

國立台北大學資訊工程學系專題報告

基於多波段近紅外光技術的血糖測量系統

A Blood Glucose Measurement System Based on Multi-Wavelength Near-Infrared Technology

專題組員:林欣燕、邵郁晴

專題編號:PRJ-NTPUCSIE-111-012

執行期間:2022 年 09 月 至 2023 年 06 月

1. 摘要

據統計，全球超過 5 億人患有糖尿病，若未能持續監控血糖並進行有效管理，可能增加罹患其他嚴重疾病的風險，目前的測量方式大多是在指尖上扎針，透過血糖試片來量測血糖水平(blood glucose level, BGL)，然而長期下來，可能會造成患者極大的心理負擔。本次專題製作一個多波段近紅外光量測血糖水平系統，讓使用者可以透過此系統進行無創且即時的血糖水平測量，分別使用 810 nm、860 nm 及 940 nm 的近紅外光，接收器則是具有多波段的 AS7265x 三位組光譜感測器，透過 Arduino Nano 33 IoT 將收取到的使用者資料無線傳輸至手機應用程式，再傳到 server 端，使用訓練完成的 AI 模型，將資料轉為使用者的血糖水平，並回傳至使用者的手機應用程式記錄，以達到長期的血糖監控。

2. 簡介

侵入式測量血糖水平的方法有較高的精準度，但在手指扎針採取血液樣本時會造成使用者的不適，重複檢查血糖值的過程也容易導致感染。儘管設備價格相對實惠，但一次性的耗材費用也會讓用戶有一定的經濟負擔。

近年來，近紅外光(near infrared, NIR)測量血糖方法已被許多人提出。此方法解決侵入式方法的缺點，無痛、操作簡單、成本低。先前研究大多採用單一近紅外光波長照射指尖，將讀取到的光體積變化描記圖法(photoplethysmography, PPG)訊號經由硬體電路進行濾波、放大等預處理[1]，龐大的系統造成使用者操作不便。收取到的原始資料先經過複雜的人工特徵擷取過程[2]，延長預測時間，且對於準確度的提升有限。使用多種近紅外光波段預測血糖水平[3]，可以提供更多關於血液中葡萄糖濃度的不同特徵，該研究的硬體設備雖然龐大，但預測的結果可以達到一定的臨床標準。

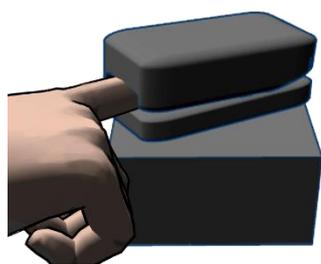
使用 PPG 訊號估計連續生理訊號(例如血壓、心率或呼吸頻率)的研究早已應用深度學習模型進行預測[4]，卷積神經網路可以用於自動從 PPG 訊號中提取特徵，這種自動提取方法取代了傳統手動特徵提取過程。

因此，我們透過三種近紅外光波段獲取人體的不同生理訊息，並改良以往系統的問題，使用軟體對資料做預處理，減少龐大的電路體積。參考其他 PPG 訊號的研究，使用卷積神經網路的方式取代傳統特徵擷取過程。

此外，以往研究大多使用電腦預測血糖水平，複雜且不便的操作流程無法提供使用者好的體驗，因此，我們提供手機應用程式，使用藍芽與非侵入式設備連接，將收取到的資料透過手機傳送至 server 端計算，預測結果於手機顯示，並將每次的測量結果儲存於手機應用程式中，透過長期的監控記錄，方便使用者與醫生進行討論，瞭解日常血糖波動，並制定更好的管理策略。

3. 專題進行方式

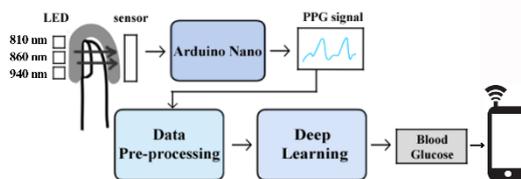
我們開發出的多波段近紅外光即時血糖監控系統，包含三種波段的 NIR 發光二極管(light-emitting diode, LED) 及一個三位組光譜感測器(AS7265x, SparkFun, SparkFun Electronics, Niwot, CO, USA)，這些 LED 及感測器嵌入一個我們設計好再用 3D 印表機印出的夾子。使用時，將手指放入夾子中，並保持不動，如圖一所示。



