

中醫紅外線脈診在血糖偵測上的應用 Infrared Pulse Diagnosis of Chinese Medicine in Blood Sugar Detection

翁清松

中原大學醫學工程學系

摘要

本研究係利用一套自製的紅外線手指容積脈波量測系統來對糖尿病患者與非糖尿病者進行量測，並藉由對時域訊號的分析比較來尋找脈波的特徵。

透過與省立桃園醫院家醫科的合作，我們收集到74位受測者的左手手指訊號（糖尿病患者34人，非糖尿病患者40人，量測次數達207人次）。我們利用LabView、MatLab、與Delphi等軟體來進行資料的擷取與發展分析程式，最後並以Winks統計軟體來進行獨立樣本t檢定(Independent t-test)的統計分析。在時域波形的分析上，最明顯的在於糖尿病患紅外線脈波的U角($16.3^{\circ} + 7.7^{\circ}$)遠小於非糖尿病者的U角($48.2^{\circ} + 15.1^{\circ}$)，且在P角的比較上，糖尿病患的($84.8^{\circ} + 2.1^{\circ}$)亦大於非糖尿病者的($71.8^{\circ} + 9.3^{\circ}$)。至於頻域部分的分析，其結果並沒有發現因為血糖值的改變而有所差異。以上時域參數的分析結果，相信是因為長期處於高血糖濃度之下，不但血液濃稠度增加，且造成心臟血管系統的周邊阻力增加，導致心室收縮期的時間拉長所造成。另外，由紅外線脈波的角度判別可明顯區分出糖尿病患者與非糖尿病人的差別，這顯示了未來在紅外線偵測糖尿病的發展上有極大的潛力。

關鍵詞：脈波量測、血糖偵測、紅外線

ABSTRACT

This research used an Infrared finger plethysmo-graphy system to investigate the pulse signals of diabetic group and normal group, and characterized the pulse signals by methods of time domain and frequency domain (power spectrum) analysis.

With cooperation of the Family Medicine of Provincial Tao-Yuan Hospital, 74 patients' pulse signals were taken and analyzed (34 diabetics, 40 non-diabetics). The statistical results done with Independent t-test showed significant differences between diabetic group and normal group ($p < 0.05$). The mean value of U angle of pulse signal in diabetic group ($16.3135(+ 7.7^\circ)$) was less than that in non-diabetic group ($48.2^\circ + 15.1^\circ$), and the value of P angle of diabetic group ($84.8^\circ + 2.1^\circ$) was greater than that of non-diabetic group ($71.8^\circ + 9.3^\circ$). The statistical results of frequency domain analysis showed no significant difference between two groups. The above results of diabetic group may be due to a long period of high concentration of blood glucose situation. Therefore, the increased viscosity of blood and the increased peripheral resistance of vascular system may prolong the duration of ventricular contraction in a heart beat cycle. Since the Infrared finger pulse system is capable of distinguishing the diabetic from the non-diabetic, it does show a good potential for further development at diabetes detection in the near future.

KEYWORDS: pulse measurement, blood glucose detection, Infrared

壹、前言

在目前的生醫檢測技術上，舉凡心電圖、血管攝影術、超音波造影術、侵入式導管血壓波形的量測等方式，皆是相當具有說服力且科學的方法，唯其設備大都相當昂貴，且常須侵入人體，造成病人的不適或是感染的問題，若是能找到更方便且有效的診斷測量方

式，將可進一步提升生醫檢測技術的品質。

由於脈診科學的不斷發展，且與現代其他科學技術相結合後，技術亦不斷提升，應用且越來越廣。多年來，紅外線早已是生醫檢測領域不可或缺的利器。由於各物質對紅外光的吸收的特性差異，使得紅外光成為一般研究血中物質的重要工具。

有鑑於此，我們希望利用所記錄的手指動脈的容積脈波圖，來觀察與分析其波形，希望從中尋找到可供判斷的特徵。利用這種方式，除了具備非侵入式的好處外，它的構造簡單、量測容易等優點亦相當吸引人。

糖尿病是目前常見的一種慢性疾病，患者除了分布在中老年齡層外，年年都有向下發展的趨勢。為了測試血糖與脈波之間的關係，我們先縮小範圍至飯前飯後的血糖與脈波之間的變化，在找尋到相關的特徵後，我們可以遵循這個方向繼續發展下去。

二、文獻回顧

在中醫的領域裡，脈診是一種常用的診斷法。自古以來，有遍診法、三部診法、和寸口診法[1]。但是，現在一般則使用寸口診法。而透過三指按脈，可以知道人體臟腑、氣血、陰陽、生理、病理的狀況[2][3][4]。

在近代的中醫研究上，傳統醫學已漸漸的和現在科學相融合[5][6][7]。利用現代的科技，來輔助中醫的疾病診斷。藉著中醫的醫理和現代儀器可以擷取傳統醫學和現代科技的優點截長補短。

國內關於脈波的研究，近幾十年來陸續有相關的研究及報告產生[8][9]。而自1977年開始，中國醫藥學院的汪叔游教授，就開始從事脈波圖形判讀的研究[10]。至今與其學生陸續發表的文獻超過十幾篇。其研究目的，是希望建立一套中醫脈波圖形判讀標準。有如西醫心電圖的判讀，而知心臟疾病一樣而能瞭解身體臟腑[11][12][13]，為中醫脈診的科學化跨出一大步。之後有交大魏凌雲教授的頻譜比配合脈經中寸關尺與臟腑間關係的研究[14]。還有中研院王唯工教授以科學方法分析研究，來評估脈診的應用特性。而從中獨創其"共振理論"[15]。繼這些研究與發展之後，我們希能將中醫上的脈診理論

[16]，用於身體內部訊息的判斷，如血糖的濃度等方面。由於脈波裡蘊藏著身體極為豐富的資料，現在一般是以寸口脈波的研究[17][18]或許已有相當程度的進展，紅外線是近年興起，研究脈波的利器，而在應用上也有了相當的成果[19]。但在量測的方法上，由於是直接接觸皮膚表面，所帶的訊號雖然明確，但是雜訊也大。故本計畫希望以紅外線來探索中醫脈診的新領域。

糖尿病，是中國自古即發現的一種病症，古稱消渴症。在西醫的診斷上，是以血液中的葡萄糖濃度做為診斷的依據。以往要測量血糖濃度，必須先抽血然後才能做檢驗。現在量測的方法較為進步，故市面上也出現了一些供血糖檢測用的檢驗器。這些檢驗器，有指尖採血的血液滲透法分析；有指尖採血的酵素電極分析法；有利用光學的測試法。以往的抽血方式好處是準確，但是缺點是不方便。而且對病人的身體，構成相當的傷害。對於需要常常驗血糖的病患，並不理想。而指尖採血與皮下測量的方式，雖已較抽血方式進步許多，但較差的靈敏度與準確性，還有耗材的更換，是其較大的缺點。一般病人一年的試紙花費及檢測費用約800美元/年[20]。至於光學法的測量方式，因為難度高，所以儀器本身的價格，令人不敢親近。目前國內已經有人從事這個領域的研究[21]，其利用紅外光的特來分析血糖的濃度，本質上較為接近目前西方一般的紅外光血糖量測。在中醫的糖尿病研究上，有鄭瑞棠和陳太義[22]的利用中醫脈象診斷糖尿病。目前所知，糖尿病以紅外線研究的方法，在體內量測的表現相當不錯，但在體外量測就難以發揮功能；而中醫目前的進展，還無法針對血糖濃度的特性，來發揮診斷的功效。本研究即是結合脈診的特點與紅外線偵測技術，在這方面尋找其相對的關係。以所得出的成果來使中醫的脈診，能在檢測血糖濃度上發揮潛力，將之發揮在糖尿病的早期發現與治療中。

貳、研究原理

常見的全身性疾病，如糖尿病、高血壓、血管硬化等，均與血液在微血管中的流動有關；而血液在血管中的流動又受全血黏度

(whole blood viscosity)，血漿黏度(plasma viscosity)，紅血球變形度(RBC deformability)與紅血球硬度(rigidity)等血液動力學參數(hemorheological parameters)的影響。經由過去的研究報告可知，糖尿病之血液黏度、紅血球變形度均異於正常人[23-28]，也就是說，此類病人血液流動的阻力大於正常人，因而血液流動速率也會隨之改變。截至目前為止，醫學界對於糖尿病的病因與發病原理尚不是很瞭解，但是糖尿病患者常伴隨微血管病變。我們知道當血糖的濃度升高時，血液的黏度與生理機制將隨之而改變，因此，針對一般人與糖尿病患者做血糖與脈波的同時量測，希望在兩者之間能找到一些參數來表現其中的相互關係。

一、血糖與脈波

一般我們所指的血壓是指動脈壓，而動脈壓的產生是來自於血管中的壓力差。至於動脈中壓力差的維持，主要是靠心輸出量以及周邊阻力來達成。周邊阻力除了血管本身的阻力外，還包括了血管管壁的彈性、管徑粗細、以及血液的黏稠度等均是。

根據血液動力學中的歐姆定律，血管中延著管心方向的任兩點壓力差 ΔP 、血流 F 以及周邊阻力 R 三者間的關係可以以下列式子表示：

$$F = \frac{\Delta P}{R}$$

其中 R 又可依據Poiseuille定律寫成下式：

$$R = \frac{8\eta L}{r^4\pi}$$

其中

r ：血管管徑

L ：血管長度

η ：血液的黏度係數

從上面的式子我們可以看到血液黏度(與周邊阻力 R 成正比，且

血管管壁的物質的堆積或是血管的收縮亦會使周邊的阻力變化為原來四次方倍的量。

人體內血糖濃度之控制是由胰島素來進行的。胰島素首先於1922年由Banting與Best分離成功，因而使得在以前被一致認為是不治之症的糖尿病獲得治療上的改善。胰島素最重要的功能之一是使飯後所吸收的葡萄糖轉化成肝醣的形式儲存在肝臟中；而在進餐一段時間後，血糖濃度降低，使肝醣在分解成葡萄糖，擴散至血液中，以維持一定的血糖濃度。此外，胰島素也促使肝臟把多餘的葡萄糖轉變成脂肪酸，以脂肪的形式儲存在脂肪組織中。

通常在進餐前的血糖濃度約只有80~90mg/dl [29]，此時胰島素分泌量較少。當血糖濃度因進餐或其他因素上升到100mg/dl以上時，胰島素分泌量便快速增加。這種血糖濃度對胰島素分泌的效果，在人體內是非常重要的回饋機轉(feedback mechanism)，血糖濃度上升促使胰島素之分泌，而胰島素又促使組織細胞吸收葡萄糖，血糖因而下降，以維持正常血糖濃度。

糖尿病是由於胰島素分泌太少而無法調節血糖至正常濃度所引起的。通常可分為：1.青年發作型(Juvenile-Onset Diabetes)，這型的糖尿病常與遺傳的因素有關；2.成年發作型(Maturity-Onset Diabetes)，多在中年產生，且好發於體型肥胖者身上。此外糖尿病尚可分為insulin-dependent(IDDM)與noninsulin-dependent(NIDD)二種型態：1.IDDM可能是因為自體免疫過程(autoimmune process)而導致胰腺中的 β 細胞遭到破壞所致。2.NIDDM則可能是由於insulin不正常的分泌或組織中含有抗胰島素活性的因子存在所致。由於糖尿病患者會減少對葡萄糖之利用，使得血糖濃度可高到300~1200mg/dl，而且身體會轉而求知於體內脂肪之應用，使脂肪不正常代謝，並沈積在血管壁上，使血脂濃度（尤其是膽固醇）升高。

由於糖尿病患全血黏度與血漿濃度均較正常人為高，增加了血管中血液流動的阻力，因而導致血流速率降低。且因血流速度降低造成血液中氧的飽和度降低，使得紅血球內血紅素產生連結，造成紅血球內黏度增高，因而形成血液流動的惡性循環。

二、量測原理

當光照射在待測物上時：

總光發射量 = 光吸收量 + 光反射量 + 光穿透量

$$G = G_{abs} + G_{ref} + G_{tr}$$

由能量守恆原理可知，當總光發射量減掉光反射量及光穿透量，即得光吸收量，此即謂「總吸收光譜值」。

依照光譜分布圖，在近紅外以及中紅外兩區，750-2500nm區為水吸收光譜影響最弱之窗口，故葡萄糖濃度造成的吸收光譜值變化在此區較易觀察。

而在使用中紅外線波段的缺點有：

1. CO₂雷射功率大小受到限制，穩定性差。
2. 待測物溫度嚴重影響量測值，且溫度上升造成有機物變質，破壞待測物性質。
3. 以反射法求吸收光譜值，即使以植入式光纖為透鏡，亦為半侵入式，不符合非侵入式要求。
4. 周邊設備複雜，系統穩定性不高，易受干擾因素影響。
5. 受限於發光設備，無法成為可攜帶式。

故我們使用波長範圍為近紅外波段(600nm-1050nm)的發射源作為我們實驗的光源。由於此區的穿透率較強，故可假設 $G_{ref}=0$ ，即入射光被吸收或穿透，不會反射。

使用近紅外光的優點如下：

1. IRED近紅外光發光二極體功率小，穩定性佳。
2. 待測物溫度影響量測值甚微，且溫度上升量小，不會破壞待測物性質。
3. 以光學穿透法量取光變化值，符合非侵入式的要求。
4. 周邊設備簡單。
5. 發光源IRED近紅外光發光二極體體積重量小，有利於發展成可攜帶式。

由上面對於近紅外光與組織的理論與特性描述我們推論，若我們將手指中的微血管叢視為一裝有溶液的容器，則當我們做體積描記圖時，入射光經手指吸收後，穿透光即是剩餘未被吸收的光密度，因而獲得脈波訊號。如果我們視之為體積變化的波形，那麼其中應隱含一些周邊微血管系統的生理訊息，若我們試著對之分析，應可獲得一些具有意義的結果。

自從Malpighi以複式顯微鏡看到微血管後，人們對於幾近封閉的心臟血管系統，終於有了完整的描述輪廓。血液由心室出發，經主動脈、動脈，由微動脈控制進入微血管，微血管再匯集成靜脈、大靜脈，而回到心房。在各主要動脈分支與靜脈間，若以簡單的圖形加以表示，其路徑如圖2-1。B與C兩點間為微動脈與微血管，合稱為血管叢。

