

## An Electrochemical Potentiostat Designed and Implemented by FPGA

Jia-Wei Wu      Chun-Yueh Huang\*

Department of Electrical Engineering, National University of Tainan, 70005, Taiwan

\*E-mail : cyhun@gm2.nutn.edu.tw

### Abstract

In this paper, a potentiostat designed and implemented by field programmable gate array (FPGA) is proposed for electrochemical biosensors. Taking advantage of the FPGA, whose circuit modules can be concurrent executed in parallel, the proposed potentiostat's performance designed by FPGA can be more efficient than any other potentiostat's performance designed by microprocessor. This feature of FPGA is very important for the implanted application, i.e., Dopamine scan for Parkinson's disease, because it needs high speed signal scan and high speed current measurement.

The proposed potentiostat can perform four common electrochemical analysis methods: liner sweep voltammetry (LSV), differential pulse voltammetry (DPV), square pulse voltammetry (SPV), and cyclic voltammetry (CV). In the proposed potentiostat, there are five circuit blocks: an FPGA, two operational amplifiers, a 12-bit digital-to-analog converter (DAC), an auto-range current to voltage converter, and a 12-bit analog-to-digital converter (ADC). The FPGA is used to control DAC and ADC, and to select the proper resistor of auto-range current to voltage converter. The operational amplifier is used to form the negative feedback of the biosensor. The DAC is used to generate the stimulate signal for the biosensor. The auto-range current to voltage converter is used to transfer the current of the biosensor to the voltage. The ADC is used to measure the voltage of the biosensor. The measured results are transmitted to PC by FPGA. While the experiment is proceeding, the real time experimental results can be observed by LabVIEW on computer immediately.

In system verification, the proposed potentiostat is used to perform the CV on three different concentrations of ferricyanide solutions using screen-printed electrodes. Meanwhile, the experimental results are made comparison with the commercial potentiostat's. Our experimental results show that the proposed potentiostat has the merits of high-speed operation, low cost, and low power consumption.

Keywords: FPGA, human-computer interface, cyclic voltammetry, potentiostat

-----  
\* Corresponding author: cyhun@gm2.nutn.edu.tw

# 一個用可規劃邏輯陣列設計與實現之電化學分析儀

吳嘉緯 黃俊岳

國立臺南大學電機工程學系碩士班

## 摘要

本論文使用可規劃邏輯陣列(FPGA)設計一個可應用於生物感測器之電化學分析儀。相較於傳統電化學分析儀所採用的單晶片設計方式，使用可規劃邏輯陣列(FPGA)所設計之電化學分析儀具有更高電化學分析效能，因 FPGA 具有電路可平行同步運算之特點，而此特性可同時進行高速信號掃描與高速電流量測，對植入式生物感測器(例如，帕金森氏症之多巴胺掃描檢測)而言特別重要，因植入式生物感測器一般電極面積很微小，且反應電流也很小，故需高速信號掃描以提升電流信號。

本論文所設計之電化學分析儀可以執行四種常用的電化學分析方法:線性掃描伏安法、微分脈波伏安法、方波伏安法、循環伏安法。本電化學分析儀是由一個 FPGA、兩個運算放大器(OPA)、一個 12 位元數位類比轉換器(DAC)、一個自動範圍電流電壓轉換電路、以及一個 12 位元的類比數位轉換器(ADC)所組成。其中 FPGA 是用來控制 DAC、ADC、以及自動範圍電流電壓轉換電路的電阻選擇，運算放大器是用來作為感測器的回授控制，DAC 是用來產生感測器所需要的激發信號，自動範圍電流電壓轉換電路是用來將感測器之電流轉換成電壓，ADC 用來量測感測器之反應電壓，此反應電壓將經由 FPGA 傳送到個人電腦。在實驗過程中，即時的實驗結果可利用 LabVIEW 觀測與分析。

在系統驗證方面，本分析儀將採用平版印刷電極感測器，針對三個不同濃度的赤血鹽進行循環伏安法量測，並將結果與商用分析儀進行比較驗證，實驗結果顯示，所提出之分析儀具有高速運算、低成本以及低功率消耗等特點。

關鍵字:可規劃邏輯陣列、人機介面、循環伏安法、電化學分析儀

## 1. 緒論

在醫療技術進步的現代，民眾愈來愈重視健康，但飲食習慣與作息依然難以改變，各種加工品、化學添加物以及油炸食品，導致營養不均衡或攝取的熱量超標，又因為人們常常熬夜，加上平時運動量不夠，罹患文明病的年齡層擴大，年紀輕輕卻亮起健康的紅燈，因此發展與醫療相關的技術符合社會走向，市面上也已有許多幫助規劃飲食、運動的應用程式[1],[2]。為了使人們能即時且方便快速地檢測人體的健康指標物質，開發一個成本低、速度快、可攜式的感測器有其重要性[3]，如研發的恆電位儀是針對液體中的重金屬離子做感測[4]，另外也有針對葡萄糖[5],[6]、神經遞質濃度感測的恆電位儀[7],[8]，都是針對與人體健康有關的物質來做分析。

