

編號:CCMP86-RD-O54

中醫脈診脈波訊號感測系統之設計

The Development of Sensing System for Chinese Medical Pulse Diagnosis

逢甲大學自動控研究所

林 欽 裕

摘 要

科學化脈診的技術主要是以感測器擷取脈波訊號，再利用信號處理及識別的技術來辨識並驗證病理，由此觀之，脈波訊號擷取系統設計之得當與否，深深影響脈象的診斷。然實際上，有關於如何正確設計一感測系統，擷取所需之脈波訊號，尚未被充份之探討。因此本計畫將參考脈診的原理，對如何設計一適當的脈波感測器及如何架構一合適的脈波訊號處理系統，以獲取所需之脈波訊號來研究。

研究的方法將從脈診把脈的原理來推論感測器及其架構之設計，再依量測理論及信號處理理論來處理雜訊的問題，最後以設計的實驗系統來驗證感測器及其載體之可靠性。

本實驗設計三個壓力感測器驗證系統，礙於所設計壓力晶片的損毀，只能得知一個壓力驗證系統確實能夠運作，其餘二個壓力驗證系統，留待新封裝完的壓力晶片時，才能得知其效果。而晶片的封裝技術是決

定晶片可否使用的重要關鍵，此問題仍有待未來的努力。

關鍵詞：脈診，脈波訊號感測器，壓力晶片

ABSTRACT

Scientific technique of Chinese pulse diagnosis acquires signal of pulse from sensor mainly, and uses signal processing to identify the health condition. Actually, about how to design exactly a measurement system that acquires all necessary signal of pulse has not been sufficient discussed. According to this, the project investigates the necessary signals for pulse diagnosis at first, then discuss that how to design an appropriate sensor of pulse and how to construct a appropriate sensing system. The feature of the sensor is that we use two pressure dies in a sensor instead of one pressure die in a sensor. In other words, this sensor can not only provide the pulse pressure but possibly give the flow of blood. Finally, we will design a testing system to verify the designed sensor.

Keywords: Pulse Diagnosis, Pulse Sensor, Pressure Die

壹、前言

一、脈學的現代發展

脈診,作為中醫診斷學中四診之一,是一種獨特的診斷方法,這種方法源遠流長,從其起源於脈診學體系,是經過了歷代醫家長期的整理,研究、總結而發展的,亦是由實踐到理論的昇華過程。脈診學因其具有明顯的中醫特色而成為中醫的標誌。經過歷代醫家的不斷發展給後人留下了極為寶貴的經驗和文獻。近年來對中醫脈學的研究亦不斷的深入,其中對於傳統脈學的客觀化指標的研究,對局部脈象變與整體的關係以及它們之間所反應的信息的研究,對於脈象與病証的關係的研究等,都做出了許多成績並且還在深入。中醫脈診學的基本特點是從局部的脈象以檢測整體的變化,亦是內在變化從局部所反應出的信息,是與中醫基本理論中的臟腑經絡學說緊密聯繫在一起的,儘管脈診學與中醫基本理論有不可分割的依存關係,但脈學作為中醫獨特專門之學,從主客觀因素上說亦存在著"脈理精微,其體難辨,弦緊浮芤,展轉相類。在心易了,指下難明"等現象。其所以如此,是因為脈學受歷史條件的限制,缺乏客觀化指標或界說不清是不足為怪的。歷代醫家為便於臨床實用,不斷的進行分析歸納,從脈診學的歷史發展中可以看出,對於脈象的描述,命名和分類的方法,歷代很不統一,這從文獻中可以看出,從(內經)開始,經(傷寒論)(脈經)至(瀕湖脈學),所記載的脈象脈名數目是不同的,從現有文獻中亦可以看出歷代對脈象的分類方法亦各有不同,如有大綱分類,有以浮沉遲數分類,有以陰陽分類等等,雖然其分析歸納的方法很不統一,但從可以看出其探索簡明切用以執簡馭繁的目的是一致的。究竟那種方法更符合脈象的客觀化標準或更合理更切實用,似乎很難衡量,同時對後世提出了新的問題或要求,隨著現代科學技術的不斷發展和中醫現代化的提出,對脈診學的客觀化標準的要求顯得愈加重要,同時亦是中醫脈診學研究中頗為突出的實際問題。當然對於前人的研究成果加以總結提高,

鑑於以上情況,對傳統脈學的研究是離不開現代科學技術手段的,如何藉助於現代科學技術以發展具有中醫特色的傳統脈學,並對傳統脈學進行研究就成為中醫現代化的重要課題之一。

在中醫脈學的現代發展中,主要是運用現代科學方法對傳統脈學進要的意行研究,主要探索研究了脈圖的描記,鑑別分析,定型以及脈圖與切脈的關係。脈象與病証的關係等等。但是作為獨特診斷方法的中醫脈學是中醫特色的具體表現。其內容並非局限於單一的脈証關係。其作為中醫整體觀的重要組成部分,還表現在與生理病理的關係上,與中醫基本理論中陰陽五行及脈象學說的關係上以及天人相應觀點在脈學的體現等等。因此脈

學的現代發展將會對中醫診斷學，生理病學，臨床治療學產生深遠的影響。這些都需要運用現代科學技術做大量工作。但必須結合對傳統脈學的研究，拋開中醫特色也是不行的。因為脈圖波型的描記雖然與心血管和血流動方之間有著直接關係，雖然可以實測到心臟收縮力的強弱，心率的快慢，心律是否規則，血容量多少，脈壓大小以及血管彈性的改變等等。但中醫脈學遠非如此簡單，而是比這些變化更為複雜，如脈管壓力的大小，血量多少，脈管緊張度，脈管內血液流動情況等等，則很難用儀器描記清楚，更為重要的是脈象儀目前如果做到人手的操作，在模擬上還是有很大差距的，這些又涉及到脈圖與切脈的關係問題，所以在當前脈象儀還不能取代中醫切脈，但中醫脈診作為最重要的診斷手段也必須向定性定量化發展，向數學化過度，只有具略確切的客觀化標準才能使中醫脈診學的發展得到飛躍。

二、動脈脈搏形成機理的生理學解釋

中醫在寸口或其他特定部位診脈，獲取的是動脈的脈管搏動信息。診脈部位的動脈脈搏是怎樣形成的呢？

(一)、主動脈近心端脈搏初始波的形成

當心室收縮，逼迫血液進入主動脈時，除了驅動血液沿著動脈分枝逐漸流向外周，同時也引起主動脈近心端的壓力上升和血管壁擴張。血管壁擴張的程度與管腔內血液的增量有關。在快速射血期，主動脈近心端血液的流入量超過其流出量，則管腔內血容量迅速增大，並致管內壓力迅速升高，管壁急劇擴張。隨著心室轉入減慢射血期，主動脈近心端的流入量逐漸低於流出量，管腔內血容量逐步減少，從而壓力隨之下降，管壁相應產生彈性回縮。當心室開始舒舒張，室內壓迅速下降，主動脈近心端的血液順壓力差向心室倒流，使主動脈近心端管腔內壓力進一步下降，管壁繼續彈性回縮，同時推動主動脈瓣迅速關閉。此後，向心室方向返流的血液受到已閉合的主動脈瓣的阻擋，則反折後重新流向主動脈，加上主動脈近心端鄰近血管段因慣性繼續向心室方向返流的血液，一起使主動脈瓣關閉後主動脈近心端的血容量略有上升，壓力相應有所增高，管壁亦出現短暫的擴張。在整個心室舒張期，由於心室停止向主動脈射血，主動脈管壁的彈性回縮驅動血液繼續流向外用，則主動脈近心端管腔內的血容量逐漸減少。隨之，近心端主動脈的血壓逐漸下降，血管壁逐漸回位到收縮期開始前的初始狀態。就這樣，每一次心臟的舒縮活動，便首先引起主動脈近心端的血壓升降和血管壁張縮。這種波動，是動脈系統中最早發生的脈搏，可稱為動脈脈搏的初始波。

在心室收縮期，動脈脈搏初始波主要受到三個因素的制約:1.心室射血的速度和容量,2.主動脈近心端管壁的彈性(或順應性);3.血管和血液對血流所形成的外周阻力。如果每搏血容量增加，且主動脈近心端的血管壁可充分擴張，則收縮期血管壁的擴張波可達較大的水平;而主動脈近心端血管壁彈性降低時，則收縮期的管壁擴張受到彈性的限制處於較小的水平。至於外周阻力的增加，可使血液從主動脈的流出量減少，則收縮期主動脈近心端腔內的血容量增加的趨勢加快，壓力上升和管壁擴張的速度和程度均增大。相反，隨著外周阻力下降，則收縮期主動脈近心端血容量增加的趨勢減慢，壓力上升和管壁擴張的速度和程度均減小。

動脈脈搏初始波的舒張期部分，出現在心室停止射血之後，主要受到兩個因素的影響，1.外用阻力的狀態;2.主動脈近心端管壁的彈性回縮力。這兩個因素可決定血液在舒張期由主動脈流向外周的速度和流量，故而使舒張期主動脈近心端腔內血容量減小，影響壓力下降和管壁彈性回位的速度和程度。

(二)、動脈脈搏波的傳播

動脈脈搏初始波在主動脈近心端形成的同時，即將所發生的血壓,血流量和血管壁的周期性的波動迅速擴散到相鄰的血管段，使該血管段中的血壓,血流量和血管壁同樣也產生周期性的波動。這些周期性波動再以同樣的方式向下游的鄰近的血管段擴散，如此繼續沿著動脈樹的分枝一直擴散到整個動脈系統，從而形成整個動脈系統中血壓時高時低、血流量時快時慢、血管壁時張時縮的波動。這些波動在動脈系統擴散的過程，稱為動脈脈搏波的傳播。而由血壓、血流量,血管壁的脈動形成的擴散波動，則可分別稱之為壓力脈搏波、流量脈搏波、管壁脈搏波，這三類脈搏波是相互伴隨產生的，因而可統稱為動脈脈搏波。

動脈脈搏波在其傳播過程中會受到許多因素影響而使波形發生改變。首先是受到脈搏自身不同頻率諧波成分的傳播速度和衰減常數不一的影響。脈搏波是一種周期佳的複雜振動，由基本振動和頻率為基振整數倍的諧振動合成。然而，不同頻率的諧波成分其傳播速度(即為位相速度)不同，高頻成分比低頻成分傳播速度快，於是脈搏波在其傳播過程中就產生了波的不同頻率成分諧波的離散，使傳播途中不同部位合成的脈搏波和初始波發生了變化。同時，還由於不同頻率成分的諧波衰減常數不同，高頻成分的衰減較大，故主要由高頻成分組成的切跡在傳播中便較快消失。

對傳播中波形影響較為重要的另一因素是波的反射。動脈系統是一個高度枝化的管道系統。動脈離心臟越遠，其管腔的截面積就越小，管壁的

彈性也越小。當脈搏波在動脈管係中傳播時，如果遇到動脈橫截面積突然發生變化(如動脈管狹窄、分叉、尖削等)或管壁的彈性特性發生變化時，都會使脈搏波產生部分反射。例如在某一動脈管段，其自身由較大的動脈分枝而來，其終端則分枝成更小的動脈。當脈搏波由其始端傳入後，沿著該管段傳播到其終端，此時有一部分通過終端繼續向後續分枝傳播，還有一部分則反射回來，沿該管段作向心傳播。反射波到達這一管段始端時，同樣也有一部分通過始端繼續作向心傳播，另一部分則再次反射沿該管段作離心傳播。如此繼續，從始段傳入的脈搏波，由於終端和始端的影響將來回反射多次，但隨著波的衰減將越來越小。由此可見，我們在該動脈管段某一點上記錄脈搏波的時候，所記到的實際上是由始端的傳入波和所有的反射波經一定時間延遲後疊加而成的複合波。各反射波的振幅取決於動脈管段的端點反射率，而各反射波延遲的時間則取決於脈搏波的傳播速度。由於波的反射的影響，脈搏波顯然會產生各種變化。

(三)、血管內壓力與管壁徑向位移的關係

當脈搏波通過某一血管段的時候，管內壓力、血流，以及管壁徑向位移都會同步發生波動。中醫診脈時所感受的就是這些波動複合的信息，其中又以動脈管壁的徑向位移為主體。我們對動脈舒縮活動已了解到，在動脈腔內血壓改變 dp 時，由於動脈管壁的彈性，其半徑相應亦改變 dr 。在血壓不太高的條件下，壓力的微小變化 dp 將與血管半徑的微小變化 dr 成線性關係，且有

$$dr/r_0 = (r_0/Eh)dp$$

式中 r_0 為自然狀態下血管的半徑， E 為血管的楊氏彈性模量， h 為管壁的厚度。上式意味著，在血管變形不太大的情況下，動脈內壓力隨時間變化的波形將與血管半徑隨時間變化的波形相似。使用合適的換能裝置在動脈管外可以檢測血管半徑隨時間變化的波形，從而間接測得血管內壓力變化的波形。目前，通常採用的應變式、壓電式、電感式、電容式等換能器所描記的體表脈搏波圖，實際上都是直接或間接地檢測動脈血管半徑的變化，即檢出管壁徑向位移波，這種管壁徑向位移波即可近似地認為是動脈內壓力波的圖象。我們在體表檢出反映動脈徑向位移的波形後，既可作為分析切脈指感的依據，又可進一步以此作心血管動力學分析和測算的基礎。上述這些就是目前臨床所採用的脈象儀檢測脈圖的理論依據。

