ƒ ‹ F | Œfia‹ ˙'e›ß• |–M^D‹ ª¤s›p e ƒ¤"G‡ł§i

` '›p e¡G" , ⁄˘" [·O⁄Jƒ¡·.....z«‹flƒ⁄H"ß¯@¤t† ¸ƒb›«flg´ ˙⁄§

‹ ª¤s(I)

›p e^ §O¡G ƒX«‹ ›p e

›p e‰ ¸s„¡GNSC94-2212-E-038-001-

ıƒ · ¶¡¡G94 ƒ~08 ⁄°01 ⁄ ƒ 95 ƒ~07 ⁄°31 ⁄Ø

ıƒ ‡ ƒ ¡G» Ø_´ ˙⁄j ˙¥~‹

›p e¥ Ø⁄H¡G " ‹ œ¤£

ƒ ƒP¥ Ø⁄H¡G` œ § u ' y ¡ A ` ´ « ¿ ‡ A¶ ‡ ¡A ›Sƒu⁄fl

›p e »P⁄H›ß¡G† ł '¿A⁄,·…⁄j ˙ æ' ‡ ƒflZ

‡ł§i^ «‹¡G" °†‡ł§i

‡ B ‡⁄ƒ¡¡G¥»›p e¥ i ⁄ ‰ ¶‹ d,

⁄⁄ ¥` Œ 95 ƒ~10 ⁄°18 ⁄Ø

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

網路化暨嵌入式智慧型病人維護系統在重症醫學之研究(I)

計畫編號：NSC94-2212-E-038-001
執行期限：94 年 8 月 1 日 至 95 年 7 月 31 日
主 持 人：高明見 臺北醫學大學外科
共同主持人：謝建興 元智大學機械工程學系
黃勝堅 國立臺灣大學醫學院外科
韓吟宜 國立臺灣大學醫學院(附設醫院) 創傷醫學部
研究人員：莊承澤 元智大學機械所 博士班

一、摘要

本研究計畫主要是建立網路化的智慧型病人維護系統。而子計畫一、子計畫三、子計畫四、子計畫五分別針對開刀房的紀錄監測、加護病房生理的訊號分析、及後端的醫療資料庫管理進行研究。

子計畫一，建構一個網路化智慧型的病人維護系統，將系統整合技術應用在開刀房的智慧型病人維護系統上，藉由病人生理訊號的收集與病歷資料的記錄，建立醫療資料庫。完成嵌入式資料擷取系統，連結醫院開刀房內的醫療裝置，並且將病患的生理訊號以數位化的方式，透過網際網路傳輸記錄在電子資料庫中以備查詢，再建立醫療記錄系統，利用觸控式輸入手術過程的醫療資訊，再透過網路通訊傳至遠端資料庫，並整合所完成之建立完整的智慧型病人維護系統。

子計畫三，主要探討腦神經外科加護病房內之不可逆窒息昏厥(Irreversible Apneic Coma, IAC)患者與腦死患者其心率變異度，分別利用時域參數、頻譜分析(HF/LF, HF/TF)和非線性的 Poincaré plot 分析方法求得 SD1、SD2、SD1/SD2 等參數，證明心率變異度與 IAC 病人、正常人或是腦死之相關性。

子計畫四，對加護病房中之創傷病患，利用動脈血壓在頻譜分析下所得參數，與臨床目前習知之組織缺血指標做對照，求得可即時顯示病人狀況的缺血指標，期望可指引醫療自動化的進行及監測急救目標的達成。

子計畫五，本子計畫的目標為建立生理訊號傳輸格式，整合子計畫一中的嵌入式擷取系統，建立生理訊號管理系統。希望建立比對資料庫及確立電子資料傳輸格式，進而訂定傳輸資料檔格式。

關鍵詞：快速傅立葉轉換、PoinCare' Plot、不可逆呼吸停止、病人維護系統

Abstract

The purpose of this project is to combine each sub-project to set up a platform for web-based structure of intelligent maintenance patients in critical care medicine to offer the evidence-based medical care of patients in clinical medicine. A generic web-based embedded system will be designed for data collection in operating theatre (OT), neurosurgical intensive care units (NICU), and trauma intensive care units (TICU). Also, the personal computer (PC) device will be implemented into this system in order to obtain some clinical signs which are unable to input to embedded microprocessor.

Sub-project 1 established a web-based patient maintenance system (PMS). It applies the system integrated technology to patient maintenance system in operating room. We establish a medical database via collecting vital signs and recording basic information of patients. In hospital, those data of vital signs and surgery records will be saved to a personal computer server.