圖一 非侵入式血糖量測設備

使用者將被收錄兩分鐘的資料，透過 Arduino Nano 33 IoT 將收取到的資料無線傳送至手機，再將資料傳送至 server 端計算，三種波段所收集的 PPG 訊號會先經過預處理，將不必要的高頻及低頻訊號過濾，再經由訓練過的 AI 模型計算出血糖水平，並回傳至手機應用程式保存，以達到血糖的即時監控，系統架構如圖二所示。底下

我們將說明關於硬體架構、軟體架構、資料收集及系統評估的方法。



圖二 系統架構圖

3.1 硬體架構

近紅外光檢測血糖水平系統的製作與設計，我們考量諸多條件後決定使用三種波段進行檢測，分別為波長 810 nm、860 nm 及 940 nm。手指是使用近紅外光測量血糖最好的部位之一，此部位具有豐富的毛細血管，且厚度適中，但想藉由近紅外光穿透手指取得 PPG 訊號還需要考量此波段是否會被人體其他組織吸收。許多研究基於比爾朗伯定律(Beer-Lambert law)觀察人體組織成份與光的相關性，發現在波長 750 nm–950 nm 時，水分的吸收係數很低，超過之後就開始飆高，而人體 70%都是水，所以在 950 nm 之後的光大部分會被人體水分給吸收，光能夠穿透的比例就大幅減少了。在先前的研究中，發現使用單波長穿透手指量測血糖水平的研究大多會採用 940 nm 的近紅外光，在此波段下，不但對水的吸收係數低，也對人體脂肪及其他組織有較低的吸收係數。波長 810 nm 及 860 nm 的選擇也是參考研究[5]在光譜實驗中得到此波段較適合用來測量血糖水平。三種波段的結合可以解決因水分、脂肪及其他組織所造成的誤差。

許多研究將 NIR LED 及接收器結合時，大多會將設備製作成盒子的外觀，將盒子中間挖洞，上下側分別擺放

LED 及接收器，這樣的設計造成使用者的手指會因個體差異而無法貼齊 LED，光線打在手指上方還是會有部分的光向旁邊散射，為了解決散射對預測的葡萄糖水平造成影響，我們參考市售近紅外光量測心率的設備，再透過 3D 印表機建構黑色夾子的設計，把 NIR LED 鑲嵌在夾子上方，接收器及 Arduino Nano 放置於下方，這樣的設計使光線能夠更集中照在手指上方，減少光向兩側散射。

為了提高設備的可攜帶性，近紅外光感測器及 Arduino 都選擇小尺寸、功能強的電子裝置。感測器採用三位組光譜感測器 AS7265x，此感測器的成本較低，且大小只有 53mm×51mm。晶片中已經結合類比數位轉換器 (analog to digital converter, ADC) 及訊號放大器，所以輸出的資料是數位訊號，方便直接使用，再透過支援藍芽傳輸的 Arduino Nano 33 IoT，將資料傳送至手機。另外，使用鋰電池結合升壓晶片提供 Arduino 的外部供電，鋰電池需要 USB 充電功能，加上充電板用於保護鋰電池的充電與放電，內部硬體設備如圖三所示。



圖三 內部硬體設備

3.2 軟體架構

本研究主要的設計是將光譜感測器所收集的 PPG 訊號傳送至 server 端，

再進行訊號預處理，提出與過往研究不同的人工智慧模型，減少特徵擷取的複雜步驟，加快預測葡萄糖水平的時間。最後再將預測的血糖水平傳回至手機顯示，藉由應用程式儲存每次測量的結果，以便提供血糖趨勢分析。以下將針對 PPG 訊號預處理、深度學習模型及應用程式的使用者操作介面分別進行描述。

