

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

可攜式胃電儀及其臨床應用 (II)

The portable EGG recorder and the clinical application (II)

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 89 - 2320 - B - 002 - 146 - M08

執行期間：88 年 8 月 1 日至 89 年 7 月 31 日

計畫主持人：謝銘鈞

共同主持人：趙福杉

本成果報告包括以下應繳交之附件：

赴國外出差或研習心得報告一份

赴大陸地區出差或研習心得報告一份

出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份

國際合作研究計畫國外研究報告書一份

執行單位：臺大醫學工程學研究所

中 華 民 國 89 年 10 月 31 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

可攜式胃電儀及其臨床應用(II)

The portable EGG recorder and the clinical application (II)

計畫編號：NSC 89-2320-B-002-146-M08

執行期限：88 年 8 月 1 日至 89 年 7 月 31 日

主持人：謝銘鈞 臺大醫學工程學研究所

共同主持人：趙福杉 臺大醫學工程學研究所

計畫參與人員：研究生 張津愷 臺大電機工程學研究所

研究生 屈國強 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。我們針對 EEG 記錄中 1 cpm 低頻成分，以動物實驗來探討。證明這個 1 cpm 低頻成分在經皮胃電的紀錄中，應該可將之去除或忽略。在可攜式系統的改進方面，開發了耗電流僅為 165 μ A 的擷取電路，配合隨身聽等音頻記錄器，可以達成攜帶記錄的需求。

關鍵詞：胃電、資料擷取、省電設計、濾波器

Abstract

Myoelectrical activities of the stomach that is recorded noninvasively from electrodes on the abdomen are usually termed electrogastrogram (EGG). We studied the low frequency component about 1 cpm from the rabbit serosa. The component should be removed or ignored in our conclusion. In addition, we created a low power, only 165 μ A, acquisition system to accomplish the portable EGG recorder.

Keywords: EGG, data acquisition, low power design, 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儀的設計。

為了進行胃電電位的記錄，我們在計畫的第一年裡，已經完成新型胃電圖機的開發。但在大多數我們所記錄的胃電信號裡，在略小於 1 cpm 顯然存在一支配的頻率(如圖 1 所示)，然而沒有文獻說明此支配的頻率和胃蠕動或胃電氣之相關性，因此有必要藉由實驗來得到證明。因此我們藉由記錄並分析兔子胃漿膜之電氣信號，作為排除此頻率成分的依據，同時對於記錄系統的軟硬體進行改良，使其達成可攜式記錄系統的目的。

三、方法

1. 兔子的漿膜電位的記錄

圖 2 是針對兔子漿膜電位量測的方塊圖，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 0.01 in 的白金電極，以兔子左下腹皮下為參考電位，記錄胃體部 (Corpus) 漿膜的電位。前級使用高輸入阻抗、偏壓電流小的儀表放大器 (LM363)，並使用隔離線配合主動式屏蔽驅動電路，以防止電磁場雜訊的干擾及減少導線電容的影響。次級是二階可切換 Butterworth 低通及高通濾波器，濾除直流抵補電壓和較高頻的雜訊 (如 EKG 及 EMG 等)，其後為調整抵補電壓放大器，將信號放大 30 倍以符合 A/D 的位準，在轉換成數位資料後 pic16c74A 以標準 RS-232 介面 (圖 3) 使用非同步傳輸方式將之傳至 PC，並以視窗介面顯示及儲存此資料。

2. 可攜式胃電記錄器

圖 4 是針對省電需求所重新設計的可攜式胃電記錄系統方塊圖。由電極將信號取入後，經放大器單元將信號放大濾波後，再由電壓頻率轉換電路將信號以 FM (頻率調變) 方式輸出，使屬於極低頻的胃電信號，可以使用音頻將信號儲存於音頻錄音設備。

放大器的設備，是以低耗電高精密度的 AD490 之 4 組 OP 來組成差動放大器以及濾波及放大電路 (圖 5)。而 V/F 的信號調變則是使用極為省電的 LMC555 來達成 (圖 6)。