三、以生物力學原理對脈象的表述

隨著脈象研究的逐步深入,對脈象的形成機理和動態變化有了比較全面的理論脈象主要綜合了心臟、血管的舒縮運動、血管管道的振動以及在手指壓力干擾下,血流和血管運動的變化而產生的多種信息,脈象是這三種主要運動在寸口形成的醫生指下的一幅幅空間一時間的立體動畫。槐韌,根據上述原理,將中醫七種脈象分解為八種指下感覺,即脈位深淺、脈管粗細、脈搏強弱、脈動頻率、脈動節律、脈象弦柔、滑澀,長短。也就是說中醫全部脈象都是由這八種指下感覺集合而成。在數學上,中醫脈象可以表達為一個八維的線性空間,而中醫二十七脈中的每一種脈象,可看作是以上八種指下感覺集合組成的子空間。例如對數,遲、緩,可用一維子空間頻率來表示,緊脈可以用弦、躁動不安的二維空間表示,而濡脈可以用浮、細、柔、無力四維空間表示。陳惠江在探討中醫脈象定義和脈圖識別方法時提出,脈圖主波高可作為脈力大小的指標,應經過實驗統計來確定強、中、弱、濡弱、微弱、無感等六級脈力的數值範圍,輕、中、重三個等級取脈壓力下脈圖主波高度的水平及其變化,可決定脈位的浮沉和脈的虛實從無脈證和有脈証的脈圖的比較,可形成有感脈力與無感脈力的概念,而脈圖有感部分的形態特徵可探討緩脈,滑脈、弦脈的指感特點。李景唐在分析構成中醫廿七脈各種指感的物理因素的基礎上,對表達脈象的函數或曲線族進行研究,並且制定了相應的客觀表達式。他將脈象的主要特徵概括為深淺、粗細、強弱、虛實、頻率、節律、弦柔、滑澀、長短九種指面感覺,並用以下變量或函數關係加以客觀描述:

t :時間。

p :切脈壓力,即醫生手指施加於診脈部位上的壓力。

P_{opt} :最佳切脈壓力,與最佳脈幅(A_{max})相對應的 p 值。

$A(t)$:脈象的空間一時間形態,即脈力或檢測狀態下的脈搏位移隨時間變化的函數。

A_m :脈幅,即 $A(t)$ 的振幅。

A_{max} :在整個檢測過程中 A_m 的最大值。

$A_m(p)$:脈幅大小隨切脈壓力 p 的變化趨勢。

f :脈搏的頻率。

$A'(t)$:脈搏的節律。

W:脈道的大小;脈道指切脈時手指感覺的脈體寬度，不完全表示血管口徑大小。

Am(W):脈幅沿脈道徑向的分布。即脈道的形態圓突或平坦等。

L:一定強度範圍內的脈搏在脈道縱向所佔部位的長短，即脈體的長短。

用以上方法表述，可以較為全面地反映脈象的特徵。如洪脈指下極大，來盛去衰，來大去長，其相應的物理變量是脈道大小 W;脈力強弱 Ammax;脈波形態 A(t);脈位深淺 Am(p)。可以用 A(t)p:pi;Am(Wj)關係式表示，比較全面地反映了洪脈的特徵在於隨取法壓力增加，

脈勢浮大於沉的變化，以及脈搏寬大而充實的特徵。

羅志聰等結合中醫切脈的特點，運用一些生物力學的基本概念，把傳統廿八脈大致上分為以下幾類:1.弦滑類 2.遲數類;3.有力無力類;4.浮沉類;5.粗細類 6.長短類。在這基礎上。

用生物力學概念加以解釋:

1. 血管內壓力 p;
2. 心率 f;
3. 血管的管徑 r;
4. 位移 dr;
5. 位移的變化 dr/dt;
6. 動脈管的順應性;
7. 脈波的反射及共振。

他認為對同一個體來說浮沉和粗細主要與管徑 r 有關，但浮沉脈還包含管內壓力 p 的信息。虛實主要與管內壓 p 有關。根據 Hooke 定律， $dr=(r^2/Eh)dp$ 。當同一個體在一段時間內血管半徑 r、動脈管壁彈性模量 E 和管壁厚 h 可視為常量，drdp 位移與內壓變化呈正相關。但當病理狀態下，E 增大，r 變小時 dr 變小不一定 dp 小;如高血壓動脈硬化患者血壓高而脈波幅低。弦、濡、滑、澀脈與 dr/dt 有關(單位時間的位移變化)。滑澀有運

動特徵，與位移的變化率直接有關；而弦濡直接反映血管壁順應性，由於管壁順應性影響了脈搏波的傳播速度，決定了脈圖潮波出現時間的遲早，因此是形成弦濡脈的主要因素。兩者均以動態特徵為主，故將此，歸為一類。長短問題，可以設想在某一特定條件下，在這些頻率中對某一頻率的動脈段(或區域)發生共振，而其他部分明顯減弱。用這種方法來解釋脈象長短有其一定的合理性。綜李、羅二氏之說，以浮脈為例：浮脈指感特點為舉之有餘，按之不足，指感因素為脈位，相應的物理變量為 $A_m(p)$ ，即脈幅大小有隨切脈壓力 p 而變化的趨勢。客觀表示法為 $A(t)p = p_i$ ，可從 $i=1, 2, \dots, i$ 的係列脈圖中，觀察到脈位浮的特點。而形成這種脈位特徵的生物力學基礎可能與管徑(r)大、位移(dr)大，內壓(P)小等因素有關。又如芤脈的特徵浮大中空，指感因素與脈位 $A_m(p)$ 、脈幅 A_m 、脈道徑向形態 $A_m(w)$ 、波形 $A(t)$ 、脈道大小(W)等有關。客觀表達方式， $A(t)p = p_i$ ， $A_m(W_j)$ ，主要從隨取脈壓力變化脈幅的變化趨勢以及沿脈道徑向脈力的分布特徵反映出浮大無力，邊實中空的特點。形成這種脈象的生物力學基礎可能與內壓 p 較小，但彈性模量 E 小，管徑 r 較大有關，所以壓力變化 dp 雖小而位移變化 dr 並不小。以上運用數學和力學的原理表述脈象特徵的方法給脈診研究開拓了新的途徑，為深入理論研究或創制檢測儀器打下了良好的基礎。但亦有一些問題的表述尚不夠真切，如沉脈的生物力學基礎是否僅僅與脈管小有關呢？沉而時浮、實大弦長的牢脈是如何形成的呢？諸如此類的問題尚有待於進一步研討。

四、國內外相關脈波感測器製作的探討

(一)、國外早期的研究

1733 年 Stephen Hales 以導管插入馬的動脈，開始了血壓的測量。1847 年 Carl Ludwig 發表了 “Kymo graph” 第一次動態地記錄血壓的變動。

1922 年 Bramwell 與 Hill 指出血壓波的傳遞速度，與隨年齡增高的血壓有密切的關係，同年，Bazett 與 Dreyer 著文討論傳遞速度與血管大小的相關性；1926 年 Katz 和 Fell 發表主動脈瓣狹窄對血壓波傳導的影響；1944 年 Hamilton 依其多年的實驗記錄，嘗試以微動脈的收縮舒張，波形的反射，以及駐波等觀念，來解釋波形的變化。1956 年 Remington 與 Wood 發表了人類各血管內的典型血壓波，1964 年 Luchsinger 等人特別就主動脈各點的波形與主動脈的硬度和反射波加成性進行研究。

1959 年 Smith 等人則由頸動脈記錄血壓波形，以診斷主動脈

狹窄；1967 年 O'Rourke 首次提到血管解剖設計對血壓波的影響，他後來至 1982 年的一系列文章均強調血管系統的整體設計，是血壓波形變化的成因。至此血壓波形被用以研究心血管系統特性成了共同接受的方法。

(二)、大陸方面的研究

1、固態換能器：

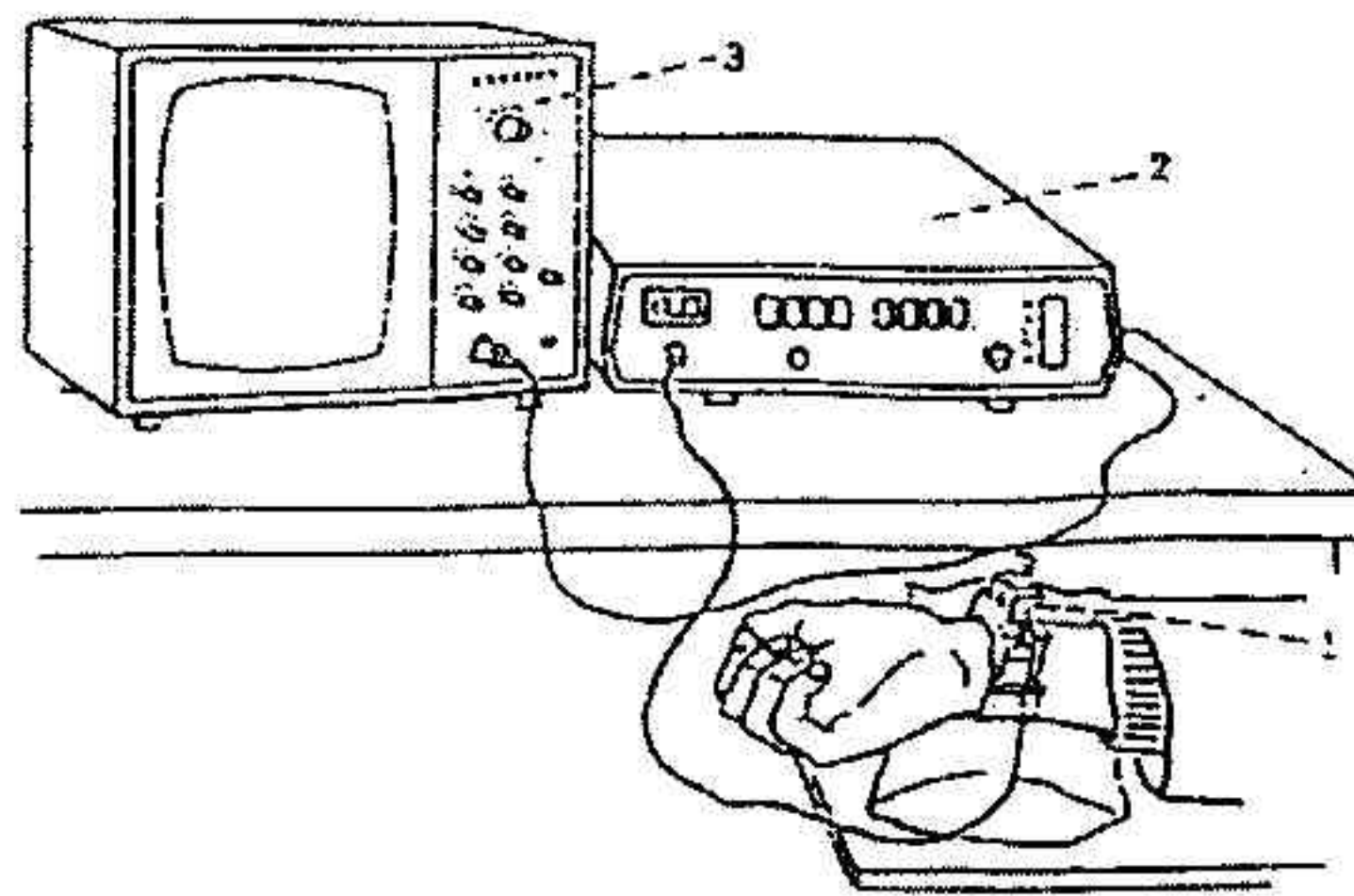


圖 1.1 脈象儀測繪脈圖

1. 脈象換能器（置寸口關部，即橈骨莖突內側橈動脈部位）

2. 脈象儀； 3. 示波器（或記錄儀）

一種帶有應變式剛性觸頭的懸樑式測力換能器，其優點在於操作簡單方便、穩定性及重複性較高，而缺點在於表面太硬且成平面，無法測得血管變形對整個脈象的影響。

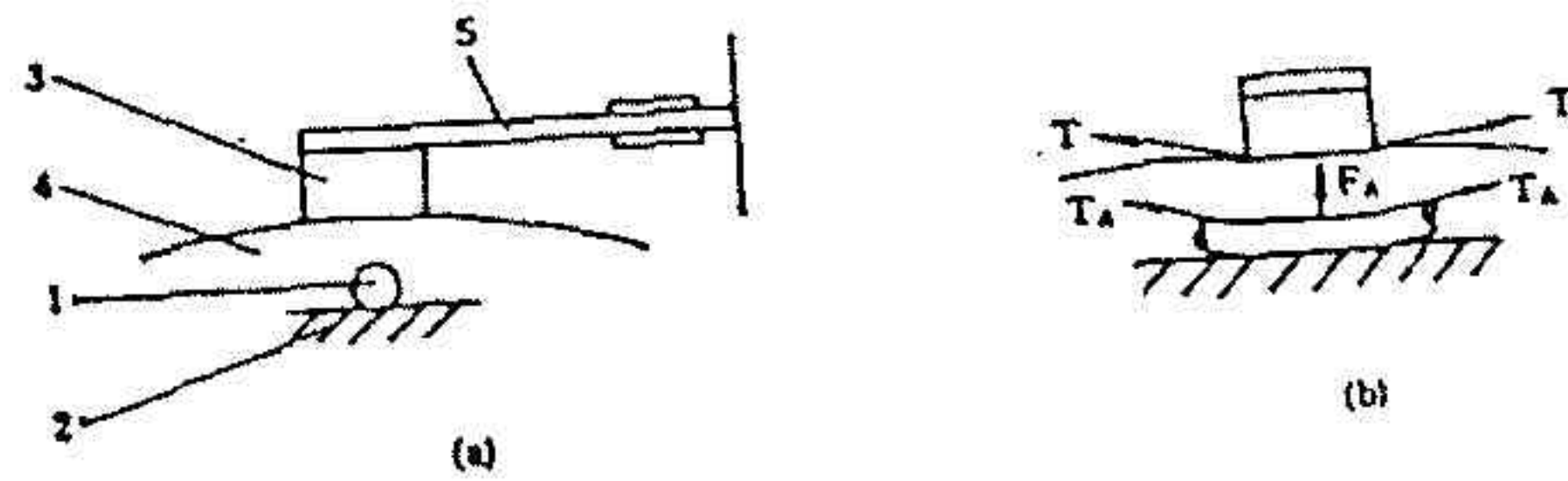


圖 1.2 懸臂樑式測力換能器工作示意圖

1. 橈動脈管； 2. 橈骨； 3. 觸頭； 4. “皮膚—軟組織”； 5. 懸臂樑換能器

以下幾種便是這類感測器：

(1)、ZM-1 型脈像儀：(上海中醫學院研製)