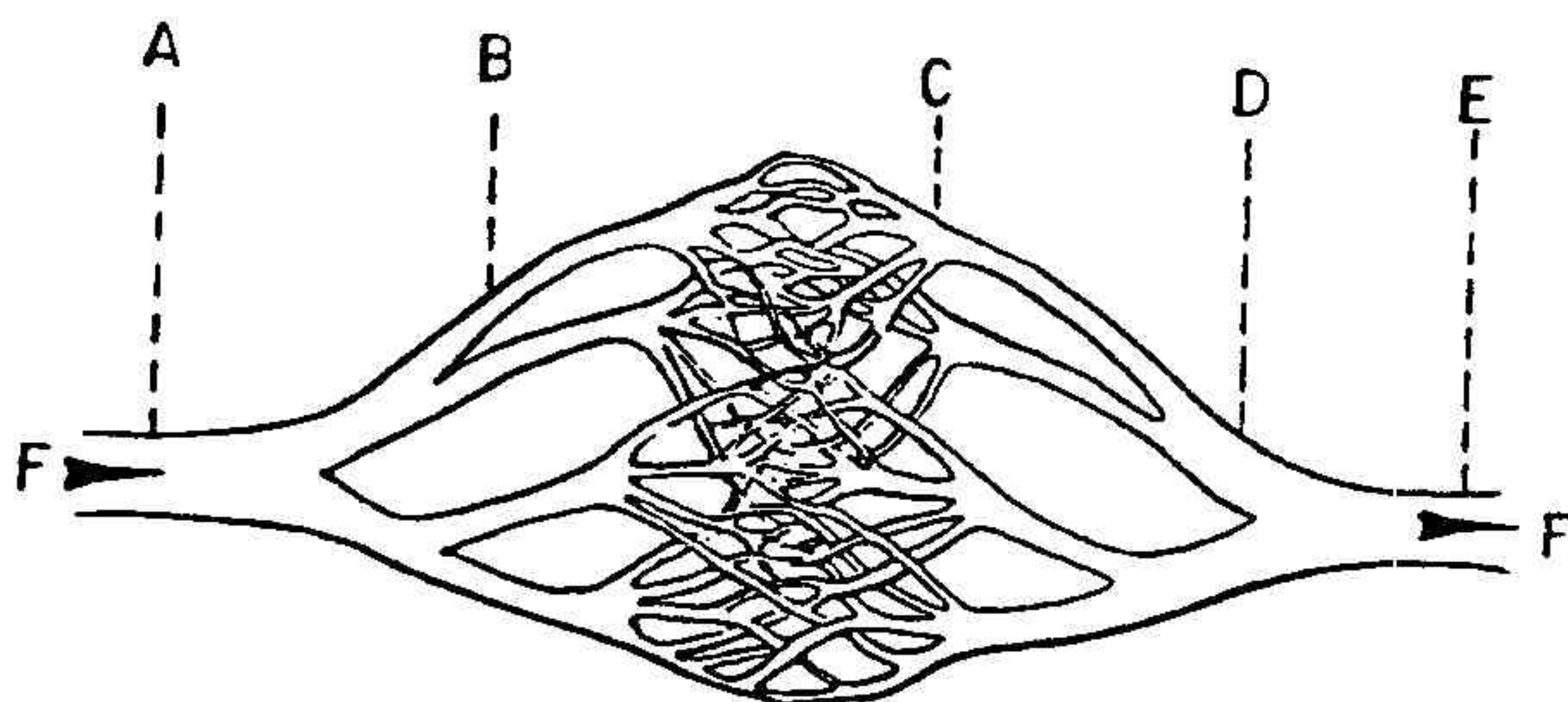


圖 2-1 血管組抗主要發生於 B-C 段

圖2-1 血管組抗主要發生於B-C段

(From 1978 Burton[9a])

由於血管叢的微動脈內壁具有可收縮的平滑肌，可以管制血液的流通與否，因此血管叢是整個血管系統中，對血壓與血流傳遞構成最大阻力的地方。圖2-2是人類體循環各處的概略數值。

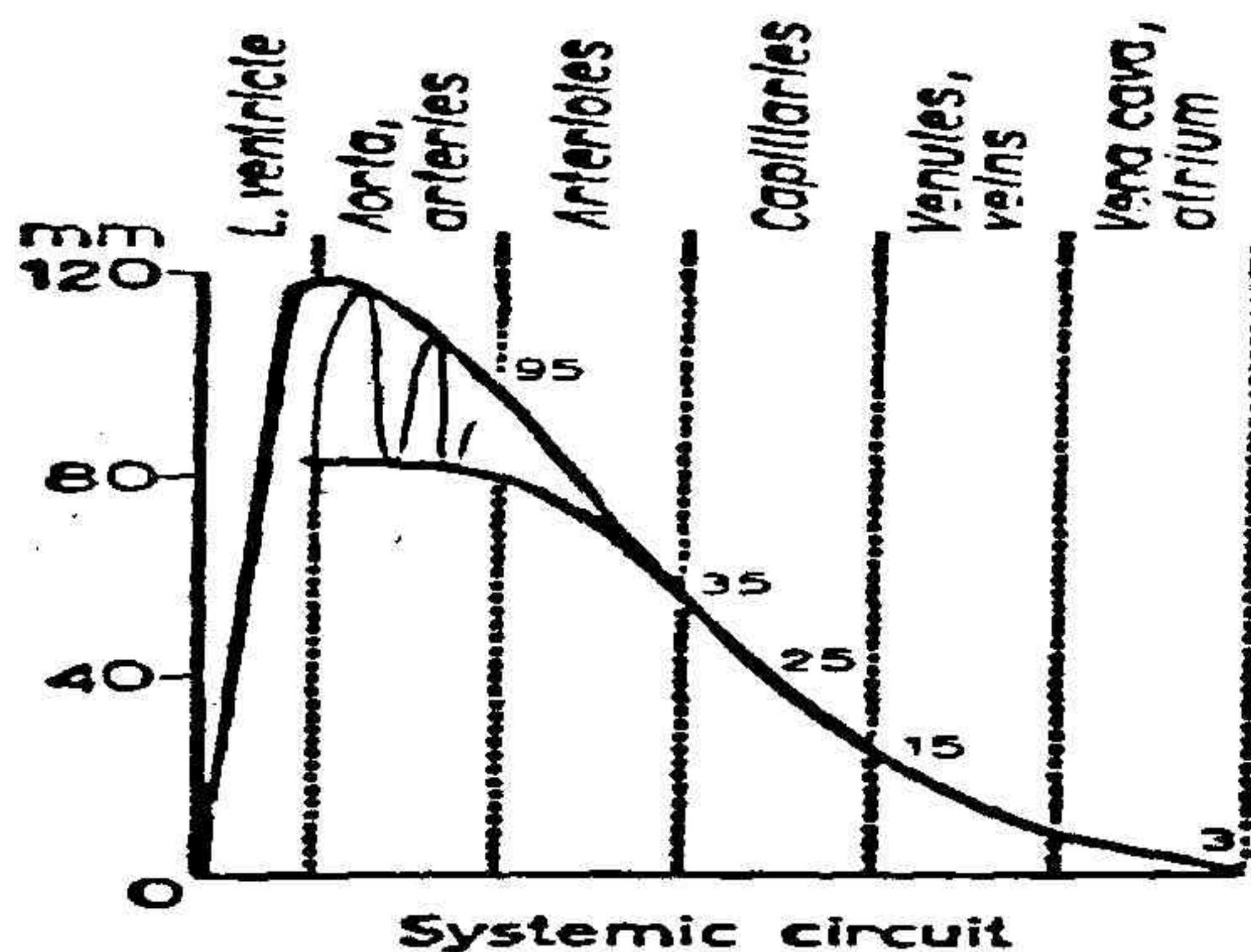


圖 2-2 體循環各血管內血壓圖
(From 1978 Burton[9a])

三、脈波的分析方法

(一)時域分析

關於脈診已在臨床上使用做為判圖的脈波標準圖形如圖 2-3 所示，而各參數的生理說明如下：

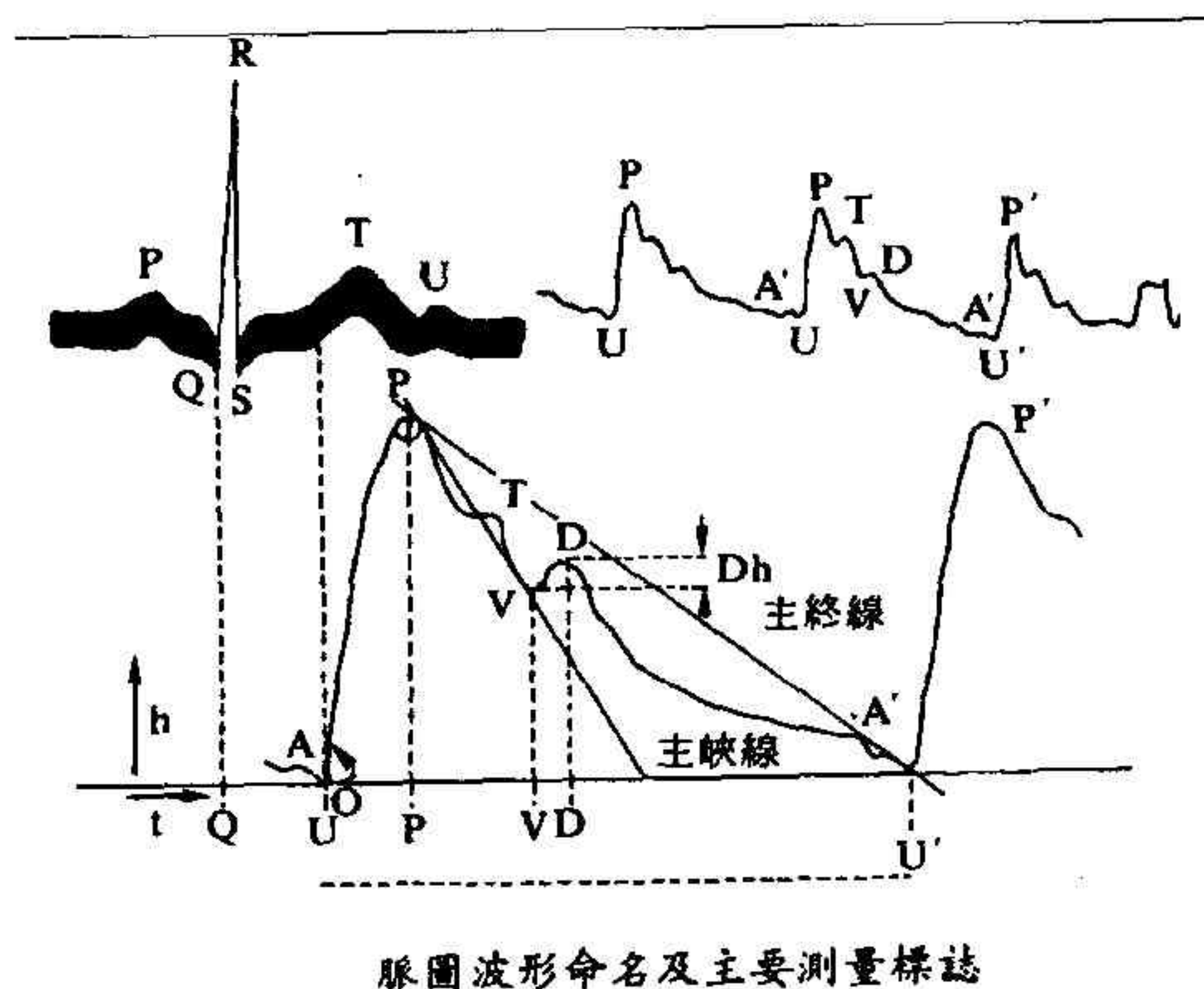


圖 2-3 脈波各參數標示圖

1. U點(始射點)

始射點是整個脈象圖的最低點，反映心臟舒張末期血管內的壓力與容積。代表心室快速射血，血液流入動脈的開始點。

2. P角(主波)

主波角是主波峰頂的一個夾角。它反映動脈內最大壓力對管壁的作用時間。P角受心輸出量、動脈阻力和管壁彈性的影響。

3. P角波幅

P波幅是反應血管充盈度或搏動性血液供的主要指標。當心力充沛而血液供應又充足時，波幅明顯增高。服用血管擴張藥物(活血藥物)後波幅明顯增高。

4. T波(Tidal wave 潮波)

位於脈波的下降支，通常延續於主波之後，位置較低但高於重搏波。影響到T波所受的因素有：周邊血管的阻力、血管彈性以及脈波降支的下降速度等。

5. D波(Dicrotic wave 重搏波)

D波主要反應血管彈性與血液流動狀態。D波明顯，表示血管彈性良好血流順暢；而血管彈性不良、血液黏稠度增大、或肥胖的人，其D波減弱或消失。

(二)頻域分析

這是頻域中以功率觀點來檢視的方式。經FFT轉換後的頻域函數取其自相關函數，即各轉換後的分量成以此分量的共軛值而得。它可以突顯各特徵的強度，使我們更加容易觀察。

參、硬體與軟體

本研究所使用的硬體是以自製的手指紅外線脈波體積描記器，外觀如圖3-1。在感測器的光源部份，是利用Telfunken的紅外線LED，光譜的峰值是落在950nm波長，量測時則是放置在手指的背

側，光訊號感測器則是放置於手指的腹側，而光源訊號的取得是因為手指微血管動脈叢的搏動與血液中各成份物質的光譜吸收效應，將光源加以調變後，由光電晶體接收而得。在得到類比訊號後，接著將訊號透過DSP卡將訊號加以數位化並傳入電腦存成檔案。

