

Design of a Portable Multi-Channel Potentiostat for Biomolecule Sensors

Chun-Yueh Huang^{1,*}, Yu-Cheng Huang², and Hung-Yin Lin³

¹ *Department of Electrical Engineering, National University of Tainan, Taiwan*

² *Graduate Institute of Communication Engineering, National University of Tainan, Taiwan*

³ *Department of Chemical and Materials Engineering, National University of Kaohsiung, Taiwan*

Abstract—In this paper, we propose a portable multi-channel potentiostat for the signal processing of electrochemical biosensors. The proposed potentiostat can perform three operation modes which are commonly used in electrochemical experiments: potentiometry, voltammetry, and cyclic voltammetry. In system verification, taking advantage of the function of cyclic voltammetry, we integrate the proposed potentiostat with a glucose sensor, an epigallocatechin gallate (EGCG) sensor and a caffeine sensor to measure glucose, EGCG and caffeine concentrations in green tea. The experimental results show that the biosensor currents measured by the proposed potentiostat have the same trend as those measured by the commercial one when glucose, EGCG and caffeine concentrations change. According to the calibration curve, the measured concentrations of caffeine and EGCG in three green tea samples are 0.103~0.142 mg/mL and 0.40~1.74 mg/mL, respectively. Besides, the proposed multi-channel potentiostat has the merits of small size, light weight, high portability, low cost, and being able to measure multi-biosensors at the same time. In the future, we will integrate the proposed potentiostat with biosensors to develop the home-care system in daily life.

Index Terms — potentiometry, voltammetry, cyclic voltammetry, potentiostat

*Corresponding author: Tel:+886 6 2606123x7789

E-mail address: cyhum@mail.nutn.edu.tw (C.Y.Huang)



應用於生物感測器之可攜式多通道恆電位儀設計

黃俊岳

國立臺南大學電機工程學系

黃裕成

國立臺南大學電機工程學系通訊
工程研究所

林宏殷

國立高雄大學化學工程及材料
工程學系

摘要

本論文提出一個可攜式多通道恆電位儀之設計，作為電化學生物感測器之信號處理裝置，本文所設計之恆電位儀對於電化學實驗中常應用的三種量測方法：電位法、伏安法與循環伏安法均可實現。在恆電位儀的系統驗證方面，我們把葡萄糖感測器、兒茶素感測器、及咖啡因感測器與多通道恆電位儀整合在一起，並應用於茶飲料的成分測試，在與商用恆電位儀之測試結果做比較時，實驗結果顯示在加入不同濃度的待測物時，我們的系統對於感測器上所量測到的電流變化，與商用恆電位儀的反應有相同的趨勢。從實際樣品的測試結果，透過檢量線檢測三種市售茶飲中所含有咖啡因及兒茶素濃度分別為 0.103~0.142 mg/mL 及 0.40~1.74 mg/mL。此外，所提出的多通道恆電位儀，具有體積小、重量輕、方便攜帶、製作成本低、及可同時量測多組感測器等特點，在未來與電化學生物感測器整合，將可實現居家型照護系統。

關鍵詞：電位法、伏安法、循環伏安法、恆電位儀。

壹、緒論

人類社會因醫療體系的技術發展及健康保險制度日益健全，先進國家平均壽命大幅提升，加上人口的初生率大幅降低，對社會造成許多衝擊，形成高齡化的社會。為了維持人類最佳的生體狀況，創造最佳的工作環境和情緒，如果能有效且快速的監測人體的生理狀況，對相關醫護處置亦能提供即時性的資訊以利後續之治療或追蹤，生物感測器的發展可以符合某些及重要生理信號量測的需求，特別在食品、藥品、代謝與其他生物分子間交互作用的測定上。生物感測器最獨特的地方就是來自生物體的元件與其所具備的高特異性、高靈敏度或高選擇性，與即時輸出(real-time output)等特性，而且如

果能夠真實地結合成感測元件，當作感測器或探針構造的一部分時，將可以發揮很大的功用。

生物感測器由兩個主要關鍵部份所構成，分別來自於生物體分子、組織部份或個體細胞的分子辨認元件(Molecular recognition elements)，此一元件為生物感測器信號接收或產生部份。另一為屬於硬體儀器元件部份，主要為物理信號轉換元件又稱為換能器(Transduction element)，可將生物訊號轉換成可量化之電子訊號，以便進行資料分析及輸出處理。因此，如何以生化方法分離、純化甚或設計合成特定的生物活性分子(Biological active materials)，結合精確而且回應快速的物理換能器(Transducers)組合成生物感測器反應系統，實為研究生物感測器的主要目的[1]。

目前最普遍應用的生物感測器，血糖計可以算是其中一種，血糖計量測的原理，主要是以電化學氧化-還原反應來測量血液中的血糖濃度，電化學反應分為氧化反應與還原反應二種，氧化反應主要是因為失去電子所造成，使葡萄糖(glucose)氧化成葡萄糖酸(gluconolactone)，而還原反應則是得到電子所造成，使氧氣還原成水，並配合血糖感測試紙的使用，根據此種氧化-還原的作用，來測出血液中葡萄糖濃度。

電化學生物感測器的基本結構是由三個電極所建構的一個基本單元，而這三個電極包括：工作電極(working electrode)、參考電極(Reference electrode)及輔助電極(counter electrode)。透過工作電極包覆其表面的選擇性薄膜組成，由檢測待測物質引起的電流或電位變化信號，電化學感測器在檢測體液中的pH值、血液中氧和二氧化碳氣體含量、血液或尿液中的鈉離子、鉀離子、鈣離子、氯離子等電解質含量等方面已達到實用化程度。