其設計採用帶副樑的懸臂新型結構。特色是體積小，使用方便，良好的抗偏載性、重複性及穩定性。

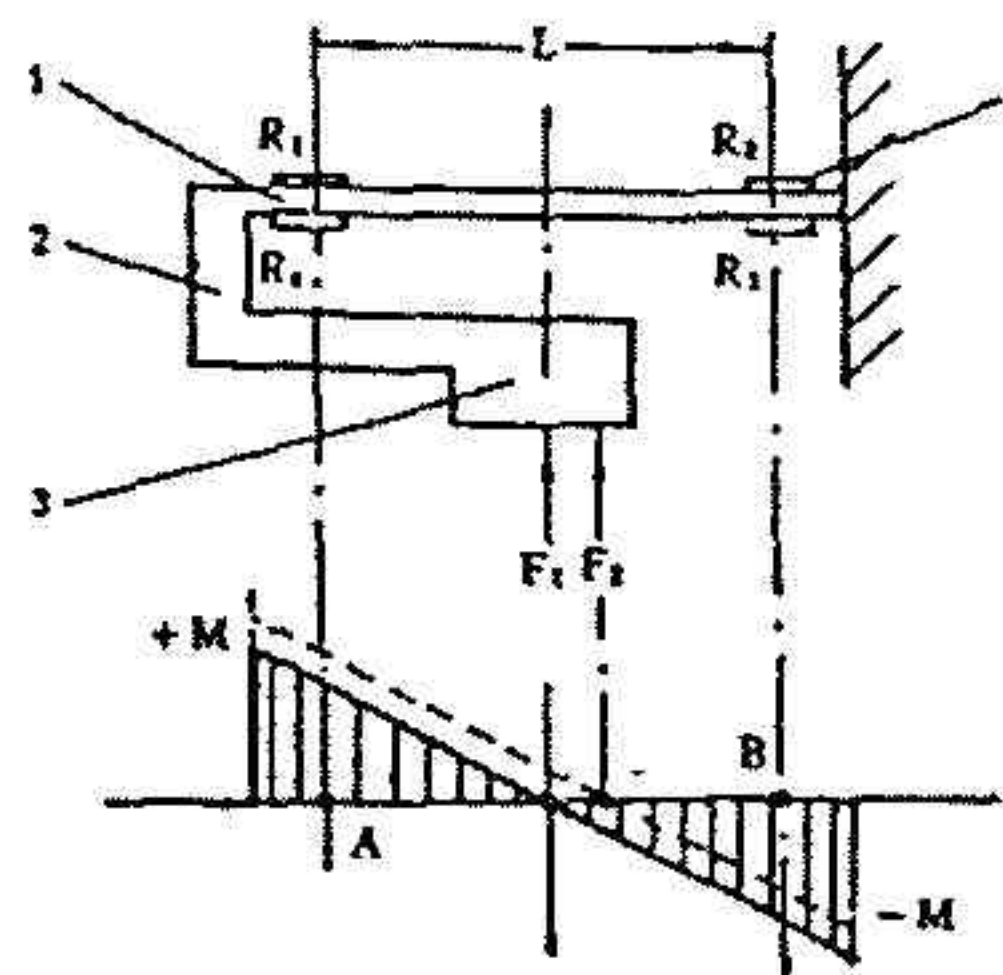


圖 1.3 帶副樑的懸臂樑結構圖和彎矩圖

1. 主懸臂樑； 2. 副樑； 3. 觸頭； 4. 應變片

(2)、BYS-14 型心電脈像儀：(北京醫療器械廠)

此型可四道同步記錄心電圖、心音圖、脈波圖及微分圖，但因操作要求較高，重複性受影響。

(3)、MTY-A 型脈像儀：(天津市醫療器械研究所和天津市中西醫結合急腹症研究所共同研製)以三道同步量測記錄測量

a.採用多點探頭換能器及電子掃描電路測繪脈道粗細圖。

b.採用浮沈自動加壓電路及描記自動控制電路，測繪浮沈趨勢圖。

c.採用等應力樑應變片換能器，測繪脈波圖。

(4)、HMX-4C；MX-5 型：(上海醫療器械研究所)

此型採用母子兩部分覆合而成，具有多功能覆合型壓力換能器以及先進的微機技術，全面檢測中醫脈象信息，包括脈象波形圖、切脈壓力值、脈道形態示意圖、脈波—脈位趨勢圖及脈率趨勢圖。

(5)、3MX-1 型實驗裝置：(上海醫療器械研究所等單位試製)

其換能器有三個應變式探頭組合，三個探頭之間的距離，位置可根據切脈需要作縱向、橫向調整，可分別加壓並標定，優點在於如此更接近中醫的切脈方式，同步測量寸、關、尺三部脈圖適合在中醫臨床進行三部九候診脈及研究寸口脈與臟腑病症的關係。

(6)、組合式三探頭壓力脈波傳感器：

(中國醫學科學院生院生物醫學工程研究所研製)

在血管軸向上分解為近心側、中間區及遠心側三個小區檢出各區的脈波信息，其檢測方法可查知加壓取脈時三小區脈波變化的某些規律之生理病理意義並且闡明寸口脈三部九候的機理之實驗依據。

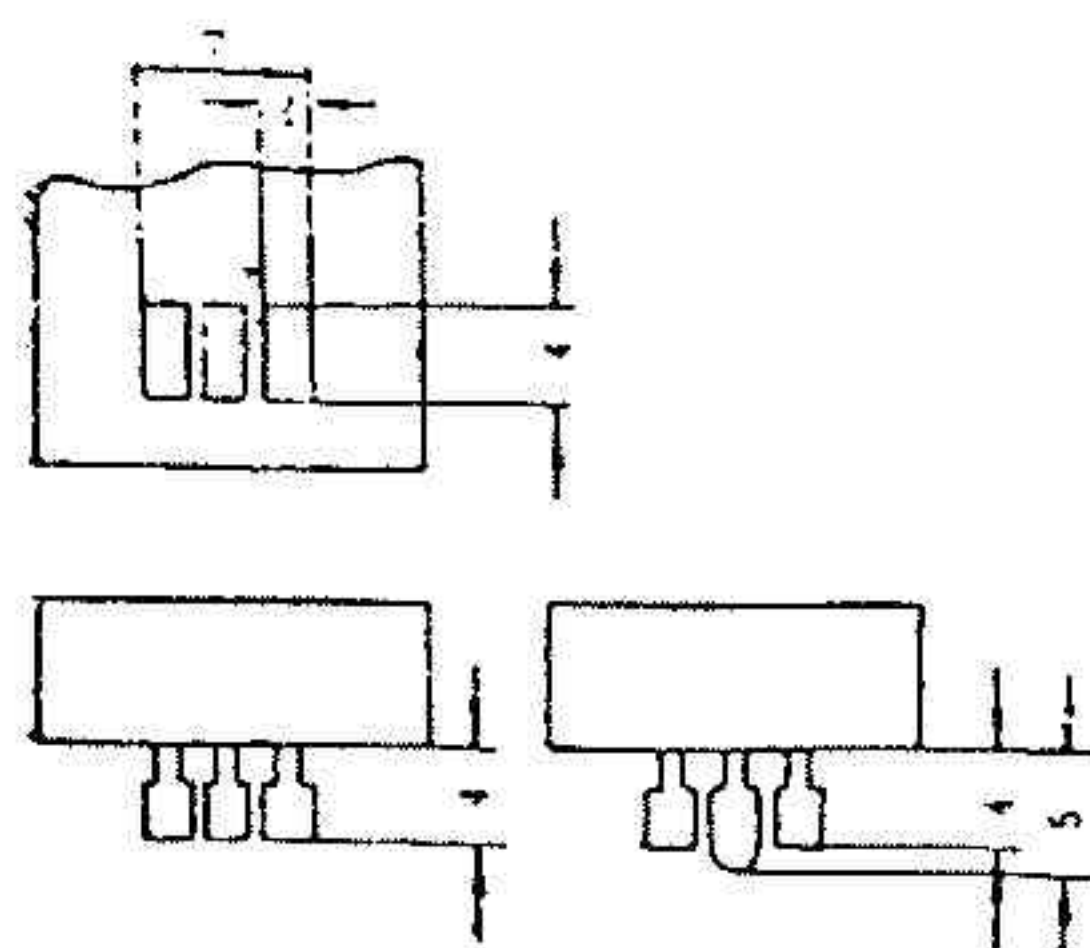


圖 1.4 組合式三探頭壓力脈波傳感器示意圖

(a) 平面型 (b) 中突型

2、液態換能器：

液態換能器屬於軟接式換能器其與皮膚組織接觸的感壓觸頭是由橡膠類或有機材料等製成的軟性探測觸頭或觸面，其優點是探頭表面能隨受壓而各變形與血管外形相容，如此可承受全壓力而量測較完整（各方向）的壓力，但缺點是因為壓力值和脈波幅度定量不嚴格，無法明顯反映位、數、形、勢的脈波波形，況且液體傳壓程度尚難定論，量到的值無法精確地和實際值寫成等式。以下便是幾種液態換能器的感測儀器。

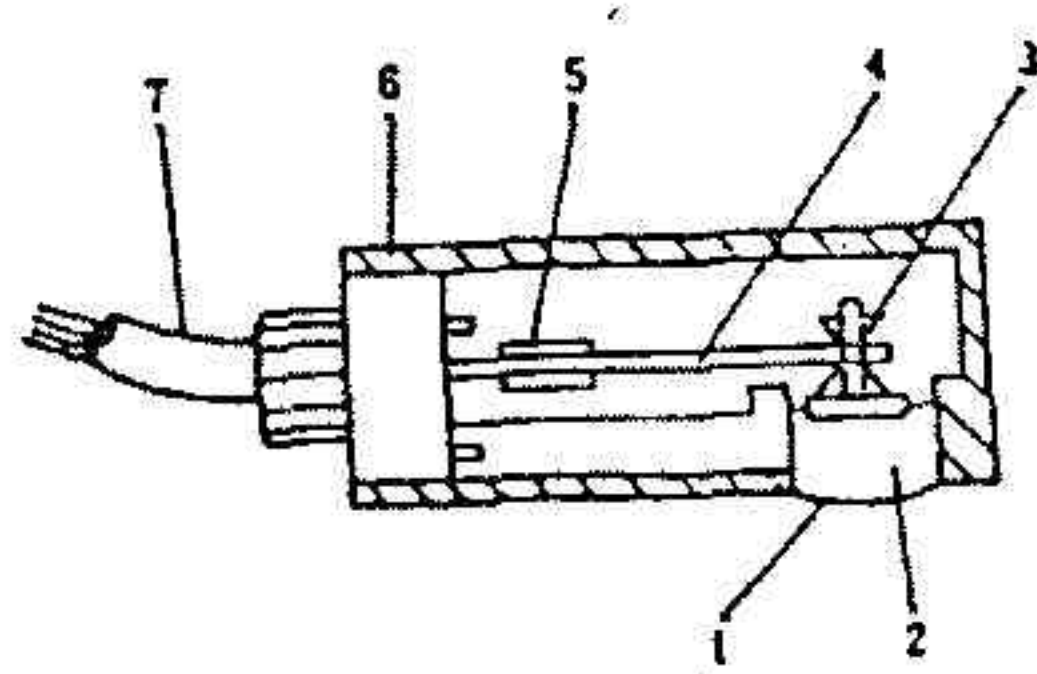


圖 1.5 軟接觸式懸臂樑傳感器結構示意圖

1. 腔膜； 2. 液囊； 3. 橡皮—金屬組合膜片； 4. 懸臂樑；
5. 半導體應變片； 6. 外殼； 7. 輸出電纜

(1)、MX-11 脈像儀：（南昌無線電儀器廠生產）

其探頭中傳遞壓力的介質是汞，雖然結構簡單價格便宜，但操作困難，穩定性亦不夠。

(2)、硅杯脈搏傳感器：（中國醫學科院基礎醫學研究所研製）探頭是使用具有顯著壓阻效應的硅單晶而製成的力敏彈性硅杯，其傳壓膜呈半球形，可與皮膚保持良好接觸，而讀壓方式又與固態換能器類似。

3、其他電子脈象儀：

(1)、連續都卜勒超音波心血管診斷儀：

利用都卜勒效應檢測心臟、血管的運動狀態和血液流動狀態，其探頭是圓板形雙疊片探頭，探測時不受超音波發射與接收心間夾角的限制容易對準血管。

(2)、實時環形脈圖自動分析系統：(湖南中醫藥研究院研製)

該系統用容積—電阻抗換能器取脈象經模擬放大、A/D 轉換、數位濾波和軟件微分後，將阻抗信號與微分信號在直角坐標系上合成。

(3)、指套式脈像儀：(John · H · Laub)

其換能器是一種經重力補償的小型壓力元件傳感器，三個換能器固定在手套中間三個指頭的前端，再將手放在寸口脈的位置切脈，再以細電線將訊息傳到記錄儀上，雖然使用簡單容易對準寸、關、尺之位置，但感測元件之準確度尚感不足。