四、結果

將 2.5 Kg 雄性兔子以 Ketamine (100 mg/ml) 及 Combelen 各 1 ml 混和液行肌肉注射麻醉。切開兔子上腹部皮膚及肌肉，將白金電極置於左下腹皮下及胃體漿膜，將左下腹皮下作為參考電位，以 100 Hz 取樣記錄漿膜電位，去除前五分鐘的尚未達到穩態的資料，穩定後的其中兩分鐘 EGG 波形及頻譜如圖 7 所示，兔子漿膜具有和人類胃電相類似的頻譜，但卻無較低頻 1 cpm 的主要頻率出現。

如圖 8 藍線所示，我們由實驗得到了

經 FM 調變的頻率和電壓的關係曲線，而紅線為回歸所得的結果，配合我們由 Labview 所撰寫的解調變程式，把記錄由錄音設備經由音效卡讀入電腦，解調後得到圖 9 中藍線的記錄。由於圖 6 及圖 7 電路所消耗的電流分別為 4.19 μ A 及 123 μ A，相當小，而且由圖 9 的結果可得知失真程度可以忽略，因此我們的設計符合可攜式記錄的需求。

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，由人體及動物實驗的記錄，我們決定了記錄系統的規格，並完成了記錄所需的軟硬體設備，同時也開發了可攜式的胃電記錄器。

實驗也驗證低頻 1 cpm 的頻率成分並不出現在胃運動的電氣反應中。由數據中可知兔子的漿膜電位的主要頻率成分約為 2.5 cpm，在所記錄的兔子胃漿膜電位頻譜及波形資料中，可看到胃漿膜的電位和表面經皮的胃電有很大的關聯性。文獻中藉由外科手術植入電極與表皮胃電以電腦作比對有 95 % 的相關性，但因為該作者採用的濾波範圍遠比其他的研究窄故沒有較低頻頻率的出現。由我們的實驗裡，由於漿膜電位的量測有較好的信雜比，因此，認為此低頻 1 cpm 的頻率和胃的電氣活動無關，此頻率成分可能來自於腹腔內的非周期性的機械活動，或是來自胃電信號記錄裡，偶然出現的棘波信號所引起。在我們記錄的表皮胃電中，可將之去除或忽略。

由我們所完成的省電放大器及調變電路，配合音頻錄音設備，使胃電信號能以音頻形式記錄。由於新設計的電路非常的省電，體積也相當的小，適合可攜式的要求，又因為是將信號調變在音頻範圍，因此配合隨身聽或數位錄音棒，可以達成攜帶記錄的需求。

經由本計畫之執行目前已有了二篇研討會論文，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. J. D. George, "New clinical method for measuring the rate of gastric emptying; The double sampling test meal." Gut., vol. 9, pp. 237-242, 1986.
2. R. C. Heading, et al., "The dependence of paracetamol absorption on the rate of gastric emptying," Br J Pharmacol., vol. 47, pp. 415-421, 1973.
3. W.C. Alvarez, "New method of studying gastric peristalsis," Am J. Physiol., vol. 201, pp. 287-291, 1922.
4. Y. -T. Shue and F. -S. Jaw, "Portable Device for the Transmission of Biomedical Signals," Biomed. Eng. Appl. Basis Comm., in press.
5. M. L. Ahlstrom, W. J. Tompkins, "Automated High-speed Analysis of Holter tapes with micro computers," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 30, pp. 651-657, 1983
6. T. Hausken, et al., "Antroduodenal motility studied by real-time Ultrasonography," Gastroenterology, vol. 100, pp. 59-63, 1991