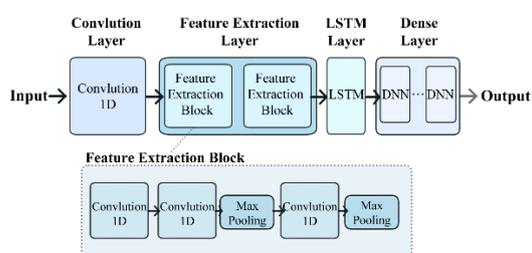
3.2.1 訊號預處理

模型訓練之前，藉由光譜感測器收集到的 PPG 訊號需要經過幾個預處理步驟，許多研究提出人體的生理訊號成份於 0.5 Hz–10 Hz 最為顯著，且原始訊號中存在某些外部資訊，例如周圍環境或身體運動引起的雜訊，因此我們需要先將原始訊號進行雜訊濾除。先前的研究已提出許多去除訊號噪音的方法，例如經驗模態分解 (empirical mode decomposition, EMD)、快速傅立葉轉換 (fast Fourier transform, FFT)、小波轉換 (wavelet transform, WT) 等。本研究使用離散小波變換 (discrete wavelet transform, DWT) 和小波分解 (wavelet decomposition, WD) 來消除 PPG 訊號中的基線飄移 [6]。噪音可以被歸類為具有高頻和低幅度的訊號，因此我們還會加上帶通濾波器 (bandpass filter)，以消除訊號中過高或過低的頻段。處理後的資料會因為雜訊干擾減少，進而提升模型訓練的準確度。此外，由於三種波段的照射結果不是同時測量的，我們會根據其先後順序將測量結果合併成同一組 PPG 訊號，再將訊號資料切割成數段，最後以 AI 模型將資料進行訓練，預測血糖水平。

3.2.2 深度學習

傳統透過特徵擷取得到的資料是預定義的，這可能使原本 PPG 訊號中的重要訊息丟失，因此，血壓及其他相關研究也已陸續提出使用卷積神經網路(convolutional neural network, CNN)學習 PPG 訊號最具訊息量的特徵，取代傳統特徵擷取複雜的過程，加上基於循環神經網路(recurrent neural network, RNN)的長短期記憶模型(long short-term, LSTM)輔助處理 CNN 不完全適用學習時間序列相關的問題。

因此，我們參考其他 PPG 訊號預測生理資訊的深度學習模型，設計一個先經由卷積神經網路自動提取 PPG 訊號中與血糖相關的特徵，再使用 LSTM 與全連接層進行血糖水平預測，其中，卷積神經網路包含三個 feature_extraction_block，模型架構如圖四所示。



圖四 模型架構圖

3.2.3 應用程式的使用者操作介面

在應用程式介面的部分，我們提供一套圖文形式的簡易操作教學，引導使用者快速熟悉操作流程，如圖五(a)所示。瞭解步驟後，即可按下畫面中的 start 鍵進行非侵入式血糖量測。量測過程中，收到的 PPG 訊號會先傳送至 server 端運算，再將結果回傳至使用者的手機介面。為了提供使用者長期的血糖監控，可以點選 record 鍵，即可看

到過去所量測的所有資料，如圖五(b)所示。



圖五 應用程式的使用者操作介面 (a) 應用程式首頁，(b) record 頁面

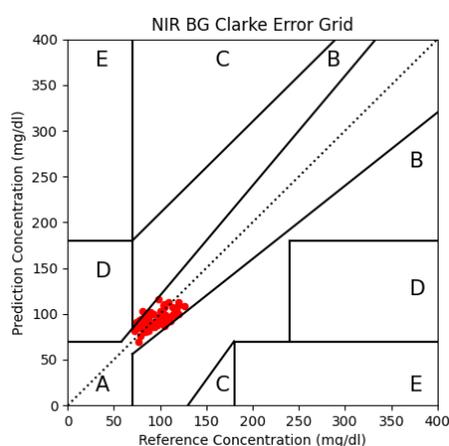
3.3 資料收集

本研究收取 30 個健康受試者的資料，並且考慮性別差異，以增加資料的變異性，為了讓收取的資料有較明顯的差異，我們選擇收取受試者空腹、午餐前及午餐後的資料。受試者需以坐著並靜止的方式將手指放進設計好的夾子中量測，避免造成過多的運動偽影，三種波段按照順序分別進行 40 秒的照射，每次測量合計會得到兩分鐘的資料。再將每個人量測的 PPG 訊號傳送至電腦端，同時使用侵入式血糖儀器(福爾 MD-6)所測得的血糖值當參考值進行模型訓練。

