

Jinan University
A Collection of Students' Theses

暨南大学
学生论文集

暨南大学计算机科学系
1990年

1. 電腦輔助藥理實驗分析系統的設計與實現	洪炯耀	葉 航 陸曉梅	1
2. 大壩安全監測數據管理系統	李煒忠	李振武	17
3. 面像識別系統		葉柏青	22
4. Scheme DB Tool/LAN		王穎中	34
5. PASCAL 輔助教學軟件的设计與實現	吳俊華	林樹笋 譚亮材	46
6. YWNT 操作系統	葉柏青 吳俊華	王穎中 譚亮材	54
7. 把結構化程序设计的概念引入低級語言		葉柏青	63
8. An Integrated Rapid Prototype Environment for Information System Development	陳仲佐	伍啓富	75
9. Concurrent Programming in Turbo		林樹笋	88
10. Creating User Interface Design System Using PROLOG.....		容勁松	94
11. C's HIND Grade Programming Language		葉柏青	101
12. Implementation of TSR Program		許豪光	107
13. Application of The Fourth-Generation Language		韓妙霞	116
14. 教師工作量及酬金管理系統		張 虹	127
15. 決策表處理系統		饒長纓	133
16. 通信軟件 AvaTalk 的漢化及通信介面的設計		楊笑梅	139

17. 關於印刷體漢字識別的前期處理

----版面切割一些問題的討論

..... 李流業 554

電腦輔助藥理實驗分析系統的設計與實現

作者：洪 炯 耀、葉 航、陸 曉 梅

Abstract -- This paper presented the design and implementation of hardware interfacing and software system building of the Computer Aided Pharmacology Analysis System which connects the PC/AT with the medical equipment (Eight Channel Bio-Electric Recorder).

一. 概述

NIHON KOHDEN RM6000型八導生理記錄儀是記錄與顯示心電，血壓，血流量，左心室內壓，左心室舒張末期壓，左心室內壓變化速率等心血管系統的心理參數的醫學儀器，其數據統計方法是從記錄紙的曲線上測取各種數據，由人工進行統計分析，從而判斷藥物的功效。實驗儀與微機聯機後形成新的數據採集和處理系統，其主要功能和特點是：

- 通過所設計的接口驅動電路，將各導聯信號輸送到微機中，由軟件控制進行A / D轉換，斷續進行實時採集，每次實驗數據容量約20兆。
- 由軟件控制，根據數據採樣條件（落藥前/後，落藥次數等），採樣方式（連續採樣或自動保留按鍵前兩秒數據），採樣時間等進行採樣，並將結果存放在指定的數據文件中。
- 打印採樣波形。
- 對各通道波形進行自動分析和計算有關參量。
- 打印各次實驗報告及綜合報告。
- 系統採用菜單驅動，多功能窗口系統和 MOUSE等技術，方便用戶使用。
- 觀察波形採用交互式圖形窗口技術。
- 系統的數據採集部分用匯編語言編寫，其它部分用TURBO C語言編寫，源程序有一萬多行，編譯後約160K。

本系統已在暨南大學醫學院投入使用，結果表明，CAPAS設計合理，使用方便，大大提高了實驗儀器數據處理的效率和質量，同時也為同類型儀器的改造和升級換代提供了有益的經驗。

二．八導儀與微機的接口

RM6000 是為採集不同數據而設計的多功能儀器，全部輸出信號都是用於驅動八導繪圖機等比較大的輸出部件．因此所有的接口都是低阻抗，大功率的輸出．與實驗儀相聯的是一臺 IBM - AT 兼容機，內存 1 兆，硬盤容量 30 兆，主頻 20MHz，配有 EGA 彩色顯示器和 ESPON LQ - 1050K 打印機和 12 BIT A / D —— D / A 轉換卡（有 16 個模數轉換通道）．