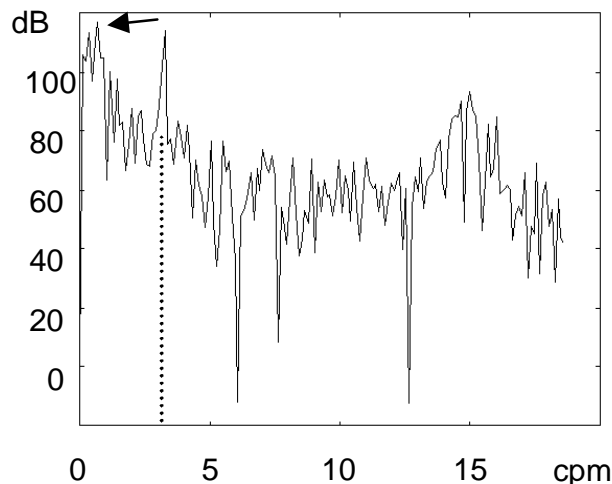


圖 1、正常人體表的 EGG 的頻譜。除了 3 cpm 外，存在一個約 1 cpm 的主要頻率。

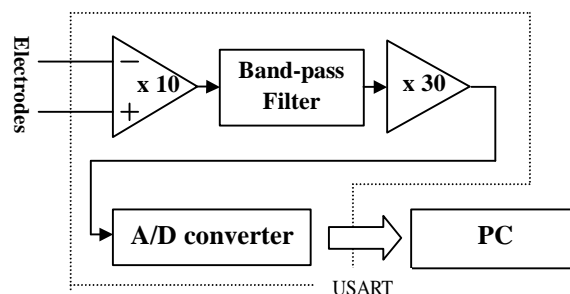


圖 2、胃電儀的架構。其中 Band-pass filter 的濾波範圍，低通為 0.25、0.5、1、2 及 30 Hz；高通為 0.005、0.01、0.02 及 0.04 Hz，虛線內代表屏蔽的部分。

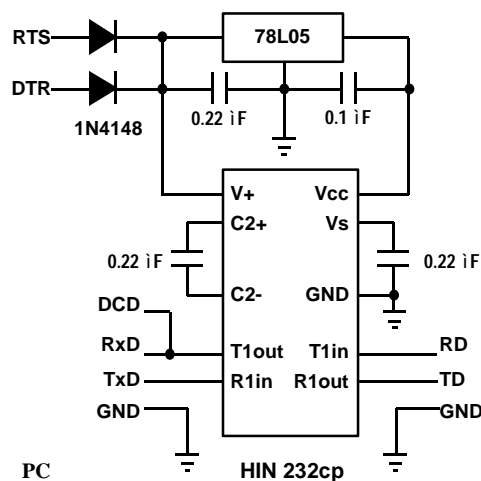


圖 3、RS-232 準位轉換介面電路。

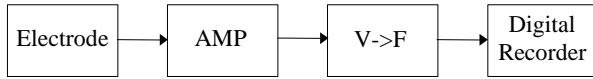


圖 4、將電位信號轉換成頻率信號的可攜式胃電記錄系統方塊圖。

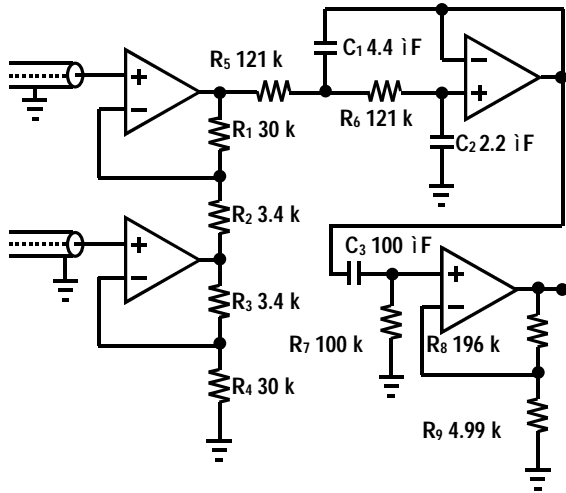


圖 5 低耗電放大及濾波電路 Gain =400、截止頻率為 0.016 及 0.5 Hz $I_s = 41.9 \mu A$ 。

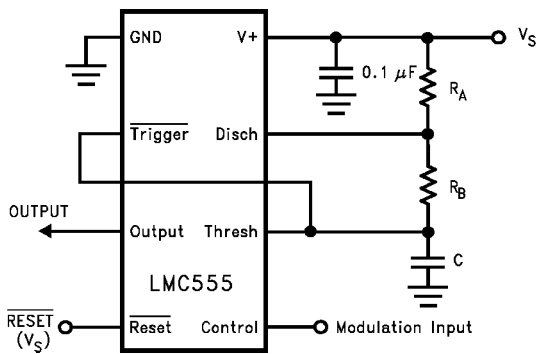
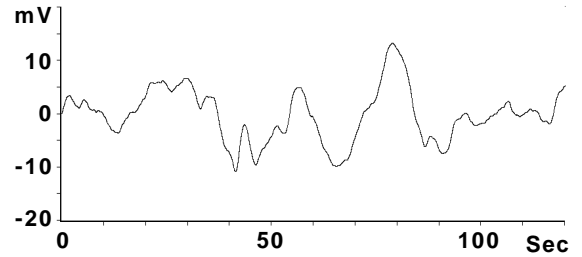