一般而言，對於每個電化學生物感測器都需要一個信號處理裝置，即是恆電位儀(Potentiostat)



[2-7]，恆電位儀的目的是要用來維持電化學生物感測器在工作電極與參考電極之間一個電化學電位，進而來控制電化學反應平衡，然後將感測器於工作電極與輔助電極之間的電流輸出，這個電流代表著待測物質中的濃度。雖然有很多形式的傳統分析儀器可以達到類似的目的，但是這些大部分都屬於醫院或研究單位使用，價格非常昂貴。本論文研究電化學生物感測器之信號處理電路設計技術，開發可攜帶式多通道恆電位儀，利用市售的電子零件設計實現可攜帶式多通道恆電位儀，其功能包括電位法、伏安法與循環伏安法等信號處理模式，並將所設計之恆電位儀應用於非侵入式生物感測器信號處理。

茶是大多數民眾生活中不可或缺的飲品，而葡萄糖、咖啡因和兒茶素是茶類的主要成份[8]。葡萄糖是自然界分布最廣且最爲重要的一種單糖，爲活細胞的能量來源和新陳代謝的中間產物，是人體提供能量的重要物質，植物可通過光合作用產生葡萄糖。在糖果製造業和醫藥領域有著廣泛應用。但攝取過多會危害健康，導致肥胖、營養不良、齲齒等。咖啡因存在於咖啡、茶、可樂的飲品中，爲中樞神經興奮劑，能夠增加警覺度，使人警醒，有快速而清晰的思維，增加註意力和保持較好的身體狀態，但是攝取過量的話會導致「咖啡因中毒」的現象，如神經過敏、易怒、焦慮、震顫、肌肉抽搐、失眠和心悸...等症狀。兒茶素類爲多元酚類(Polyphenol)之一種，具有苦澀味。兒茶素類是茶葉中比例占最高的多酚類，其主要成分有：EC(epicatechin)、ECG(epicatechin gallate)、EGCG(epigallocatechin gallate)、Catechin和EGC(epigallocatechin)。經實驗報告，兒茶素類具有抗氧化、抗菌、抗腫瘤、抗病毒、消臭、抑制低密度脂蛋白與血糖上升等功效，而在相同濃度時，各個兒茶素的抗氧化能力爲EGCG > EGC > ECG > EC。然而，一般民眾很難得知攝取的多酚類成份的量爲何。

本論文利用分子拓印技術研製葡萄糖、咖啡因和兒茶素(EGCG)三種感測器，透過自行設計可攜式多通道恆電位儀與三個感測器整合，利用電化學循環伏安法來檢測茶飲中所含有葡萄糖、咖啡因及

兒茶素濃度，由於所提出的恆電位儀具有體積小、重量輕、容易攜帶、製作價格低、即時監控量測、可同時量測多組感測器等特點，未來可將實驗結果延伸至家庭化，使一般家庭都可以於家中、公共場所輕鬆得知多酚類成份濃度含量，爲大眾的身體健康做一個把關的動作。

貳、研究方法

一、恆電位儀原理

電化學生物感測器的基本結構是由三個電極所建構的一個基本單元，而這三個電極包括工作電極(working electrode)(一般採用透明導電玻璃(ITO)作爲工作電極)、參考電極(reference electrode)(一般採用銀/氯化銀(Ag/AgCl)電極作爲參考電極)及輔助電極(counter electrode)(一般採用白金電極作爲輔助電極)，透過工作電極包覆其表面的選擇性薄膜組成，由檢測待測物質引起的電流或電位變化信號來代表待測物質中的濃度。

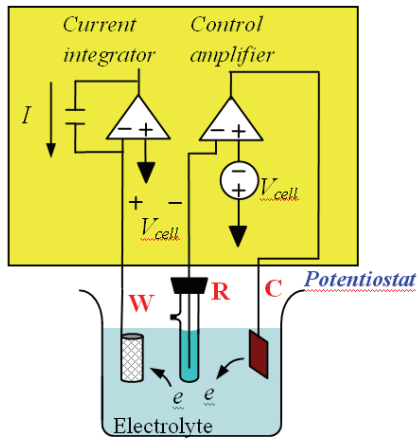
一般而言，對於每個電化學生物感測器都需要一個信號處理裝置，即是恆電位儀(Potentiostat)，恆電位儀的電路原理可以利用如圖一的運算放大器與感測器電極組成的恆電位儀原理示意圖來加以瞭解[1]。

首先，爲了達到在工作電極與參考電極之間這個電位控制目的，基本上可以透過一個運算放大器的迴授電路來進行，將感測器的參考電極來量測分析液中的電位，然後連接到組成恆電位儀之運算放大器的反相輸入端，另外，將電化學電位 V_{cell} ，連接到組成恆電位儀之運算放大器的同相輸入端，因爲運算放大器形成負迴授機制，使得 $V_{ref} = V_{cell}$ ，然後，放大器的輸出則去驅動另一個相對電極，而此相對電極與分析液發生電化學反應，利用放大器的迴授調整，進一步使得分析液的參考電極與工作電極之間的電位維持在一個外加的預設電位。在此同時，恆電位儀必須將工作電極與相對電極間所產生的微小電流記錄下來，我們可以將此電流訊號，藉由積分器進行電流電壓轉換電路(current to voltage converter)轉換成電壓形式輸出。