(4)、半導體應變片脈搏測試儀：(日本谷美智士設計) 探頭亦類似固態能器，所測得的是脈波微分圖，正波反應脈波曲線上升支的速率，負波（切跡）反應下降支的速率。

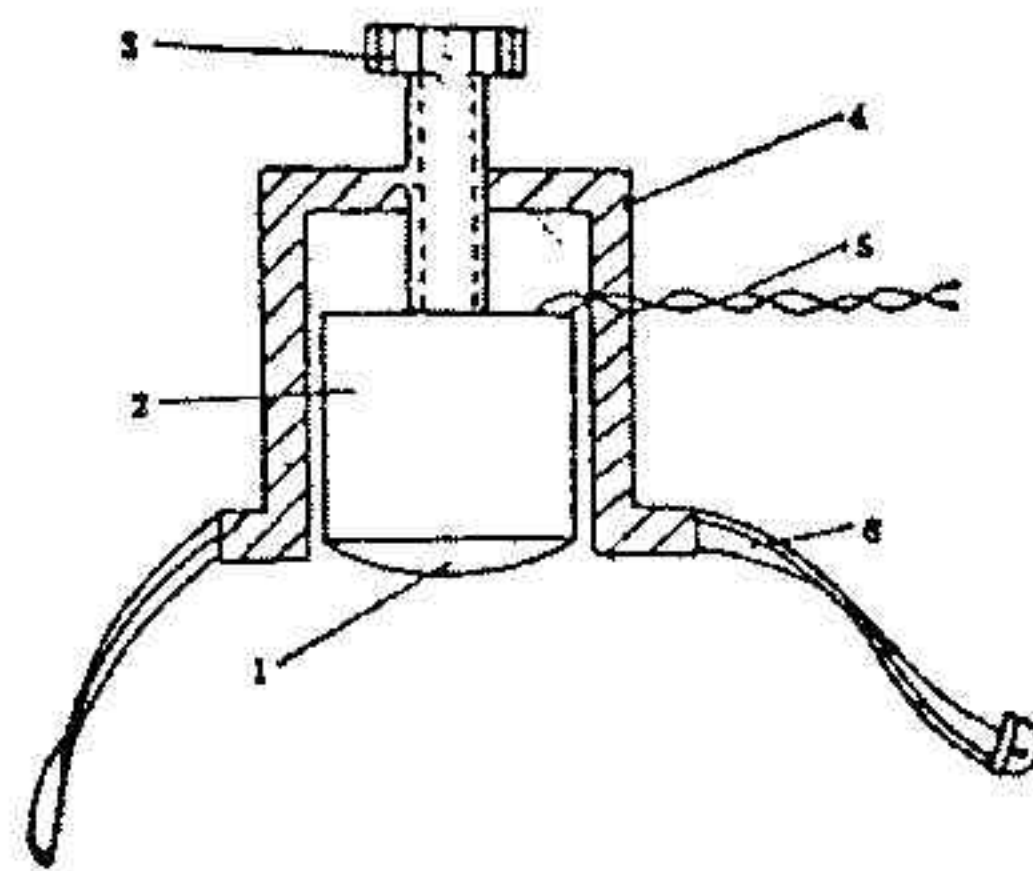


圖 1.6 硅杯脈搏傳感器結構示意圖

1. 傳壓膜； 2. 硅杯傳感器； 3. 調壓螺桿；

4. 外殼； 5. 輸出電纜； 6. 表帶

(三)、國內方面的研究

而國內方面，從民國七十幾年至今，在台灣主要有王唯工、魏凌雲、汪叔游和傅式恩等三位教授所領導的各個實驗室都在對血壓波形變化做相關的研究。以下就簡述這些教授的研究內容及其感測系統的優缺點：

1. 汪叔游教授之研究

汪叔游教授的研究方法是以南亞 4 號透明塑膠薄膜切割成圓形（直徑 1.4 公分）固定於銅製外殼內製成扁圓體感應器，其外圍直徑 1.6 公分，高 0.9 公分，所露出薄膜直徑 1.1 公分，內容積 0.35 立方公分，在側位有一 18 號針孔大夫開口，可連接一導管。此感應器即放置於受檢者腕端橈骨動脈搏動處之皮膚上，感應器內充滿水液，並有一小開口各連接於一段透明等長 70 公分膠管，再分別連接於壓力轉換器上，最後接至多頻道記錄器，描畫出脈波波形。

(1).優點：每一位受檢者同時接受左右「寸」、「關」、「尺」脈搏圖形，心電圖、心音圖、血流量圖等記錄，可同時獲得心臟血管方面各種參考資料，以便作進一步之數值分析。

(2).缺點：a.其 70 公分的透明膠管會造成量測上的不便，如不小心的碰觸會使脈波失真。

b.對於薄膜材料的選取不是很適當，我們認為薄膜應該選擇側應力不能產生形變，而正向則幾乎無應力，如此脈波才能盡量減少其失真。

2. 傅式恩教授之研究

傅式恩教授的研究乃首先探討不同位置與壓力對測量信號所造成的影響，若改變很小，甚至無影響，則可減少測量所需的時間與次數。而我們的專題所關切的脈波感測系統，傅教授的做法是使用 Entran 公司所製造的壓力感應器 EPN-300，為一半導體橋式 strain gauge 壓力偵測器，如附圖，當供應適當電壓至此壓感器的 V_+ ， V_- 二端，且正確的壓在橈動脈上時，則動脈血管的血壓脈動將使壓感器的受力薄膜產生形變，因而使內部的電阻電橋網路值改變，如此便可在電橋二輸出端（ V_{O1} ， V_{O2} ）得到對應的血壓脈搏信號，將此信號放大及濾波後，便是所要的脈搏信號。

(1).優點：為使壓力感測器能精密地量測到受測者之脈搏，

而提出測量架之構想，可微調壓力感測器而達到浮、中、沈之效果且獲得較穩定的脈搏訊號。

(2). 缺點：對於薄膜材料的選取沒有詳細介紹。

3、魏凌雲教授之研究

魏凌雲教授的量測系統之壓力感受器採用 Entran EDX-10-50，這感受器是用半導體應變量度計(Strain gauge)，放入惠斯同電路（內有放大器），感受器的薄膜直徑為 3.56mm，靈敏度為 $40 \mu\text{V}/\text{mmHz}$ 。如果訊號波帶寬度小於 100Hz，它的靈敏度可產生高於 0.1mmHz 的壓力。

壓力感受器裝在一個支架上，支架可使感受器上下垂直移動，同時保持薄膜在水平面上。當感受器放下的時候，墊在海綿上的手腕輕微轉動，直至感受器薄膜直接接觸到要測的脈口為止。如果用一種新出的 Entran EPL 平直線(flat-line)感受器，則按放問題，容易得多，只須將感受器的平直線放在橈動脈上，以感受器薄膜接觸要測脈口，加一橡皮圈固定就行。感受器出來的訊號，經過數位化後，送入微電腦作分析處理。

(1).優點：其所提出以 10Hz 為界線的頻譜能量比值，對於病患來說淺顯易懂，在私人醫生診所或家庭中進行，毫無困難。

(2).缺點：經後人的研究，有足夠的證據顯示這種結論是錯的，因為脈搏能量的分布，會隨人心跳頻率的加快而往高頻方向延伸；亦即心跳愈快，高頻的能量也愈強。而一般人即使在正常的情形下，也會因走動或起立、坐下的動作，使心跳由七十幾下升至八十幾下，更何況有人在最平靜的狀態下心跳也高達九十幾下（尤其是幼兒）；因此若以絕對的頻率尺度來作基準，而不考慮每個人的特異性，將會產生很大的誤差。

4、王唯工教授之研究

王唯工教授是依中國醫學部份觀念，參以現代流體力學理論，提出一個簡單的物理流體模式用以模擬體循環，並據以討論器官特性，以其對血壓可能的影響；接著並提出，以電子電路模擬系統，描述心臟血管系統及組織、器官共振的經絡動脈樹共振理論，來解釋診脈及鍼灸穴道等中醫診療法。為了證明此理論，其實驗室先以老鼠做侵入性的脈波頻譜分析，再以人做非侵入性

的脈波頻譜分析；此兩項結果似乎顯示我們可以以器官和組織的共振特性，來研究血壓脈波資料與人體健康狀況的關係。

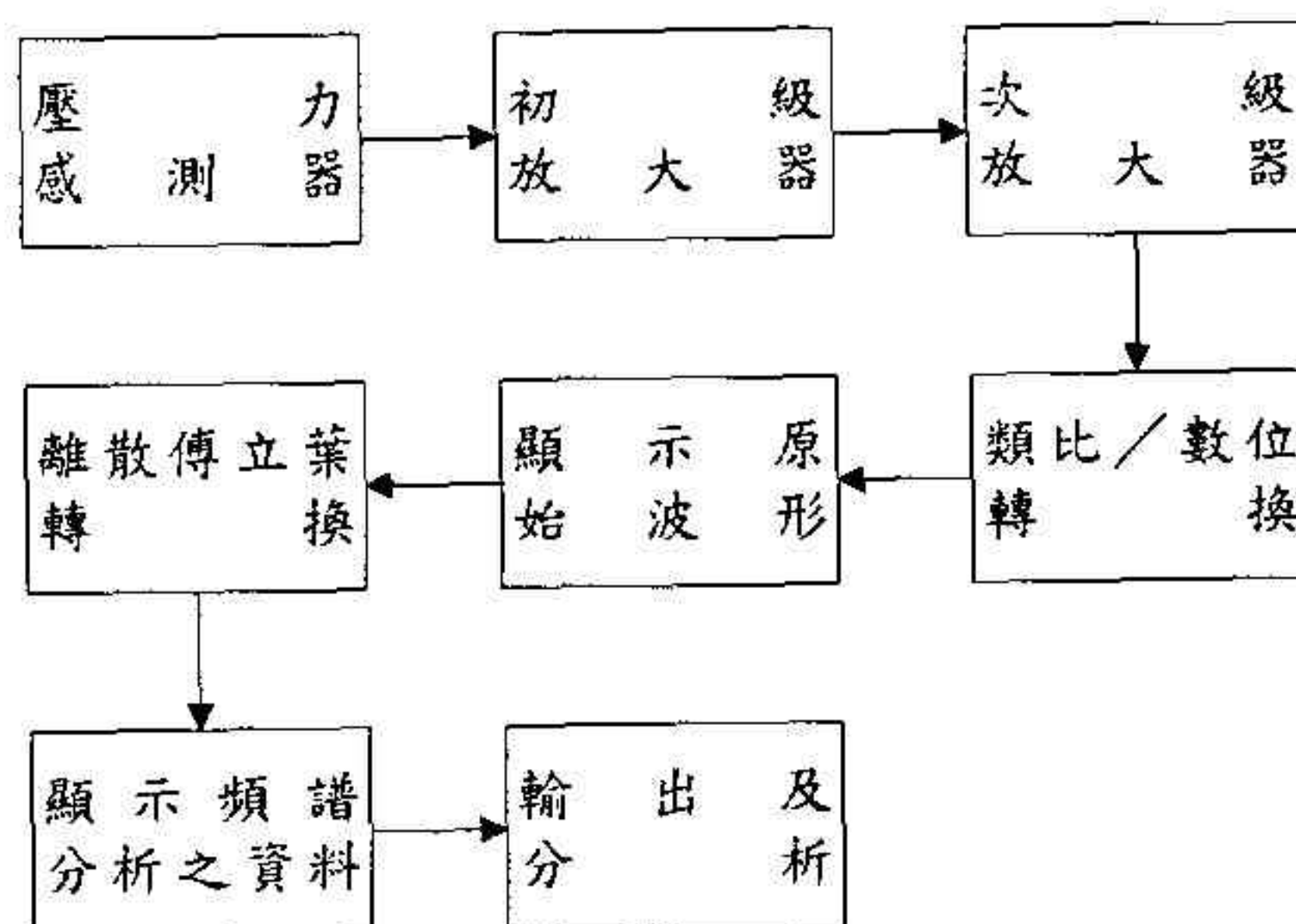


圖 1.7 王唯工教授研究之系統儀器運作流程

而其脈波由壓力感測器（PSL-200GL, Kyowa Electronic Instruments Co. Ltd. Japan）感應後，轉換成電訊號，再傳入初級放大器放大至 0.2—0.5 伏特左右。然後，接至次級放大器，將振幅大小調整在 5—10 伏特之間，再送入類比數位轉換器轉換成數位訊號，以待電腦處理。

(1)、優點：a.以經絡動脈樹共振理論和中醫的經絡及脈學相呼應，加強說服力。

b.測量脈搏的環境條件加入空氣濕度的考量，使得系統更為嚴謹。

(2)、缺點：沒有強調濾波器電路，一個量測系統的動態響應必須在40Hz以上，以避免漏失掉人體的訊號。

五、研究目的

科學化脈診的技術主要是以感測器擷取脈波訊號，再利用信號處理及識別的技術來辨識並驗證病理。目前研究的重心都在於脈波的分析與辨識，而對於脈波訊號的擷取則相當簡單。大體上利用壓力轉換器、電容微音器或應變計做感測器，並將感測器置於固定架上，在寸、關、尺的位置做浮、中、沉之訊號量取。所得之電子訊號經高通及低通濾波器後，經過類比/數位轉換存入電腦，再被用來做脈象分析。