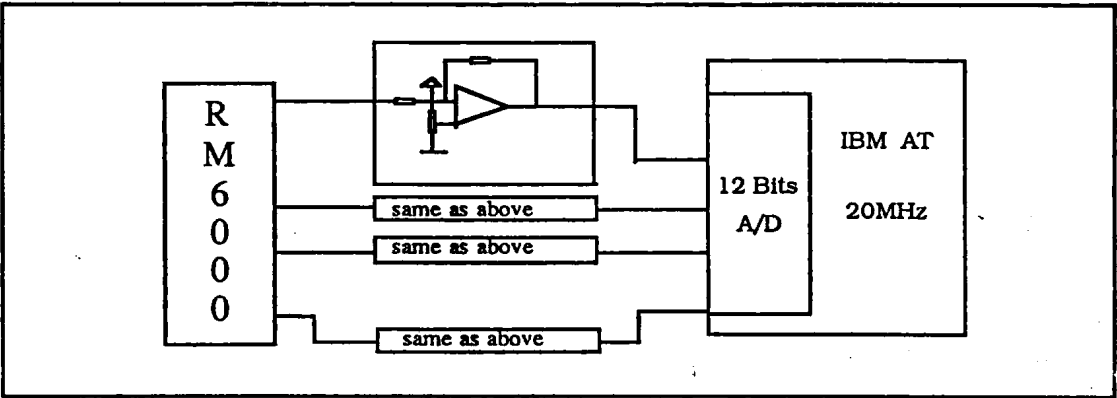


Diagram 1 : Logic digram of hardware.

為了把這兩種具有不同輸入輸出規範的設備聯結在一起，本系統設計了一個中間驅動部件．系統結構圖見附圖一．並由軟件完成其模數轉換過程：

1． 中間接口驅動部件的設計．

驅動部件必須保證實驗儀輸出與微機 A / D 轉換卡輸入端在輸出阻抗和電壓上的匹配．同時要有足夠的頻帶寬度和低噪聲的性能．

驅動部件內三塊 TL084 BI - FE - T 集成片組成，每塊 TL084 相當於四組放大器，共有四個輸入端和四個輸出端．見附圖二和附圖三．

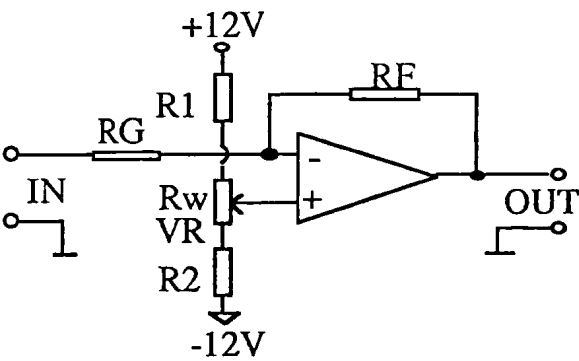
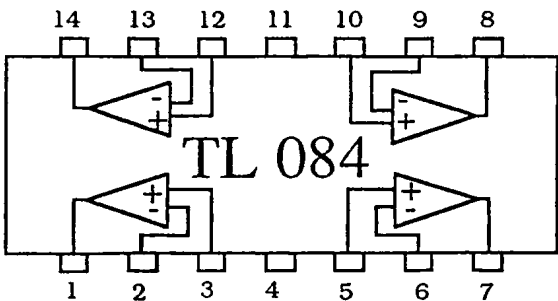


Diagram 2 : Ampifier circuit dirgram



Digram 3 : TL084 Intergrated Circuit

三塊 T L O 8 4 相當於 1 2 個通道。本系統只用其中八個通道。留下四個通道為備用。由於 A / D 轉換卡具有單端輸入的特性，而實驗儀的輸出劃分為正信號和正負對稱兩類。因此，通過穩壓電源，金屬膜電阻 R 1，R 2 和微調電阻 R w，把一組實驗儀輸出的零電位定在 A / D 轉換電壓的中點。另一組把零電位定在接近轉換電壓的單端。

2. 直流電源的設計

本系統的直流電源的直接影響到測量的準確性。對電源的要求是噪聲低，紋波電壓少，溫度漂移少，電壓穩定。負載效應好，經過多次實驗，本系統採用 L M 3 1 7 和 L M 3 3 7 正負可調穩壓器，達到了滿意的效果（噪聲約 2 mV）。