電化學生物感測器之信號處理模式，一般可區



分為電位法、伏安法與循環伏安法三種，對於不同的生物感測晶片與量測目的，可以採用不同的電化學量測法。



圖一 恆電位儀示意圖

其中電位法是應用在工作電極經由電解液與輔助電極間沒有大量電流的情況下，對電化學電解液的工作電極與參考電極之間電壓做量測。從本世紀初，電位量測的技術被用來做為滴定分析中當做定量點的判定，而較近的起緣是來自直接由一個離子選擇薄膜電極 (ion-selective membrane electrode) 的電位差，得到離子濃度的方法，這樣的電極是非常不受干擾的，而且可以提供一個迅速且便利的方法來做定量的估計無數種陰離子與陽離子。

伏安法是將工作電極設定在一個固定電位上，使得氧化或還原的定量分析中不會有物種在試樣中或溶劑有不完全反應，並且可應用於產生具較差物理性質的沉澱物的系統，以及完全不產生固體產物的反應。起始電流會很高，但隨著分析物由溶液中移去而快速下降，最後變化電流趨近於零。基本要求為所決定之分析物與電流之間有100%的有效反應，即是每一法拉第的電量必須產生相當一莫耳電子引起的分析物之化學變化，將分析物轉換成不同氧化態時，度量所需電量(以庫倫為單位)的分析法。

此外，循環伏安法為伏安法的一種，不同於固定電位方式，改採循環升降電位加予工作電極，並觀測相對電極與工作電極間的電流，就電流對電位

掃描速率，折返電位等實驗參數的變化，所產生的反應來推斷反應的電化學性質與反應機制。在伏安法中，將一多變電位激發信號加諸於含有微電極之電化學電解槽中。此激發信號可誘發基於此方法之特性電流的反應。最常用的循環伏安法所採用的激發信號是一個三角波信號，電位在兩值之間做循環改變，一開始以線性方式增加至最大值，然後再以線性方式遞減，隨著相同斜率回到原值。這個過程可重複無數次，電流將以時間的對應函數而被紀錄，而這種方式稱為循環伏安法。

二、可攜式多通道恆電位儀電路設計

圖二所示為可攜式三通道恆電位儀電路架構圖，這個電路主要是由一個混合信號微處理器晶片 (C8051F005)、一個自動電流範圍調整之電流電壓轉換器電路、三個類比多工器、一個電壓隨耦器及三個運算放大器組成，並透過通用串列匯流排介面與電腦溝通，實現多通道自動電流調整的恆電位儀。

其中電流電壓轉換器電路是用來將感測器的電流轉換成電壓信號，而微處理器晶片內含一個8051CPU、2組12-bit數位/類比轉換器及一個8通道的多工輸入之12-bit類比/數位轉換器，以及多組I/O Ports控制的數位裝置。其中混合信號微處理器的功能有提供電壓訊號、數據採集、和實驗管理，對於恆電位儀之操作流程大致上可以分為：感測器電化學電位 (V_{RW}) 設定、參考電極電位監測及感測器電流量測三個步驟。

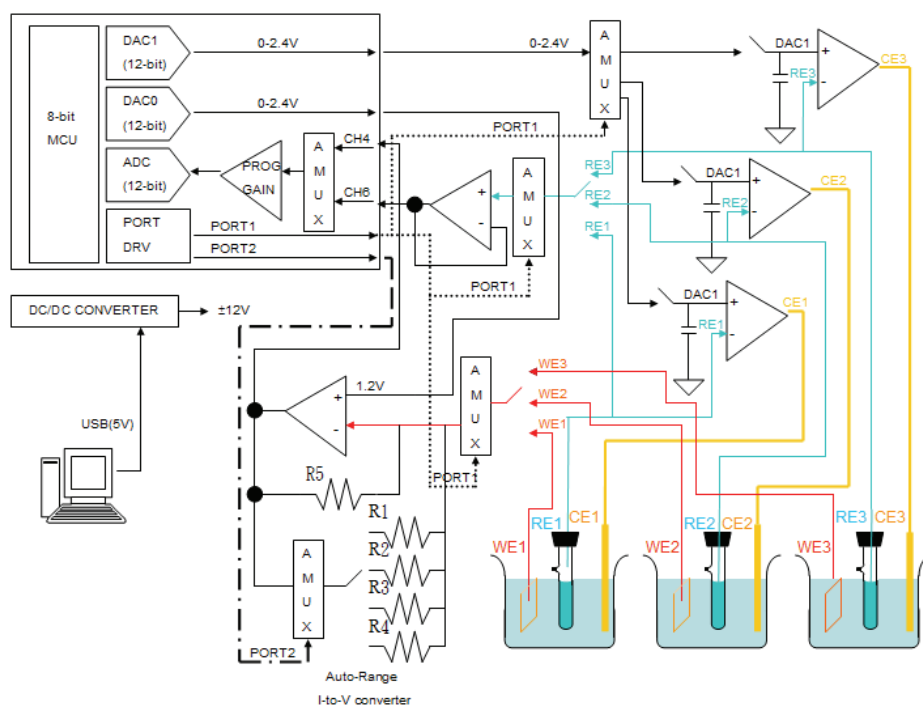
在設計恆電位儀時，首先考慮到微處理器晶片是一顆單電源的混合信號處理器，它的輸出電壓範圍是在0到2.4 V之間，所以只能產生正的輸出電壓，無法產生負的輸出電壓，為了實現循環伏安法的功能，必須要能夠在工作電極與參考電極間產生正負掃描電位，因此，我們利用1組12-bit數位/類比轉換器(DAC0)產生1.2 V，提供偏壓於電流電壓轉換器電路的運算放大器的同相輸入端，透過電流電壓轉換器電路的運算放大器迴授機制產生虛短路的特性，使得工作電極之電位設定(WE)為1.2 V，再透過另一組12-bit數位/類比轉換器(DAC1)可以