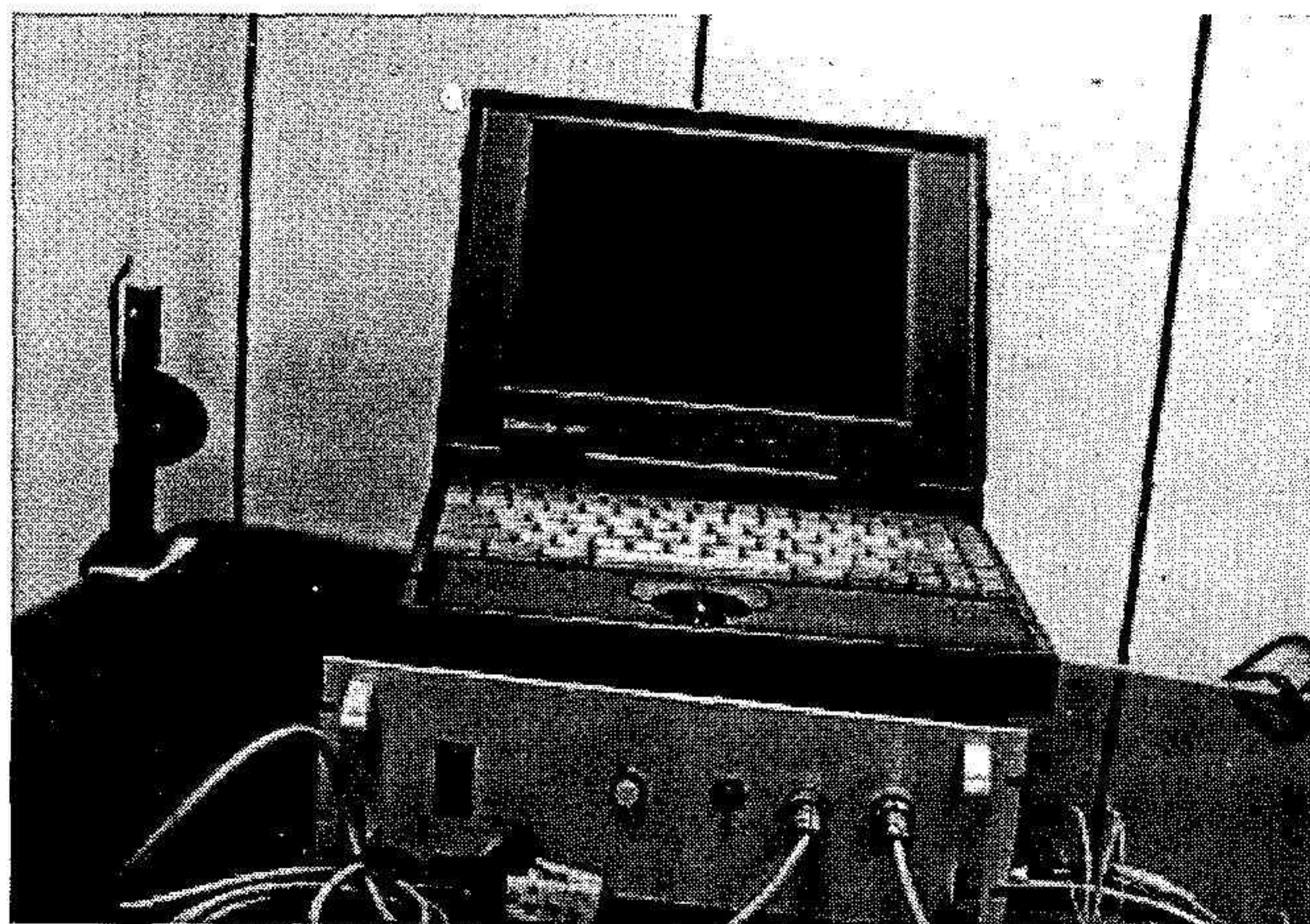


圖3-1 儀器外觀

在得到脈波的資料後，先確定我們所得到的資料有無失真，若有，則修改我們的硬體，若無，則開始對資料展開特徵的尋找。要如何知道我們想要的資訊，如頻域的分布狀況以及是否可成為觀察脈波特性的關鍵，或是在時域裡各個參數的表現以及相互間有無關係？這些種種的推測與疑問，就必須以各種適合的軟體來加以分析探討，甚至在必要時，需要自行發展工具程式以解決問題與困難。我們在此研究中，訊號處理得力於MatLab軟體，統計分析則借重Winks軟體，程式發展工具則憑藉Delphi軟體。

透過以上這些的硬體與軟體，我們可以在這個少人探究的紅外線領域裡，展開人體脈波訊號的神秘之旅。

一、硬體設計

整體看來，硬體的組成可分為四個部份(圖3-2)：一、直流電源供應器。二、介面電路。三、紅外線脈波放大電路。四、訊號源控制電路。

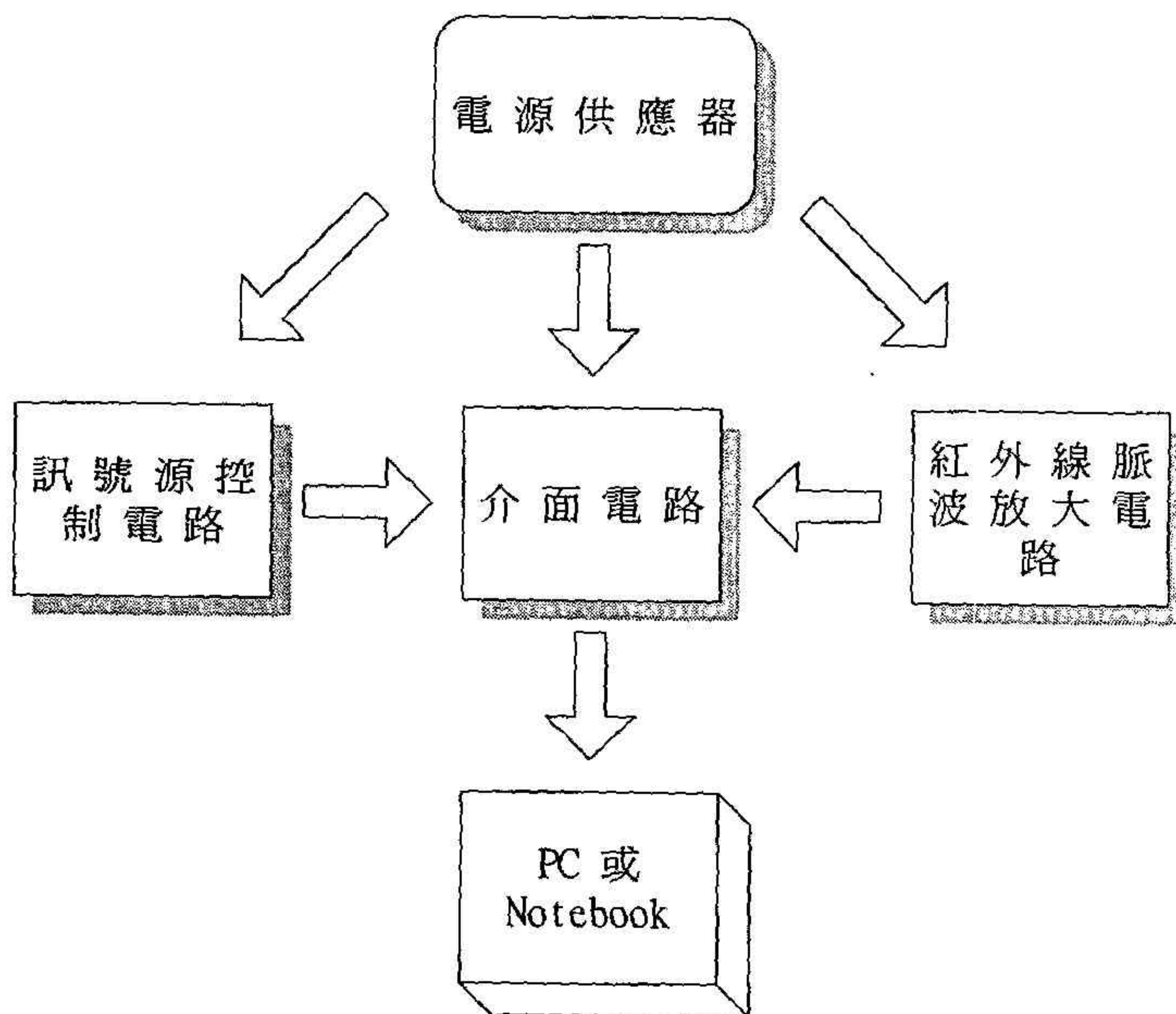


圖3-2 硬體系統架構圖

本研究量測工具的感測器部份是採用穿透式的，就是光源及光接收器位於手指異側(圖3-3)，整個模組包括一個德國Telefunken的GaAs的紅外線二極體為光源(型號：TSUS3400)，以及一個Si-NPN平板式光電晶體(BPW42)(圖3-4)。

其中二極體的發射光譜峰值落在950nm處，半發射角為左右25°，且高發射強度、高發射功率的特性，是理想的選擇；至於與其匹配的光電晶體，則具備高敏感度特性，且其50%的可接受光頻譜