3. 採樣頻率的確定和 A / D 轉換卡的選擇。

抽樣定理的內容是：一個時間信號 $f(t)$ 。設其頻帶寬度是有限的。其最高頻率為 Ω_s 。（或 f_s ）。如果在等間隔時間點上對該信號進行抽樣而相鄰兩個樣值之間隔為 $T_s \leq (1 / 2 f_s)$ ，則所得到的抽樣信號 $f_s(t)$ 將含有原信號 $f(t)$ 的全部信息。因而一般心電圖機的採樣頻率為 500 次 / 秒。本系統把採樣頻率定為 1000 次 / 秒。但在識別時把採樣數據按 2 取 1 作平滑處理後識別。既提高識別精度，又為今後系統擴充提供了方便。根據性能要求和價格因素，決定採用 12 B I T A / D - D / A 卡。它具有一個 12 B I T 數 / 模通道和 16 個 12 B I T 的模數通道。其模 / 數轉換過程是採用逐次逼近法實現的。

4. 接口軟件的設計

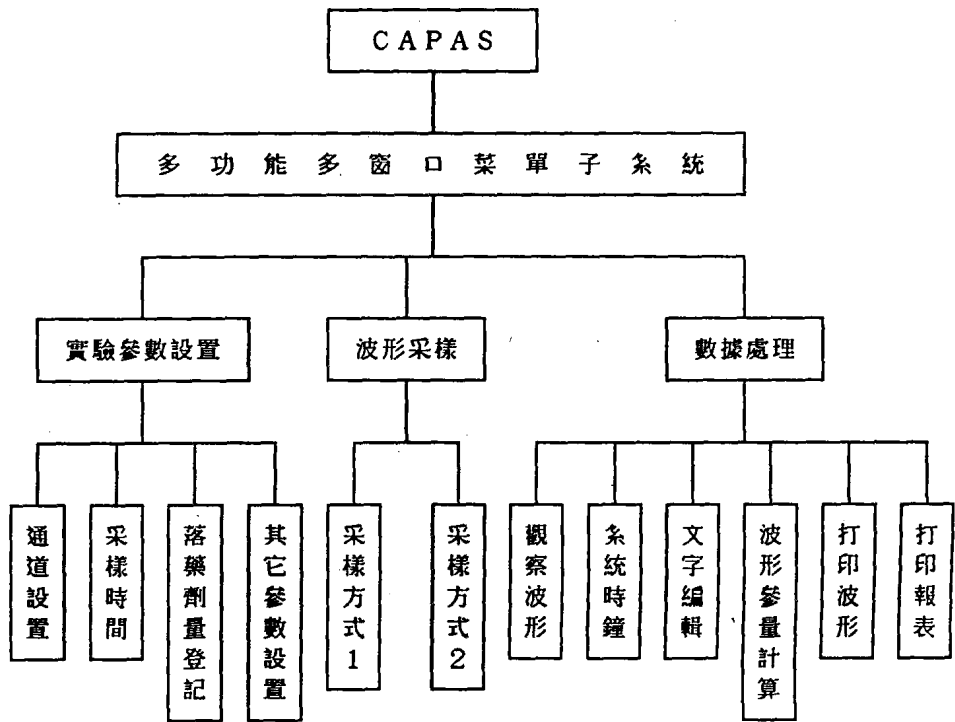
接口軟件用匯編語言編制，主要是 S A M P L E 1，S A M P L E 2 兩個模塊，它們是和主菜單相連並按系統設置進行採樣。

採樣軟件的執行算法如下：

- a) $i = 0$;
- b) 對第 i 通道採樣。
- c) 若第 i 通道未有標誌
延遲片刻後轉至 b。
否則把數據放在相應通道的數組。
- d) $i = i + 1$ ；若 $i < 8$ 轉至 b。
- e) 若 $i = 8$ ，檢查有否按鍵
若有，停止採樣；返回主菜單。
- f) 檢查採樣完成否，
若未完成 $i = 0$ ；轉至 b。
否則返回主菜單。

三. 本系統軟件的功能結構

CAPAS 由多功能窗口菜單系統，系統實驗參數設置，波形采樣，系統數據處理四個子系統組成，各子系統又由多個子系統組成，其功能結構如下圖：



CAPAS採用POP UP & PULL DOWN多功能窗口菜單系統作為用戶的介面，用戶在選擇菜單的功能時只需使用上、下、左、右的光標控制鍵，回車鍵和退出鍵（ESC）即可，同時CAPAS採用嵌入式鼠標器驅動子系統，方便用戶使用。CAPAS系統更能動態為用戶建立數據庫，用戶對所有數據操作均透明，無需知道數據的存儲位置及存儲方式等。即使八導儀上各信號轉換了通道，CAPAS也能自動識別，而不會對波形信號作出錯誤的判斷和計算。