Sub-project 3, to find the heart rate variability (HRV) of irreversible apneic coma (IAC) and brain death for the clinical correlation research. IAC, or the rather controversial term - brain death, is defined as the irreversible loss of function of the brain. Sympathetic storm, a cardiovascular hyperdynamic state occurring in the process of brain stem failure, has been well studied in animal models. Observations of hypertension and tachycardia due to intense vasoconstriction in IAC patients have been described in clinical settings. The Poincaré plots are the non-linear analysis of HRV. We calculate Poincaré plot index (SD1,SD2 and area) and frequency index (HF/LF, HF/TF). Finally, we discuss the relationship between HRV and autonomic nervous system and observe the Poincaré plots of three groups (IAC, normal coma and normal).

Sub-project 4, the purpose of this project is to develop a hypoxia index, a real-time online monitor, using spectral analysis of arterial blood pressure (ABP) which is basically available in every critically ill patient. Compared with other physiological parameters well- established to indicate the shock state (such as serum lactate level, venous oxygen saturation, etc.), the hypoxia index detects tissue hypoxia and ischemia in the setting of critical illness more easily. This helps to direct the clinical decision making to keep aggressive medical treatment or turn toward palliative critical care for the terminal life.

Sub-project 5, the purpose of this sub-project is to combine the embedded record system of sub-project one to develop a vital signs managing system. We hope to set up medical database and establish the electronic format for data transmitting via discussing with engineers and medical doctors.

Keyword ： Fast Fourier Transform, PoinCare' Plot, Irreversible Apneic Coma(IAC), Patient Maintenance System

二、緣由與目的

美國醫療協會(U.S institute of Medicine ,IOM)指出，每年有大約 44,000 到 98,000 位美國民眾因「可避免的醫療疏失」而死亡，造成 170 億到 290 億美元的損失[1]。其中「可避免的醫療疏失」包含：不夠充分的訓練、不夠完善的處理流程以及資訊系統無法迅速傳遞病人現況。另外，在人為造成醫療疏失的原因包括無法做出即時且精確的診斷、選擇錯誤的治療方式及無法正確地依循治療計畫[2]。

本研究希望建構一個智慧型病人維護系統，而這個系統是架構在網際網路之上，將資料透過網際網路傳送、儲存與查詢。本計劃主要分為兩大部分，第一部份是記錄儲存管理系統。第二部份是建立加護病房生理監測指標。

(1)第一部份：記錄儲存管理系統

子計畫一的目的首先在發展開刀房的嵌入式資料擷取系統與觸控式的病歷記錄系統，在未來更會擴展到加護病房，可以更完整的紀錄病患的生理狀況，期望使醫生或研究人員，更可有效利用此資料。

子計畫五的目的則是在設計管理醫療資料庫，使生理訊號、病歷或其他相關資料的紀錄與查詢更有效率。

(2)第二部份：發展重症病患生理監測指標

本研究更將近一步發展重症病患生理監測指標，用以頻估病人目前狀況或是預測病人未來發展。主要分為兩個指標：

(a) 不可逆窒息昏厥病患的心率變異度分析

所謂「不可逆窒息昏厥」，是屬於臨床狀態之「腦死」。在腦神經外科加護病房中 IAC 的病人有很大的機率演變成腦幹衰竭，控制心臟和其他功能中樞的腦幹部位會發生續發性病變，隔一段時間後因而呼吸、心跳也喪失功能，是謂「腦死」，當病人狀態通過死亡的「不可逆點」後就沒辦法挽回。

這種情況通常發生在嚴重頭部外傷與蛛網膜下出血的病人[3-4]。臨床上 IAC 病患經過法定程序判定即可視為法律上的腦死亡，各國的腦死判定程序並不一致，但通常以兩項測試為共同依據[5]：腦幹反射的消失與呼吸停止測試(apnea test)。腦死判

定的結果可以確認「不可逆點」已經發生，但目前相關的研究仍未有大量的數據足以佐證「不可逆點」真正發生的準確時間。

目前台灣在針對 IAC 病患進行腦死判定的程序是非常冗長的，現行法定的腦死判定程序，仍不能完全區別臨床上是否有腦死。在 1993 年 Shivalkar 提出自我神經風暴是由腦脊髓神經局部缺血導致的機制，交感神經不受反射刺激，因此心跳過速和平均動脈血壓上升而進入過度興奮的狀態。臨床已觀察發現心跳過速和高血壓會引起 IAC 病人劇烈的血管收縮[7]。亦有研究指出心跳變異度在自我神經風暴上的研究有極大的潛力有助於 IAC 病人的診治[8]。但直到現在，自我神經風暴仍然只在器官移植和實驗室中進行，仍未有研究將其進入臨床 IAC 的診治。