範圍自 560nm~980nm，是合適的選擇。

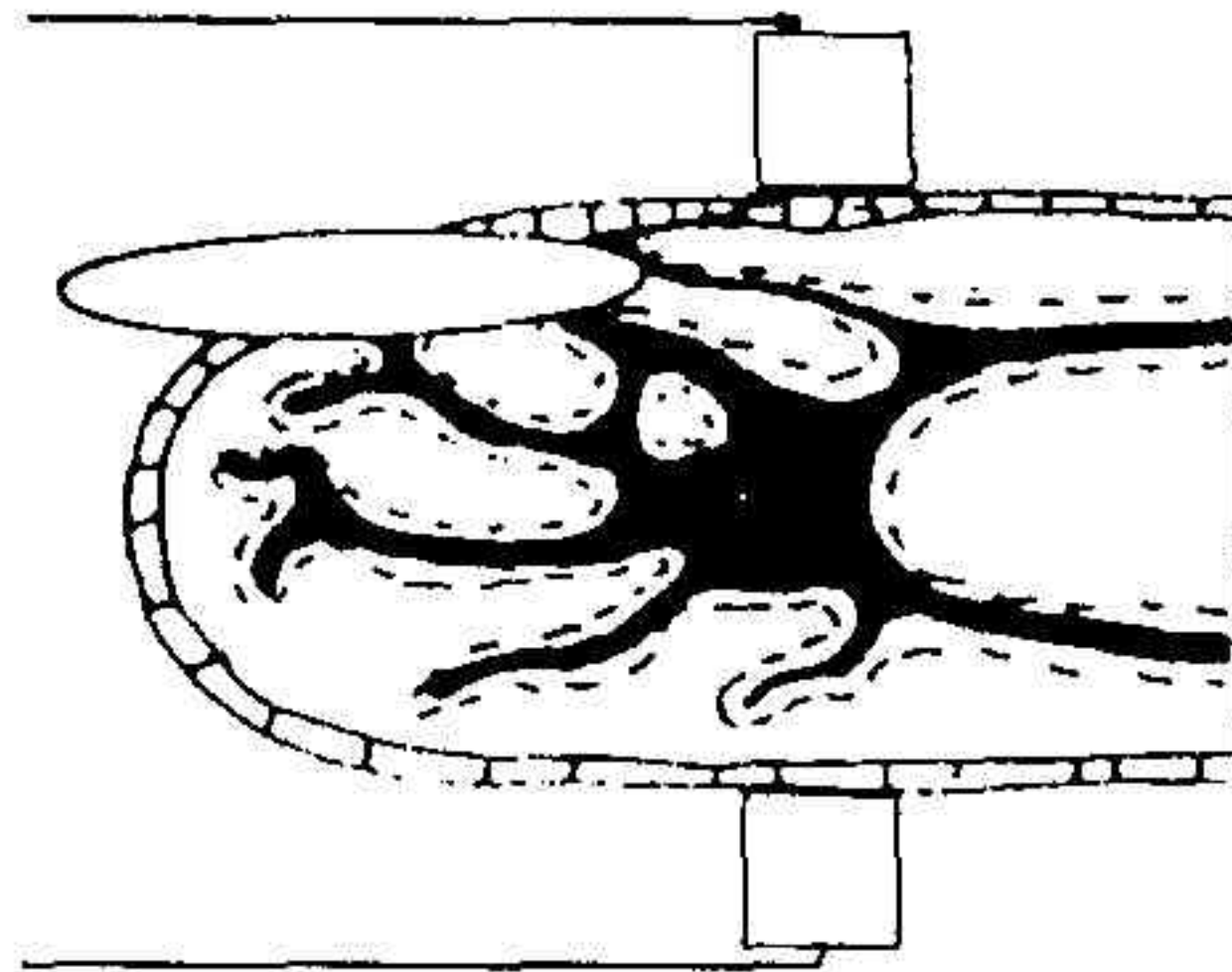


圖 3-3 手指體積描記量測圖

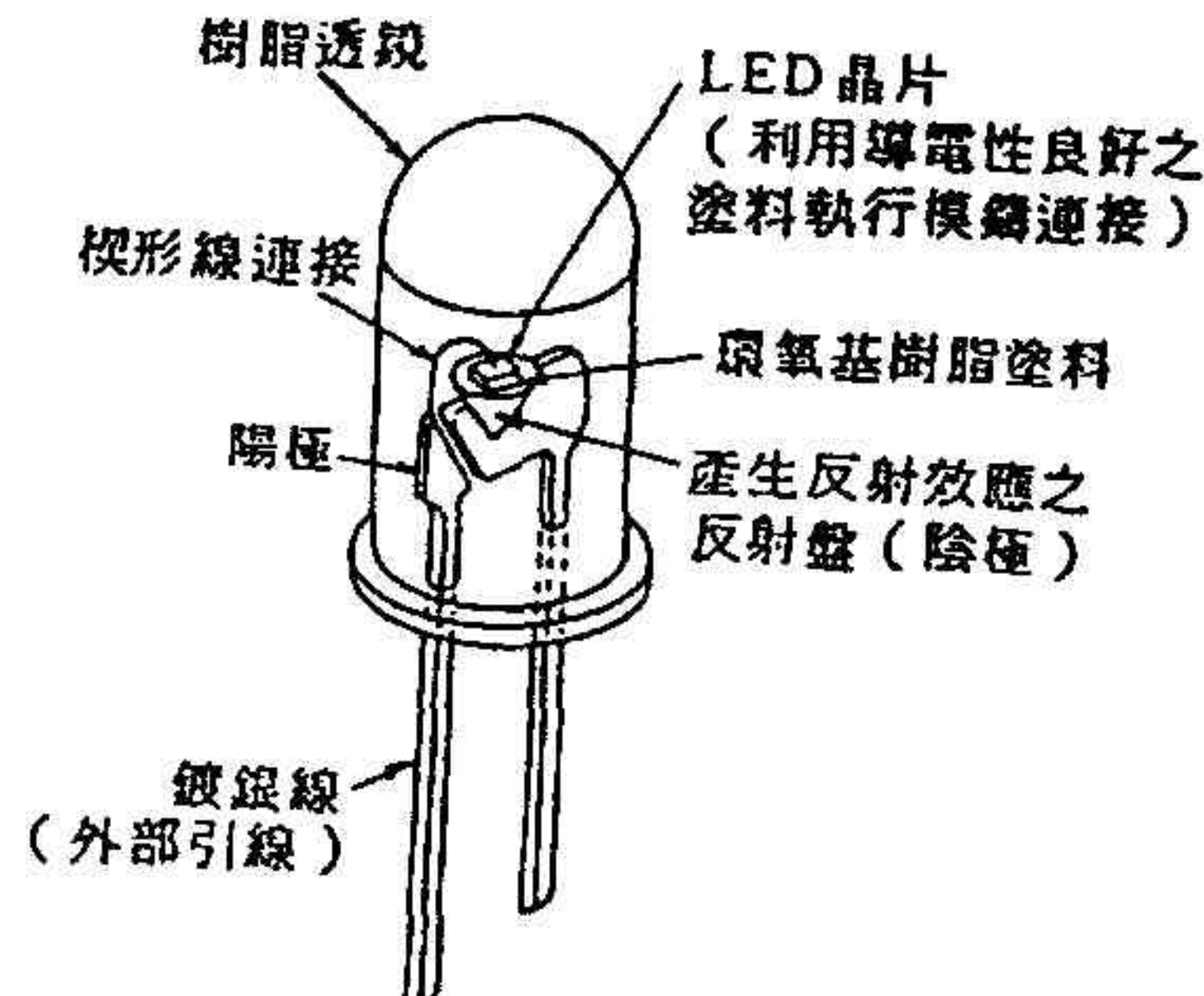
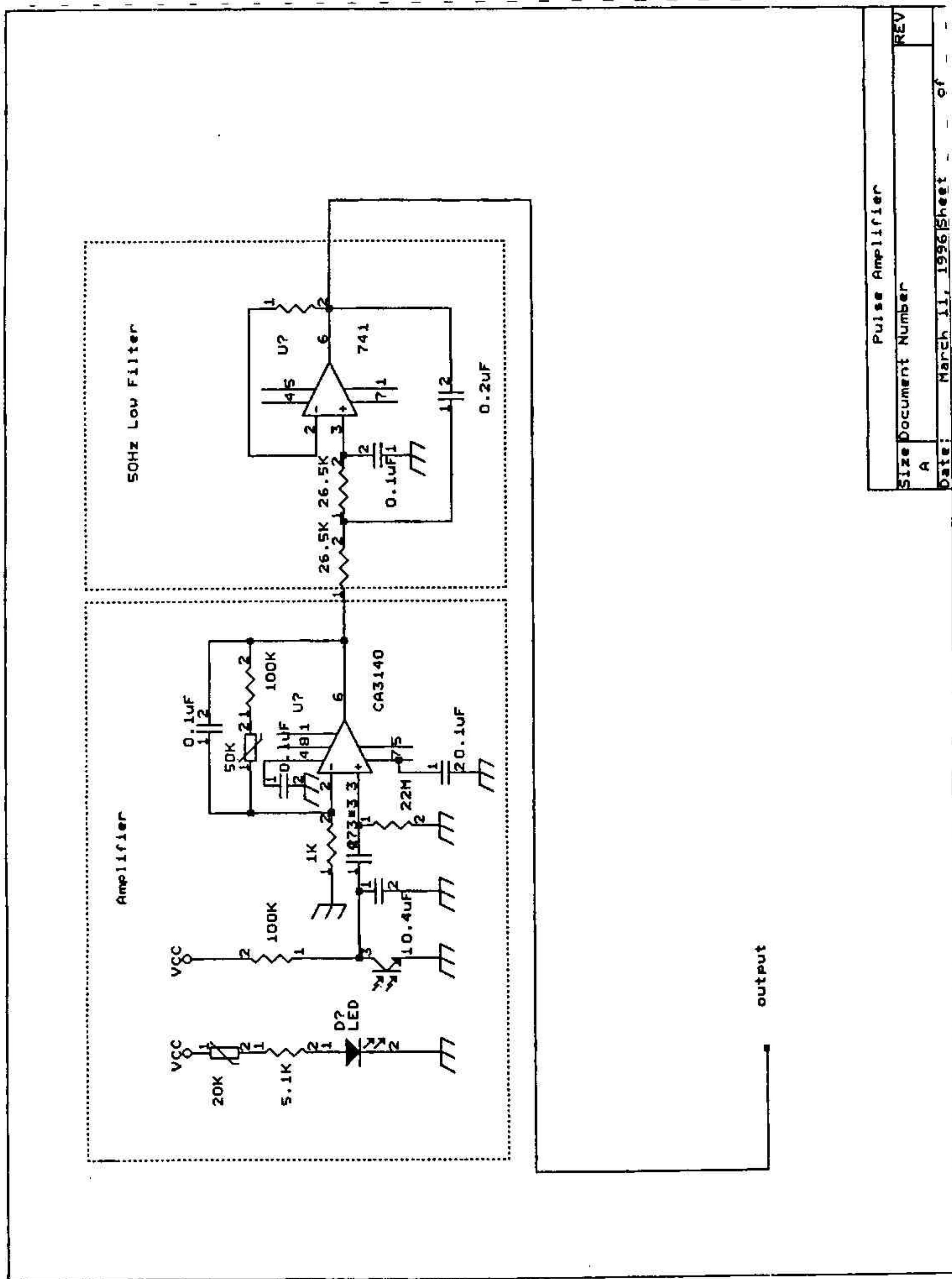


圖 3-4 LED 包裝原件示意圖

紅外線脈波放大電路(圖 3-5)是本量測工具的主體，電路部份的動作原理說明如下。在紅外線光源受到手指阻隔而調變後，穿透光入射於光電晶體，使光電晶體產生光電流，進而產生集-射極電壓 V_{ce} ；光電晶體的使用類似於一般電晶體，採射極接地型的電路，而負載電阻決定受光敏度，集極輸出端電壓與亮度成正比；其後的低通濾波電路具截止頻率 0.08Hz，以去除高頻的干擾，至此訊號輸出。



Pulse Amplifier	
Size Document Number	REV
A	
Date:	March 11, 1996 Sheet - of -

圖 3-5 紅外線脈波放大電路圖

二、軟體部分

(一)前言

在上千萬筆脈波資料海中，如何規納與整理？在本研究一開始，為了找到這個問題的答案，花費了數個月的工作天來試驗與尋找。數台 high performance 的高級工作站以及龐大的人力資源，在整體的研究中提供了良好的發展環境，讓我們可以將繁雜的資料瑣瑣分類，逐步分析探討。在龐大的人力分析後，接著就是適當的軟體工具選用。

本研究中所使用的軟體工具，是利用 Delphi 3.0 在 Windows 95 下所寫成的。而採用 Delphi 的原因是因為設計容易，且在計算速度與作業系統溝通能力上的表現，直達 Visual C++ 執行效率。此外，Delphi 本身即附有 DataBase 引擎，在資料的計算與分類計檔時，可以同時完成多項任務，甚至可達成網路資料分工與分流的效果。而在訊號的頻域分析以及訊號的初期特性尋找，則是使用 MathWorks 公司出產的 MatLab 5.0。最後的統計工作，則是使用 Math 公司出產的 Winks 4.2 來輔助分析。

(二)、軟體設計

軟體工具的設計大致上是依照數據分析的流程而依續發展，如圖3-6所示：

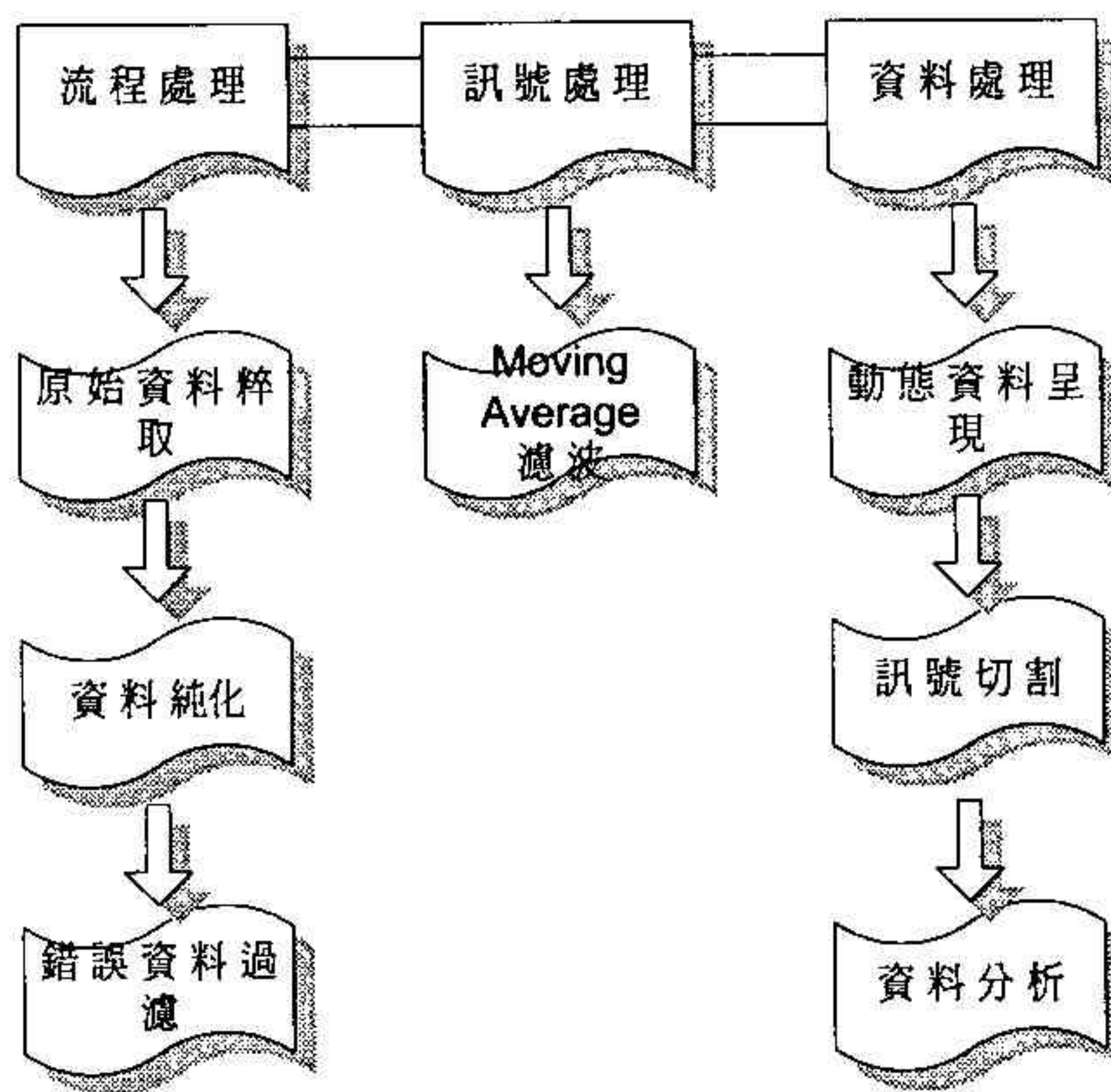


圖 3-6 軟體工具發展分類流程

圖 3-6 軟體工具發展分類流程

在流程處理方面：

原始資料粹取

由於從LabView所接收進來的資料並不包含單純的脈波資料，故必須先進行資料的粹取分離。

資料純化

由於部分的資料經由MatLab計算轉換之後，所有的資料是以空格(space)做為分隔符號，一般的文字格式無法一次讀取，故須由此工具程式加以純化轉換。

錯誤資料過濾

某些資料或許在A/D轉換時產生部分無限大或是字元符號資料，這些資料在我們做批次(Batch)處理時，會造成處理上的錯誤或是當機，且每單位的資料量皆在數萬筆以上，故需此工具來簡化Debug的過程。

在訊號的處理方面：

雖然本研究的取樣頻率高達1000Hz，但希望能將資料以失真最少的方式做分析，所以在時域的分析上採用的Moving Average的方式來濾掉高頻雜訊。

在資料處理方面：

由於市面上的一般軟體尚無可直接觀視全域的脈波以及區域單波的程式，此程式的開發在於可同時動態的觀察並尋找所要的脈波波段，必要時加以截取並同時可得到單波的時域資料。在圖3-7中我們所看到的畫面，是脈波的訊號動態觀測視窗以及訊號截取功能視窗。在動態觀測視窗中，藉著在下方較暗色的部分以滑鼠在上面拖曳(Drag and Drop)，就可以在數十萬筆的資料中，任意的察看每個部份的脈波波形表現。而在圖3-7的左上方最大的脈波圖視窗中，也可以藉著滑鼠來選取圖上的任一部份，使之放大或縮小，可以讓我們在尚未正式分析脈波之前，就可以先以目視的方式來觀察脈波的特性。在圖3-7的右方視窗中，所呈現的是一個手動與自動脈波切割功能視窗。若是點取自動切割的選項(Auto Cut)，則系統會自動將所有的脈波檔案資料，以下方定義的脈波切割段落，自動將脈波做切割分離的動作。若是選擇手動操作(Custom Cut)，則可以對各別的脈波檔案進行更詳細的切割控制。圖3-8則是這個分析程式的另一個功能視窗，可對所選取部份的脈波做單波的分離(把一個完整的脈波由眾多脈波之中單獨挑出)以及脈波參數的量測。在圖3-8中，可以看到當我們以滑鼠點取"Auto Detect"這個功能之後，程式立即將脈波上的波峰以及波谷自動標示出來(▽-是代表脈波的波峰，□-是代表波谷)。這個功能除了可方便我們對於脈波資料的觀察之外，亦使我們確定我們觀察所得到的脈波與電腦本身所判讀的脈波是否一致，可減少

錯誤的產生。圖3-9所顯示的則是單波的截取功能。在這裡，我們藉著右方中間的"Select"功能鍵來做防呆功能。因為單波切割的使用是藉著在左上圖的脈波上方以滑鼠點取一下，即可達成切割的動作，但是怕一時的不小心的失誤而造成資料的處理錯誤，在未按下"Select"功能鍵之前，切割的功能無法啟動。圖3-10所表示的是當切割功能執行完畢的結果。當我們在脈波圖上單點(Click)之後，即會在目的單波(target pulse)的左端與右端各出現一條綠色的切割線(如圖3-9)，接著按下"Yes"鍵後，單波即出現在脈波圖上，且下方的參數表內也出現了我們所需要的脈波參數。在這裡我們可以很清楚的看到單波的時域表現。