因此本論文之研究架構，不同於以往本實驗室使用單晶片微處理器，受限於循序運算的速度，而是利用 FPGA 電路其平行運算的特點，加快整體分析效率，大幅提高電壓的掃描速度，也結合 LabVIEW 人機介面供使用者設定掃描參數，透過介面即時觀察、分析結果。

## 2. 研究方法

### 2.1 伏特安培法(Voltammetric method)

伏特安培法是藉由對靜態待測溶液施加一組激發訊號於工作電極與參考電極，在電位做線性掃描，並量測其因氧化還原反應產生的反應電流。

依照掃描訊號的不同，可分成好幾種形式，較常使用的四種激發信號有如圖 1 所示，縱軸代表電壓(V)，橫軸代表時間(t)，其中我們挑選所用來與商用儀器進行比較的是循環伏安法[9]-[11]，如圖 1-(d)，將電位施加在兩個固定電位值之間做循環變化，最初以線性的方式增加至最大值，再以相同的斜率做逆向掃描，此過程可以重複無數次，針對其過程中的氧化還原反應加以分析。

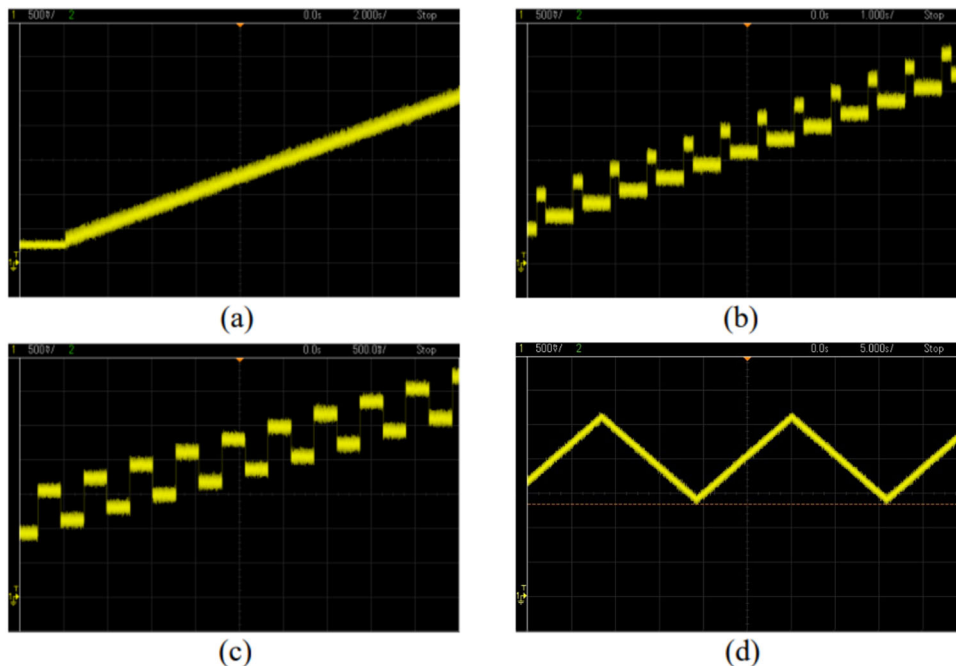


圖 1 常見的伏特安培法激發信號

(a)線性掃描法 (b)差式脈波法 (c)方波法 (d)循環伏安法

圖 2 為循環伏安法典型掃描結果，其中有幾個重要的循環伏安法參數，如陽極波峰電位(Anodic peak potential,  $E_{pa}$ )、陰極波峰電位(Cathodic peak potential,  $E_{pc}$ )，圖上顯示初始電位掃描方向是往正電位方向進行，剛開始會產生一個微小的陽極電流，掃描至陽極發生氧化反應時，反應電流快速上升至正峰值，此時電位即氧化電位  $E_{pa}$ ，接著電位持續增加至最大值、反應電流下降，到達設定之最大掃描電位後，開始朝負電位方向進行逆向掃描，掃描至陰極發生還原反應時，電流迅速下降至負峰值，此時電位即還原電位  $E_{pc}$ ，之後電位持續往下，反應電流逐漸回到原點，即完成一次掃描。