Setup		sAmpling I	saMpling II	Processing	Quit			
Channel		Setup Channel Setup Timer Setup Dose Setup Remark			No.	Name	Dose	Unit
1	■				1	xx1	10	ml
2	■							
3	■							
4	■							
5	■	500	mmHg					
6	■	600	mmHg	Timer Current: 25 Sec				
7	■	700	mmHg					
8	■	800	mmHg					
CAT		Animal	Case No.	Sex	Weight	Date		
			1	M	2500	5/25/1990		

F1-Help
F2-Main Menu
F9-CAL
F10-Next Setting

CAPAS 主菜單和SET UP (系統實驗參數設置) 菜單。

CAPAS 的菜單設計採用的方法，是對每一個具有單獨功能的子菜單 (SUB MENU)，賦予一層號，為了方便由當前層菜單轉換到其它層的菜單，CAPAS 採用菜單分離組合方法，而沒有採用上下層聯系的樹形結構，這樣不僅便於編程，而且更便於系統功能擴展 (只需賦予一個未用的層號即可)。

上圖是CAPAS系統主菜單選擇和SET UP (系統實驗參數設置)子菜單，從圖中可以看出系統分為SETUP，SAMPLING I，SAMPLING II，PROCESSING和QUIT五個模式。在選擇SETUP子菜單的引導下，可以直接在菜單中完成通道設置 (屏幕下部) 等操作。

CAPAS更能連接外部的文字編輯程序，提供用戶使用。多功能窗口的POP UP & PULL DOWN 菜單子系統為用戶提供了良好的介面。

四. 採樣模塊的設計

本系統共有二種採樣方式 (Sampling I 和 Sampling II)。採樣時間是根據用戶設置而定。採樣結束有鈴聲提示。

Sampling I 是當用戶第一次按鍵即開始採樣並馬上記錄。到指定時間則結束採樣。

Sampling II 採樣方式是當用戶打入回車鍵開始採樣。當用戶再按第二個鍵時，計算機從按第二鍵前二秒的數據開始記錄下來。

採樣子模塊的設計思想是這樣的：

採樣方式一是把採樣的結果，馬上紀錄在數組中，待採樣完成才把數組返回主程序。

採樣方式二是把數組的首2000個數據建立成環形數組，當第一個採樣鍵按下即對這環形數組不斷更新。當有第二次按鍵來，它馬上轉去2001位置並按正常採樣來紀錄。當採樣完成，再對首2000數據重排，然後返回主程序。