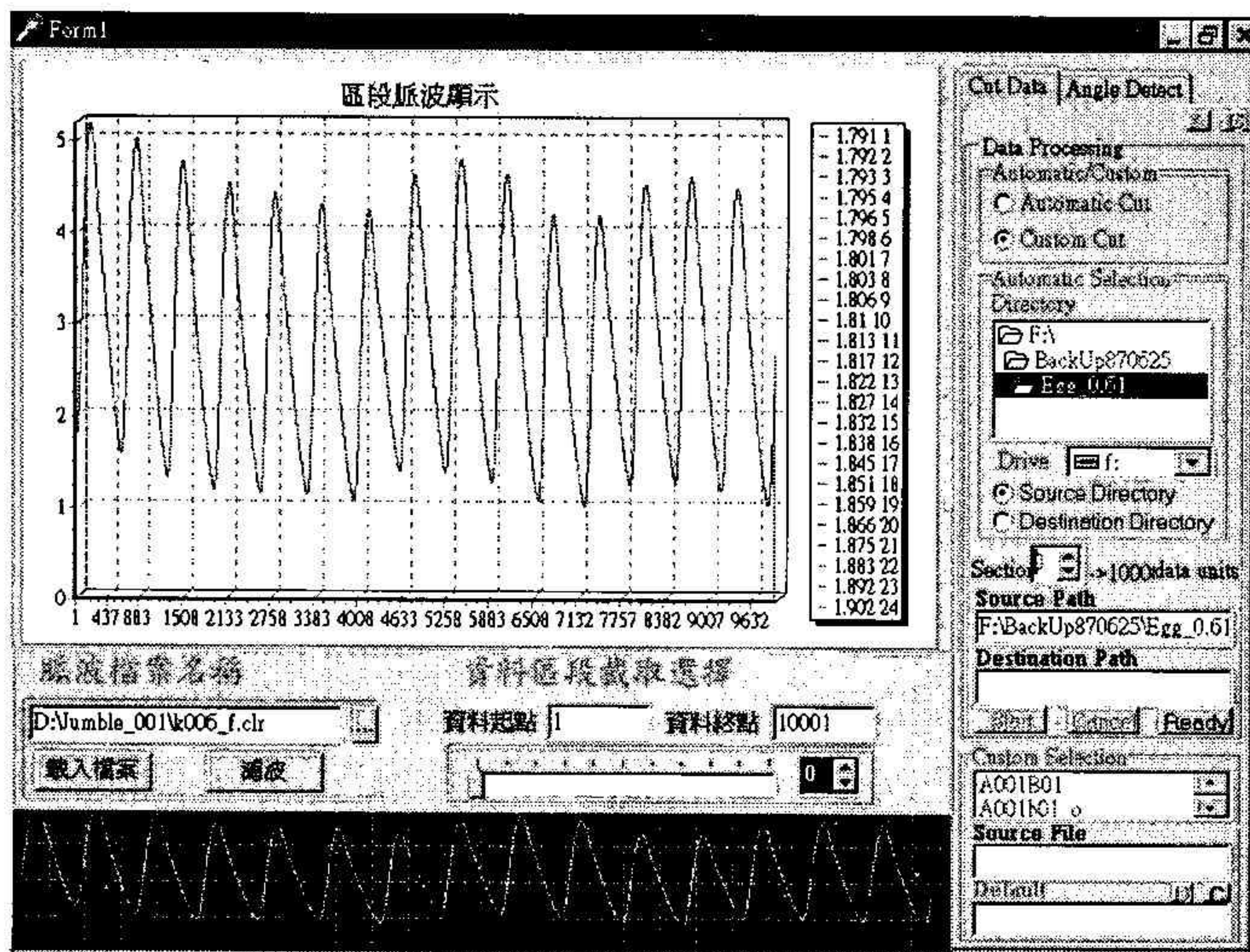


圖 3-7 訊號截取程式執行圖

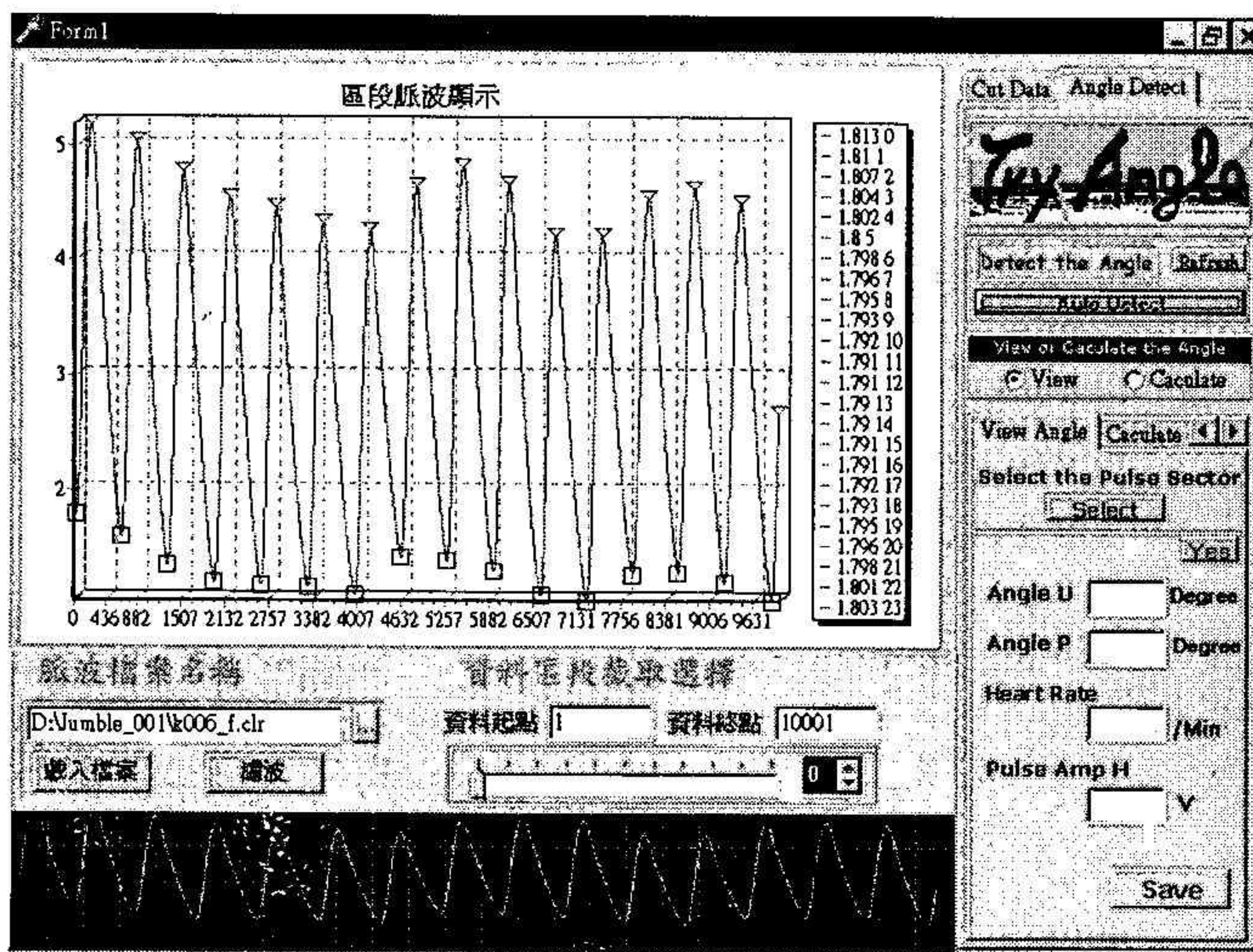


圖 3-8 峰谷值自動標示判斷程式圖

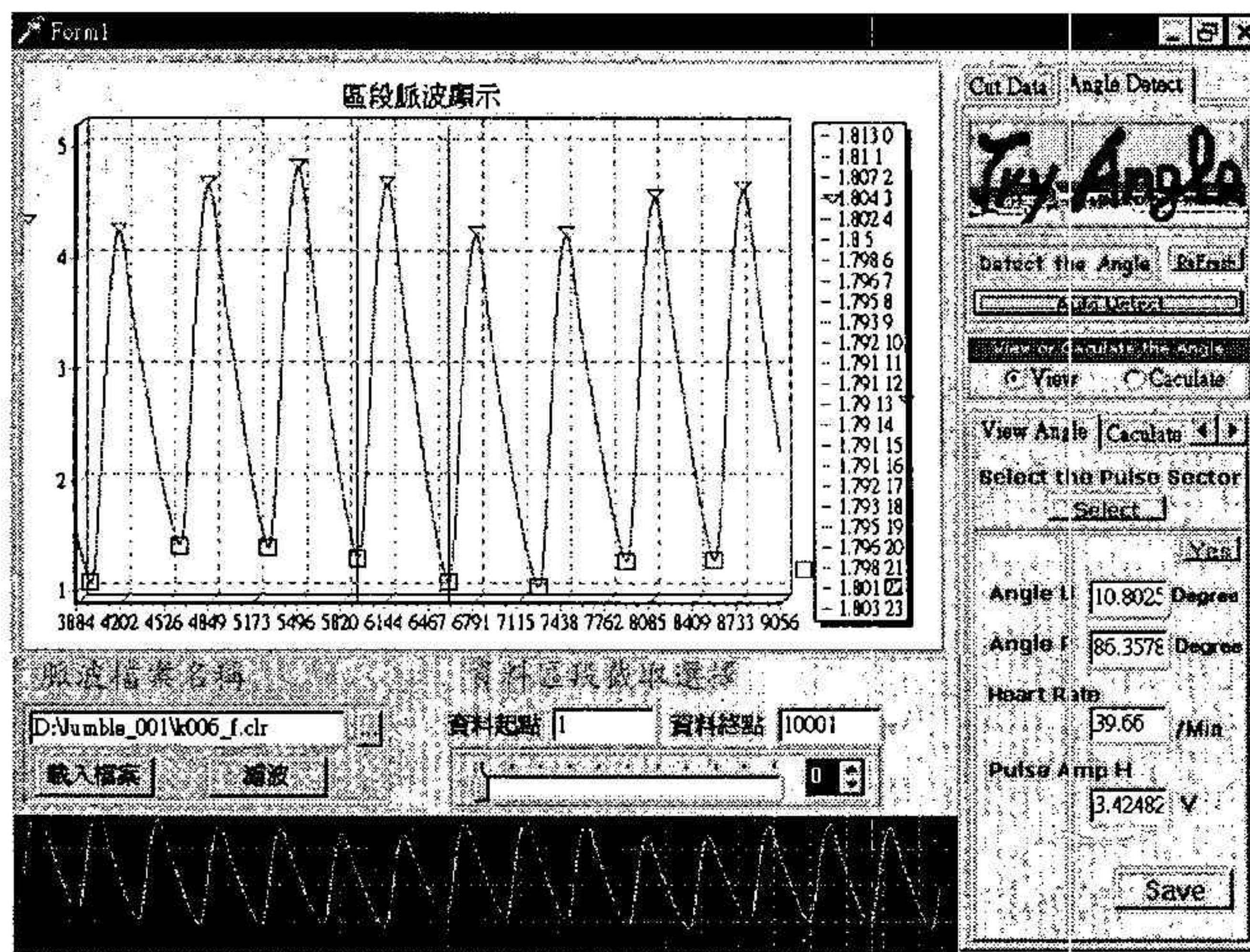


圖 3-9 脈波自動單波截取信號圖

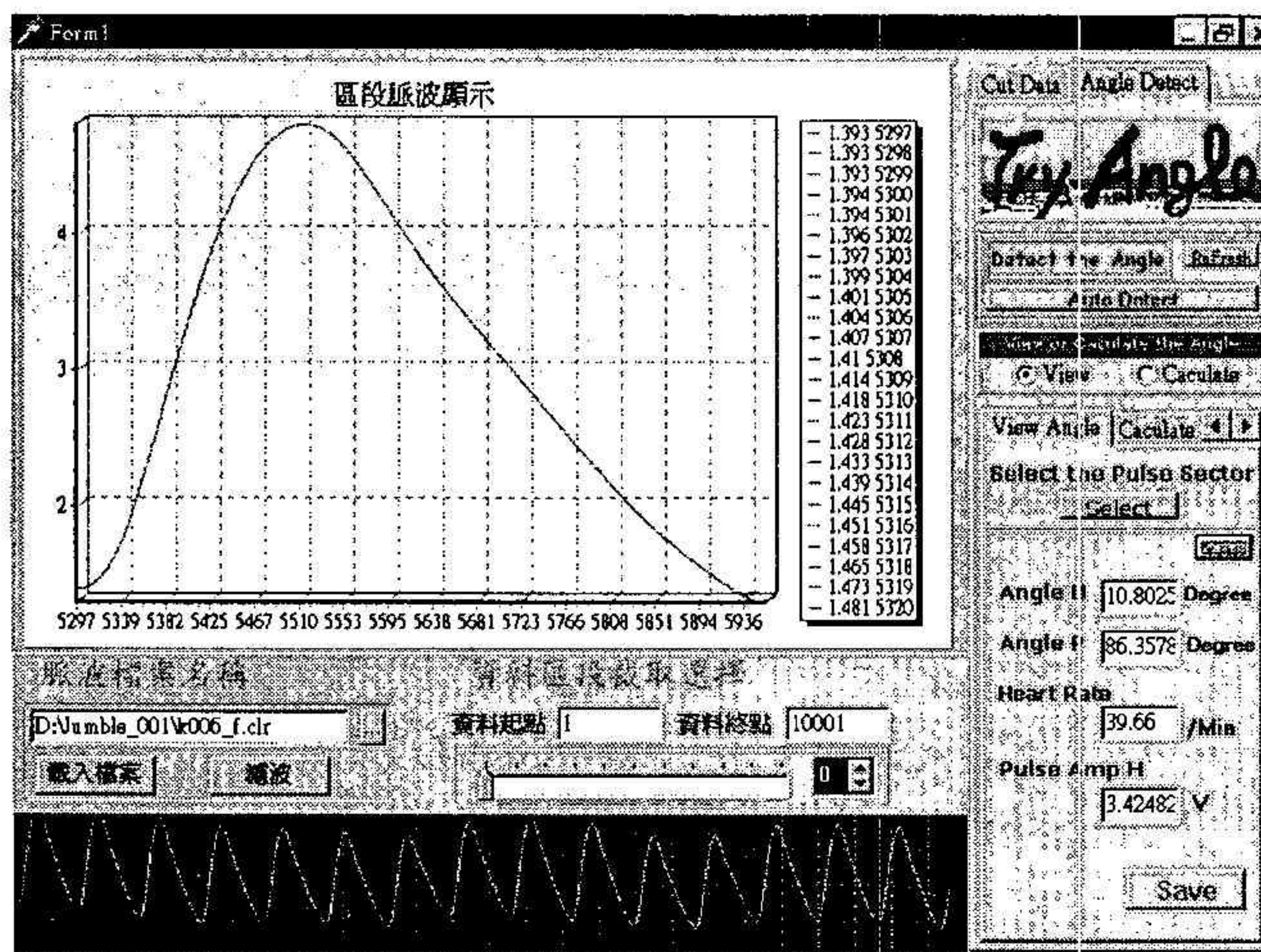


圖 3-10 脈波之單波截取放大暨自動偵測程式圖

肆、材料與方法

一、前言

我們的量測樣本主要來自省立桃園醫院家醫科的病患與中原大學的學生，總數為74人(糖尿病患者34人，正常人40人)。而我們所使用的主要設備與工具則為：

1. 紅外線手指脈波量測儀

自製設備—可由受測者的手指接受食指微血管動脈叢所產生的生理訊號，具有訊號接收、放大、濾波的功能。

2. AT-MIO-16E-2 訊號截取卡

美國NI公司出產，取樣頻率在20MHz以上，可滿足本研究1000Hz的取樣頻率需求，與LabView配合用以將訊號做A/D轉換送入電腦內儲存。

3. ONE TOUCH II 血糖量測儀

由美國LIFESCAN公司所生產的ONE TOUCH II 血糖量測儀，屬於針刺後直接滴入式，測試範圍為0-600 mg/dL，可在量測後45秒得到血糖值，我們使用本儀器來取得較精確的血糖值。

4. LabView

LabView是一套視覺化的訊號處理軟體，可以簡化我們所需的訊號取樣以及處理過程，但是需配合NI公司的AT卡方可使用。

5. MatLab

MatLab 是一套訊號分析軟體，可方便我們訊號濾波、頻譜分析以及參數尋找等工作。

6. Delphi

Delphi 是Borland公司發展的程式發展工具，程式語言的架構是以Object Pascal為基礎，在物件導向的程式發展以及有關的Windows API的提供、運用以及整合上，具有相當不錯的表現。