圖 6、電壓頻率的轉換介面。其中 $R_A = 600 k\Omega$ 、 $R_B = 20 k\Omega$ 、 $C = 500 pF$ 、 $V_S = 2.5V$ 、 $I_S = 123 \mu A$ 。

A



B

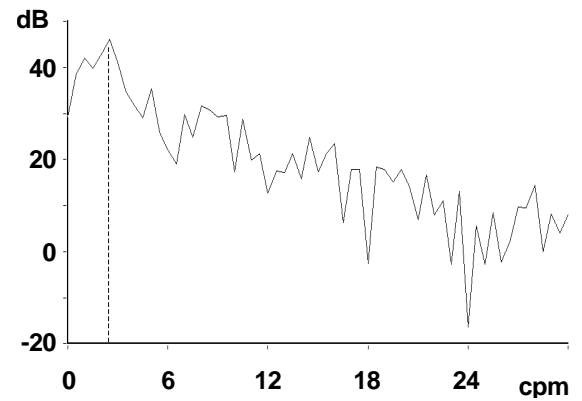


圖 7、兔子胃漿膜電位之記錄。A.其波形，在本實驗中設定在 0.01-0.5 Hz 之間，可以抑制雜訊而不失真。B.其頻譜分佈，主要之頻率接近 2.5 cpm。

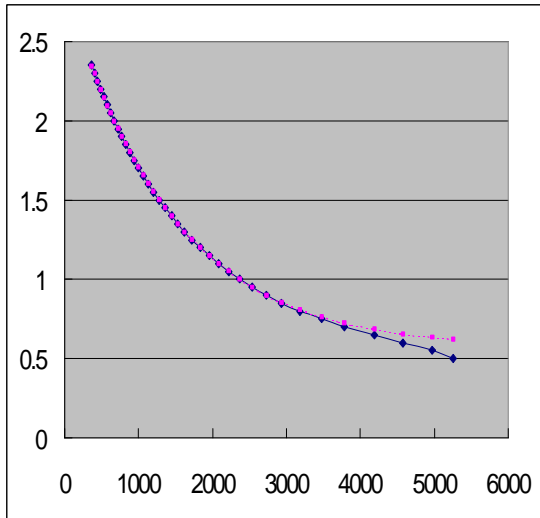
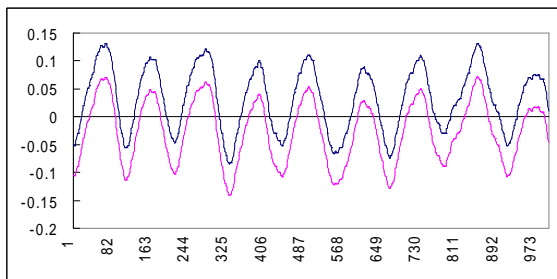
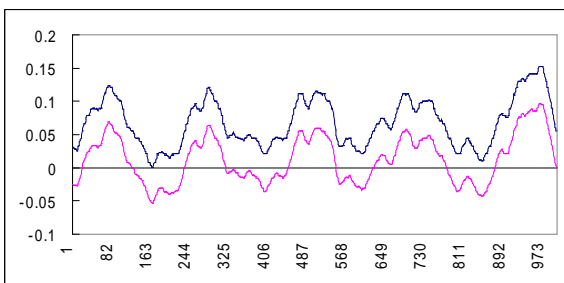


圖 8、藍線是由實驗所得的頻率和電壓的關係曲線，紅線為回歸所得的轉移曲線，關係式為 $V=0.563+2.3e^{-0.0007f}$ 。



A



B

圖 9、A 是 Tachygastria 的胃電波形，B 是正常 3 cpm 的胃電。其中藍色線為解調變 V/F 的記錄結果，紅色線為 16-bit A/D 的紀錄結果，A 的 correlation coefficient 為 0.9997，B 為 0.9992。