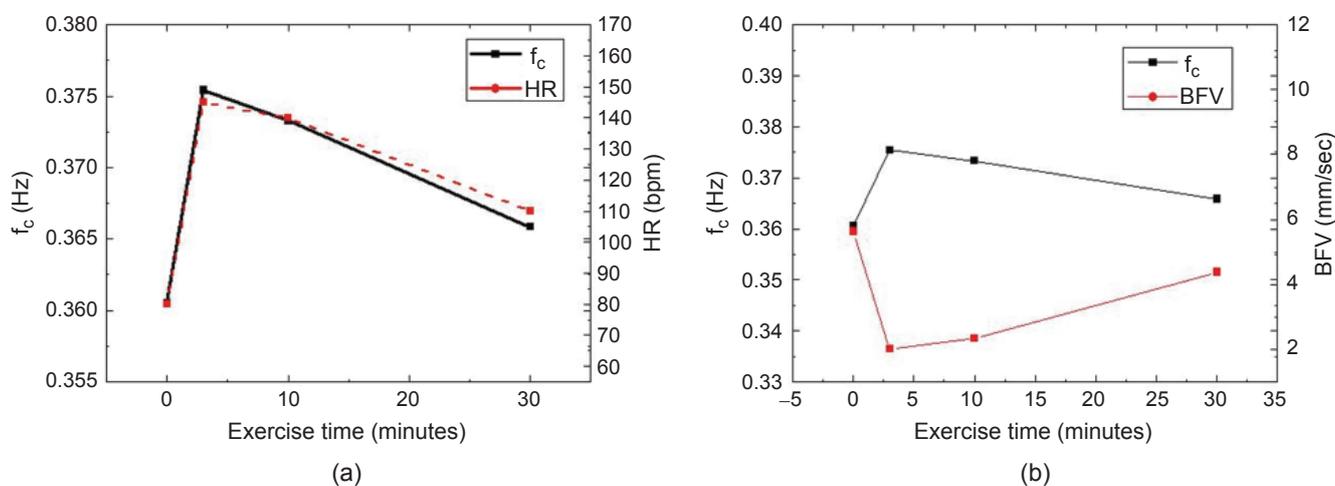


圖 13. 不同運動時間下血氧濃度波動頻率、心跳與血流速度之關係。

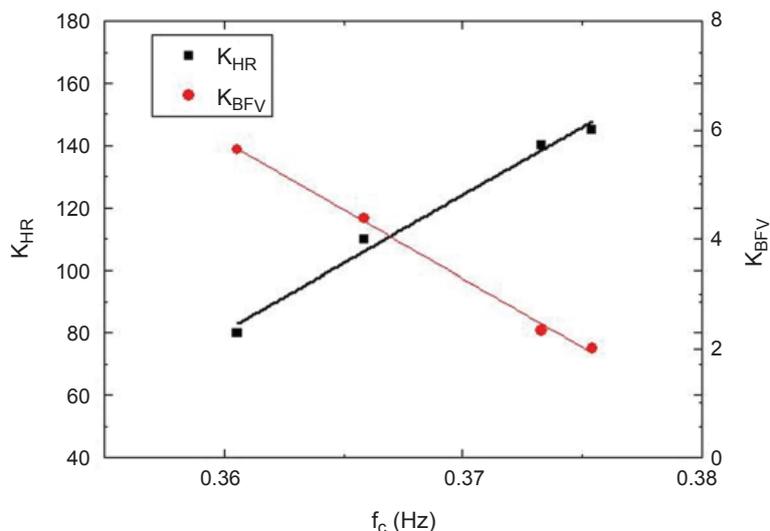


圖 14. 不同血氧濃度波動頻率下心跳、血流速的估算值。

換成血氧濃度波動頻率，並直接進行心跳與血流速度的估算，以減少多重生理特徵量測時間與程序，同時降低病患因長時間以接觸式量測造成的身體不適，本研究亦延伸建構之非接觸式皮膚血氧濃度影像系統可同時提供多種生理特徵資訊，除上述的心跳、血流速度外，同時已完成血氧濃度與血糖及血壓間的轉換關係式建構，同時將檢測模型與方法中之關鍵技術 (know-how) 申請發明專利，未來能協助國內醫療產業提升儀器產品開發之技術與競爭力、以突破目前國外廠商於醫療檢測儀器應用上之專利布局，於醫療器材開發市場上佔有一席之地，同時在應用端將有利於醫師進行慢性疾病及心血管疾病之預測預防，促進醫療儀器品質的提升。

## 參考文獻

1. H. Y. Tsai, K. C. Huang, H. C. Chang and C. H. Chang, "A Study on Oxygen Saturation Images Constructed from the Skin Tsiue of Human Hand", *IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference*, pp. 58-62, Minneapolis, May 6-9 (2013).
2. H. Y. Tsai, K. C. Huang, H. C. Chang, J. Andrew Yeh, and C. H. Chang, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, **63** (11), 2620 (2014).
3. H. Y. Tsai, K. C. Huang, J. Andrew Yeh, *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, **19**, 57 (2016).
4. I. V. Meglinski, and S. J. Matcher, *Physiological Measurement*, **23**, 741 (2002).
5. R. R. Anderson, J. A. Parrish, *The Journal of Investigative*

*Dermatology*, **77** (1), 13 (1981).

6. M. Kalani, K. Brismar, B. Fagrell, J. Östergren and G. Jörneskoq, *Diabetes Care*, **22**, 147 (1999).
7. W. E. L. Brown and A. V. Hill, *Proc. of the Royal Society B: Biological Sciences*, **94**, 297 (1923).
8. G. A. Dildy, P. P. vanden Berq, M. Katz, S. L. Clark, H. W. Jonqsmá, J. G. Nijhuis, C. A. Loucks, *American Journal of Objectrics and gynecology*, **171**, 679 (1994).
9. D. Álvarez, R. Hornero, D. Abásolo, F. del Campo, C. Zamarrón and M. López, *Physiological Measurement*, **30**, 967 (2009).
10. M. Löndahl, P. Katzman, C. Hammarlund, A. Nilsson and M. L. Olsson, *Diabetologia*, **54**, 65 (2011).
11. H. Y. Tsai, K. C. Huang, M. W. Hung, C. C. Yang, W. T. Hsiao, "The Evaluation of Blood Flow Velocity and Heart Rate by the Frequency of Oxygen Saturation Fluctuation in Skin Tissue", *IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference*, pp. 1291-1294, Montevideo, May 12-14 (2014).



蔡心怡小姐為國立清華大學動力機械工程學系碩士，現為國家實驗研究院儀器科技研究中心生醫與曝光機系統組副研究員。

Hsin-Yi Tsai received her M.S. in power mechanical engineering from National Tsing Hua University. She is currently an associate researcher in Biomedical and Lithography System Division at the Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.



黃國政博士為國立台灣大學機械工程學系博士，現為國家實驗研究院儀器科技研究中心生醫與曝光機系統組研究員兼組長。

Kuo-Cheng Huang received his Ph.D. in mechanical engineering from National Taiwan University. He is currently a researcher and a director in Biomedical and Lithography System Division at the Instrument Technology Research Center, National Applied Research Laboratories.



葉哲良博士為美國康乃爾大學電機工程學系博士，現為國立清華大學奈米工程與微系統研究所特聘教授兼任行政院科技會報辦公室副執行秘書。

Jer-Liang Andrew Yeh received his Ph.D. in electrical engineering from Cornell University, USA. He is currently a professor in the institute of NanoEngineering and MicroSystems at National Tsing Hua University and the executive secretary in the Office of Science and Technology, Executive Yuan