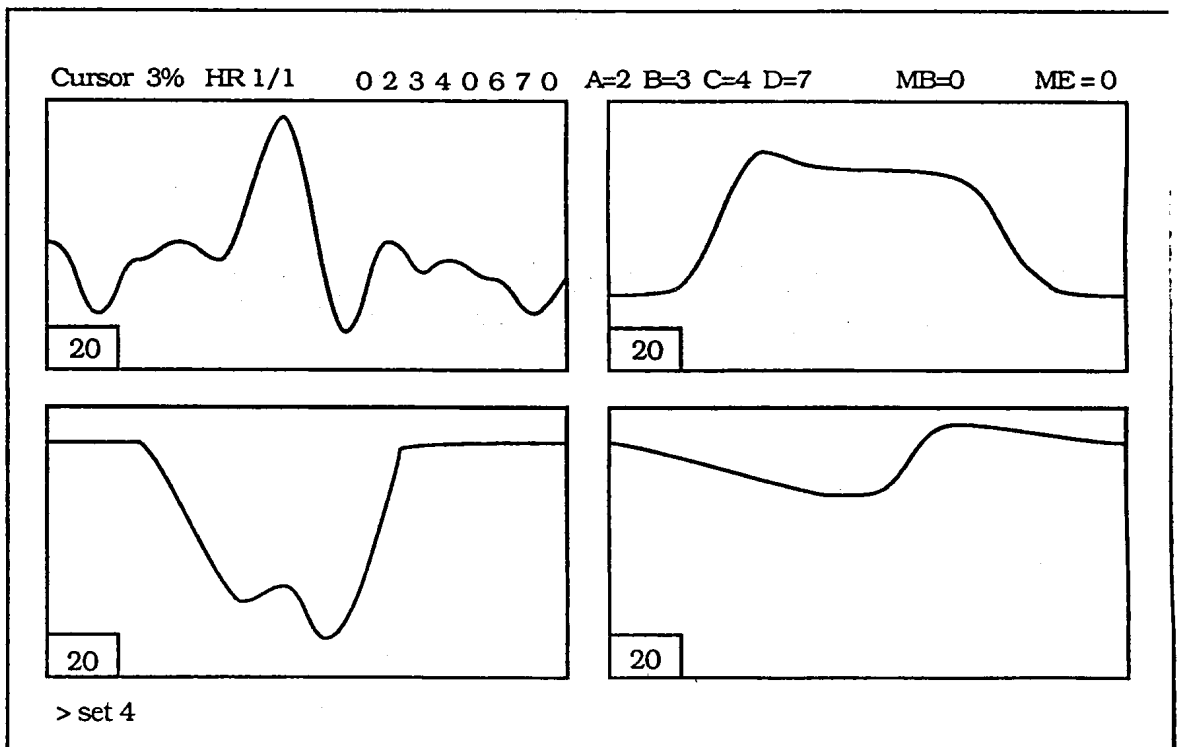


Diagram of View graphics and modify environment

五．波形分析計算與結果輸出

CAPAS的系統處理子系統包括觀察系統時鐘模塊，文字編輯模塊，打印波形模塊，波形分析模塊，觀察波形模塊和打印報表模塊等六個大子模塊．其中最重要的是波形的分析計算和波形輸出．

在進行波形識別之前，必須先將採樣得來的數據進行再處理．由於實驗者難以嚴格控制隨機性因素的影響，動態測量的結果本質是含有波動和起伏轉折的數據列．為了盡可能地減少隨機誤差的影響，使所得的曲線平滑，CAPAS採用了三級平滑處理，使誤差最小而精度最高．首先CAPAS解除數據壓縮為每秒500個數據【15】，然後通過比較相鄰兩點的值而將可疑的數據點剔除，並用前後點之均值補替該點．第二步是進行低通平滑濾波．CAPAS採用移動平均三點一次平滑法，根據最小二乘法原理，取一組數據，選定一個自由度低於該組樣點數的擬合多項式，求出其系數，因而多項式所描述的曲線就是該測定的擬合曲線，取中心樣點處的擬合值代替該點的測定值，即為中心平滑處理．

由於取樣點數足夠密集，故採用擬合多項式對測量數據列進行交錯重疊的分段擬合．並且採取三點一次法．使擬合多項式的冪為1，即直線擬合，方法是：設取起始3個相鄰點，作直線擬合，取擬合多項式第2點的擬合值代替其測定值，即 $Y_{2\cdot} \rightarrow Y_2$ ，此為中心平滑；然後如此類推，由第二樣點開始，仍取3個點，得第四樣點的擬合值，並使 $Y_{4\cdot} \rightarrow Y_4$ 等等，此為移動平均法，直線擬合時，擬合曲線區間中點的擬合值對三個樣點的取權相同，為 $Y_{i\cdot} = 1/3 (Y_{i-1} + Y_i + Y_{i+1})$ ，中心點前後樣點的擬合函數值為：

$$\begin{aligned} Y_{i-1\cdot} &= 1/6 (5Y_{i-1} + 2Y_i - Y_{i+1}), \\ Y_{i+1\cdot} &= 1/6 (-Y_{i-1} + 2Y_i + 5Y_{i+1}). \end{aligned}$$

CAPAS更採用相位移動法去剔除50Hz的電源干擾，其方法是將相位移動半個周期，與原數據列相疊（即令其波峰與波谷相疊），從而達到消除50Hz干擾的目的．

數據經過處理後，再進行分析的工作．CAPAS主要是分析CO（心輸出量），DP/DT（左室壓一階導數），LVP（左室內壓），BP（頸動脈壓），LVEDP（左室舒張壓）五個波形以及它們的基線．其它三個波形DP/DP/P可由DP/DT和LVP推算出，ECG只需知道心率（算法在下面詳述），SBF尚未使用．