因此本研究假設自主神經風暴前後心率變異度應該有劇烈的改變，而根據腦幹衰竭導致心率變異的現象，其時間點比一般腦死判定的流程早，有助於提早判斷 IAC 病患轉變成腦死的過程，有助於後續安寧照顧或是器官捐贈。

近年來有一種非線性分析方法 Poincaré plot 被應用於分析心率變異度，D'Addio 針對心臟衰竭的病人分析[9][10]。

(b)創傷病患的血壓分析-器官缺血指標

本計畫主要目的在於利用缺血指標，設計一個應用在創傷病患，實際且有效率的急救復甦流程，以及利用血壓訊號分析，預測末期病患的身體機能系統是否已經到了一個治療也無法阻止邁向死亡的程度，以調整醫療方向，為積極治療或是安寧療護。

在加護病房(ICU)創傷病患的治療急救過程最重要的目的是在預防併發症與降低死亡率。創傷是一種外科的疾病與多重系統的疾病。創傷病患在受傷後第一個小時的主要死亡原因為頭部外傷以及胸部創傷導致的出血性休克，而在 72 小時內，腦部傷害是最主要的原因，當超過 72 小時後死亡，臨床發現病患會伴隨著嚴重的組織破壞，可能找的到感染源也可能找不到感染源的，最後導致多重器官衰竭[11]。由最初因受傷、出血所造成的生理混亂現象，進展到多重器官衰竭，最重要的因素之一便是長時間的組織缺氧及灌流不足，所以，一個完全的急救對一創傷病患是非常重要的。

三、方法與步驟

本計畫在九十四年度所提的整合型計畫"網路化暨嵌入式智慧型病人維護系統在重症醫學之研究(I)"，分別為子計畫一：發展一個通用型網路化暨嵌入式智慧型病人維護系統(I)；子計畫三：網路化暨嵌入式智慧型病人維護系統在外科加護病房之應用(I)；子計畫四：網路化暨嵌入式智慧型病人維護系統在創傷病患急救之應用(I)；子計畫五：網路化之資料管理暨診斷系統在重症醫學之應用(I)。

目前已分別完成了網路化暨嵌入式智慧型病人維護系統、利用 PoinCare' Plot 分析腦神經加護病房的心跳訊號、利用 Fast Fourier 分析創傷加護病房的血壓訊號與建立醫療資料庫管理系統，本文分成下列四點來討論：

Ⅰ、網路化暨嵌入式智慧型病人維護系統

此系統主要由嵌入式資料擷取系統、開刀房醫療記錄系統與醫療資料庫組成。嵌入式資料擷取系統負責擷取生理訊號，開刀房醫療記錄系統負責記錄手術過程資訊，並將兩系統存入醫療資料庫。

(a) 嵌入式資料擷取系統

此系統由 RS232 通訊埠與醫療儀器互相連接，經由 PC 端程式透過網路下指令給設置於不同開刀房中的單晶片硬體單晶片硬體再透過 RS232 傳輸埠要求醫療儀器將資料透過 RS232 傳輸埠送出至單晶片硬體，再經由網路送至 PC 端程式，並將所有的資料儲存在資料庫內。Fig. 1 為資料擷取系統架構。

Fig. 1 資料擷取系統架構。

(b) 開刀房醫療記錄系統

本系統主要功能是用來記錄手術的重要資料如病人資料、手術資料、藥物資料等多種數據。由護理人員藉由觸控螢幕輸入介面與鍵盤輸入介面，將資料輸入系統，系統將所記錄資料透過內部網路傳至遠端資料庫儲存並與嵌入式資料擷取系統所記錄資訊整合。當需查詢與輸出病歷表單時，再透過內部網路讀取醫療記錄系統與嵌入式資料擷取系統整合後資料，輸出至文件檔或由列印裝置輸出，Fig. 2 為醫療記錄系統的架構。

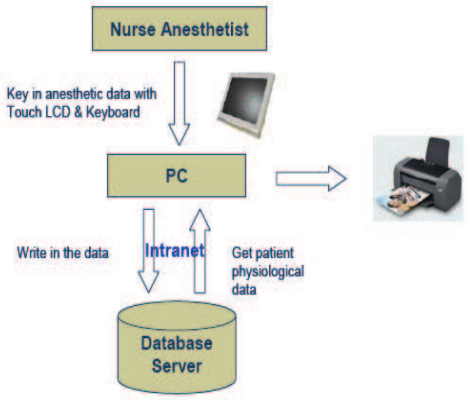

Fig. 2 醫療記錄系統的架構。

Ⅱ、利用 PoinCare' Plot 分析腦神經加護病房的心跳訊號

針對 IAC 病患有可能發生自主神經風暴的病患進行 24~72 hr 長期監視，並切割數據為每半小時一筆，此狀況無可避免的會遇到常規的護理動作，因此之後在以後端處理去除護理干擾因素。

