

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

## 可攜式多頻道胃電儀及其臨床應用

計畫編號：NSC88-2314-B002-245-M08

執行期限：87年8月1日至88年7月31日

主持人：謝銘鈞 臺大醫學工程學研究所

### 一、中文摘要

由腹部非侵入式的記錄胃肌電信號，通常被稱作 EGG 信號，我們設計了前置放大器、增益 20 倍的 5 階低通濾波器以及可切換倍率的次級放大器，配合 8 位元的數位類比轉換介面，將胃電信號儲存於微算機當中進行分析，提供後續胃電量測的記錄及研究工具。

關鍵詞：胃電、微控制器、資料擷取、濾波器

### Abstract

Myoelectrical activities of the stomach that is recorded noninvasively from electrodes on the abdomen are usually termed EGG. We designed a preamplifier, a fifth-order low-pass filter with a gain of 20, and a variable-gain amplifier. The EGG signals were digitized by a 8-bit A/D converter and then analyzed in the frequency domain. This system is helpful for EGG recording.

Keywords: EGG, micro-controller, data acquisition, filter

### 二、前言

體表皮胃電圖(EGG)之信號很微弱，其電位約在幾十微伏左右，很容易受到心臟電氣活動、呼吸運動、十二指腸及橫行結腸之電氣活動所干擾，因此在量測時需要高倍率的增益及適當的雜訊排除。隨著半導體技術的進步，使得所量測的胃電信號其信號雜訊比顯著提昇，再加上 EGG 為正常生理狀態下且非侵入式的量測方式，因此 EGG 所提供的診斷資訊已逐漸受到重視。而現有的胃電圖機價格昂貴，所記

錄的胃電氣活動之信號雜訊比不佳，且最重要的是記錄時間太過於短暫。此外，若能在病患腸胃失調發生時，量測到胃電氣活動，最具有診斷價值，若能進行長時間胃電信號的記錄，對病患病情的研判十分重要，因此我們著手進行長時間可攜式胃電圖儀的設計。

為了進行胃電電位的記錄，並希望完成計畫所需之可攜式胃電記錄儀，我們針對胃電信號的需求設計了一組包含放大器、濾波器的記錄器，此儀器以內建 A/D 之單晶片微電腦為平台，透過串列傳輸介面(RS-232)，與電腦連結，待資料傳入 PC 後再以 LabVIEW 撰寫的擷取軟體進行信號之分析。

### 三、方法

圖 1 是胃電儀的方塊圖，將胃電信號放大濾波以及準位調整後，由 pic16c74A 單晶片微電腦進行類比至數位(A/D)之轉換，並將資料經由串列通訊埠傳入 PC，由於是低雜訊、低功率以及電氣隔離的設計，因此可採用電池供電達成可攜帶之目標，並將此部分置於金屬機殼中以減低外部的干擾。

電極採用市售之非極化(Ag-AgCl)表面電極電極配置表示於圖 2，前級目前使用高輸入阻抗，偏壓電流極小的 LM363 儀表放大器，以積分器負回授的方式去除 DC 及低頻雜訊，並使用隔離線防止電磁場雜訊的干擾，而隔離導線的導線電容，對高頻的雜訊有較大的阻抗，因此同時能濾除高頻的雜訊。次級是增益 20 截止頻率 0.8 Hz 的五階 Butterworth 低通濾波器，濾除高頻的雜訊如 EKG, EMG, 後級再加上可調整增益及電壓位準的放大器，將所需要的信

號放大到 A/D 轉換器的位準，並以包含 8 位元的 A/D 介面之 PIC16C74A 為控制晶片轉成數位信號，經由 RS-232 傳輸及儲存於電腦中提供後續的分析。

#### 四、結果

圖三是我們所設計的前級放大器，除了儀表放大器 LM363 本身所具有的高輸入阻抗、高共模互斥比(CMRR)以及十倍的增益外，以積分器回授的方式有效抑制普遍存在生物信號的 DC 偏壓，並使後級能夠不使用電容耦合的方式進行信號的放大，除了可避免信號失真外，對信號達到飽和後需要相當長時間才能恢復到工作點附近的(falling or rising time)問題也能加以改善，這對信號極低頻(時間常數 $\tau$ 極大)的記錄影響很大。濾波器(圖四)是由一組三階低通濾波器及一組二階增益為 20 所組合成的 Butterworth 低通濾波器，由於頻率響應平坦的 Butterworth 濾波器會使相位延遲的缺陷，未保持信號波形的正確，因此對 0.05 Hz(3 cpm)的信號必須用十倍 0.5 Hz 做為截止頻率，而考慮普遍接受正常胃電包含 2-5 cpm 因此設計為 0.8 Hz 的截止頻率。