表面上看來似乎很正確，但是如果仔細的從訊號量測的要求來看，首先要確認的問題是：「什麼樣的脈波訊號才能正確表示脈象的現象？」這的確是很難回答的問題，因為我們不知道真正的脈波訊號是什麼？但是以一個簡單的感測器架在固定架上，機械式地壓在脈搏上所得的訊號，就把它當作正確的脈波訊號來做各種脈象的診斷，似乎過於武斷，難以採信。如果考量能符合中醫脈診專家的診斷，是否我們要設計一個有彈性如同手指的感測器來擷取訊號，以驗證中醫所說之脈象？還是設計一個感測器靈敏度高過人的手指，但能反應身體的狀況，看到人所感覺不到的脈象？再說浮、中、沉這三個位置是如何判斷？寸、關、尺同時量測與分別量測所得之訊號有沒有不一致？這些問題都值得進一步探討。此外，感測器訊號之產生經常伴隨著雜訊，並非單純濾波器就可以去除的；而訊號數位化的過程更有 Aliasing、Leakage 等問題。這些都需要信號處理的技巧才能降低雜訊的干擾，獲得所需的脈波訊號。因此目前之脈波訊號擷取系統可以說不盡理想，而且尚不能獲得大家之認可，尤其想進一步應用於複雜之脈象診斷。

如果能確定如何感測脈波的方式，得到正確的脈波訊號，再來做脈波的分析與識別就有意義了。因此再探討「如何擷取所需要的脈波訊號？」是本計畫研究的方向。

如果能有效地擷取所需要的脈波訊號，將可有下列之成果：

- 建立脈波訊號擷取的標準。
- 提供所需之脈波訊號做脈象診斷。

脈波訊號擷取是科學化脈診的第一步，唯有取得所需的脈象訊號，才有正確脈象診斷的機會，其重要性可想而知。

- 提供自動化把脈機設計之基礎。

明瞭如何正確擷取脈波訊號的方法，才能進一步設計自動化把脈機，促進脈診自動化診斷。

貳、材料與方法

研製脈波訊號感測器系統之設計，首先要探討脈診所需量測的物理量，其次考量實際製作的技術來決定感測器脈波訊號之物理量，再製作感測器及其載體，另外更要設計感測器性能驗證系統來驗證感測器之性能，因此本計畫實施之方法可分為下列三大部份來敘述：

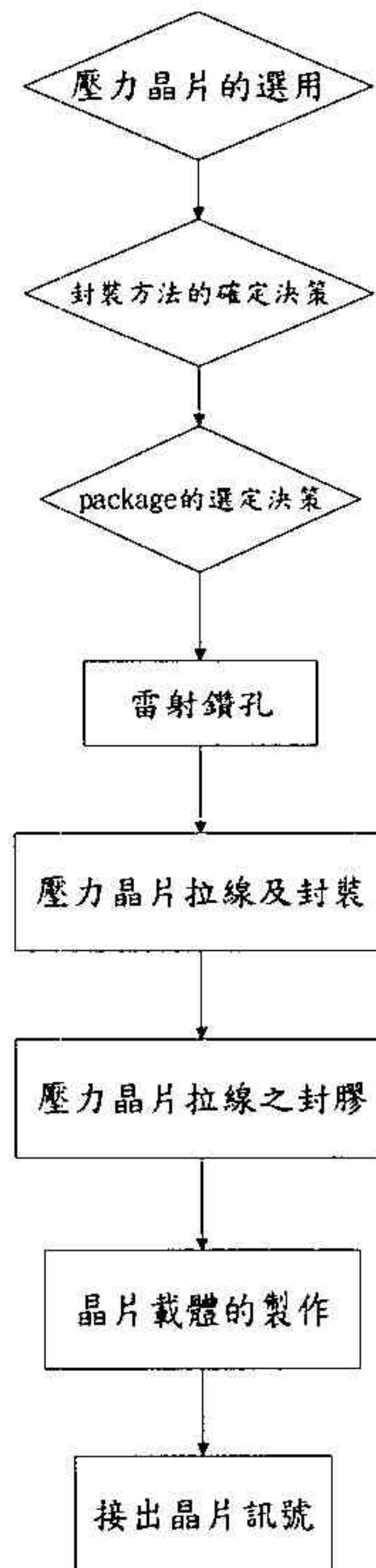
一、脈診所需量測的物理量之探討

脈診科學化首先要確認的問題是：「需要什麼樣的脈波訊息才能正確表示脈象的現象？」事實上，目前僅以脈波的壓力訊號來作脈象分析與診斷已有訊息不足之問題。如果考量能符合中醫脈診專家的診斷，我們應該要設計一個感受如同手指的感測器來擷取訊號，以驗證中醫所說之脈象。魏軻曾將中醫脈象分解為八種指下感覺，即脈位深淺、脈管粗細、脈搏強弱、脈動頻率、脈動節率、脈象弦柔、滑澀、長短。也就是說中醫脈象是由這八種指下感覺集合而成的。但是這些手指感覺的描述仍難以科學實現化（Realization）。羅志聰等結合中醫切脈的特點，運用一些生物力學的基本概念，將傳統的二十八脈象大致上分為六類。以這六類為基礎，並用生物力學來解釋：脈象是與血管內之壓力、心率、血管的管徑、位移、位移的變化、血管的順應性以及脈波的反射及共振等物理量有關；另外從流體力學的觀點，血管的脈動除壓力外，血管血液的流速也應一併考慮。若能依上述脈診及生物力學原理，設計研製一能提供脈搏壓力、管徑、位移、流速等較多訊息之感測器，將大有助於中醫脈診之科學化。不過這麼多種的物理量以目前的微感測器製作技術，是不可能在指尖的範圍內同時建構的。解決的辦法就是減少感測的物理量，改以計算的方式，譬如流速可否利用兩個軸向相鄰的壓力來計算取得，如此推演，或許可以獲得更多的脈波訊息，本計畫由於時間及經費的關係，初步僅能利用現有的兩個半導體壓力晶片（Pressure Die）來製作脈波感測器。在指尖大小的範圍，多了一個壓力感測點，除了可驗證脈波壓力外，也可提供量測點的血管內的血流速，不過需經過計算，而計算公式所需之參數需經實驗才可取得。由於時間僅有半年及經費不足，因此本計畫只對量測所得之壓力訊號，設計一脈波壓力量測驗證系統。

二、感測器及其載體之設計與製作

由於目前商用的感測器都是單一型感測器，與本計畫所設計之複數型感測器（兩個壓力感測點在同一個感測器）有所不同。因此，我們將採購兩個壓力晶片來作成一個脈波訊號感測器。每個壓力晶片是由半導體製作的微感測晶片，經過選定壓力晶片後，製作的過程還需要經過基座雷射鑽孔，拉線（wire bonding），封膠，製作載體等步驟，最後由載體引線至資料擷取卡的訊號端，提供壓力訊號至電腦。

圖 2.1 微壓力感測器製作流程圖



(一)、壓力感測器的基礎知識

壓力係取自於大氣壓力為基準的標準壓及真空壓。如以絕對真空為基準，則為絕對壓。下圖所示為其關係圖。標準(gauge)壓為正壓，而負壓有真空壓力和絕對壓力。

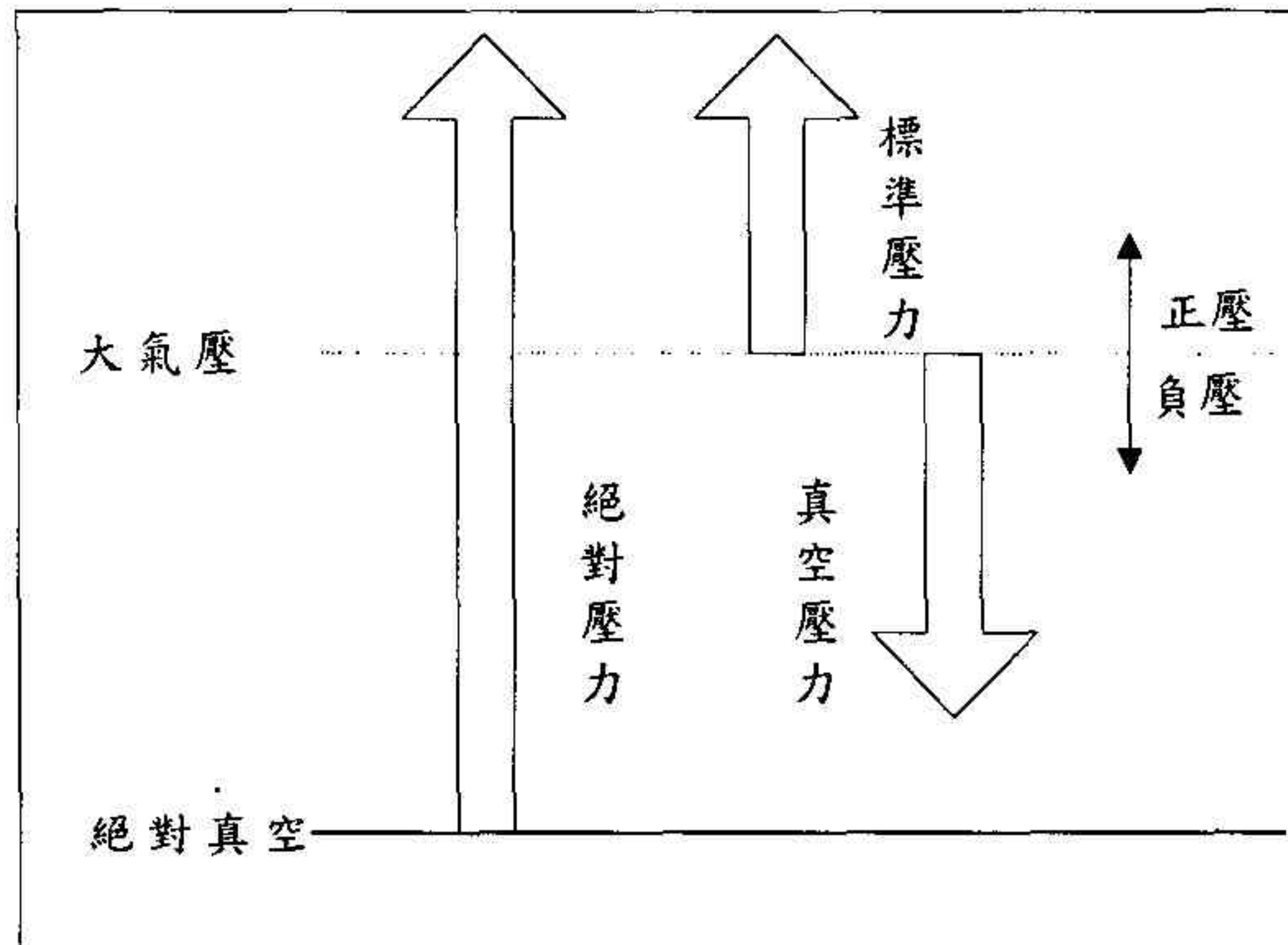


圖 2.2 壓力的種類

絕對壓力(absolute pressure) 絕對壓力轉換器乃是與真空有關。轉換器膜片的一端抽成真空（參考真空），另一端則由物理力（激源）所作動。絕對壓力的單位為 lb/m^2 絕對壓力(psia)。

計示壓力(gage pressure) 計示壓力轉換器與大氣有關。轉換器膜片的一端可與至大氣相通，另一端則由物理力（激源）來動作。計式壓力是以 lb/in^2 計示壓力(psig)表示之。

密閉計示壓力(sealed gage pressure) 密閉計示壓力轉換器則與密閉於混合其「氣體如氮的大氣壓力有關。膜片一端是密封的，物理力（激源）則作用於另一端。它係使用於量度不受大氣壓力變化影響的範圍內。它也用以防止周圍介質進入轉換器殼體。密閉計示壓力的測量是以 lb/in^2 計示壓力(psig)相對於海平面為單

位。

差壓(differential pressure) 差壓轉換器具有二個壓力口合成一體，使壓力施於膜片兩端。高線路壓力之水壓力差的量度，其準確度遠優於那些單獨監督壓力的轉換器。兩個分開的察覺器可置放盒中，而且它們之間的差是以電的方式監督之。差壓的量度是以 lb/in^2 差壓(psid)表之。

靜態過壓(static overpressure) 靜態過壓可被設計成三項：不引起校正漂移的過壓(overpressure)，不引起永久損害的過壓以及不會使轉換器外殼破裂的過壓。

動態過壓(dynamic overpressure) 動態過壓為超越可能引起損害或校正漂移之特範圍的暫態過壓。對更長的持續期間而言，這種過壓可能與同準位的壓力不同。短期間的暫態過壓可能存在而不為使用者所知曉。

線性度(Linearity) 壓力轉換器的線性度與轉換器校正曲線和預定直線的接近程度有關。利用這些曲線，可以預測並校正轉換器之輸出。這可由電腦輕易地來完成。

磁滯(Hysteresis) 磁滯為壓力範圍內任何輸入（激源）情況下，當壓力值內的激源先升高後降低時輸出的最大差值。最大磁滯為由中間刻度讀數漸增至滿刻度與由滿刻度漸減至零之間的差值。

重複性(Repeatability) 這是轉換器在施加相同激源及相同變數或條件下，重新產生同量輸出的能力。

穩定性(Repeatability) 偏移為由轉換器正常輸出經一段時間後之漂移。

頻率響應(Frequency response) 頻率響應為轉換器響應已知輸入壓力之預測輸出，它也是輸出與激源的比值。

通常壓力的量度是用以建立時間事件順序(time-event sequences)。對壓力變化的響應會受到轉換器型式、其壓力室之體積和中繼波導管(interconnecting plumbing)所影響。當使用小或長的配管時，壓力感測空腔的體積位移和激源壓力的變化可就非常重要。管的長度和直徑會影響到轉換器對梯階變化的響應。