所謂基線，就是波形的基準線．識別基線的目的是因為從AD卡轉換來的數據是數字信號（電壓值），並不代表真正的數值．故我們需要知道一個由電壓值轉換成數值的基準，使在分析波形時，能有一個基準而求出對應的參數．

每次實驗前都要對基線進行採樣，實際上基線也是一個波形。如基線 DP/DT 的圖形是一方波，基線 LVP 與基線 DP/DT 聯合校準時的圖形是三角波，基線 $LVEDP$ 是二級階梯波，基線 BP 是四級階梯波，基線 CO 是一個近似半月形的波形。之所以稱為基線是因為這些圖形有固定的形狀，標準和大小（靈敏度），靈敏度按每次實驗的需要而定。基線波形的分析較簡單，因我們只需知道它的最高點和最低點的電壓值，再根據輸入的靈敏度，算出每厘米代表的電壓值，最低點的位置為準線，然後將每厘米代表的電壓值和準線的電壓值存放起來，以便在波形分析中利用這兩個電壓值將識別出的特徵點的電壓值轉換成數值。

經過波形平滑和基線處理後，波形識別模塊將二進制數據文件讀入內存，然後進行波形識別，識別出的特徵點（又稱一級參數）存入數組，以供計算二級參數之用。分析計算完後，共輸出 28 個參數。另外，考慮到實驗時的隨機情況，可能會因為落藥等因素而引致波形嚴重失真，以致無法正確判斷，本系統提供了人供干預的界面。當系統識別了波形以後，會將已識別波形的各特徵點顯示給用戶，若用戶認為正確則繼續識別其余波形，否則用戶可在屏幕上更正各特徵點，然後再交由系統計算。這樣確保了系統的準確性及可行性。

波形識別的基本算法是利用波形的斜率，結合一維數據模式識別中的屬性文法識別算法。即對每一波形均定義一個數學模型，並以屬性文法描述之，而波形識別程序就是根據波形的屬性文法而編寫的。由於採樣時速度足夠快，斜率的變化反映了曲線的變化。 $CAPAS$ 利用最小二乘法求線段的斜率，再根據斜率的大小和方向性去判別一些特徵點（如拐點）。波形識別中用到的 4 種斜率屬性定義如下：

LP	急速上升斜率
LN	急速下降斜率
SP	緩慢下降斜率
SN	緩慢上升斜率

DP/DT ， LVP ， $LVEDP$ 都是以上述的方法為原則，由於 DP/DT 的波形較複雜，故識別波形的文法刊於附錄以供參考。其餘二個文法可依此類推。經分析後 DP/DT 輸出的一級參數有 $DP/DTMAX$ ， $-DP/DTMAX$ ， ET ， $T-DP/DTMAX$ 。 LVP 輸出的一級參數有 $LVDP$ ， $LVSP$ ， TTI （下述）， $CPIP$ ， $LVEDP$ 輸出一級參數 $LVEDP$ 。另外 2 個波形 CO 和 BP 較簡單，只需在波形中找出最大最小值及其所在位置即可。經分析後 BP 輸出的一級參數有 SBP 和 DBP ，心輸出量 CO 輸出的一級參數有 CO 。心率 HR 則由 LVP 上升觸發計數。

○ 其它血流動力學指標 (二級參數) 及數學模型

< 1 > MAP : 按公式法和面積法求出。面積法是用計算機求曲線下的面積，即在一個心動周期內血壓採樣點為 m 個，對 m 個不同時刻測得的 P_i 值求和，再取均值

$$MAP = 1 / m \times \sum P_i \quad (P_i \text{ 為 } i \text{ 個 } P \text{ 點之和}) .$$

公式法：

$$MAP = (SBP - DBP) / 3 + DBP$$

< 2 > VCE 指標五個。

根據高數的對等關係， $(DP / DT) / P$ 的計算處理可以先對左室壓力進行對數計算再微分得

$$(DP / DT) / P = DP / DT \times \ln P$$

由此得左室等容期收縮成分的最大縮短速率 $V_{pm}(DP / DT) / P$ 的最大值。在發展壓 (即 LVP 到 $LVEDP$ 之間的數據) 為 5 mmHg 和 40 mmHg 時所對應的 $(DP / DT) / P$ 值即為 V_{ce-DP5} ， $V_{ce-DP40}$ 。左室共同最高等容收縮壓時的 V_{ce} 值