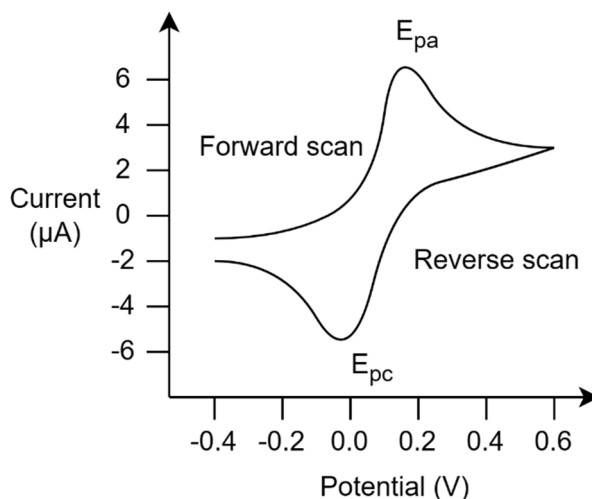


圖2 典型可逆氧化還原之循環伏安圖

### 3. 電路架構設計與分析訊號控制

#### 3.1 電路架構介紹

本次採用了可規劃邏輯陣列(FPGA)，突破以往本實驗室採用單晶片微處理器[12]作為設計的限制，不再需要使用兩顆微處理器來進行信號產生與感測資料擷取的分工，能夠同時運行每個模組，提高整體系統速度[13]-[15]。

圖 3 為本論文分析儀之架構，先將三角波數位訊號寫入由 FPGA 所控制的 DAC 以輸出 1.4V 到 2.6V 的掃描電壓，簡易濾波後透過放大器偏壓到參考電極，掃描滴於電極試片上的待測物，在量測溶液的部分則整合了網版印刷電極[16]，由於將工作電極偏壓在 2V，待測物兩端的電壓差就會落在  $\pm 0.6V$ ，並產生氧化還原反應之電流，流經電流電壓轉換器後得出對應電壓，透過 FPGA 控制的 ADC 來讀取該電壓值，並在內部進行多工器之電阻選擇演算法，每顆電阻選中適合的電阻後，即可避免電壓過高或過低造成不易量測的問題，之後再分別接收新的轉換電壓與參考電極之電壓，並透過 TTL 轉 USB 訊號轉換線將 FPGA 與個人電腦連接，將數位資料傳送至 LabVIEW[17]後換算待測物的反應電流大小，利用其圖形化程式編譯平台進行數據儲存與繪圖，完成此次電化學分析儀的架構設計，最後再與商用儀器分析之結果做比較，彙整並畫出校正曲線。圖 4 為實際電路硬體製作照片圖。