二、研究流程

量測時先使受測者在椅子上安穩躺平，至少15分鐘之後才開始量測受測者的血壓、心跳，並以耳溫槍量測受測者的體溫，再以紅外線溫度計量測受測者的手指溫度。在量測記錄期間並以音樂幫助受測者穩定情緒，待受測者的脈波呈穩定情況時再開始記錄脈波，在脈波記錄完畢後量取受測者的血糖值。

本研究共取樣正常人40人，糖尿病患者34人，進行手指脈波的量測與血糖量測。量測次數共207人次。每次量測的項目包括血壓、體溫、心跳、指溫、室溫、脈波、血糖量測。量測的流程如圖4-1所示：

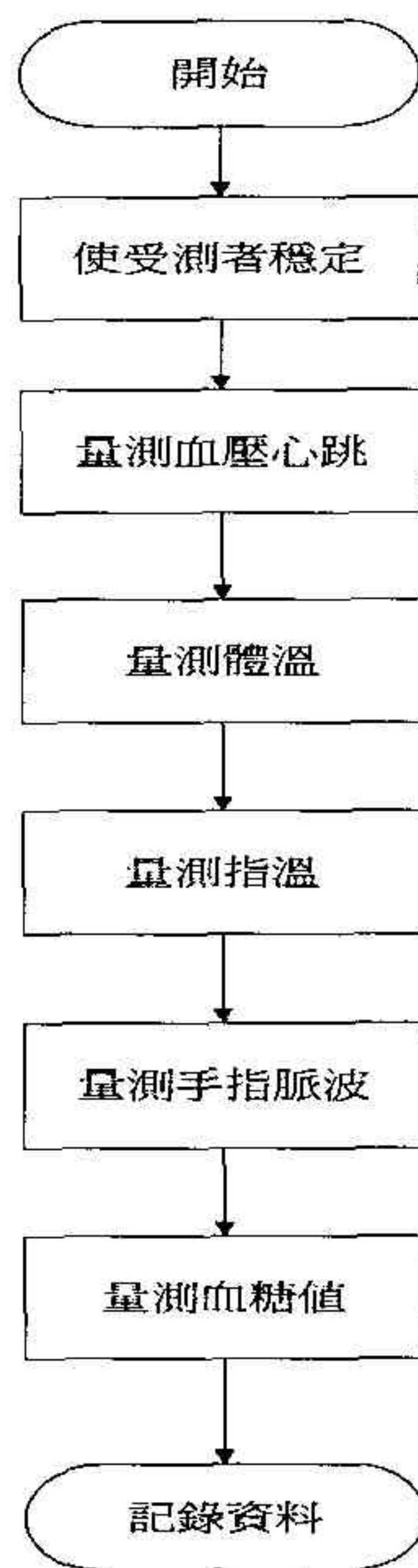


圖4-1生理訊號量測流程圖

由圖4-2的流程圖中，我們可以看到，在手指脈波量測開始之後，訊號即由LabView軟體透過AT-MIO-16E-2將得到的訊號悉數接收並以檔案型式儲存下來。在這裡要注意的是，我們要開始來記錄訊號之前，需要先讓訊號運做30~60秒之後再開始記錄。因為當訊號開始接受輸入時，會因為電容的放電效應而使訊號一開始即處與高能的狀況，之後才隨著時間而慢慢降低，直至30秒後才趨於穩定。

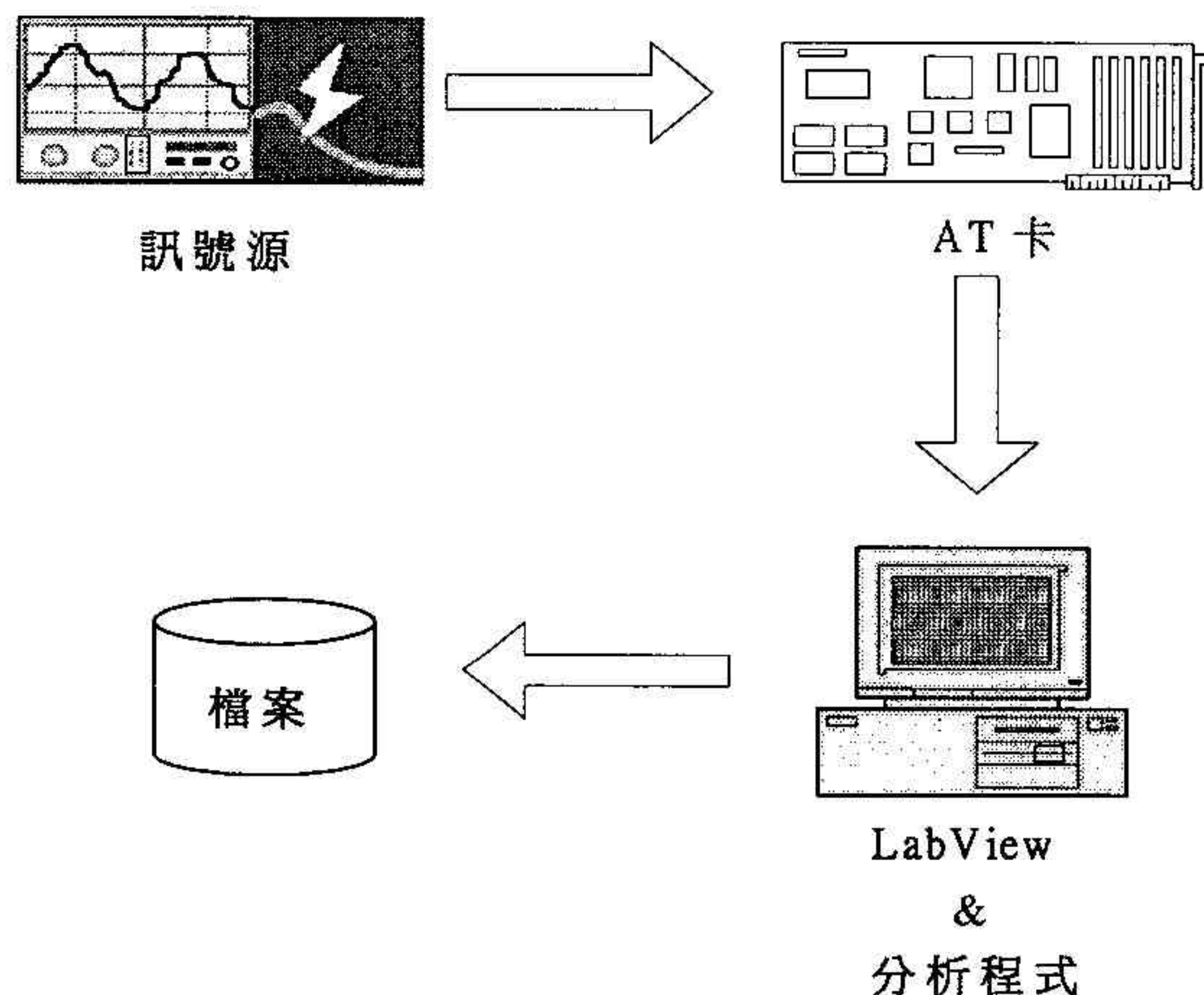


圖 4-2 訊號截取流程圖

在訊號的取樣頻率上，我們使用的取樣頻率為每秒1000點，取樣過程不附加任何濾波與放大功能。在訊號的分析上，除了功率頻譜分析係使用MatLab 5.0分析之外，其後的訊號切割與時域分析皆使用自行以Delphi 3.0軟體所開發的應用程式。在分析前，先將訊號做濾波處理，之後再於訊號的7/10段開始點為起始位置，截取長度10000點(相當於10秒鐘)的訊號以方便分析(圖4-3)。這樣的取法可使訊號最接近真實的血糖濃度，且不會因為太過接近訊號尾部而有訊號不穩定的情形產生。接著以一階導函數法找出脈波的峰值或轉折點，將單一脈波切割下來進行脈波參數的分析。在圖4-4中，我們看