針對非 IAC 病患，例如正常人和昏迷程度 4 分以上的病人，每次量測時間 1~2 hr，以半小時為一單位。以下為收集數據的處理過程：

(a)心跳間期的測定

將之前收集的數據取每半小時進行分析，首先是將心電圖上的心跳間期量測出來據以作為時域和頻域的分析[12]。

(b)時域分析法

時域分析法可分為統計法與幾何法，統計學上心跳變異度常用的指標如下：

心跳間期的平均值(mean)

標準偏差(standard deviation，SD)

變異係數(coefficient of variance，CV)

相間心跳間期差異的均方根(RMSSD)

相間心跳間期差異的標準差(SDSD)

(c)頻域分析法

心率變異的頻域分析[13]則是把心跳間期進行快速傅利葉轉換(FFT)，隨時間而變動的訊號轉換成心跳間期的頻譜。頻譜是頻率的函數，其強度為此頻率正弦波振幅的平方，即為功率密度(Power Spectral Density，PSD)。

心率變異特性頻譜圖中通常可以觀測到兩個明顯的頻峰，分別為低頻和高頻頻帶。低頻頻帶範圍(0.04~0.15 Hz)及高頻(0.15~0.40Hz)[13]。交感神經控制主管人體體溫調節，高頻部分主管呼吸為副交感神經的調節範圍，最後計算出高頻功率與總功率之比值(HFP/TP)可當作副交感神經活性的定量指標，而低頻功率與高頻功率的比值(LFP/HFP)則可作為交感與副交感活性平衡的指標[14]。

(d)非傳統分析法- Poincaré plot

Poincaré plot 是混沌理論的一個應用，國外利用此方法分析心跳變異系數的關連性[15]，在時域下利用幾何學的方式將原有心跳間期打亂並畫在同一張 2D 的圖上，X 座標取 RR interval(n)，n 為 1~data number，簡稱 RR(n)，Y 座標取 RR(n+1)，每一點的 X 與 Y 座標的意義是代表每次心跳間期與下一次的關係，而量化 Poincaré plot 本研究利用 Tulppo[16]提出量化 2D Poincaré plot 的方式，以橢圓型趨近 Poincaré plot，並以標準差的方式計算 SD1、SD2 做為橢圓長短軸，可求得橢圓的面積為 Π×SD1×SD2，以 SD1、SD2、SD1/SD2 與面積作為參數，如 Fig. 3，此方法廣泛被應用於後續相關 Poincaré plot 的研究。

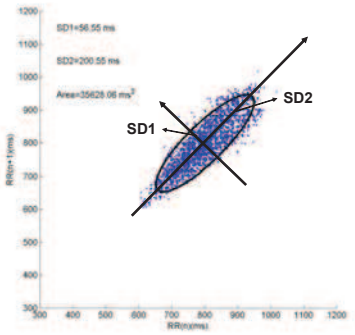

Fig. 3. Poincaré Plot 與量測方式

Ⅲ、利用 Fast Fourier Transforn 分析創傷加護病房的血壓訊號

(a)資料來源

所收集的臨床數據是來自於台大創傷加護病房的病患資料，一般資料收集是以 1 小時為單位，針對程度不同的病患進行監測，以取樣頻率 500Hz 收集 ABP、ECG 訊號。

在本研究中，主要探討兩個方向，一是血壓頻譜振幅在不同群組間之差異；二是血壓頻譜振幅在病人腦死過程長時間的趨勢變化。根據上述第一個方向，將取樣範圍分為五個群組，見 Table 1；而根據第二個方向，針對有可能發生腦死病患，做長時間紀錄至其腦死後，本研究至今僅取得兩筆完整的腦死病患資料。

Table 1.分析群組列表

	群組名稱	取樣筆數
1	敗血症	6
2	肝衰竭	5
3	死亡前(三天內)	8
4	對照組(較健康)	5

(b)分析方式

本研究初期使用的頻譜分析方法為快速傅立葉轉換(Fast Fourier Transform, FFT)，時間 t 的函數 x(t)在 $-T/2 \le t \le T/2$ 的區域被定義時。x(t)可用此區域為週期的正弦及餘弦函數做基本波的傅立葉級數(Fourier series)來表示，其傅立葉級數定義為：

$$x(t) = A_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left(A_n \cos n\omega t + B_n \sin n\omega t \right) \quad ..(1)$$