(二)、壓力感測器之用途及選用

1. 用途：(1). 測量血管擴張時由皮膚感測壓力的變化和血管彈性度。

(2). 測量下壓的壓力。

(3). 測量表皮和皮下組織的彈性係數。

2. 壓力範圍的選定

原本一直無法找到人體的血壓範圍值，普通生理學書上皆是說正常人的血壓值範圍，無說明上下限值及有無負壓力，最後由侵入式血壓計的規格表中得到其範圍值由-50 到 300mmHg，就以其壓力範圍作為脈診壓力量測的範圍，但是要選用 psia 或 psig 呢？

經由下列的計算的壓力換算過程顯示出，

假設人的血壓 300mmHg

$$\because 1\text{kgf} = 9.8\text{N}$$

$$\therefore 1\text{kgf}/\text{cm}^2 = 9.8\text{N}/0.01\text{m}^2$$

$$= 9.8 \times 10^4 \text{N}/\text{m}^2$$

$$1\text{kgf}/\text{cm}^2 = \frac{1}{0.454} \times 9.8\text{N} / \left(\frac{1}{254}\right)^2 \text{cm}^2$$

$$1\text{mmHg} = 133.322 \text{pa}$$

$$1 \text{psi(a)} = 6.89476 \times 10^3 \text{pa}$$

$$1\text{psi(a)} = 51.7 \text{mmHg}$$

$$300 \text{mmHg} = 5.8 \text{psi(a)}$$

若選 psig 表示，則在相同的輸入變化時，psig 較 psia 的輸出訊號大，換句話說，若壓力變化很小，則由 psia 量得的訊號較 psig 來得大，也就是 psig 的解析度較大，但 psia 可以測得負壓力，解析度較差。

最後確定為 SILICON MICROSTRUCTURE 公司的 SM-5102，

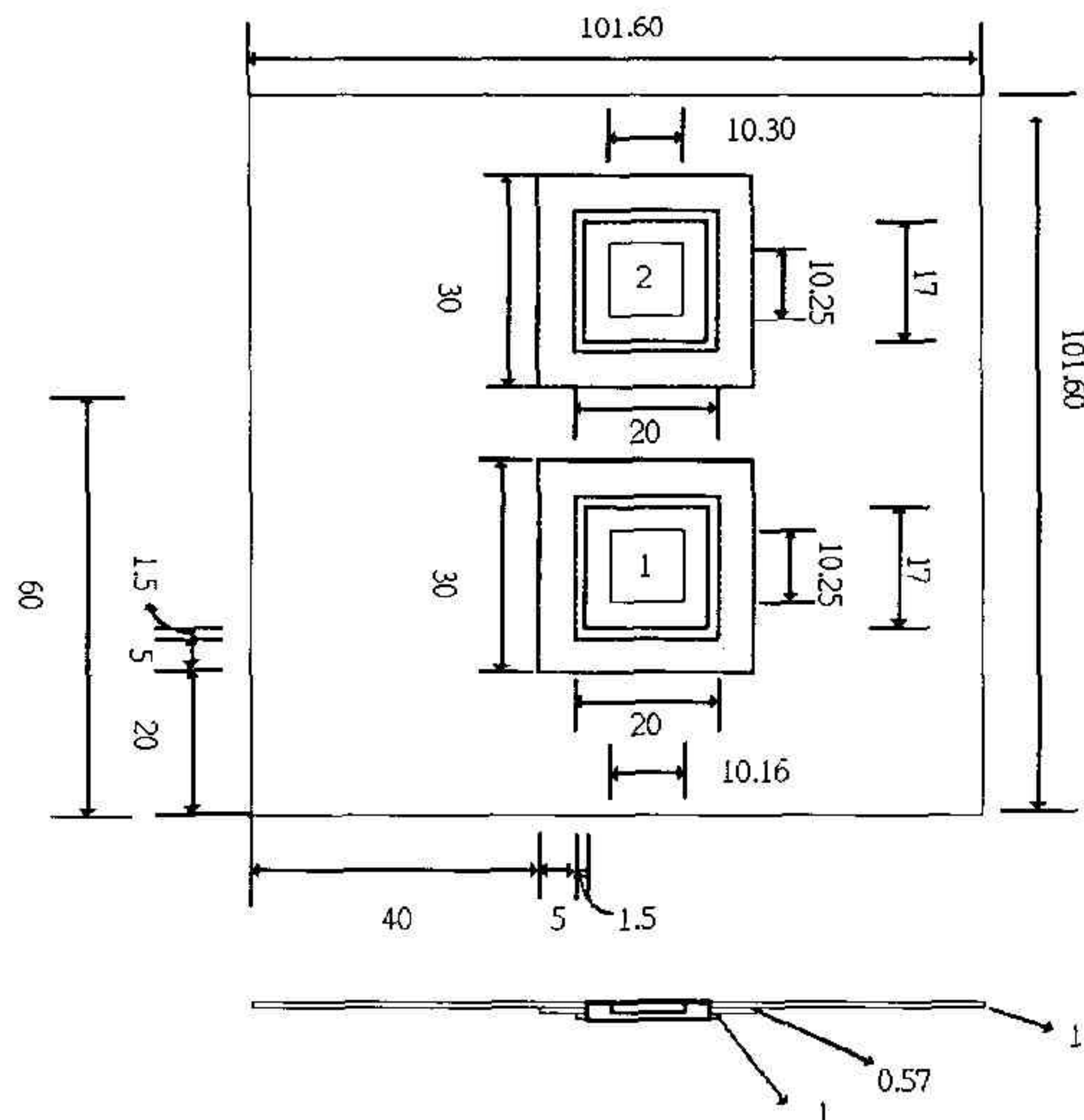
OEM pressure silicon Die，選定 30psia 及 5psig 的壓力感測器可比較有負壓力量測出來和無負壓力量測時的差別。請參考附錄的壓力晶片規格表。

(三)、晶片基座雷射鑽孔與鑽孔夾具之設計

晶片基座的選擇考慮到以後使用於脈診的適用性，故我們選用其截面積為 10mm 高度為 1.5mm 的晶片基座，其內外均可連接導線但因考量到接觸面要高於晶片基座的平面，所以選擇使用平面的部分，而不選擇凹下的部分，而晶片與晶片基座擺放時需考慮晶片拉出的線是否會產生交叉，極易造成短路的現象而導致壓力晶片的訊號接不出來。由於我們採用 gage 型的壓力晶片，必須與大氣相通，所以必須在晶片基座上鑽孔。在雷射鑽孔時，必須精確定位，同時也要配合雷射鑽孔機之夾具，因此利用雷科公司現有的 20mil 和 40mil 陶瓷片黏合製成，且此基座可於封裝拉線時作為固定之夾具，底下預留的孔是為了鑽孔時機器會吹出強風將孔內的殘屑吹出所留下的空間。以下為雷射鑽孔夾具之設計圖及完成圖。

圖 2.3 雷射鑽孔夾具之設計圖

單位：mm



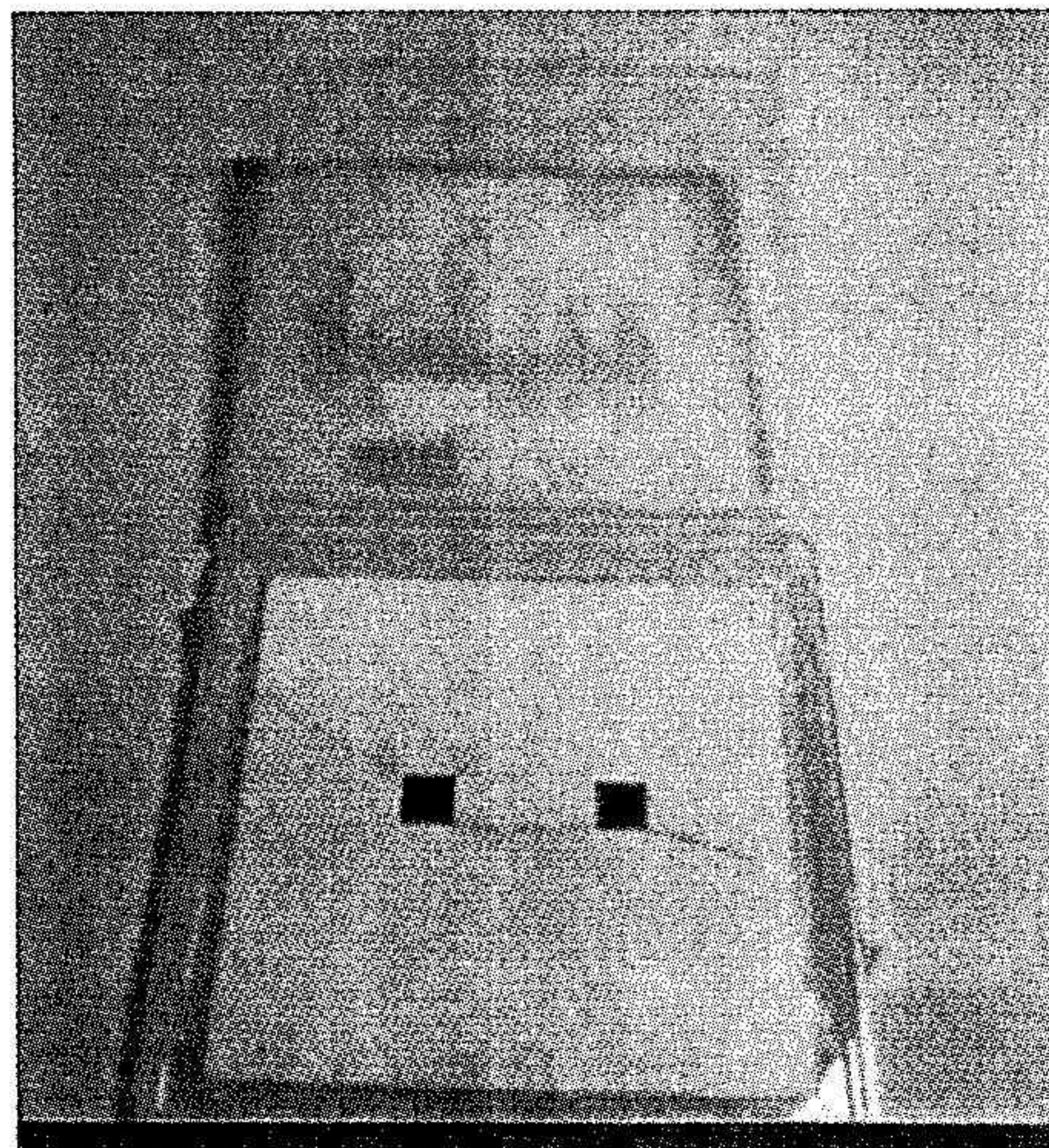


圖 2.4 雷射鑽孔夾具完成圖

(四)、拉線

因為壓力晶片上的拉出線須用到 IC 製程中的封裝技術，因為此微感測器之拉線技術屬於立體的拉線方法，無法由自動拉線機拉線。遍尋國內各大 IC 封裝廠，皆無意願，最後得到工研院電子構裝部的協助配合，才解決晶片拉線上的問題，以下是拉線後晶片的圖形。

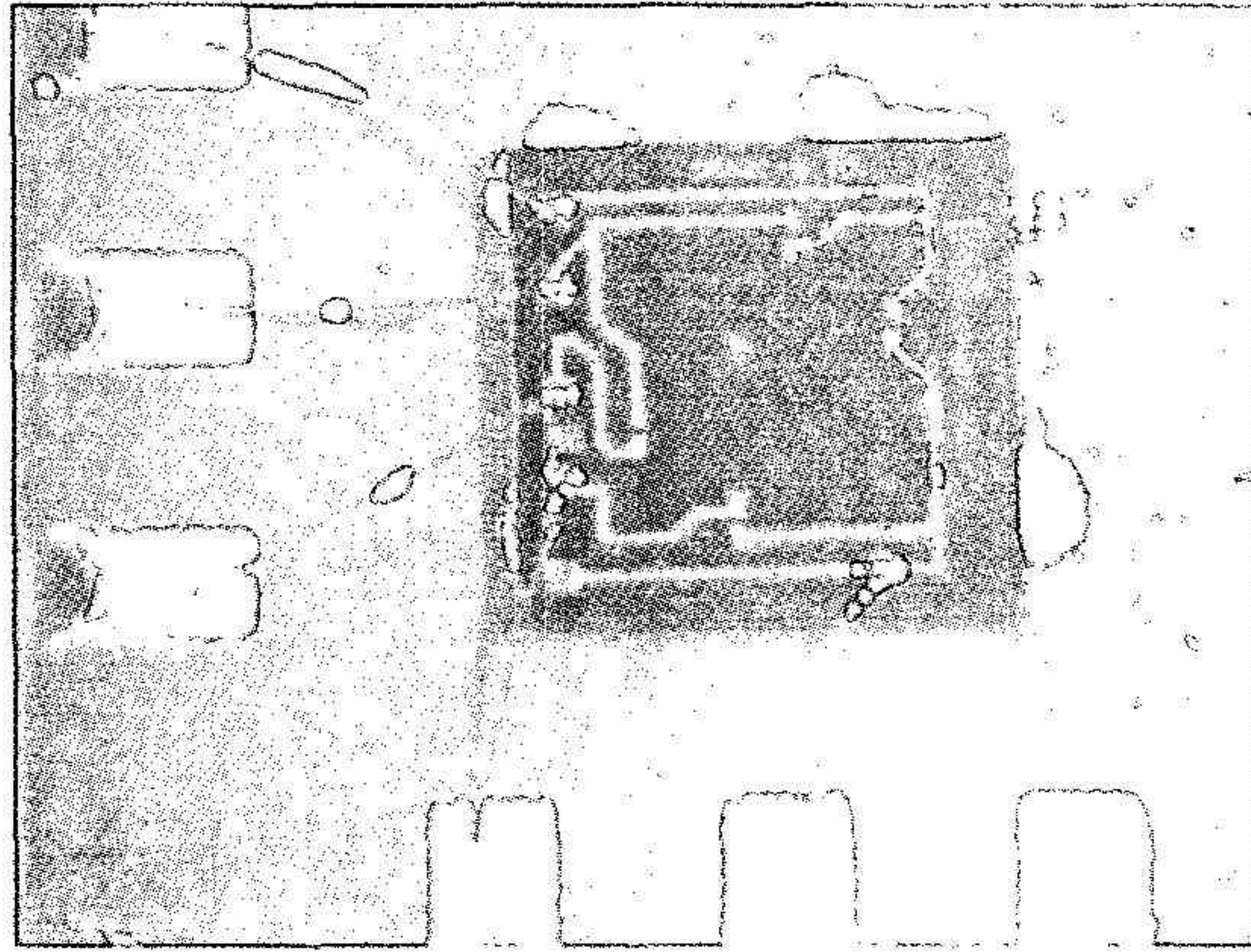


圖 2.5 拉線後壓力晶片圖

(五)、封膠

而壓力晶片拉線完其拉出的線極為脆弱，必須在線上下及接點處用，硬質膠(A、B 膠)將其固定住使之不受外力破壞，因為晶片的拉出線與壓力的接觸面是同一方向，且在點上膠時，必須不能讓膠流至晶片的薄膜旁邊，否則整個壓力晶片的靈敏度會遭受極大改變，故此過程為此感測器製作時失誤率最大的一個步驟。