到一個相當完整的單波脈波圖，下方記錄的是脈波資料的序號，左方是量測時訊號的強度，脈波的頻率約在1Hz左右。

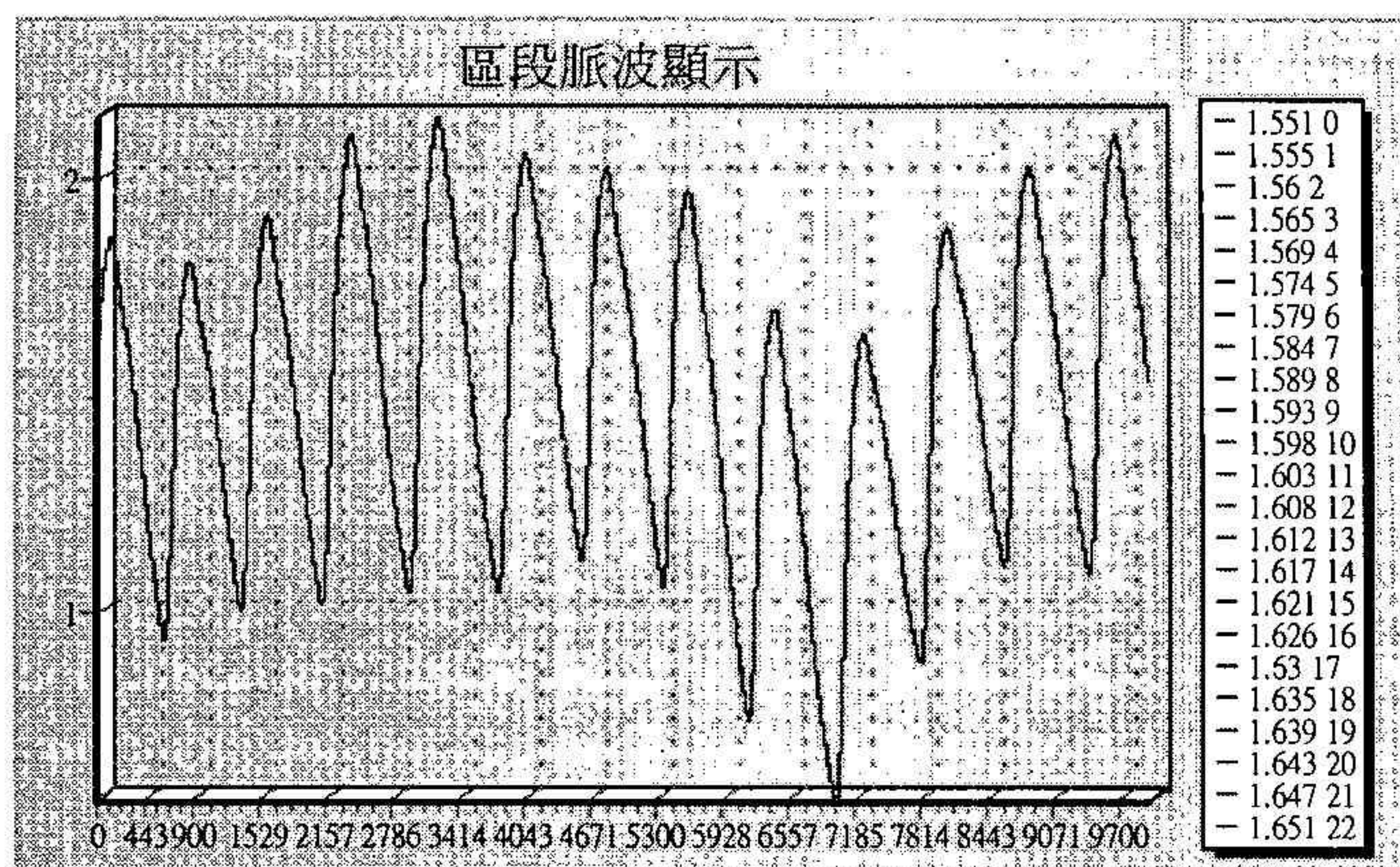


圖 4-3 Delphi 程式所截取之 10000 點脈波訊號

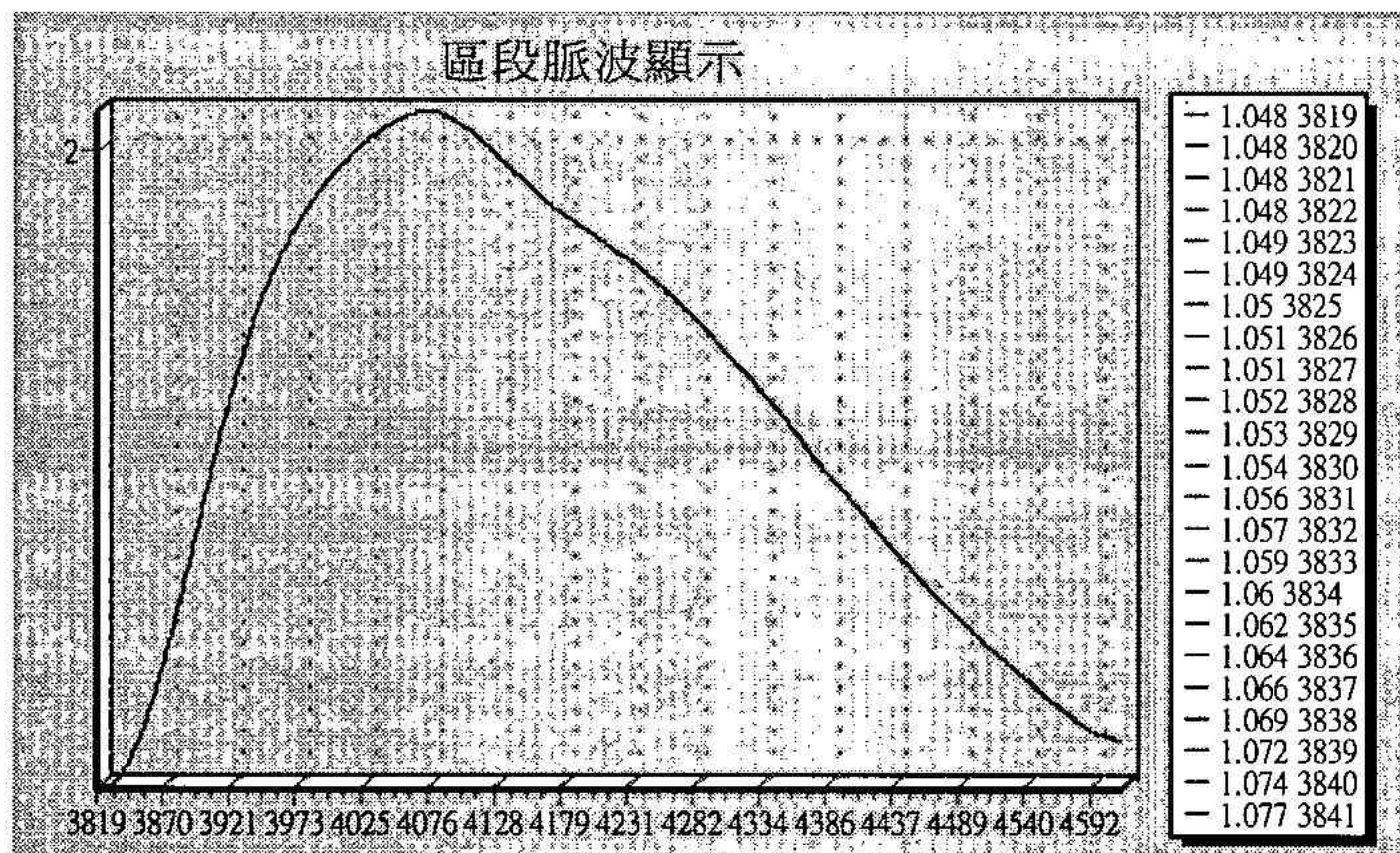


圖 4-4 Delphi 程式所取得之單波資料

伍、結果與討論

一、功率頻譜分析的結果

在某些病例的脈波圖及其功率頻譜分析圖中我們可以發現，在飯前與飯後的脈波圖比較上，並無法得除一個規律的結果，也就是我們無法單憑著功率頻譜分析的方式來找出血糖濃度的差異。圖5-1、圖5-3、圖5-5、圖5-7是經過0.3Hz~50Hz的band-pass filter濾波之後的原始脈波圖，在這裡可以看到訊號的時域分布。在圖5-2與圖5-4的功率頻譜分析圖中，所呈現的飯後的曲線分布都高於飯前的表現，而兩條曲線的差異也都維持在10db以上。但是在圖5-6與圖5-8的功率頻譜分析圖中，卻是飯前的曲線高於飯後的曲線。至此，結果告訴我們無法以功率頻譜分析的方式來偵測紅外線脈波的特性，更無法用來偵測血糖濃度的血糖值，所以我們試著去討論時域的分析。

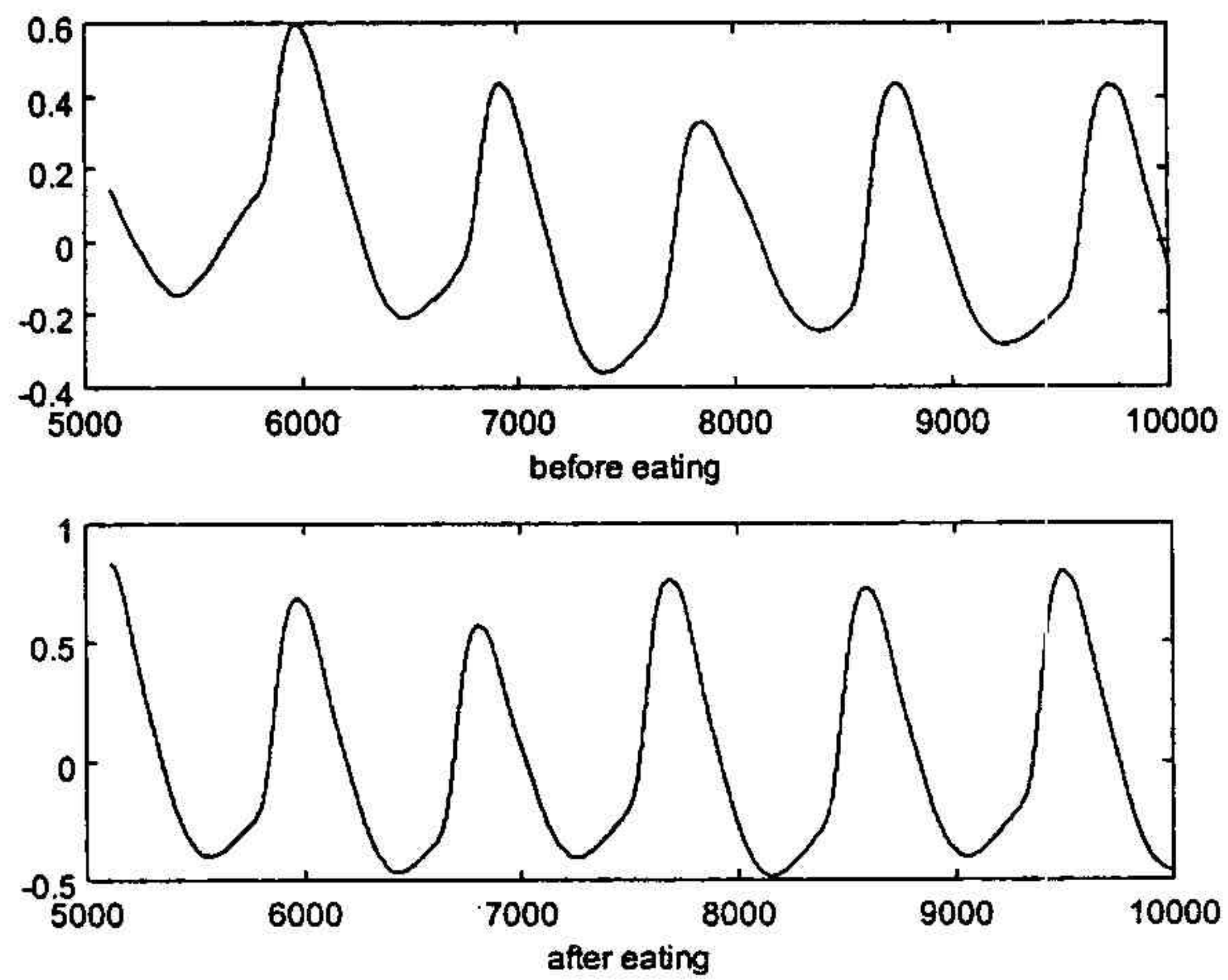


圖 5-1 001 號受測者飯前與飯後的脈波圖

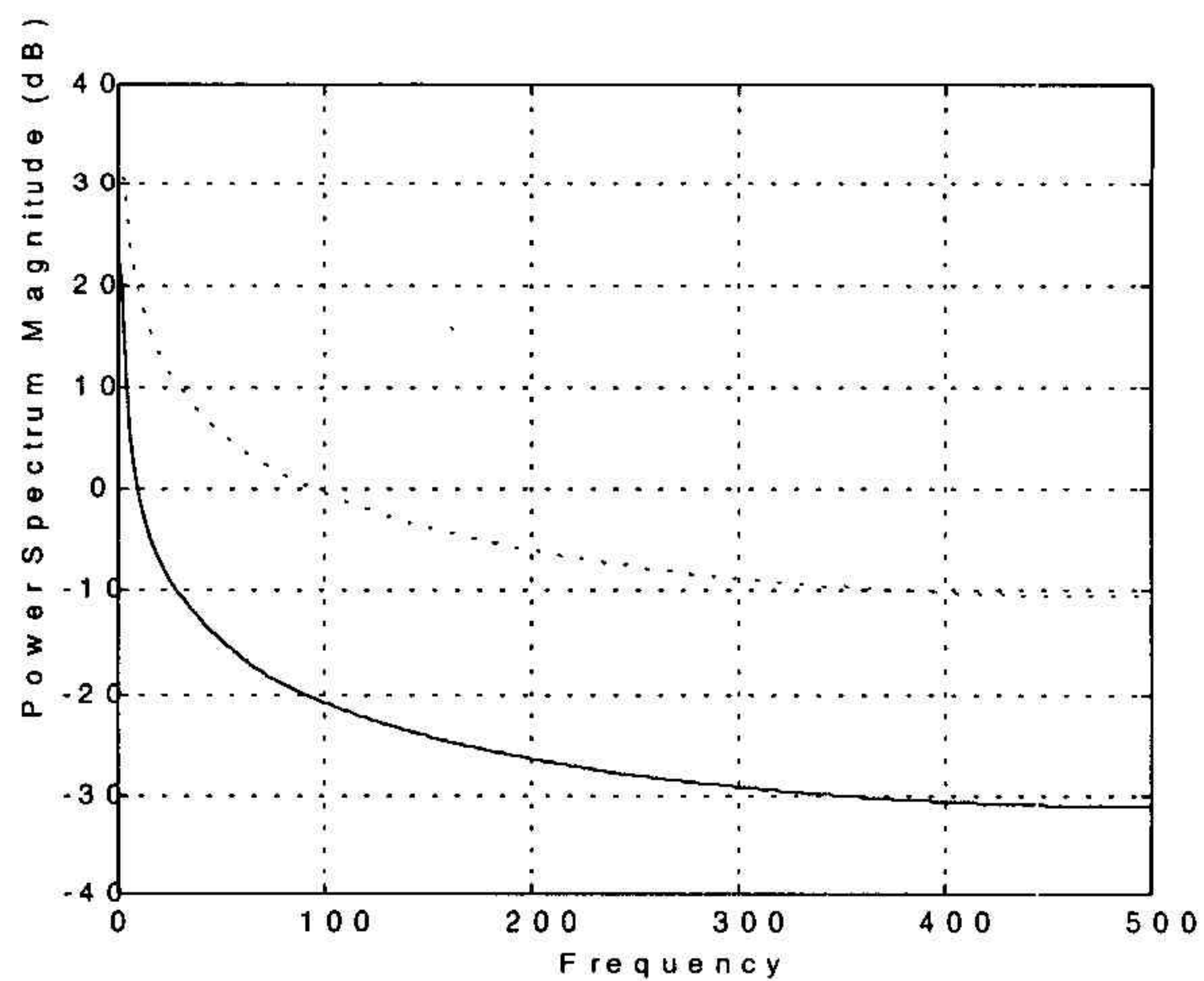


圖 5-2 001 號受測者飯前與飯後的功率頻譜分析圖(下方為飯前量測值，血糖濃度為 101 mg/dL；上方為飯後量測值，血糖濃度為 118 mg/dL)