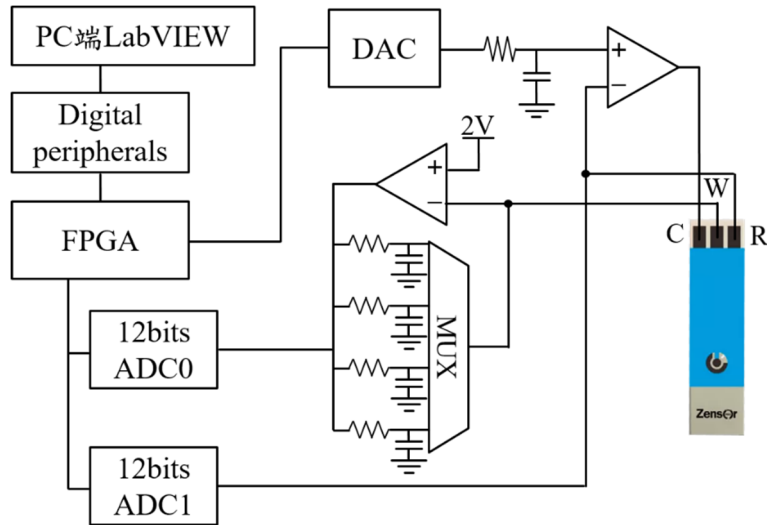


圖 3 電化學分析儀系統電路架構

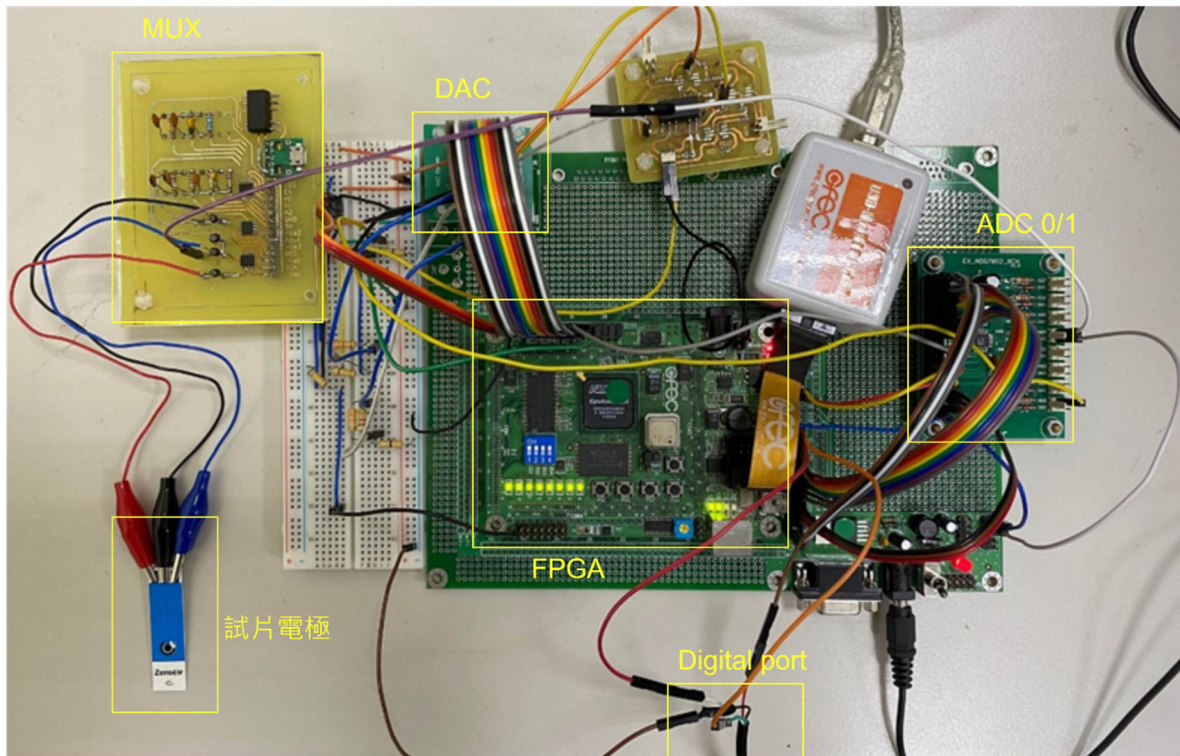


圖 4 本論文實際電路硬體製作照片圖

### 3.2 自動電流範圍調整之電流-電壓轉換器系統

為了能夠量測到大範圍的電流變化，我們使用了一個類比多工器，接上 7 個不同大小的電阻，從  $10\Omega$  往上十倍遞增到  $10M\Omega$ ，如此就有 7 種倍率的電流可以轉換，對應範圍則是從  $\pm 160\text{mA}$  往下十倍遞減到  $\pm 160\text{nA}$ 。

圖 5 為多工器電阻選擇的 verilog 程式，當反應電流流經太小的電阻，ADC 接收到的電壓值變化就會過小，因此將多工器選擇位址加一，選擇更大的電阻；反之電流流經太大的電阻，多工器選擇位址減一，選擇較小的電阻。圖 6 為轉換電壓切換電阻條

件示意圖，如 3.1 節所述，由於將工作電極偏壓在 2V，故以此為基準，過小的電壓範圍設定在 1.8V 到 2.2V，即±0.2V；過大的電壓範圍則設定在 0.2V 以下與 3.8V 以上，即超過 1.8V 的電壓差。

```

if(adcfinish && ~A2 && ~correct)begin
  if(databit>='d1475 && databit<='d1803) muxadrs<=muxadrs+'d1;//1.8v~2.2v
  else if(databit<='d164||databit>='d3085) muxadrs<=muxadrs-'d1;//data<0.2v or data>3.8v
  else correct<='b1;
end
end
    
```