由於我們之前並不清楚胃電的實際大小，而且胃電會受脂肪及位的位置甚至電極位置的影響，因此我們設計了可調整倍率的放大器(圖五)，對信號放大 80Q、1600、3200 及 6400 倍，電路的主體是以減法器為主，由於初期以及進一步的設計，所採用的 A/D 轉換器為 unipolar 的設計，因此電路中同時作放大及準位調整的處理，而非反向放大電路的設計，所提供的高輸入阻抗輸入也避免此級放大倍率改變時，影響前一級造成濾波的截止頻率飄移。

為了正確了解胃電的型態，初期的記錄所使用的濾波範圍使用 0.008 Hz - 0.8 Hz (0.48-48 cpm)略大於目前普遍採用的 0.02 Hz - 0.3Hz(1.2-18 cpm)，圖六是初步記錄胃電頻譜的一個例子：在略小於 1 cpm 顯然存在一主控的頻率，在圖七的波形記錄裡可以看到 B 的波形和使用軟體濾波的結果(圖七 C)，B 的波形較為凌亂，也較不接近

文獻所記錄的波形(圖七 A)，所以高通的截止頻率勢必要提高，然而並沒有文獻的具體說明此支配的頻率和胃蠕動或胃電無關，因此必須再藉由動物或人體的試驗得到證明。

圖八是另一位受試者胃電頻譜隨時間的變化(running spectrum)，主控頻率的範圍顯然落在 2-5 cpm，可以證實我們的記錄系統確實記錄到文獻中所記錄的胃電信號。

#### 五、討論

由於胃電信號非侵入式量測特性，較符合正常生理狀態，同時能減少病患檢測上的不舒適感與排斥心態，近十年來有不少研究者以胃電信號進行胃功能性障礙的研究。至目前為止，我們完成了可攜式的胃電儀之雛形，並以之進行胃電的記錄。

在此量測系統中，雖然使用了普遍用來克服 Motion artifact 的 Ag-AgCl 表面電極，但 Motion artifact 仍舊出現在記錄到的資料當中。在我們還無法完全去除 Motion artifact 所造成的影響，一個方法就是先忽略 Motion artifact 這一段的記錄[1]，而在我們所記錄的資料裡，Motion artifact 所佔的比例並不多，我們將考慮使用以硬體的方式去除 Motion artifact 的方法。

在省電的設計上，除了使用省電的 IC 例如 TL064、TL062 之類，控制 IC 也將選用低功率消耗的微控制器，前級的設計也考慮捨棄昂貴的 LM363，改用 BJT differential pair 針對省電的需求進行更低功率的設計。

經由本計畫之執行目前已有了一篇研討會論文，而結果也正著手整理中，預定明年初將投稿至國外期刊。

#### 六、參考文獻

- [1] Jiande Z. Chen, Zhiyue Lin, Richard W. McCallum, "Toward ambulatory recording of electrogastrogram," *Electrogastrography: Principle and Applications*, edited by Jiande Z. Chen, Raven Press, Ltd., New York, pp. 127-153,