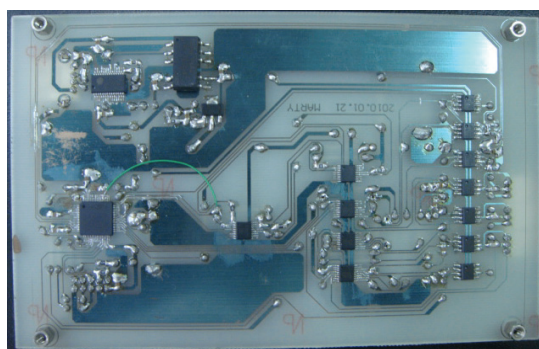
規劃產生0~2.4V於運算放大器的同相輸入端，利用運算放大器與量測溶液的迴授機制虛短路的特性，使得參考電極(RE)的電壓範圍在0~2.4 V之間，這樣子可以產生 ± 1.2 V的掃描電位。

我們主要利用三個運算放大器與三組感測器電極，利用迴授機制來實現恆電位儀之功能，對於感測器的電化學電位，則是利用微處理器晶片內部的數位類比轉換器（DAC1）依序產生不同感測器所需之電位，然後透過類比多工器分時的設定到每個運算放大器的同相輸入端，並利用一個電容將此電位給儲存起來，這樣子可以讓多通道恆電位儀電路量測其中一個感測器時，其他感測器的電化學電位仍舊持續維持，感測器可以持續運作，此外，我們也利用一個類比多工器連接到三組感測器的參

考電極，依序去取樣量測參考電極之電壓，來監測感測器的參考電極電位是否符合我們設定的電化學電位，最後，我們用一組具自動電流範圍調整之電流電壓轉換器電路，將每個感測器的電流，轉換成合適類比數位轉換器轉換的電壓準位，在經由微處理器晶片內部的類比數位轉換器（ADC）量測後，根據電流電壓轉換器電路所選擇的電阻，依序測得每一個感測器的電流，在經由通用串列匯流排介面將資料傳送給電腦。對於不同通道的感測器量測過程，整個電路的運作是採週期性循環方式的動作，每一個週期之間所需要完成的動作包括電位設定、參考電位測試、感測器電流量測及資料回傳電腦等。圖三為可攜式三通道恆電位儀印刷電路板實體照片圖。



圖二 可攜式三通道恆電位儀電路架構圖



圖三 可攜式三通道恆電位儀印刷電路板實體照片圖

對於感測器產生的氧化或還原電流，對應到輸入於電流電壓轉換電路而言是正、負電流，我們利用將工作電極偏壓到1.2 V，可以將電流電壓轉換電路的輸出電壓限定在0~2.4 V之間，以適合類比/數位轉換器的輸入範圍，應用這樣的設計方式可以讓我們的恆電位儀量測感測器的正、負電流，我們設定電流方向從相對電極流向工作電極為正電流，反之為負電流，當感測器電流通過電流電壓轉換器時，如果轉換器輸出電壓大於1.2 V，表示感測器輸



出為正電流，如果轉換器輸出電壓小於1.2 V，則表示測器輸出為負電流。

有關電流電壓轉換器電路的轉換倍率電阻，其中，R1、R2、R3、R4分別採用100Ω、1KΩ、10KΩ、100KΩ，分別對應到輸入電流範圍為±12mA、±1.2mA、±120μA、±12μA的轉換倍率，R5電阻為20MΩ主要作為避免類比多工器在進行電阻選擇過程時，切換通道的瞬間，造成轉阻放大器的運算放大器瞬間形成開迴路，而跑到飽和區的情況發生。為了達成自動電流範圍調整的目的，電流電壓轉換器電路的轉換倍率電阻是由微處理晶片透過程式來設定自動選擇，關於電流轉換倍率電阻的選擇方式，我們是採循序搜尋法的方式來進行，首先，我們透過類比多工器的通道選擇，將電阻設定到100Ω，然後將轉阻放大器的輸出電壓送到微處理器晶片的ADC進行讀取，如果電壓範圍落在

$$1.2 - 0.12 < V_{ch4} < 1.2 + 0.12 \quad (1)$$

表示這個通道阻值太小，不適合擔任目前的電流轉換電阻，我們便利用微處理機晶片控制 I/O信號去切換類比多工器，切換到下一個通道，把電阻值加大10倍，然後再次繼續進行方程式(1)的判斷，直到