整個感測器是否能夠使用，端視 A、B 膠的使用技巧，故在使用於晶片之前先於陶瓷片上測試 A、B 膠凝結的速度，流動情形與 A、B 膠混合時間的關係，才能完全掌握膠的特性，避免破壞研究成果。

我們使用的方法是將 A 膠和 B 膠先注入 50cc 的小針筒內，則可精確地控制 A、B 膠的混合量，且針尖可將混合溶劑的量，細微的取用在大約三分鐘後快凝固時，才將膠沾在針尖上點在晶片的拉出線端點，由於此時

A、B 膠的內聚力大，膠幾乎不會流動，不會破壞晶片的靈敏度，在沾膠時可於放大鏡下工作，較易控制膠著的位置與大小，以下是封膠完晶片與拉出線的圖，可清楚地看出膠將線保護膠中的情形。

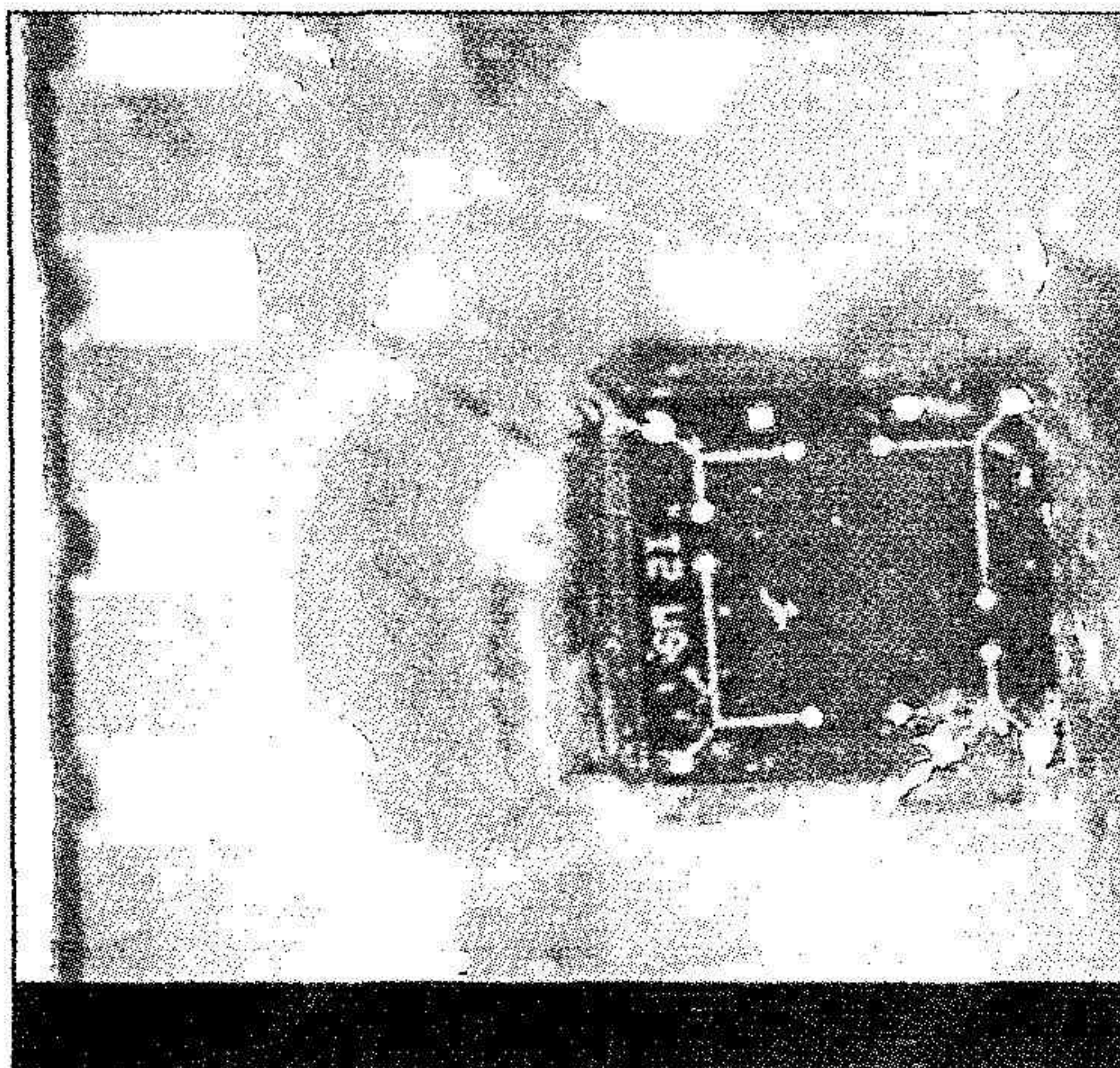


圖 2.6 封膠後壓力晶片圖

(六)、感測器載體的設計

載體的目的是為了聯結晶片基座，便於將壓力晶片訊號接出至資料擷取卡，及保持晶片基座的氣密性，讓 gauge 型的壓力晶片，能夠加入預加的壓力，以便量得負壓。所以我們利用銅片接觸晶片基座上金箔的接點，再將金屬線焊接在銅片上面，聯接到電路板，再利用排線將訊號接至資料擷取卡。以下圖為感測器載體之外觀。

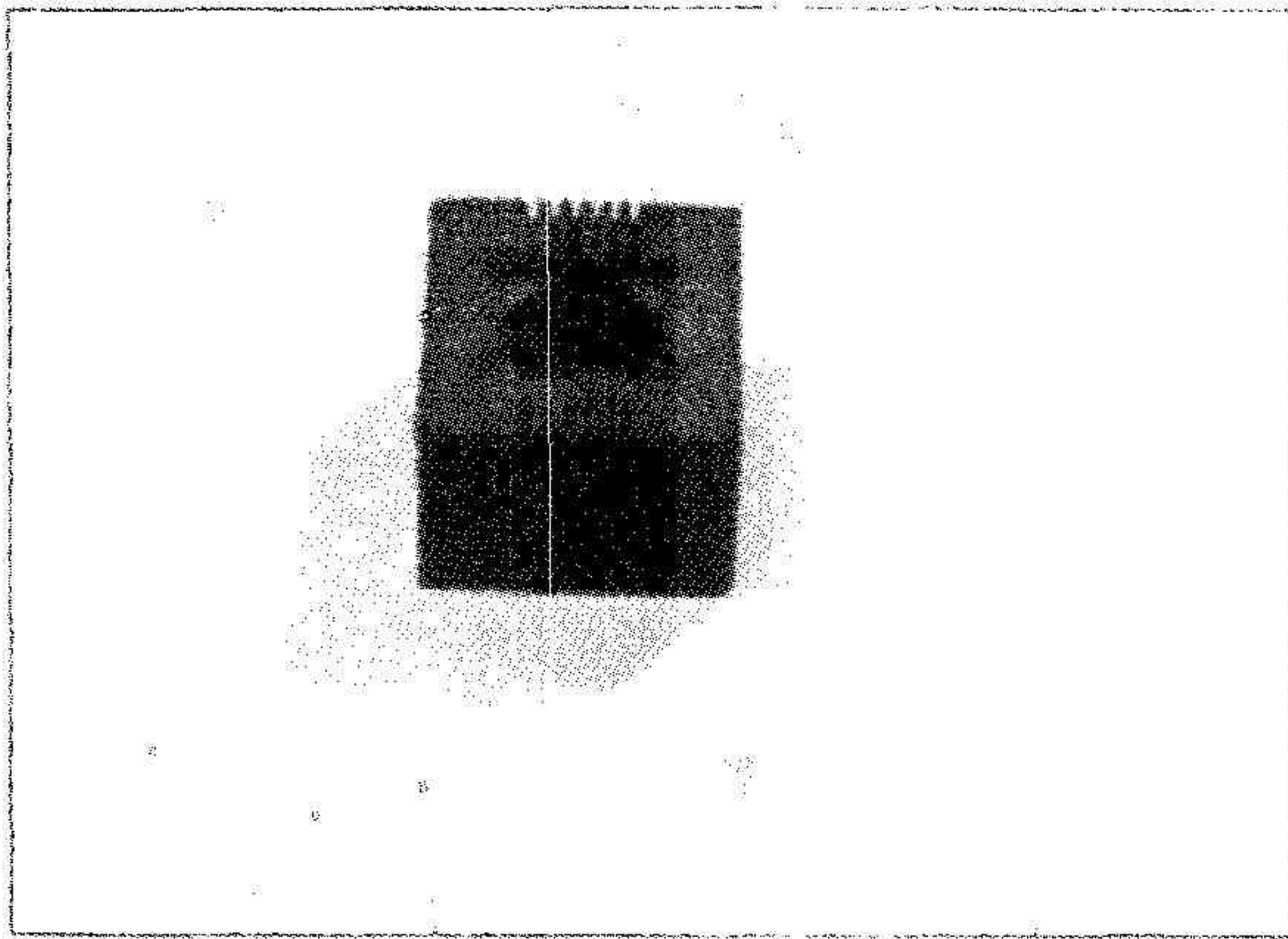


圖 2.7 載體完成圖

三、感測器性能驗證系統之設計與架構

為了驗證感測器的性能，首先我們採用侵入式血壓計為標準感測器，再利用這侵入式血壓計來驗證所設計感測器的性能。感測器的性能可經由步階響應及正弦波響應的實驗來驗證之。因此驗證的步驟可分為侵入式血壓計之定壓力測定、待測感測器之定壓力測定及待測感測器頻率響應測試等三項。茲分敘如下：

(一)、侵入式血壓計之定壓力測定

侵入式血壓計作為待驗證壓力感測器的標準感測器時，須於使用前得知確實的壓力(輸入訊號)電壓(輸出訊號)之間的關係，和量測時擷取訊號所造成的失真，或解析度調變對雜訊抑制的效果，進而修正為標準之壓力訊號。實驗方法是將開管式血壓計的手壓幫浦，和開管式血壓計的水銀壓力輸入口分別接在侵入式血壓計的兩個連接口，利用手壓幫浦和侵入式血壓計的手動小閥門，控制供給侵入式血壓計的壓力源。利用資料擷取卡及 LabVIEW 軟體得到標準的輸出訊號，再利用線性差值法得到壓力與電壓的關係式，作為待測感測器壓力量測之參考標準。