圖 5 多工器電阻選擇程式圖

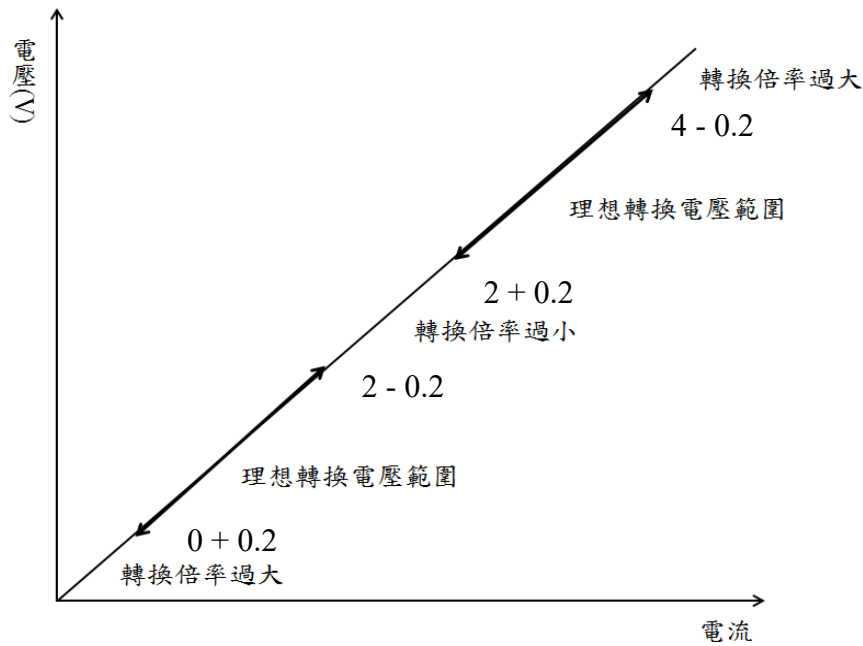


圖 6 轉換電壓切換電阻條件示意圖

### 3.3 掃描速率控制

掃描速率(Scan Rate)的定義為單位時間(ΔV)掃描電位的變化量(Δt)，如(1)式為過去本實驗室所使用之電化學分析儀公式，由於過去是使用單晶片輸出掃描信號，需要計算其內部 DAC 的執行時間。更換為 FPGA 後即可免除該步驟，透過給予外接的數位類比轉換器不同時脈的控制信號，就能迅速完成一次轉換，亦不會影響其他正在同時運作的模組。

$$\text{Scan Rate} = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad (1)$$

DAC 的輸入有 12bits，我們給予的參考電壓為 5V，因此分為 4095 個等份後，一個最低有效位(LSB)為 1.22mV，若設定掃描速率在 100mV/sec，就需要在每 12 毫秒增加 1LSB，即可達到該掃描速率。圖 7 為 DAC(AD5447)的控制信號時序圖[18]，將  $R/\bar{W}$  降為低電位  $t_1$  秒後， $\bar{CS}$  降為低電位維持  $t_3$  秒後上升， $R/\bar{W}$  於  $t_2$  秒後返回高電位， $\bar{CS}$  上升  $t_9$  秒後即完成一次轉換週期，其中  $t_1$  與  $t_2$  最小為 0 秒， $t_3$  與  $t_9$  最小分別為 10、7 奈秒，因此最快能在 17 奈秒就完成一次轉換。

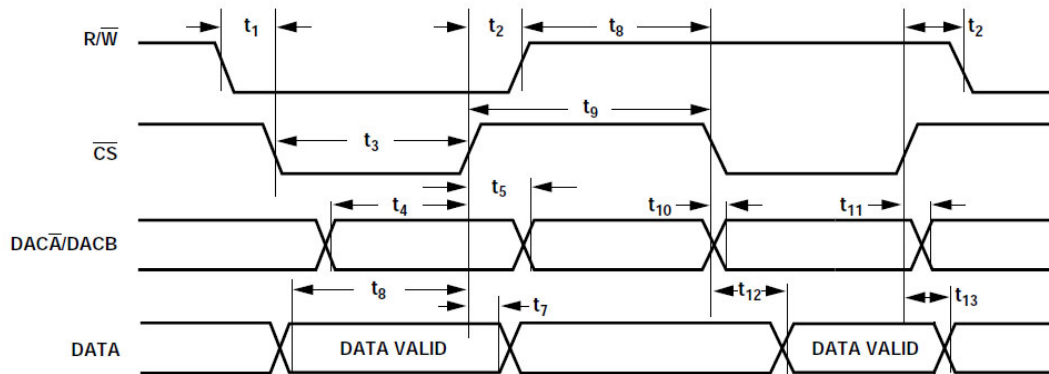


圖 7 AD5447 控制時序圖[18]

### 3.4 LabVIEW 軟體程式與人機介面

在 LabVIEW 軟體程式上設定初始相關參數後，會開始進行循環伏安法之掃描，在掃描完成之後，透過 LabVIEW 將資料進行作圖如圖 8，其中可以看到介面左側為參數設定區塊，如  $V_{min}$  和  $V_{max}$  參數用來設定三角波的掃描範圍，另有初始電壓( $V_{init}$ )、掃描速率(Scan rate)、掃描圈數等參數，中間為即時電壓與電流顯示區塊，右側為即時 CV 圖顯示區塊。即時電壓與電流顯示區塊中呈現的是掃描電壓與反應電流的即時狀況，可以讓使用者在量測時觀察變化，而即時 CV 圖顯示區塊將即時電壓與電流組合成 CV 圖並逐點顯示，供使用者觀察電化學反應情形。