$$V_{ch4} < 1.2 - 0.12 \text{ or } V_{ch4} > 1.2 + 0.12 \quad (2)$$

方程式(2)關係成立，表示已選到正確的電阻值，或是已經到達第四個通道為止，表示已經到達轉換器可以判別之最小電流之極限，通道的選擇程式才終止。

在監測參考電極之電位是否符合我們的設定電位時，連接於參考電極的電壓隨耦器是為了避免對於參考電極產生負載效應的功能。

最後，混合信號微處理器晶片把量測結果，包括流經相對電極與工作電極間的感測電流，以及參

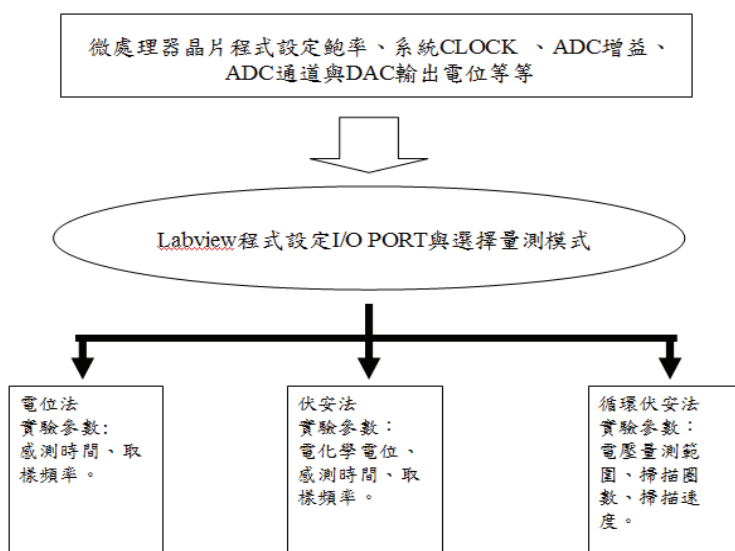
考電極與工作電極間的掃描電壓，經由USB介面傳輸到電腦，在電腦端透過LabView軟體撰寫的操作介面對於量測的數據作顯示與儲存的動作。

三、恆電位儀軟體設計

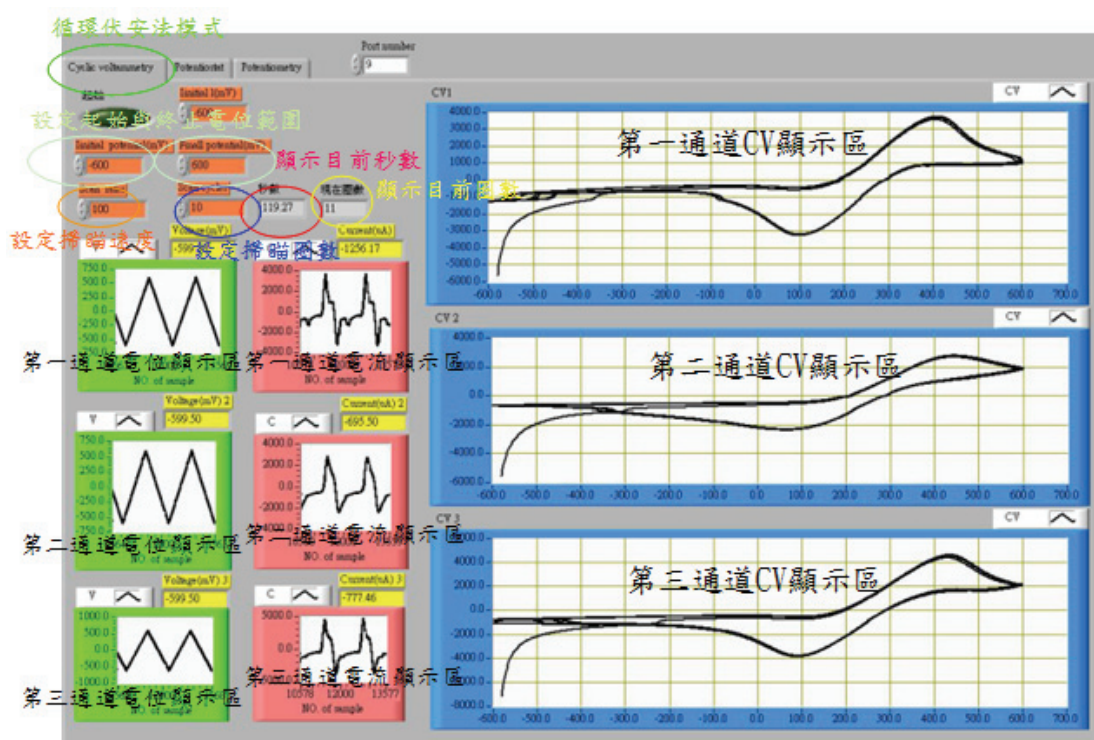
本文所提出之可攜式恆電位儀電路，可以執行電位法、伏安法和循環伏安法三種量測方式，關於這三種的測量方式，電壓波形的產生和數據收集必須搭配PC上的Labview程式與微處理器晶片程式來作控制，不同的量測方式有其相對應的控制程式，因此可攜式恆電位儀的整個程式流程可以表示成如圖四所示；在PC上的Labview程式為提供使用者一個設定參數、訊號還原處理、與觀看量測結果的使用介面，而微處理器晶片程式則是負責產生控制電壓波形及接收量測、傳送資料信號，因此，不同的測試模式下，Labview程式與微處理器晶片程式必須相互搭配。

在實驗進行量測之前，使用者需要先輸入設定一些實驗的參數，例如：循環伏安法的參數包括電壓量測範圍、掃描圈數、掃描速率；伏安法的參數包括電化學電位、感測時間、取樣頻率，以及電位法的參數包括感測時間、取樣頻率。其中，掃描圈數的定義為電壓量測範圍的總次數，以一個完整的三角波信號為例，它的掃描圈數為二。掃描速率的定義則是在進行循環伏安法時，量測輸入的電壓範圍兩次的時間差。感測時間是指感測物需要多少時間後到達電化學平衡，當測試時間已經達到電化學平衡後，則可以停止偵測。圖五所示為Labview程式操作介面的畫面。