($V_{ce-CPIP}$) 則是先在對照期 (給藥前的 LVP 信號上讀出與 DP / DT MAX 信號點對應的 P 值 $CPIP$ ，然後在給藥後 DP / DT 信號上讀取與 $CPIP$ 相應的 $(DP / DT) / P$ 值即為 $V_{ce-CPIP}$ 。) (此處的 P 即為 LVP)。

< 3 > 等容舒張期心室內壓下降的時間常數 (T)。

$$T = P_0 / (-DP / DT_{max}) \times 10^{-2} \quad (\text{ms})$$

< 4 > 心臟指數 CI 。

$$CI = CO / \text{體表面積} \quad (\text{ml/min/m}^2)$$

$$\text{體表面積 (m}^2\text{)} = k \times 2 / 3 \text{體重 (Kg)} \quad k = 8.7$$

< 5 > 每搏輸出量 SU 。

$$SU = CO / HR \quad (\text{ml/beat})$$

< 6 > 心搏指數 SI 。

$$SI = CI / HR \quad (\text{ml/beat/m}^2)$$

< 7 > 左室功 LVW

$$(\text{Kg.m/min})$$

$$LVW = (MAP - LVEDP) \times CO \times 13.6 / 1000$$

< 8 > 左室做功指數 $LVWI$ 。

$$(\text{Kg.m/min/m}^2)$$

$$LVWI = (MAP - LVEDP) \times CI \times 13.6 / 1000$$

- <9> 左室搏功LVSW. (Kg.m.10⁻³)

$$LVSW = (MAP - LVEDP) \times SU \times 13.6 / 1000$$
- <10> 左室搏功指數LVSWI. (Kg.m/m².10⁻³)

$$LVSWI = (MAP - LVEDP) \times SI \times 13.6 / 1000$$
- <11> 總外周血管阻力TPUR.

$$TPVR = MAP \times 13.3 / CO \quad (\text{dyn.sec.cm}^{-5}.10^{-2})$$
- <12> 左室射血的張力——時間指數.

$$TTI \times HR = TTI \times HR \quad (\text{mmHg} \times 10)$$

六．實驗報告的打印

CAPAS 可由用戶選擇輸出各次實驗結果報告，或多次實驗的綜合報告。報表的格式見附錄。習慣上每做一次實驗稱為一例，完成分析計算後，CAPAS自動將28個參數存入文件，以供進行檢驗統計和打印報表之用。並且用戶也可選擇將參數文件備份到軟盤，以供保存，每次可拷貝一例甚至多例。

七．結語

本系統在暨南大學醫學院應用，反映良好，並證明這系統測量出來的結果非常準確。CAPAS的研制是在暨南大學醫學院藥理教研室的協助下完成的，是多學科結合的成果。

附录一 識別文法

Syntatic grammer for recognize normal dp/dt waveform:

$G=(VN, VT, P, \langle dp/dt \text{ lead} \rangle)$

$VN=\{ \langle \text{inter dp/dt segment} \rangle, \langle \text{dp/dt complex} \rangle, \langle \text{'a' to b segment} \rangle, \langle \text{b to f segment} \rangle, \langle \text{'a' point segment} \rangle, \langle \text{b point segment} \rangle, \langle \text{a regular segment} \rangle, \langle \text{'a' unstable segment} \rangle, \langle \text{false b trough} \rangle, \langle \text{f point segment} \rangle, \langle \text{reverse for c point segment} \rangle, \langle \text{f start segment} \rangle, \langle \text{f part} \rangle, \langle \text{c regular segment} \rangle, \langle \text{c unstable segment} \rangle, \langle \text{negative slope part} \rangle, \langle \text{positive slpe part} \rangle, \langle \text{large positive slope part} \rangle, \langle \text{small positive slope part} \rangle, \langle \text{large negative slope part} \rangle, \langle \text{small positive slope part} \rangle \}$