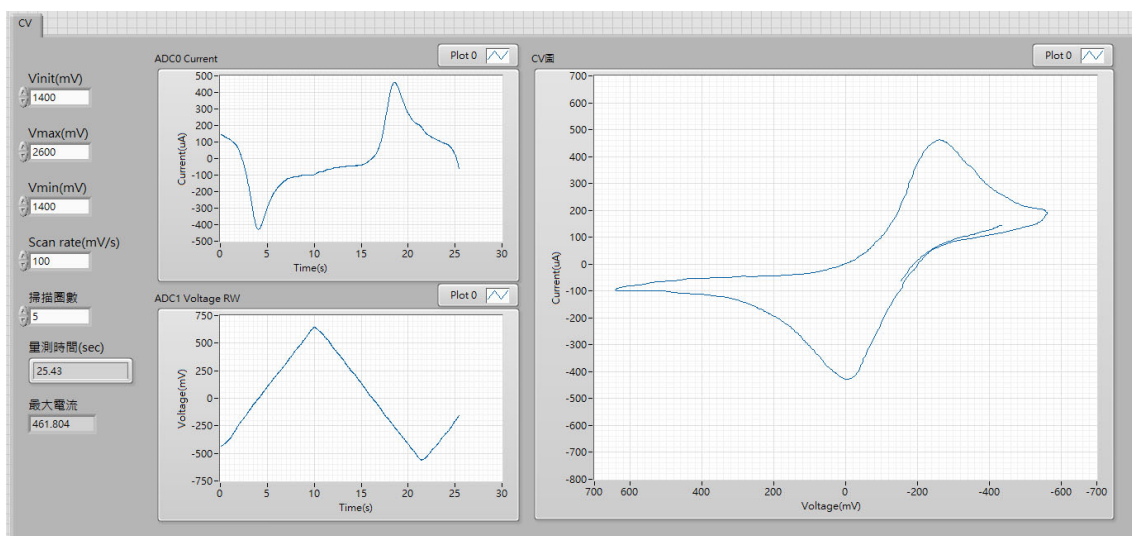


圖 8 LabVIEW 人機介面圖

#### 4. 實驗結果與討論

由於電極試片使用後會逐漸損耗，所以實驗過程中分別以不同的試片進行測量以增加結果的準確性。並假設不同電極試片對實驗結果造成的影響可忽略不計。

##### 4.1 赤血鹽( $3K^+[Fe(CN)_6]^{3-}$ )溶液測量

實驗以循環伏安法針對 3mM、5mM、10mM，3 種不同濃度的赤血鹽溶液進行測試，參數如表 1，初始電位從 1400mV 開始，掃描最高電位為 2600mV，最低為 1400mV，掃描速度為 100mV/sec，進行 5 圈的掃描(一圈為半個週期的三角波)，並取最後兩圈的數據來進行做圖比較，圖 9 為測量不同濃度結果之疊圖，可以看到不同濃度的赤血鹽溶液在本系統中能夠明顯地被區分出來。