圖四 可攜式恆電位儀量測模式與功能



圖五 Labview 程式操作介面 (多通道循環伏安法)

四、感測器設計與製作

電化學生物感測器的基本結構是由三個電極所構成，而這三個電極包括工作電極、參考電極及輔助電極，其中參考電極我們採用採用銀/氯化銀 (Ag/AgCl)，而採用白金電極作為輔助電極，至於工作電極我們採用透明導電玻璃(ITO)作為工作電極之基板，然後製作包覆於工作電極表面的選擇性透過膜組成，製作出電化學生物感測器。本實驗要研究茶飲料中的葡萄糖、咖啡因及兒茶素的成分，

因此，需要製作這三個分子的感測器。

咖啡因(caffeine)的化學式為 $C_8H_{10}N_4O_2$ ，兒茶素(EGCG)的化學式為 $C_{22}H_{18}O_{11}$ ，葡萄糖(glucose)的化學式為 $C_6H_{12}O_6$ ，乙烯- 乙烯醇共聚合高分子 (Poly(vinylalcohol-co- ethylene, EVAL)) 乙烯 27、32、38、44mol%，化學式為 $(CH_2CH_2)_x(CH_2CHOH)_y$ ，minimum>99.3%，購自 Sigma-Aldrich。二甲基亞砜 (Dimethyl sulfoxide)，購自於 J.T Baker。

本實驗採用微接觸法製成高分子薄膜[9]，將磷

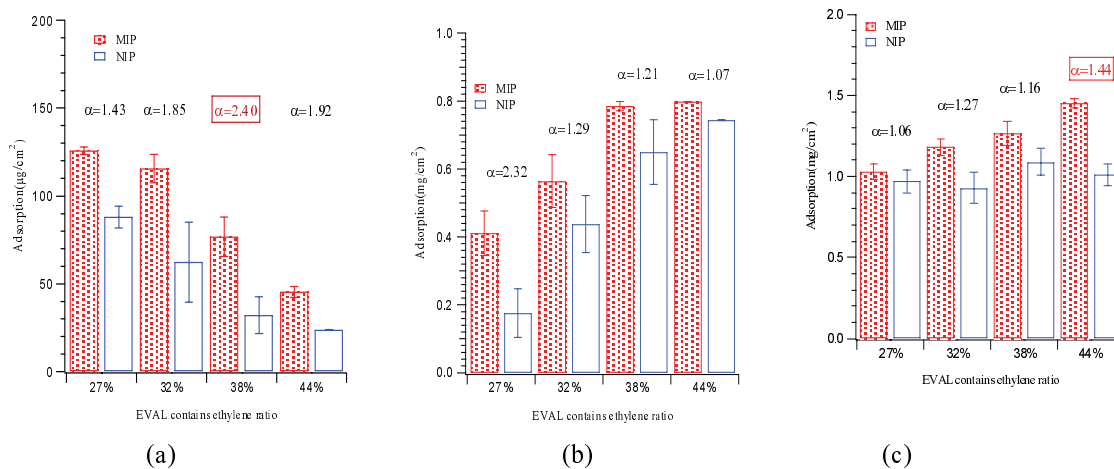


酸緩衝溶液(PBS)分別與各個多酚類成份分子均勻混合，加入裝有未附著多酚類成份分子方形玻璃容器中，待30分鐘後，以氮氣徐徐地去除方形玻璃表面水分，分別留下多酚類成份分子附著於方形玻璃表面。將不同mol%聚乙烯-乙烯醇加入二甲基亞砜中，攪拌加熱數小時，待均勻溶解後，滴於已附著及兒茶素分子方形玻璃上，放入烘箱中數小時，去除DMSO。將覆有EVAL與多酚類成份分子的方形玻璃放入去離子水中，使EVAL薄膜浮起。分別重複上述步驟，製成拓印與未拓印多酚類成份分子的27、32、38、44 mol% EVAL高分子薄膜。將多酚類成份分子加入磷酸緩衝溶液中(PBS)均勻混合，分別加入2ml於不同mol% EVAL高分子薄膜中，使高分子薄膜再吸附多酚類成份分子，藉由紫外光-可見光光譜儀，檢測比較拓印與未拓印多酚類成份分子的高分子薄膜再吸附後溶液中所含多酚類成份濃度，找出最好辨識效率，葡萄糖分子吸收波長為280 nm，咖啡因分子吸收波長為273 nm，兒茶素分子吸收波長則為271 nm。

將多酚類成份分子分別和聚乙烯-乙烯醇分子加入DMSO中，加熱攪拌數小時，均勻溶解後滴於ITO導電玻璃上，放入烘箱中數小時，使DMSO完全地去除。將薄膜電極泡入DMSO，溶解去除1/3覆有高分子薄膜部分。將高分子薄膜電極以去離子水洗30分鐘，以洗去多酚類成份分子，產生具有專一性辨識孔洞目的，已洗去多酚類成份分子的薄膜電極作為工作電極。