其係數 A_n 、B_n 被稱為傅立葉係數，ω 為角頻率($\omega = 2\pi/\mathrm{T}$)。

若 x_k 為一數位時域訊號，其傅立葉轉換(Fourier Transform)的定義為：

$$X_m = \sum_{k=0}^{N-1} x_k e^{-j(2\pi mk/N)} \quad .....(2)$$

本研究將所量測到的 ABP 訊號經快速傅立葉轉換得到共振諧波，定義心跳頻率為第零諧波，本次研究探討到第十諧波。由於每個人的所量測到的血壓訊號準位不同，血壓大小會影響諧波整體的大小，但不會影響各諧波間彼此的相互關係，故各諧波在比較前，需先對第零諧波作正規化如方程式(3)所示。即可得到諧波振幅，如 Fig. 4 所示。

$$Normal\ Harmonic\ N = \frac{\text{Harmonic N}}{\text{Harmonic 0}} \quad ...(3)$$

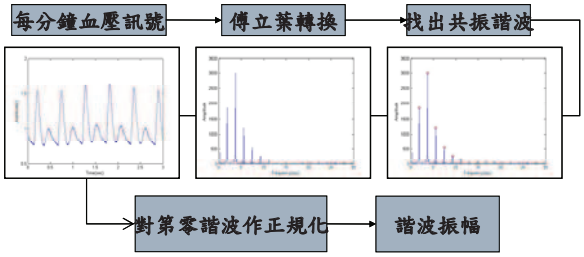

Fig. 4.資料分析流程

Ⅳ、建立醫療資料庫管理系統

(a)資料庫

以各大醫院現行醫療紀錄，手術過程中，病人的生理訊號，都是藉由護士經由抄寫生理監視器數值來記錄的。就資料準確度來說，往往容易有遺漏。而一台手術下來，可能會產生至少 10 種以上的數據，這些數據分別代表了病人在開刀時不同的生理狀態。護理人員所花費的時間也相當

可觀。最後當手術結束後。醫生要藉由這些資料來分析病人在開刀時的生理狀態，只能憑藉著幾分鐘一筆的紀錄來推算。

這對病人的權益不但沒有保障，事後醫生對於病情的分析也十分沒有效率。因此藉由自行開發的嵌入式系統連接在開刀房的生理監視器上，得到每台儀器數據的變化。而且這些數據透過嵌入式系統傳回遠端的電腦。當醫療數據傳回電腦時，程式會將資料有系統的儲存在資料庫中。

(b)查詢系統

這個系統的目的在於能提供一個較為方便的介面來讓一般使用者或是醫生來查看這些醫療數據，甚至是將這些數據繪製圖表。

對查詢的軟體而言，最重要的機制在於將資料庫中看似雜亂無章的數據做有系統的排列。簡單來說，就是要能從資料庫中找出每次開刀開始和結束的時間繪出圖形。讓醫生利用圖形觀察判別病人生理狀態的趨勢或是變化。類似「Data Mining」的概念，找出正確的時間範圍是分析的基礎。

(c)麻醉紀錄表

麻醉紀錄表則是有關於管理麻醉紀錄的部份，功能有[查詢]、[輸入]和[匯入]，如圖五所示。目前開刀房內的麻醉過程中，護士會負責將病人的生理訊號、麻醉藥輸入量、開刀時間及相關治療於麻醉紀錄表。現在醫院中主要還是透過護士手寫紀錄(圖六)，因為手寫的資料整理起來比較麻煩，所以護士可以使用實驗室開發的個人數位助理(Personal Digital Assistant)記錄手術過程的麻醉紀錄資料，並將資料傳輸到個人電腦中，然後透過程式中的[匯入]功能，輕鬆轉換到資料庫中。當 PDA 出了問題而不能正常作業時，也可以透過[輸入]直接把資料打進去，再存到資料庫中。而使用者可以使用[查詢]功能來找尋病人的麻醉及開刀過程資料，只要輸入病人的病歷號碼和姓名，就可以搜尋到該名病人的麻醉紀錄表，利用表上所記錄的開刀時間，一併查詢病人開刀過程中的生理訊號，護士也可以透過列印功能輕鬆列印出一張麻醉紀錄表。

四、計畫成果自評

本年度的計畫我們已經完成大部分的目標，分別針對網路化暨嵌入式智慧型病人維護系統建構、心電圖訊號與血壓訊號近行分析，並分成下列兩點來討論其計畫成果：

I、網路化暨嵌入式智慧型病人維護系統建構

(a)嵌入式資料擷取系統

硬體裝置如 Fig. 5.所示。此裝置可以將 RS232 的訊號轉換為網路封包，或是將網路封包轉換為 RS232 的訊號。PC 端的程式介面，程式會透過內部網路要求硬體裝置傳送資料回來，而硬體裝置接收到要求指令後，會透過 RS232 傳輸，要求醫療儀器傳送資料回來。當硬體裝置接收到資料後，經過轉碼解譯再傳至 PC 端軟體，PC 端軟體再將其儲存至資料庫，並在 PC 端顯示所接收到的生理訊號。