表1 循環伏安法赤血鹽量測參數

參數	值	單位
初始電壓	1400	mV
最大電壓	2600	mV
最小電壓	1400	mV
掃描速率	100	mV/sec
掃描圈數	5	圈

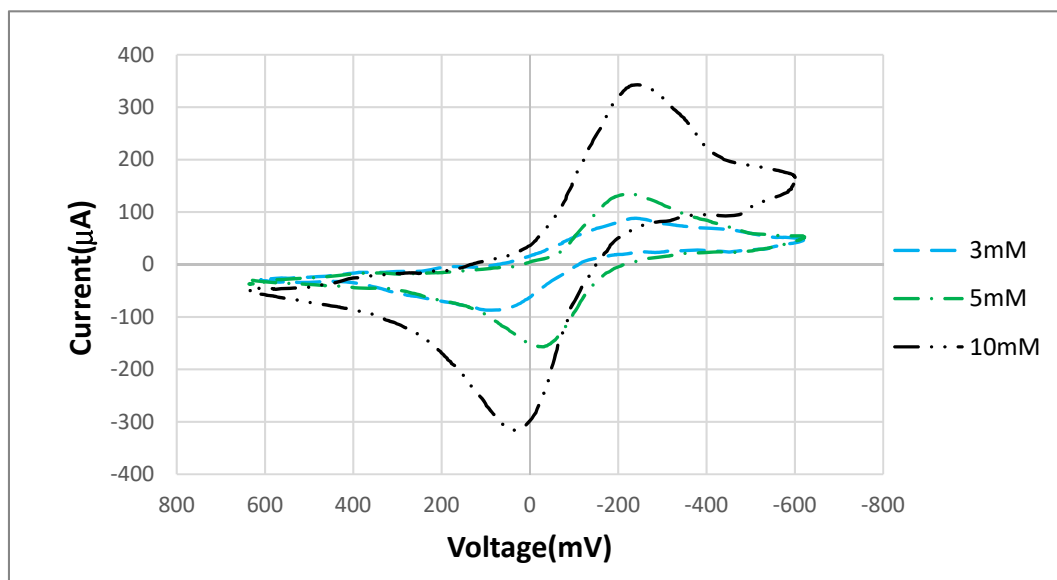


圖9 本系統分析儀之不同濃度測量結果

圖10則為本系統與商用儀器之校正曲線比較圖，分別取出量測過程中出現之波峰電流來做比較。

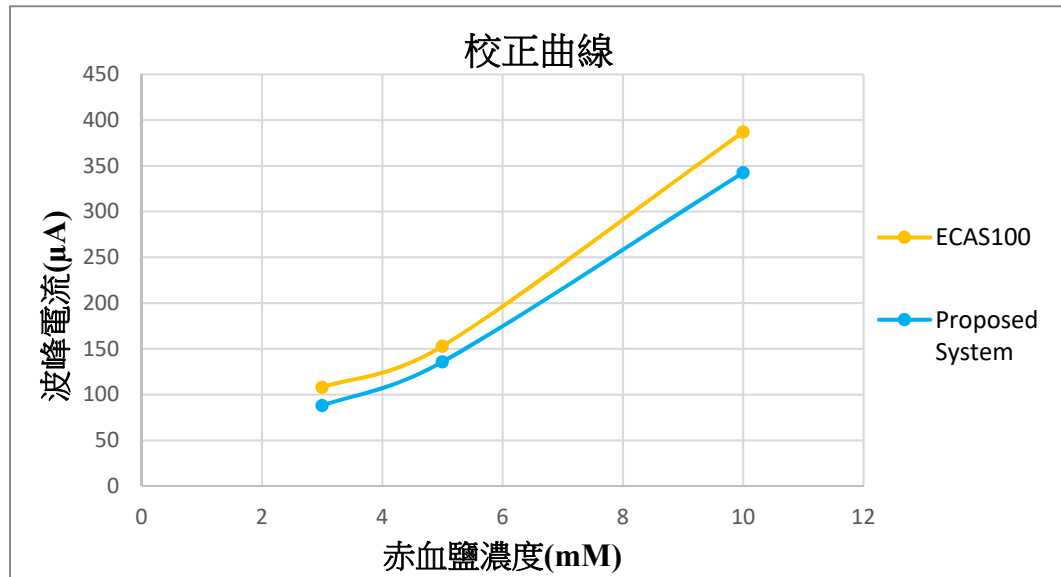


圖10 本系統與商用儀器量測結果之校正曲線比對圖

## 5. 結果分析

對一個可逆的電極反應，其波峰電流可以表示成(2)式，代入後即可求出量測溶液的濃度。此處 $n$ 為所參與半反應中的電子數量， $A$ 為電極面積( $\text{cm}^2$ )， $C$ 為電解液濃度( $\text{mol} \cdot \text{dm}^{-3}$ )， $D$ 是擴散係數( $\text{cm} \cdot \text{s}^{-1}$ )， $v$ 則是掃描速度( $\text{volt} \cdot \text{s}^{-1}$ )。從式子中可以看出，電極面積與掃描速度皆與反應電流呈正相關，若是植入式生物感測器，電極面積大幅縮小，就需要提高掃描速度使感測器的反應電流增大。

$$i_p = (2.69 \times 10^5) n^{\frac{3}{2}} A C D^{\frac{1}{2}} v^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

圖10中可以觀察到，本次實驗所設計提出的電化學分析儀，其量測結果雖然沒有辦法完美重疊至其他商用儀器系統，但是取樣得出的最大電流值沒有相距太多，與ECAS100儀器比對下，本系統之電化學分析儀擁有相同的趨勢以及接近的數值，說明本系統在測試溶液的量測上具有判別性，在實用方面已經獲得初步的驗證。

## 6. 結論

由於本實驗室過去採用單晶片微處理器來設計電化學分析儀，在遇到快速掃描的應用時會受限於單晶片的速度，還需使用兩顆微處理器進行分工，而此次設計則採用了FPGA，利用其非依序執行的優點，單獨一顆就可同步運作所有模組，只要使用夠快的元件就能提高整體運作效率。本次使用了GFEC Cyclone II研發電路板與市售零件進行設計，外接了數位類比、類比數位轉換器模組，並在電流電壓轉換電路上使用了多工器做切換與選擇，可避免電壓過高或過低不易量測的問題，與過去使用單晶片微處理器的設計比較下來，整體上實現了高速運算、低成本、低功耗的優點。