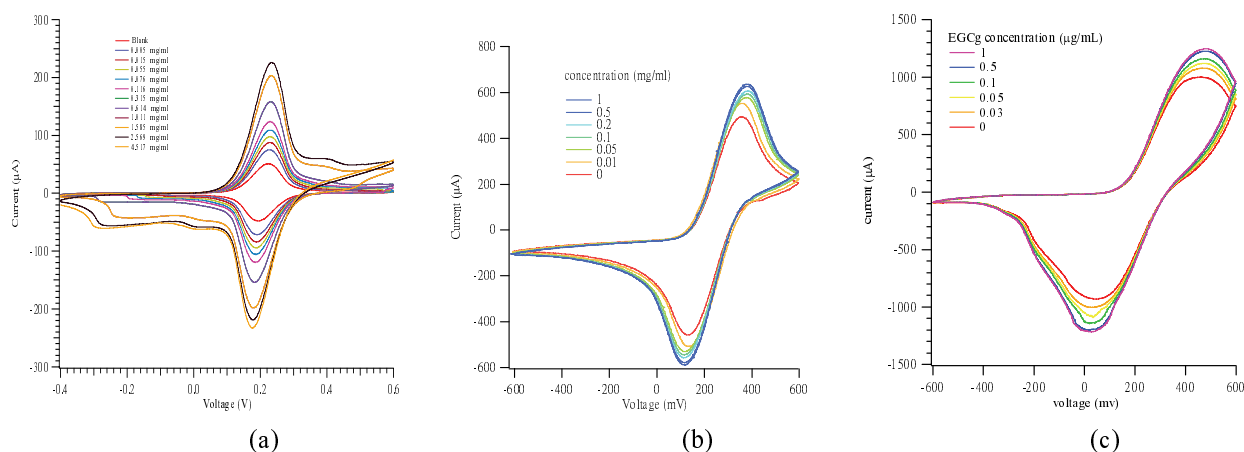
參、研究結果

乙烯-乙烯醇(EVAL)具有四種乙烯莫耳百分比，當乙烯莫耳百分比越高時，分子越為疏水性。分子辨識效率 α 定義為具有分子拓印高分子薄膜(MIP)與未有分子拓印高分子薄膜(NIP)之比值，其值越大則辨識效率越高。圖六的實驗結果顯示當乙烯莫耳百分比分別為27mol%及44mol%時，其多酚類成份高分子薄膜具有最高辨識效率分別為 $\alpha=2.32$ 及 $\alpha=1.44$ ，當乙烯莫耳百分比升高，薄膜吸附量也跟著升高，由此判斷咖啡因分子為疏水性，兒茶素分子則相對較親水。本研究在拓印葡萄糖於高分子薄膜電極時，發現乙烯含量為38mol%時，拓印及非拓印聚乙烯-乙烯醇其吸附葡萄糖的能力分別為 76.7 ± 11.1 及 $32.0 \pm 10.5 \text{ mg/cm}^2$ ，具有較佳的拓印效果。咖啡因則在乙烯含量為27mol%時，拓印及非拓印聚乙烯-乙烯醇其吸附咖啡因的能力分別為 0.411 ± 0.066 及 $0.176 \pm 0.072 \text{ mg/cm}^2$ ，具有較佳的拓印效果；兒茶素則在乙烯含量為44mol%時，拓印及非拓印聚乙烯-乙烯醇其吸附兒茶素的能力分別為 1.452 ± 0.031 及 $1.008 \pm 0.067 \text{ mg/cm}^2$ ，具有較佳的拓印效果。



圖六 不同乙烯含量的EVAL在拓印及非拓印(a)葡萄糖(b)咖啡因(c)兒茶素後其吸附量。





圖七 利用電化學循環伏安法中，在不同(a)葡萄糖(b)咖啡因(c)兒茶素濃度時，其拓印高分子薄膜電極的反應電流

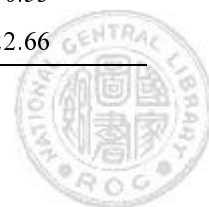
將最佳辨識效率高分子薄膜依上述方法結合覆蓋於ITO導電玻璃上，完成電極製作過程後，連結於可攜式多通道恆電位儀，利用電化學方法循環伏安法進行檢測，發現隨著加入反應槽多酚類成份為141.7 μA ，而未拓印咖啡因分子薄膜電極，最大電流變化量為45.1 μA ；另外，兒茶素最大電流值由1001.21 μA 升高至1243.41 μA ，電流變化量值為242.2 μA ，而未拓印兒茶素分子薄膜電極，最大電流變化量為20.6 μA ，以上清楚地顯示有拓印多酚類成份分子薄膜電極具有較高辨識效率。將最大電流變化量值對濃度作圖，呈一自然指數趨勢線，此自然指數趨勢線可作為檢測實際樣品的檢量線。

最後，利用最佳辨識效率薄膜電極進行實際樣品檢測結果如表一，實際樣品我們選用市售三種綠茶作為測試，同時透過高壓液相層析儀（HPLC，

濃度升高，其最大電流值也升高。最大電流值對應電壓值幾乎不變，葡萄糖最大電流值由50 μA 升高至250 μA ，電流變化量值為200 μA ；咖啡因最大電流值由494.39 μA 升高至636.11 μA ，電流變化量值High Pressure Liquid Chromatography) 檢測分析，以作為所開發感測器之準確度比對，結果發現咖啡因濃度測試結果在0.103~0.142 mg/mL，透過所開發感測器檢測的回復率約在93.25~101.30%，另外，兒茶素濃度檢測結果在0.40~1.74 mg/mL，檢測的回復率超過100%，這可能存在的問題是在茶飲中含有與兒茶素的相近結構的分子，如表兒茶素(epicatechin)、表沒食子兒茶素(epigallocatechin)、表兒茶素沒食子酸鹽(epicatechin gallate)等，整體而言感測器經過驗證之可行性相當高，具有實際應用之價值。