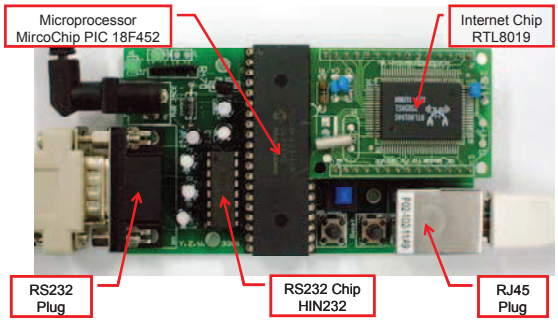

Fig. 5 嵌入式資料擷取系統之硬體裝置。

(b)開刀房醫療記錄系統

本系統已建立於開刀房測試，介面如 Fig. 6 所示， 程式上半部為基本控制按鈕與基本病人資訊，中間的部份為主要功能記錄區域，所有的開刀有關資訊都會在此被記錄，包含麻醉用藥記錄、輸液記錄與事件記錄等。本系統設計用於觸控螢幕上，臨床醫師與護士可以容易的輸入資料。並且可以將所記錄資訊輸出成電子表單，如 Fig. 7 所示。

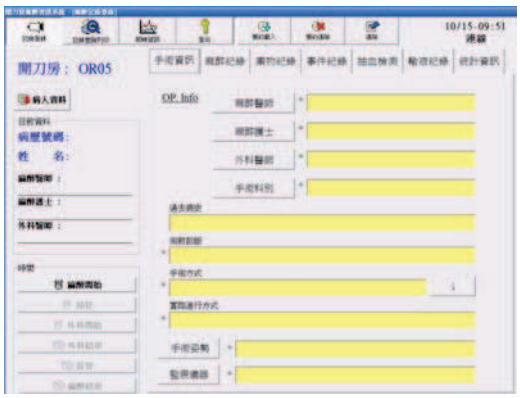

Fig. 6 開刀房醫療記錄系統程式介面。

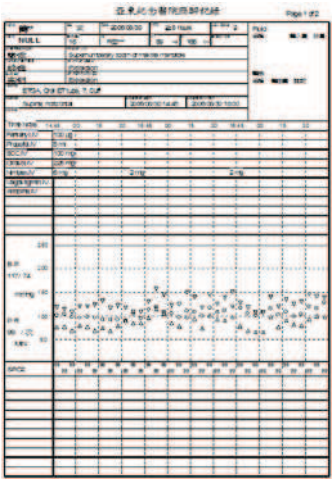

Fig. 7 開刀房醫療記錄系統輸出表單。

(c)醫療資料庫

醫療資料庫所記錄的資訊包含病人的生理訊號、病人基本資料與開刀中的醫療資訊。嵌入式資料擷取系統會儲存病人的生理訊號至醫療資料庫，而開刀房醫療記錄系統會儲存病人基本資料與開刀中的醫療資訊置資料庫，且會向資料庫要求生理訊號。其架構如 Fig. 8. 所示。

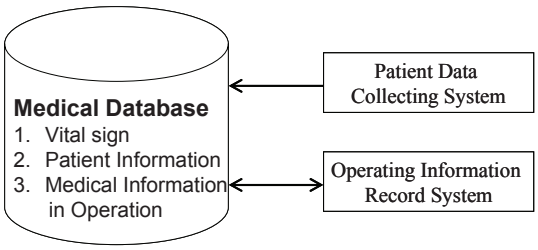

Fig. 8 醫療資料庫與整個系統的關係。

Ⅱ、心電圖的研究

(1)定性分析

本年度延續前年度計畫(NSC 93－2212－E－002－071)，量測共 58 人的心電間期，根據實驗所區分的 3 大群組與各個子群組，就定性的角度可發現以下幾個觀點：

(a)實驗結果發現 16 名健康受測者其 Poincaré plot 均呈「流星狀』分布，如 Fig. 9.所示，由於健康人 RR interval 變異性較大，其特性是：面積較大、SD2 較長，SD1/SD2 約 1/3。推論其相鄰心跳接近(分布於對角線上)，長時監測變異度大(各點流星狀散佈於有效範圍內)。