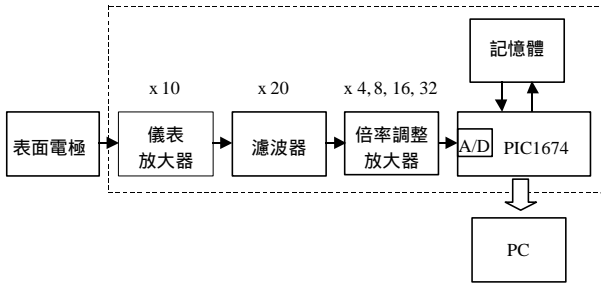


圖 1、可攜式胃電記錄系統架構圖。

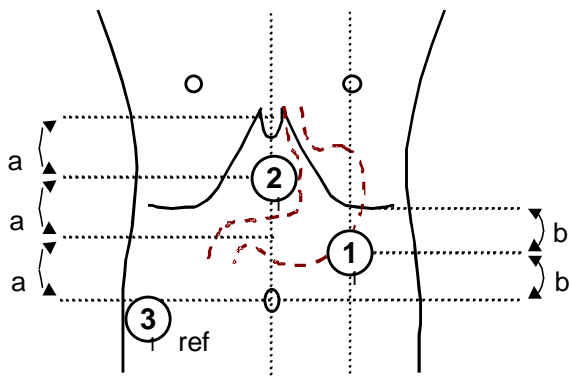


圖 2、非極化(Ag-AgCl)表面電極電極配置。

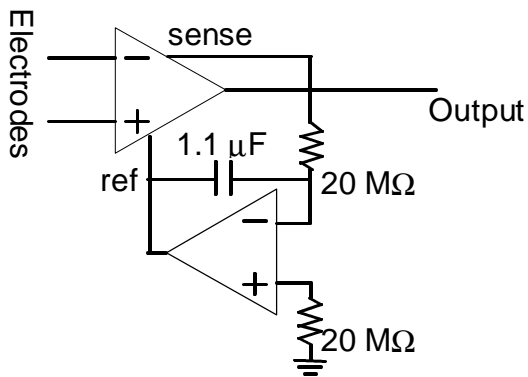


圖 3、前級放大及濾波電路，其截止頻率 0.008 Hz。

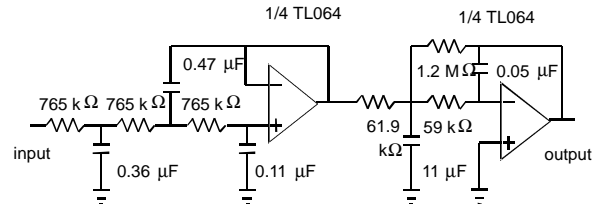


圖 4 五階 Butterworth 低通放大濾波電路，Gain = 20。

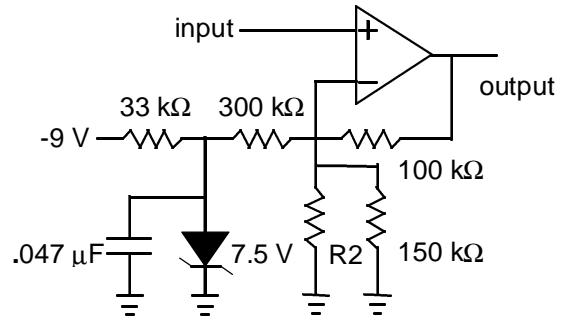


圖 5、可變增益及位準調整之放大器 Gain = 4, 8, 16, 32 當 R2 = 50 kΩ, 1.67 kΩ, 7.15 kΩ, 3.33 kΩ。

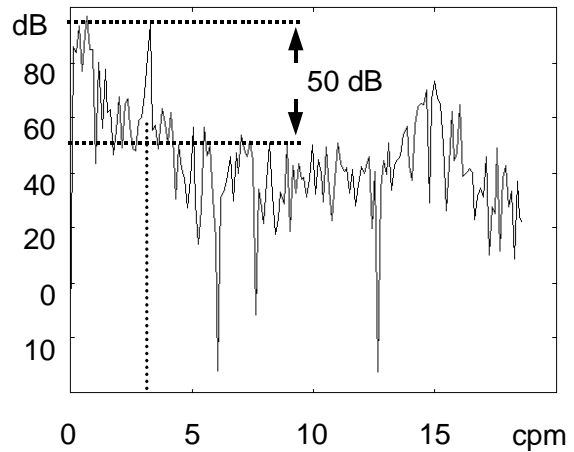


圖 6、記錄的胃電頻譜確實記錄到 3cpm 的主控頻率。

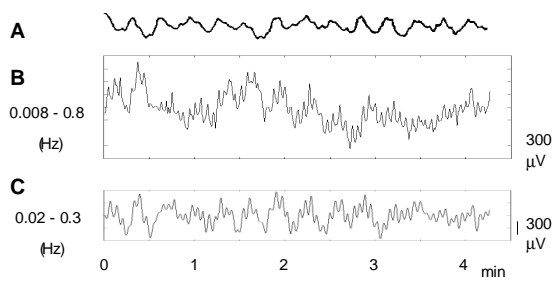


圖 7、初步記錄的胃電波形。C 為 B 使用軟體濾波的結果，C 的波形接近文獻所記錄的波形 A。

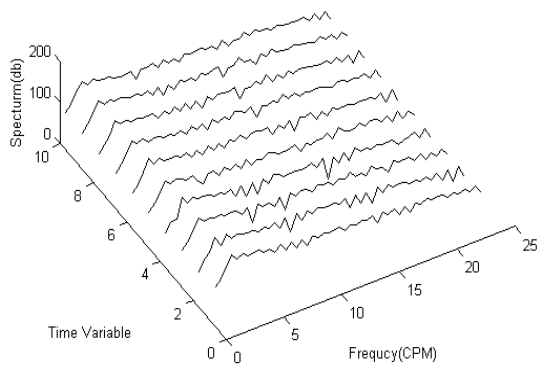


圖 8、胃電頻譜隨時間的變化。主控頻率 (dominate frequency) 的範圍落在 2-5 cpm。