相較於商用儀器，本系統有重量輕、成本低的特點，若將所需電路整合後體積也能更小，大幅提高可攜帶性。未來可結合藍芽、Wi-Fi、ZigBee等模組進行資料傳輸，

避免量測距離受到限制，甚至結合記憶卡以及液晶螢幕，發展成體積小、可獨立操作的分析儀，不必再透過電腦進行數據整理，且多個量測通道亦不成問題，各個通道皆能同步進行，亦可針對不同的檢體進行即時分析例如血液、尿液、唾液等等，實現在家即可簡易檢測生理情況，也能將數據上傳至醫療單位供專業人員監測，在未來發展方面非常具有開發潛力。

## 7. 參考文獻

- [1] S. Kasim and F. A. Zakaria, "Daily Calorie Manager for basic daily use," *Third International Conference on Innovative Computing Technology (INTECH 2013)*, London, UK, 2013, pp. 437-442.
- [2] K. Kaneda, T. Ooba, H. Shimada, O. Shiku and Y. Teshima, "Estimation method of calorie intake by deep learning using depth images obtained through a single camera smartphone," *2021 IEEE 10th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)*, 2021, pp. 874-875.
- [3] 吳朗，感測器原理與應用，全華出版社，臺北市，第24頁，1987。
- [4] S. Hwang and S. Sonkusale, "CMOS VLSI Potentiostat for Portable Environmental Sensing Applications," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 10, no. 4, pp. 820-821, April 2010.
- [5] L. Zuo, S. K. Islam, I. Mahbub and F. Quaiyum, "A Low-Power 1-V Potentiostat for Glucose Sensors," in *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs*, vol. 62, no. 2, pp. 204-208, Feb. 2015.
- [6] S. Mross, P. Fürst, S. Pierrat, T. Zimmermann, H. Vogt and M. Kraft, "Enzyme Sensor With Polydimethylsiloxane Membrane and CMOS Potentiostat for Wide-Range Glucose Measurements," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, no. 12, pp. 7096-7104, Dec. 2015.
- [7] M. H. Nazari, H. Mazhab-Jafari, L. Leng, A. Guenther and R. Genov, "CMOS Neurotransmitter Microarray: 96-Channel Integrated Potentiostat With On-Die Microsensors," in *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 7, no. 3, pp. 338-348, June 2013.
- [8] R. Genov, M. Stanacevic, M. Naware, G. Cauwenberghs and N. Thakor, "16-Channel Integrated Potentiostat for Distributed Neurochemical Sensing," in *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, vol. 53, no. 11, pp. 2371-2376, Nov. 2006.
- [9] 萬其超，電化學之原理與應用，徐氏基金會，1987。
- [10] 田福助，電化學基本原理與應用，五洲出版社，1982。
- [11] Allen J. Bard and Larry R. Faulkner, "*Electrochemical Methods: Fundamentals and Applications, 2nd Edition*," New York: Wiley, 2001.

- [12] 孫銘逢，應用於電化學生物感測器之具獨立訊號源之可攜式恆電位儀設計，國立臺南大學電機工程學系碩士班，2015。
- [13] M. Abdallah, "Design, Simulation, and Development of a BioSensor for Viruses Detection Using FPGA," in *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 9, pp. 1-6, 2021, Art no. 1700106.
- [14] E. G. Pereira, L. C. Oliveira, M. R. A. Morais, A. M. N. Lima and H. Neff, "Implementation of a FPGA-based data acquisition and processing system for image sensors employed in SPR biosensing," *2014 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings*, Montevideo, Uruguay, 2014, pp. 884-889.
- [15] M. J. N. Sampad, M. N. Amin, A. R. Hawkins and H. Schmidt, "FPGA Integrated Optofluidic Biosensor for Real-Time Single Biomarker Analysis," in *IEEE Photonics Journal*, vol. 14, no. 1, pp. 1-6, Feb. 2022, Art no. 3701806.
- [16] 鍾協訓，網版印刷電極在分析化學上的應用與發展，國立中興大學化學系，2002。
- [17] E. Maeda, T. Nguyen-Van, R. Abe and K. Tanaka, "High-speed Sampled-data Control of Digital Grid Routers using LabVIEW FPGA Program," *2018 IEEE 7th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)*, 2018, pp. 151-154.
- [18] Analog Devices Inc., "Dual 12-Bit, High Bandwidth Multiplying DACs with Parallel Interface," AD5447 datasheet, Oct. 2004.