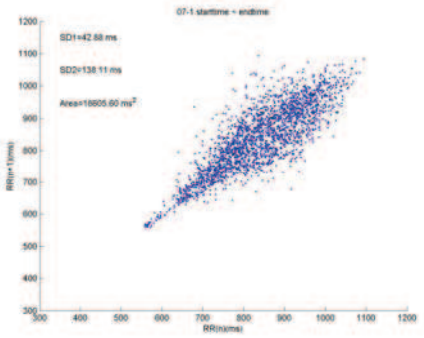

Fig. 9 健康人的 Poincaré plot

(b)一般 IAC 病人與腦死病人 RR interval 常出現幾乎無變異性的情況，如 Fig. 10. 所示，其 Poincaré plot 多呈「螺旋葉片」狀分布，其特性是：面積較小、SD1/SD2 比例約 1:1，長時監測變異度極小，各點侷限於狹小範圍內。由於心率變異受自主神經控制，故推論出現此狀況時，交感與副交感神經已不控制心臟變異，僅剩下竇房節律細胞維持固定放電頻率。

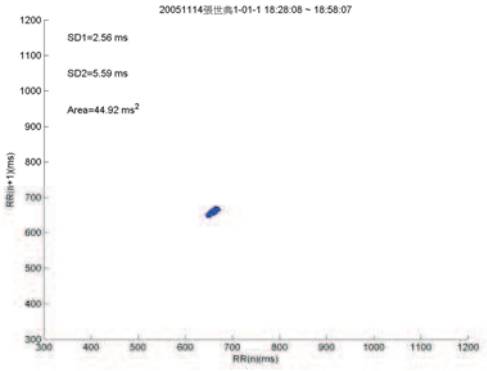

Fig. 10 腦死的 Poincaré plot

(c) 一般病人包括輕度與重度昏迷病人其 RR interval 與 Poincaré plot 形狀種類

非特定形狀，同一個人在不同時間點亦會出現截然不同的情況，其面積介於腦死與正常人之間，但亦有如正常人流星型的情況。

(2)定量分析

三個主群組交互比較(Kruskal-Wallis test 與 Dunn's test)：

首先利用 Kruskal-Wallis(簡稱 K-W 檢定)統計，可發現三個群組的所有參數的 P-value 均小於 0.05，顯示所有參數在三個子群組中都有顯著差異，因此利用無母數統計之 Dunn's test 分析兩兩群組間的差異性，觀察 Dunn's test 的統計結果發現：

(a)頻域的指標 HF/TP、LFP/HFP 不能區分正常人與一般病人的差異。

(b)時域指標和 Poincaré plot 的指標除 Dunn's test 的 P-value 均小於 0.05，因此可分辨兩兩群組的差異性，由於 SD1、SD2 和 Area 的計算公式是由 RMSSD 和 SD 求得，因此時域指標和 Poincaré plot 指標同時能分辨出群組間的差異性並不意外，但 Poincaré plot 提供了圖像方式作為區別，更能簡單明瞭的區別不同群組的差異。

3、血壓的研究

(1)分析結果

(a)血壓諧波振幅在不同群組間之差異

計算 Table 1 中各群組的諧波振幅，再將各群組的諧波振幅平均可得群組間各諧波振幅的關係，如圖 Fig. 11 所示。可以很明顯的發現，對照組的正規化後的諧波振幅均明顯大於其他群組，而死亡組也大於肝衰竭組，而敗血症病患可能由於其生理狀況變化較大，無法明顯區分出來。

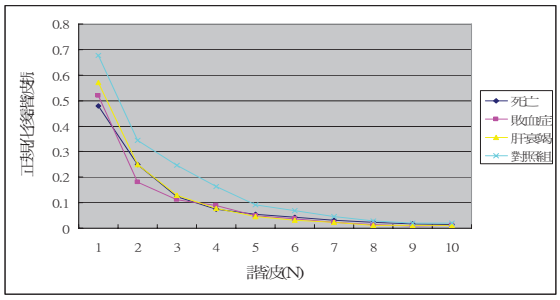

Fig. 11 各群組間諧波振幅的關係式。

(b)血壓諧波振幅在病人腦死過程長時間的趨勢變化。

記錄腦死病人自腦死前到腦死後的血壓訊號，將血壓訊號依一小時為單位切割，再經過快速傅立葉轉換，可得到其諧波振幅的變化。

I. Patient 1

依多個臨床數據(心跳、血壓、呼吸、昏迷指數及神經學檢查等)推測，腦死應在第 7 個小時，而由諧波振幅的趨勢來看，各諧波在第 7 小時也明顯快速增大。之後，諧波振幅下降，一直維持在較低的數值，不再有太大的變化。如 Fig. 12 所示。