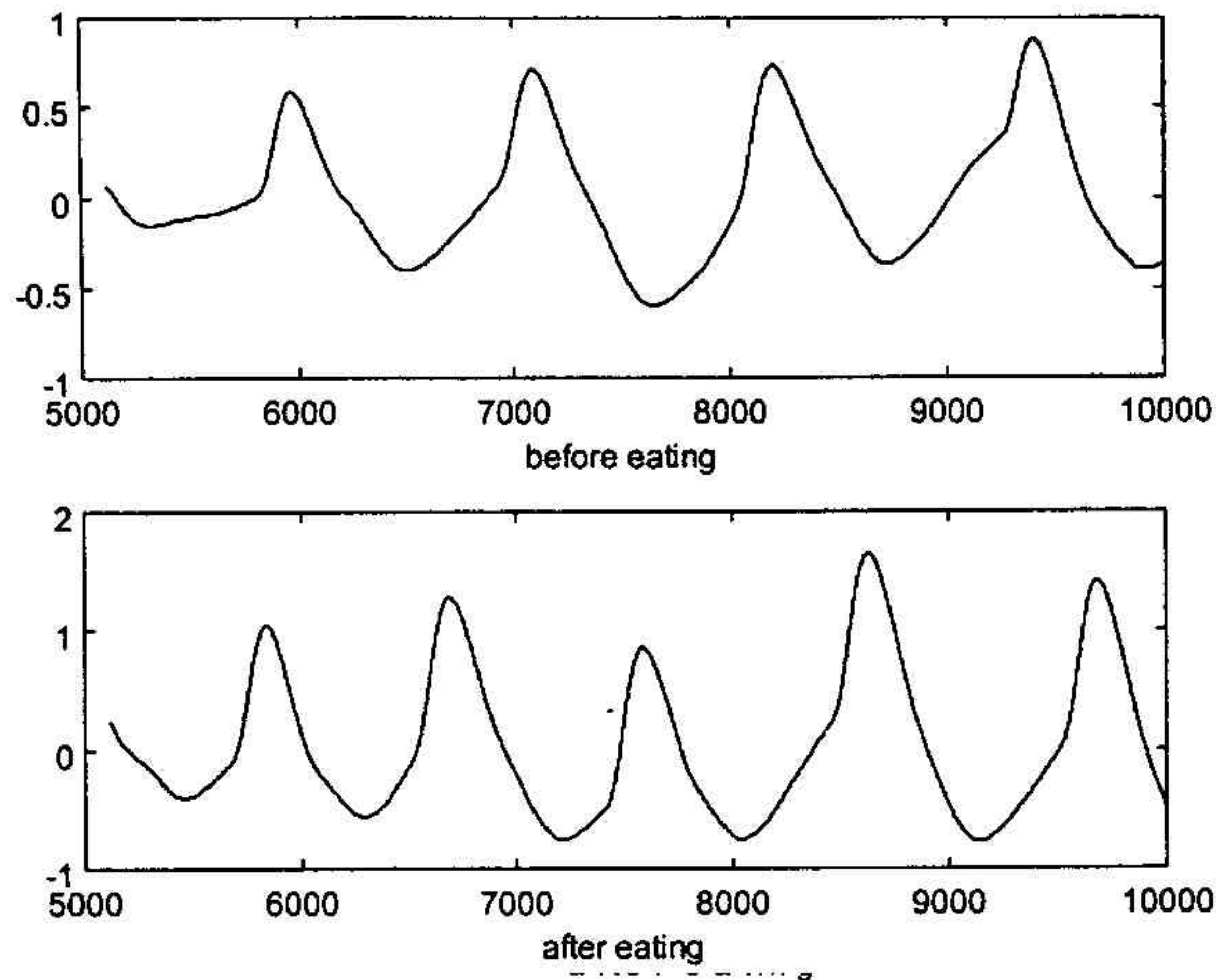


圖 5-3 002 號受測者飯前與飯後的脈波圖

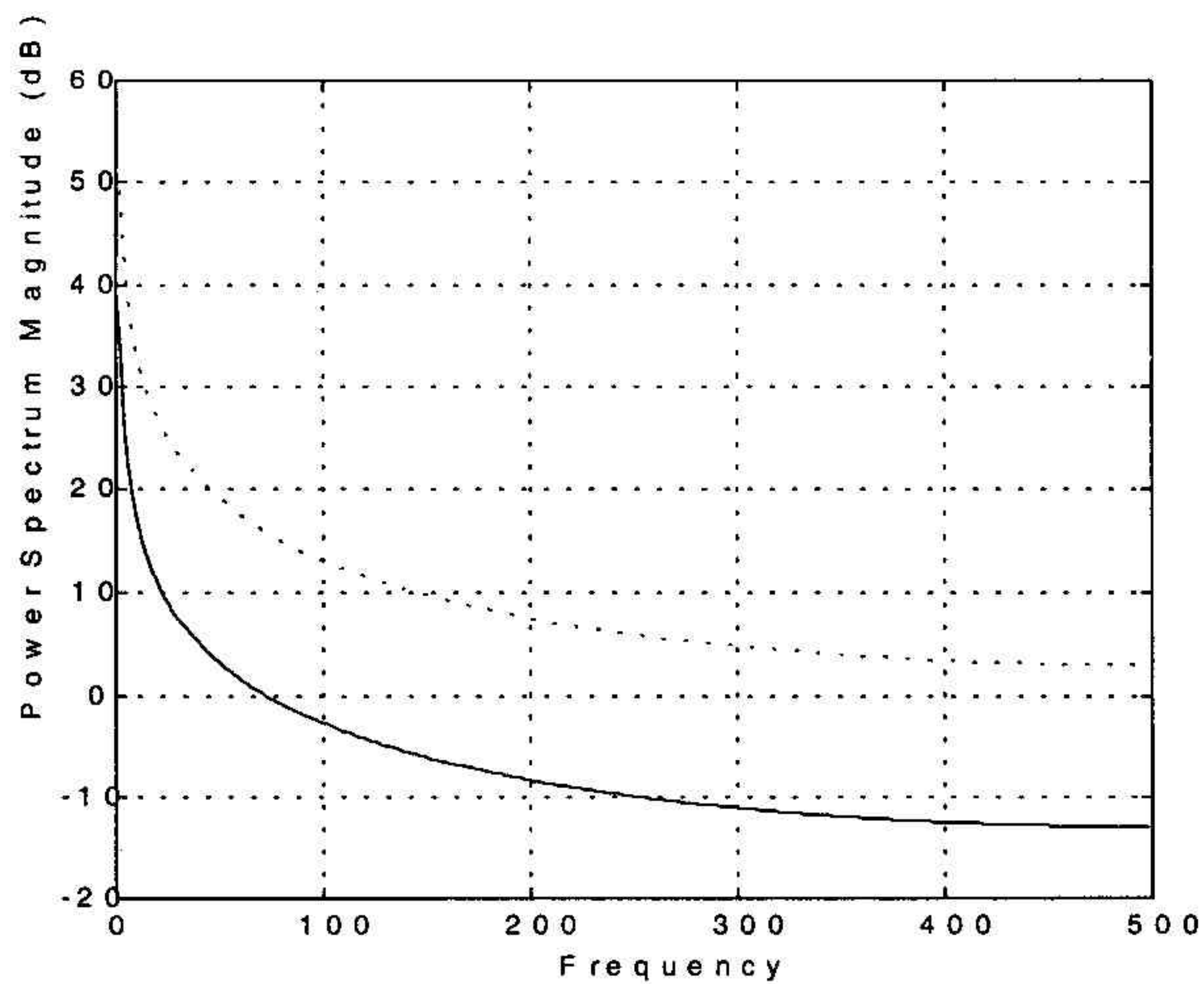


圖5-4 002號受測者飯前與飯後的功率頻譜分析圖(下方為飯前量測值，血糖濃度為96 mg/dL；上方為飯後量測值，血糖濃度為112 mg/dL)

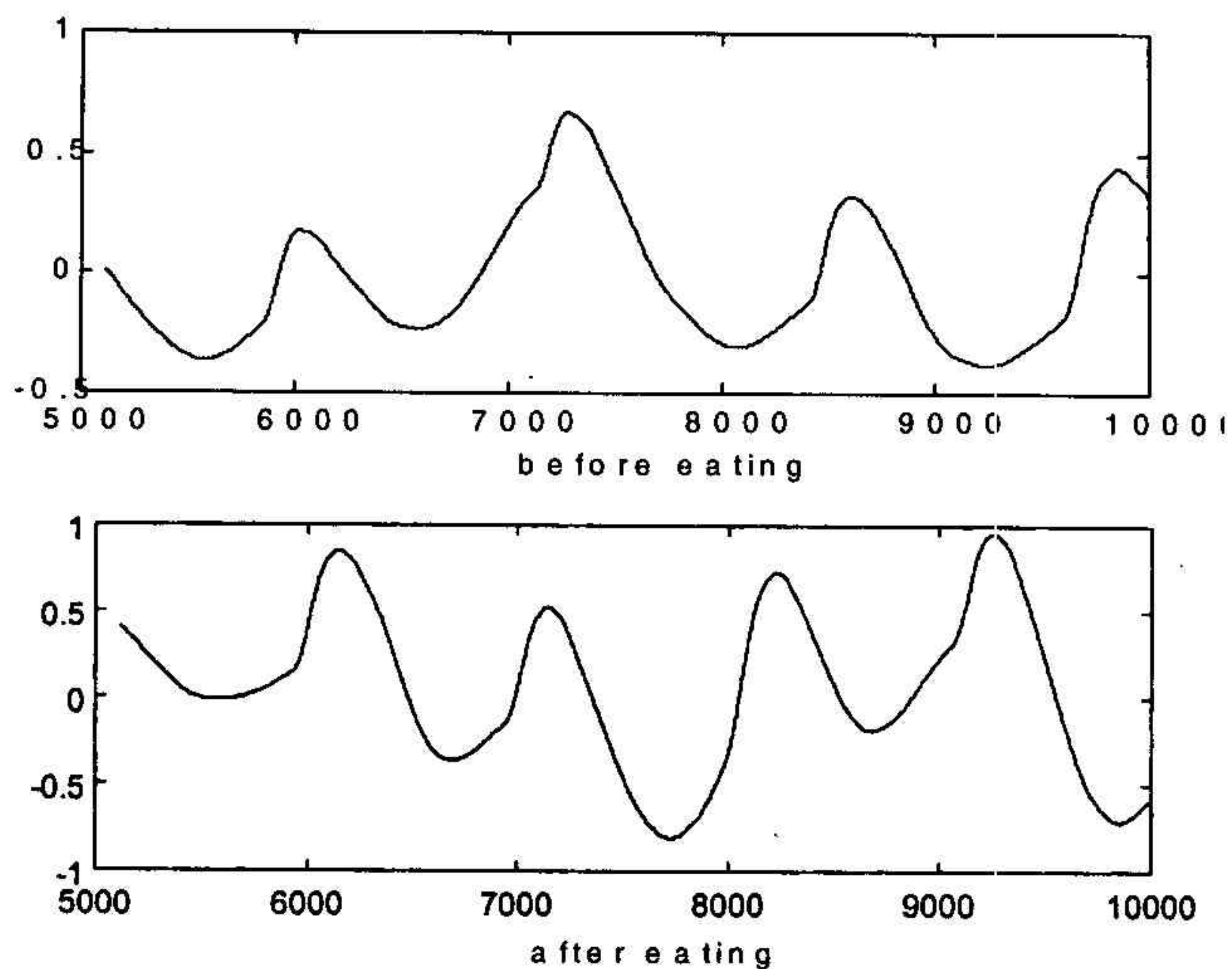


圖 5-5 007 號受測者飯前與飯後的脈波圖

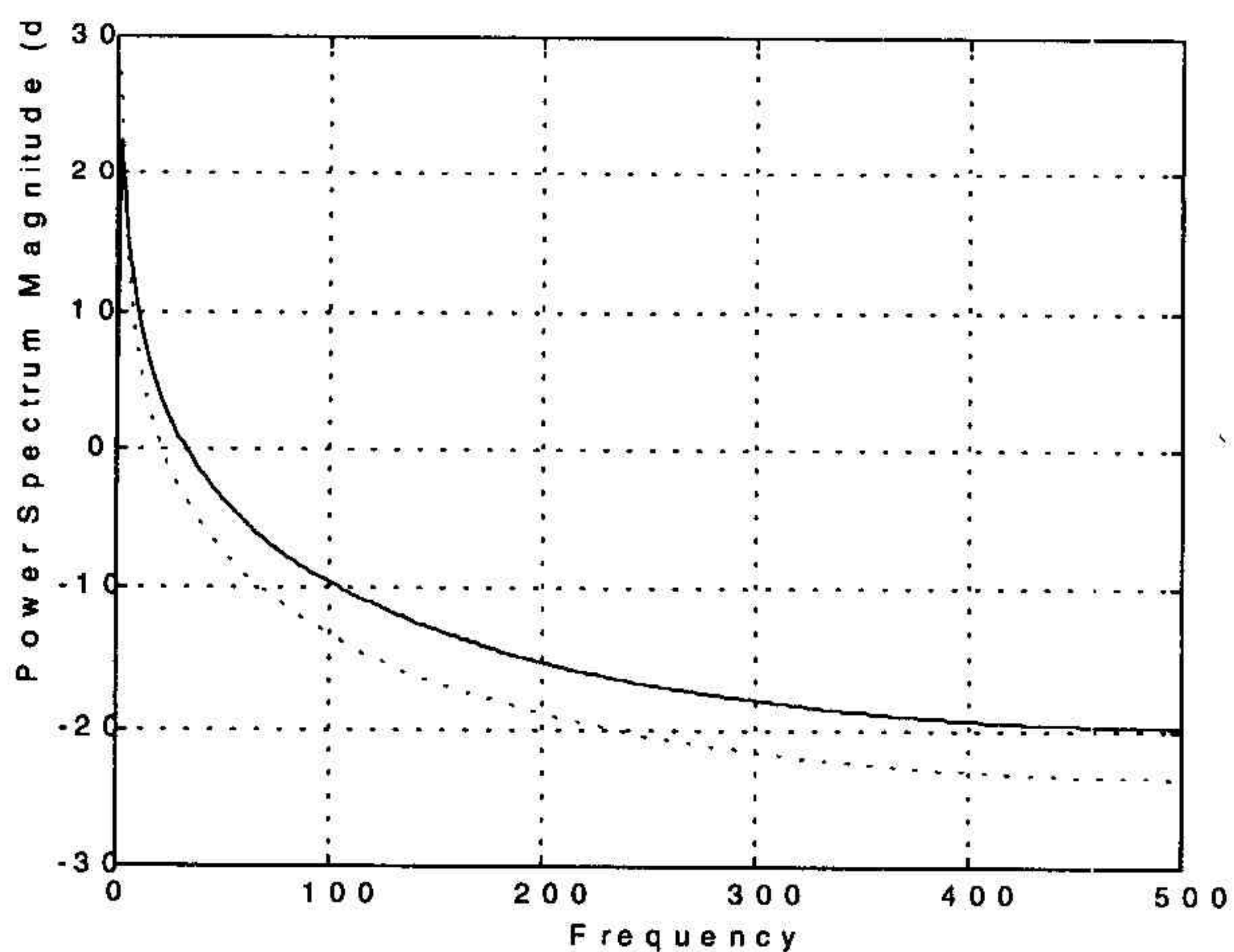


圖 5-6 007 號受測者飯前與飯後的功率頻譜分析圖
(上方為飯前量測值，血糖濃度為 94 mg/dL；下方為飯後量測值，血糖濃度為 123 mg/dL)