表一 實際樣品之咖啡因與兒茶素濃度檢測

Sample	HPLC measured (mg/mL)	Home-built potentiostat sensor		
		Δ current (μA)	Converted conc. (mg/mL)	Accuracy (%)
<i>Caffeine</i>				
Brand A	0.103±0.023	178.97	0.1048±0.026	101.30
Brand B	0.142±0.029	196.22	0.1325±0.028	93.25
Brand C	0.111±0.010	180.82	0.1079±0.115	97.27
<i>EGCG</i>				
Brand A	0.402±0.263	13.20	0.4879±0.073	111.19
Brand B	1.735±0.030	41.50	1.7439±0.766	100.53
Brand C	0.509±0.054	16.90	0.6228±0.325	122.66



肆、結論與建議

本論文採用市售的電子零件來設計製作可攜式多通道恆電位儀，實現三種信號處理模式包含電位法、伏安法、循環伏安法，並透過葡萄糖感測器、咖啡因感測器及兒茶素感測器作整合實驗驗證，經由實驗結果顯示感測器與恆電位儀的設計與製作，均可以達成預期之功能。另外，本文所開發的恆電位儀具有體積小、重量輕、容易攜帶、製作成本低、可同時量測多組感測器、降低使用者量測時所需花費的時間等特點，讓恆電位儀不再只是實驗室才買得起的設備，因此，未來只要與其他生物感測器（例如：肌酸酐、尿素氮）結合後，便可以發展出多功能的居家型照護系統，讓一般的使用者可以在家中進行身體狀態的檢測，提供給一般民眾所需要了解的生理資訊與便利，為改善人類生活品質，貢獻一己之力。

誌謝

本研究感謝國科會計畫（計畫編號：NSC 98-2221-E-024-010-MY2）的經費支持。

伍、參考文獻

- [1] Wang, J. (2000). *Analytical electrochemistry*, John Wiley & sons: New York, 2nd.
- [2] Turner, R. B. F., Harrison, D. J., & Baltes, H. P. (1987). A CMOS Potentiostat for Amperometric Chemical Sensors. *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 22, pp. 473-478.
- [3] Kakerow, R. G., Kappert, H., Spiegel, E., & Manoli, Y. (1995). Low Power Single Chip CMOS Potentiostat. *Transducers 95, Eurosensors IX*, vol. 1, pp. 142-145.
- [4] Bandyopadhyay, A., Mulliken, G., Cauwenberghs, G., & Thakor, N. (2002, May) *VLSI potentiostat array for distributed electrochemical neural recording*. Proceedings of the 2002 IEEE International Symposium on Circuits and Systems, ISCAS 2002., vol.2, pp. 740-743.
- [5] Liao, W. Y., Lee, Y. G., Huang, C. Y., Lin, H. Y., Weng, Y. C., & Chou, T. C. (2004). Telemetric electrochemical sensor, *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 20, Issue 3, pp. 482-490.
- [6] Huang, C. Y., Syu, M. J., Chang, C. H., Chang, Y. S., Liu, B. D., & Chou, T. C. (2007). A portable potentiostat for the bilirubin-specific sensor prepared from molecular imprinting. *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 22, Issue 8, pp. 1694-1699.
- [7] Huang, C. Y., Tsai, T. C., Thomas, J. L., Lee, M. H., Liu, B. D. & Lin, H. Y. (2009). Urinalysis with molecularly imprinted poly(ethylene-co-vinyl alcohol) potentiostat sensors. *Biosensors and Bioelectronics*, Vol. 24, Issue 8, p.2611-2617.
- [8] Lee, K. & Lee, S. (2008). Extraction behavior of caffeine and EGCG from green and black tea. *Biotechnology and Bioprocess Engineering* **13** (5), 646-649.
- [9] Lee, M. H., Thomas, J. L., Tasi, S. B., Liu, B. D., & Lin, H. Y. (2009) Formation and recognition characteristics of albumin-imprinted poly(Ethylene-co-Vinyl-Alcohol) membranes. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology* **9** (6), 3469-3477.

BIOGRAPHIES



Chun-Yueh Huang was born in Taichung, Taiwan, Republic of China, on March 24, 1967. He received the B.S. degree in industrial education from the National Chang Hwa Normal University, Chang Hwa, Taiwan in 1991, M.S. and Ph.D. degrees both in electrical engineering from the National Cheng Kung University, Tainan, Taiwan, in 1993 and 1997, respectively. Since 2005 he has been on the faculty of the National University of Tainan, where he is currently an Associate Professor in the Department of Electrical Engineering. During 1999–2005, he was an Associate Professor in the Department of Electronic Engineering of the Kan Shan University. His current researches include signal processing of biosensor, VLSI design, and analog IC design.



Yu-Cheng Huang was born in Tainan, Taiwan, Republic of China, on October 15, 1978. He received the M.S. degree in Graduate Institute of Communication Engineering from the National University of Tainan in 2010.



Hung-Yin Lin is a faculty member in the Department of Chemical and Material Engineering and an Adjunct Professor in the Biotechnology Institute at National University of Kaohsiung, Kaohsiung, Taiwan. He received an M.Phil. in 2000 and his Ph. D. in 2003 in Chemical Engineering and Applied Chemistry from the Columbia University in the City of New York. His main research interests include ultrasound drug delivery, synthesis of artificial antibody and biosensors in medical applications.