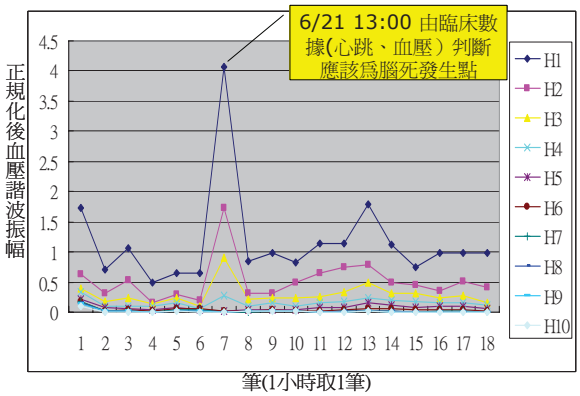

Fig. 12 腦死病人 Patient1 血壓諧波振幅的變化趨勢圖。

II. Patient 2

依多個臨床數據(心跳、血壓、呼吸、昏迷指數及神經學檢查等)推測，腦死可能在第 15 個小時，而由諧波振幅的趨勢來看，各諧波在第 15 小時的之後，振幅即開始減小，爾後均維持在較低的數值不再有明顯的變化。如 Fig. 13 所示。

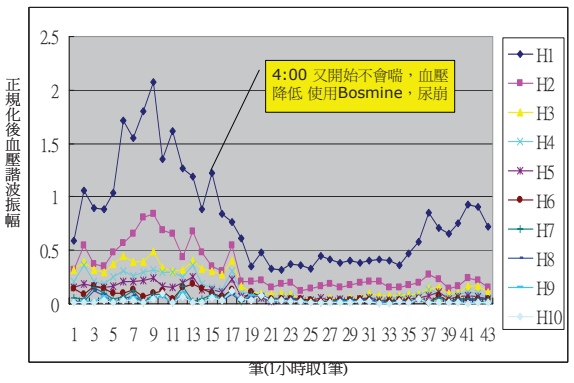

Fig. 13 腦死病人 Patient2 血壓諧波振幅的變化趨勢圖。

五、參考文獻

[1] L.T. Kohn, J.M. Corrigan, and M.S. Donaldson, “To Err is Human: Building a Safer Health System”, Committee on Quality of Health Care in America, Institute of Medicine, Nat’l Academy Press, pp. 26 - 48, 2000

[2] R. Haux, “Health and medical informatics education: perspectives for the next decade”, International Journal of Medical Informatics 50, pp. 7-19, 1998

[3] Zamperetti N, Bellomo R, Defanti CA, et al., “Irreversible apnoeic coma 35 years later Towards a more rigorous definition of brain death? “, Intensive Care Med, Vol 30, No 9, pp:1715-1722, 2004.

[4] Wijdicks EF, “Brain death worldwide: accepted fact but no global consensus in diagnostic criteria.” , Neurology, 58, PP:20-25, 2002.

[5] Wijdicks EF, “The diagnosis of brain death.”, N Engl J Med, Vol 344, No 16, pp:1215-1221, 2001.

[6] Powner DJ, Hendricj A, Nyhuis A, et al., “Changes in serum catecholamine levels in patients who are brain dead.”, J Heart Lung Transplant, Vol 11, pp:1046-1053, 1992.

[7]Rappenne T, Moreau D, Lenfant F, et al., “Could heart rate variability analysis become an early predictor of imminent brain death?A pilot study.”, Anesth Analg, Vol 91, pp:329-336, 2000.

[8]D’Addio G, Pinna GD, Maestri R, “Correlation between Power-law Behavior and Poincaré plot s of Heart Rate.”, IEEE Computer in Cardiology, Vol 26, pp:611-614, 1996.

[9]Woo MA, Stevenson WG, Moser DK, Trelease RB, Harper Rh4, ”Patterns of beat to beat hearth rate variability in advanced heart failure.”, Am Heart J, Vol 123 , pp:704-710, 1992.

[10] Regel G. Grotz M. Weltner T. Sturm JA. Tscherne H. Pattern of organ failure following severe trauma. World Journal of Surgery. 20(4):422-9, 1996 May

[11] Smith M., “Physiologic changes during brain stem death—Lessons for management of the organ donor.”, J Heart Lung Transplant, Vol 23, pp:217-222, 2004.

[12] Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Berger AC and Cohen RJ., "Power spectral analysis of heart rate fluctuation : a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control.", Science, Vol 213, No 10, pp:220-222, 1981.

[13] Sait ML, Wood AW and Sadafi HA, “A study of heart rate and heart rate variability in human subjects expose to occupational levels of 50Hz circular polarised magnetic fields.”, Medical Engineering & Physics, Vol 21, pp:361-369, 1999.

[14] D’Addio G, Pinna GD, Maestri R, “Correlation between Power-law Behavior and Poincaré plot s of Heart Rate.”, IEEE Computer in Cardiology, Vol 26, pp:611-614, 1996.

[15] Tulppo M, Makikallio TH, Takala T.E.S, “Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise.”, American Journal of Physiology.”, Vol 40, pp:244-252, 1996.

附件：封面格式

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

※※※