$VT=\{LP, LN, SP, SN\}$

P:

$\langle dp/dt \text{ lead} \rangle \rightarrow \langle \text{inter dp/dt segment} \rangle \langle \text{dp/dt complex} \rangle \langle \text{dp/dt lead} \rangle$

$\langle dp/dt \text{ complex} \rangle \rightarrow \langle \text{'a' to b segment} \rangle \langle \text{b to f segment} \rangle$

$\langle \text{'a' to b segment} \rangle \rightarrow \langle \text{'a' point segment} \rangle \langle \text{b point segment} \rangle$

$\langle \text{'a' point segment} \rangle \rightarrow \langle \text{'a' regular segment} \rangle \mid \langle \text{'a' unstable segment} \rangle$

$\langle \text{'a' regular segment} \rangle \rightarrow \langle \text{large positive slope part} \rangle \mid \langle \text{small positive slope part} \rangle$

$\langle \text{'a' unstable segment} \rangle \rightarrow \langle \text{large positive slope part} \rangle \mid \langle \text{negative slope part} \rangle$

$\langle \text{b point segment} \rangle \rightarrow \langle \text{positive slope part} \rangle \langle \text{negative slope part} \rangle$
 $b < a'$
 $a = \text{intersect of base line with dp/dt}$

$\langle \text{b to f segment} \rangle \rightarrow \langle \text{f point segment} \rangle \langle \text{reverse for c point segment} \rangle$

$\langle \text{f point segment} \rangle \rightarrow \langle \text{f start} \rangle \langle \text{f part} \rangle$

$\langle \text{f start} \rangle \rightarrow \text{if data1} > 1.45 \times f1 \text{ then start}$

$\langle \text{f part} \rangle \rightarrow \langle \text{negative slope part} \rangle \langle \text{positive slope part} \rangle$

```

<reverse for c point segment> --> <c regular segment> !
                                   <c unstable segment>

<c regular segment> -->   <large negative slope part>
                           <small negative slope part>

<c unstable segment> --> <large negative      slope part>
                           <positive slope      part>

<inter dp/dt segment> --> f1:=f;

<false b trough> -->      <negative slope part> <positive slope part>

<false b trough> -->      <positive slope part> <negative slope part>

<positive slope part> --> <large positive slope part> !
                           <small positive slope part>

<negative slope part> --> <large negative slope part> !
                           <small negative slope part>

<large positive slope part> --> LP

<small positive slope part> --> SP

<large negative slope part> --> LN

<small negative slope part> --> SN

```

附錄二 變量說明

Parameter details

. index of cardiac contractility

dp/dtmax: maximum speed of rise in left intraventricular pressure.

t-dp/dtmax: time-from beginning of contraction to dp/dtmax.

Vce:(dp/dt/p) the speed of shortening of left ventricular muscle in isovolumetric contraction time(ICT).

Vpm: maximum Vce.

Vce-dp5: Vce-left intraventricular developing pressure is 5 mmhg.

Vce-dp40: Vce-left intraventricular developing pressure is 40 mmhg.

Vce-cpip: Vce-maximum volumetric contraction pressure in left ventricle.

.index of cardiac function of pumping blood.

CO: cardiac output.

HR: heart rate.

CI: cardiac index.

SV: stroke volume.

SI: stroke index.

.index of oxygen consumption of myocardium and work

TTI: tension-time index of left ventricular ejection

TTIxHR: tension-time index per minute.

LVW: left ventricular work.

LVWI: left ventricular work index.

LVSW: left ventricular stroke work.
 LVSWI: left ventricular stroke work index.
 ET: time of left ventricular ejection.
 . index of preload and afterload of heart.
 Lvedp: left ventricular end-diastolic pressure.
 Lvsp: left ventricular systolic pressure.
 Lvdip: left ventricular diastolic pressure.
 SBP: systolic blood pressure.
 DBP: diastolic blood pressure.
 MAP: mean arterial pressure.
 TRVR: total peripheral vascular resistance.
 . diastolic index
 T: time constant of fall in left intraventricular pressure during the isovolumetric diastolic.
 $-dp/dt_{max}$: maximum speed of fall in left intraventricular pressure.
 P₀: left intraventricular pressure at $-dp/dt_{max}$.