此外，根據人體研究法的規定。本次實驗內容涵蓋到手部非侵入式血糖測量，因此，正式實驗前，已前往恩主公醫院申請人體試驗倫理委員會(institutional review board, IRB)的核准。在收取受試者資料前，我們會明確告知受試者實驗內容，並徵求受試者簽署同意書的意願，完成簽署的對象才會進行資料的收集。

4. 主要成果與評估

在本研究中，採用均方根誤差 (root-mean-square error, RMSE) 作為血糖預測效能的指標，若效能指標不符預期，則會重新調整模型，訓練後的 RMSE 為 12.283。另外，使用克拉克誤差網格 (Clarke error grid, CEG) 分析，此分析方法用來評估非侵入式血糖設備是否符合臨床的可接受範圍，通過將血糖預測結果與參考值進行比較，我們的預測結果都位於 A、B 區域內，為臨床可接受的誤差範圍，如圖六所示。



圖六 克拉克誤差網格分析結果

5. 結語與展望

過往無創血糖預測的研究都有各自的缺點，本研究改善以往系統的問題，減少複雜的硬體設備，提高非侵入式血糖量測設備的可攜帶性。使用三波段的近紅外光提高檢測血液葡萄糖的靈敏度，並結合卷積神經網路架構的模型，減少 PPG 訊號在特徵擷取的複雜過程，且達到不錯的預測結果。透過手機應用程式查看過去的量測記錄，提供使用者和醫生間更好的溝通與合作。此系統取代傳統量測血糖的侵入式方法，提高糖尿病前期或糖尿病患者定期監控血糖水平的意願。

6. 銘謝

非常感謝指導教授提供大量資源與豐富的研究經驗分享，以及實驗室學長姐的協助，讓我們在進行專題的路上更加順利，也謝謝系上同學來當我們的受試者，提供我們可以訓練 AI 模型的資料。最後也感謝組員的合作才能使我們的專題能如期完成。

7. 參考文獻

- [1] A. Hina, H. Nadeem, and W. Saadeh, "A Single LED Photoplethysmography-Based Noninvasive Glucose Monitoring Prototype System," in *Proc. of 2019 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, Sapporo, Japan, 2019, pp. 1–5.
- [2] A. Hina and W. Saadeh, "A Noninvasive Glucose Monitoring SoC Based on Single Wavelength Photoplethysmography," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 14, no. 3, pp. 504–515, June 2020.
- [3] A. M. Joshi, P. Jain, S. P. Mohanty, and N. Agrawal, "iGLU 2.0: A New Wearable for Accurate Non-Invasive Continuous Serum Glucose Measurement in IoMT Framework," *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, vol. 66, no. 4, pp. 327–335, Nov. 2020.
- [4] C.-T. Yen, J.-X. Liao, and Y.-K. Huang, "Applying a Deep Learning Network in Continuous Physiological Parameter Estimation Based on Photoplethysmography Sensor Signals," *IEEE Sensors Journal*, vol. 22, no. 1, pp. 385–392, Jan. 2022.
- [5] I. Marius, "Measuring and analysis of blood glucose using near infrared

- spectroscopy,” in *Proc. of 2020 28th Telecommunications Forum (TELFOR)*, Belgrade, Sa, 2020, pp. 1–4.
- [6] V. P. Rachim and W.-Y. Chung, “Wearable-band type visible-near infrared optical biosensor for non-invasive blood glucose monitoring,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 286, pp. 173–180, 2019.