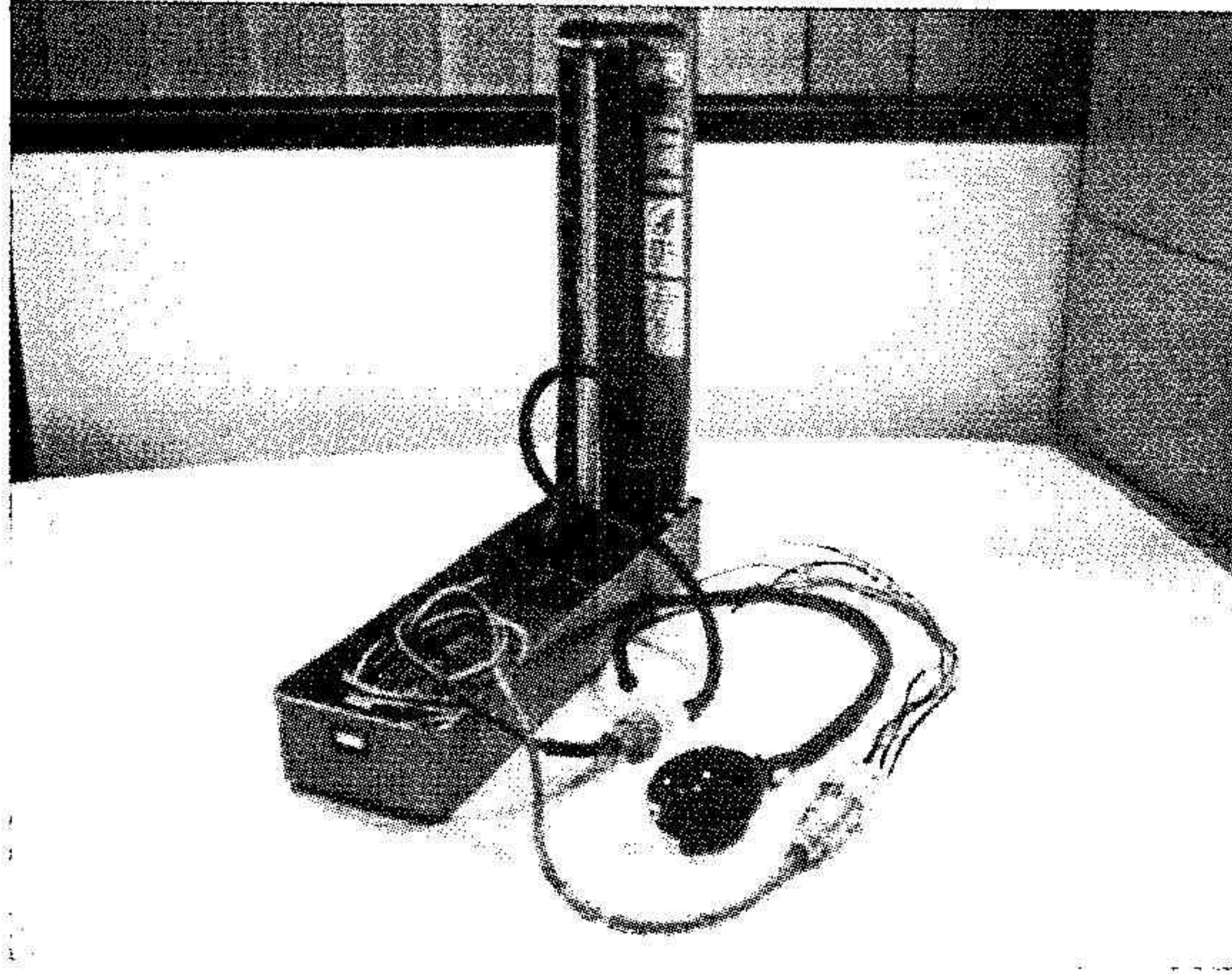


圖 2.8 侵入式血壓計定壓力測定裝置

1、實驗器材

組成元件	用途
1.橡皮管	連接氣壓軟管及侵入式血壓計
2.PC-586 電腦	作為整個量測系統的訊號處理及控制中心
3.AT-MIO-16XE-10 資料擷取卡	擷取感測器量測的訊號
4.侵入式血壓計	1. 量測血管內液體壓力的變化 2. 量測脈波的反射及共振
5.開管式血壓計	量測壓力值與侵入式血壓計比較
6.SCXI-1121	訊號處理器(放大及濾波)
7.SCXI-1321	訊號輸入介面
8.SCXI-1000	SCXI 裝置的基座及電源供應器
9.電源供應器	提供放大器及侵入式血壓計電源
10.放大電路	提供 100 倍之放大倍率
11.訊號產生器	提供小訊號以供使用
12.訊號放大器	將訊號產生器之訊號放大以推動喇叭
13.喇叭	推動空氣以產生壓力波
14.待驗證感測器	須由實驗來驗證性能之感測器

表一、實驗器材表

2、侵入式血壓計之特性

為了驗證我們所做的晶片是否能達到原先預期的目標，我們採用一編號為 P23XL-1 之侵入式血壓計來做為驗證，但在與我們的晶片做比較之前，必須先了解此侵入式血壓計的特性，方能做為驗證晶片時的規範。

Specifications

	Model P23XL
Pressure range	-50 to +300 mmHg
Maximum over-pressure	10,000 mmHg
Sensitivity*	5 μ V/V/mmHg $\pm$ 1%
Volume displacement	0.04mm ³ /100 mmHg pressure
Non-linearity and hysteresis*	$\pm$ 1.5 mmHg over 0 to 300 mmHg $\pm$ 0.1 mmHg over 0 to 10 mmHg
Zero balance*	$\pm$ 25mmHg
Bridge resistance	Input resistance - 1,000 ohms nominal Output resistance - 350 ohms nominal
Thermal coefficient of sensitivity (typical)*	$\pm$ 0.1%/°C
Thermal coefficient of zero (typical)*	$\pm$ 0.3 mmHg/°C
Electrical leakage	2 μ A maximum at 115V 60Hz 5 μ A maximum at 220V 50Hz 50M Ω minimum at 50V DC
Insulation	Withstands 10,000 DC, 500 watt-seconds of defibrillator discharge, or electrocautery
Repeatability	$\pm$ 0.6 mmHg
Rated excitation voltage	7.5V DC or AC up to 5 kHz
Maximum excitation voltage	10V DC or AC
Weight	15 grams without cable
Size	40 mm, including dome (1.6 inches)
Cable length	3.7 m (12 feet)

圖 2.9 侵入式血壓計之特性圖

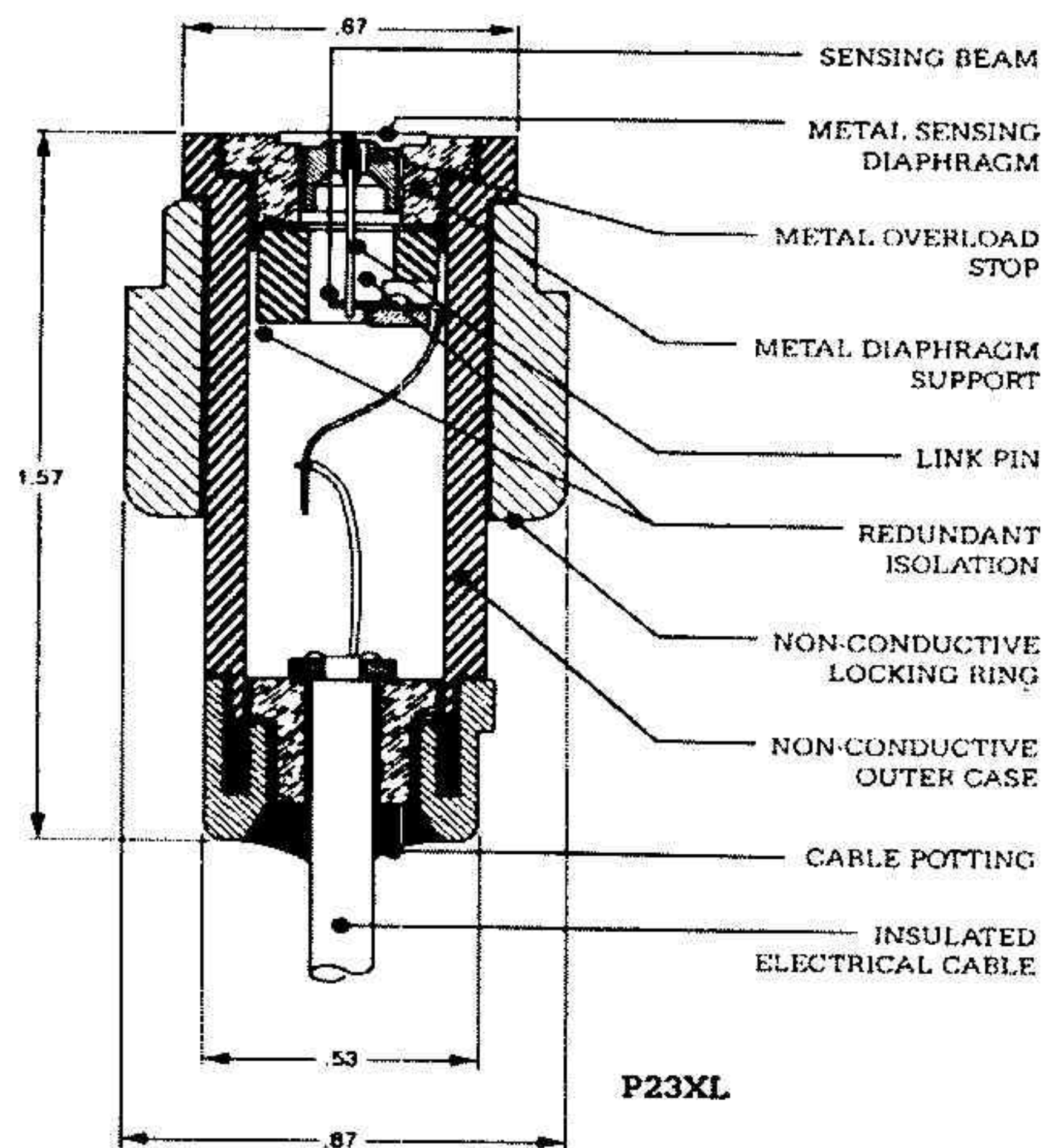


圖 2.10 侵入式血壓計之示意圖

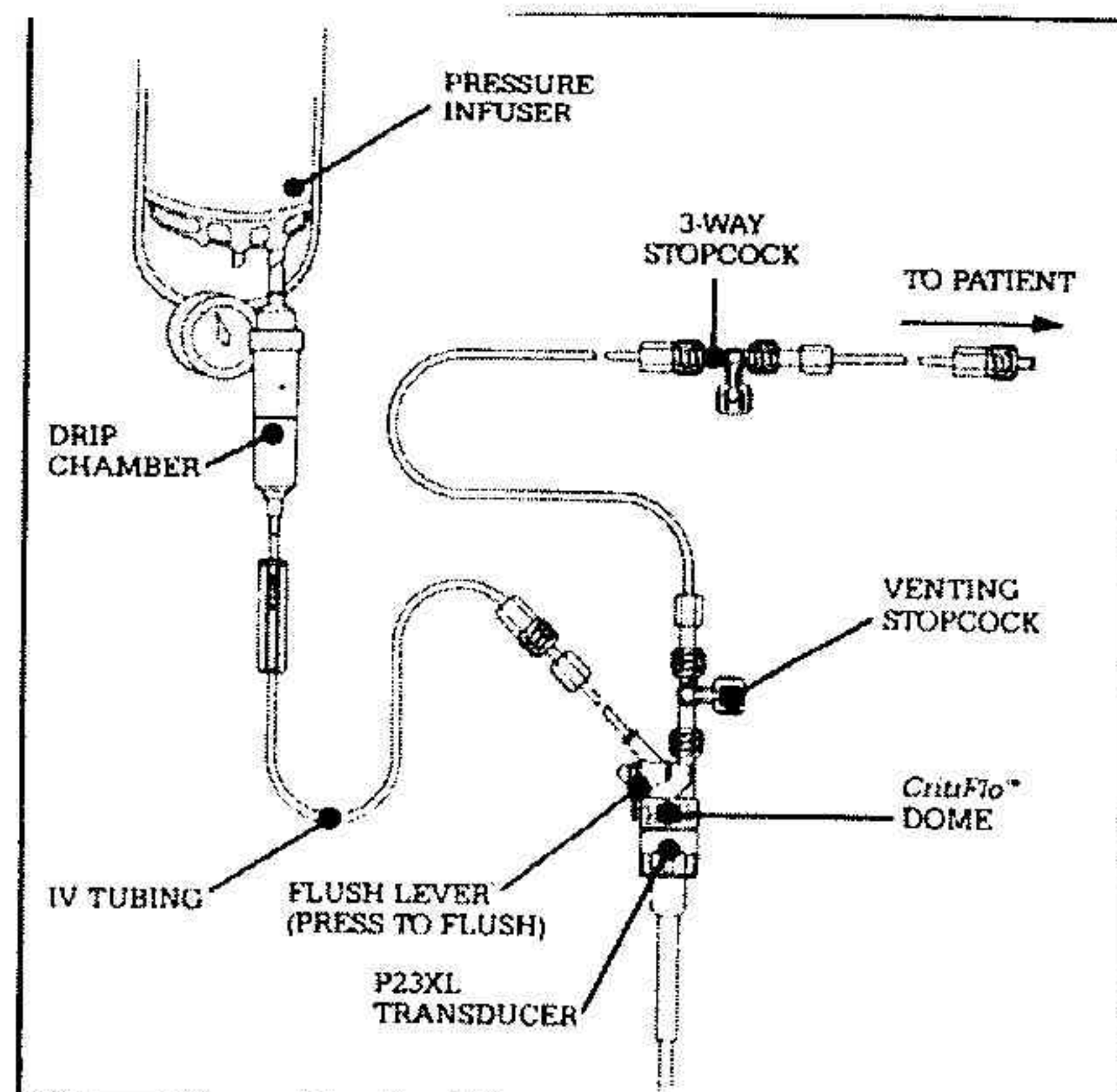


圖 2.11 管線連接示意圖

3、侵入式血壓計之定壓力量測方法

為了量測出此侵入式血壓計的特性，我們將此侵入式血壓計與普通市面所販售之血壓計相連，以普通血壓計上之壓力變化來測量侵入式血壓計之電壓值變化，進而求出侵入式血壓計之特性曲線。

在量測侵入式血壓計的輸出電壓時，我們決定利用 LabVIEW 軟體上的監控程式來量測訊號，因此我們採用了編號為 AT-MIO-16XE-10 的 I/O 卡做為外來訊號與電腦間的通訊，為了確保訊號的穩定度，我們在此 I/O 卡的外部加入了一組 SCXI 的前置訊號處理器，這一組的 SCXI 前置訊號處理器包含了編號為 SCXI-1321 的輸入訊號校準器、編號 SCXI-1121 的訊號處理器（含濾波及放大器功能），以及編號為 SCXI-1000 的 SCXI 電源基座。

4、雜訊與解析度問題的解決方法

為了能與我們所做的晶片做比較，所以我們必須先行得出侵入式血壓計的特性曲線，但是在量測訊號時，發現量測出來的電壓值有不可忽略的雜訊干擾，在研究原因後，發現這是由 SCXI 處理器所發出之微小訊號干擾，但由於此小訊號干擾近似於 1mmHg 的壓力值，故此量測出之訊號誤差相當的大，因此必須另謀他法處理。

為了使 SCXI 處理器的誤差降低，我們利用一大約一百倍的放大器將侵入式血壓計的輸出電壓放大，由結果得知誤差已降低至 1mmHg 以下，由於此誤差尚可接受，故利用此法得出定壓力測試的結果。

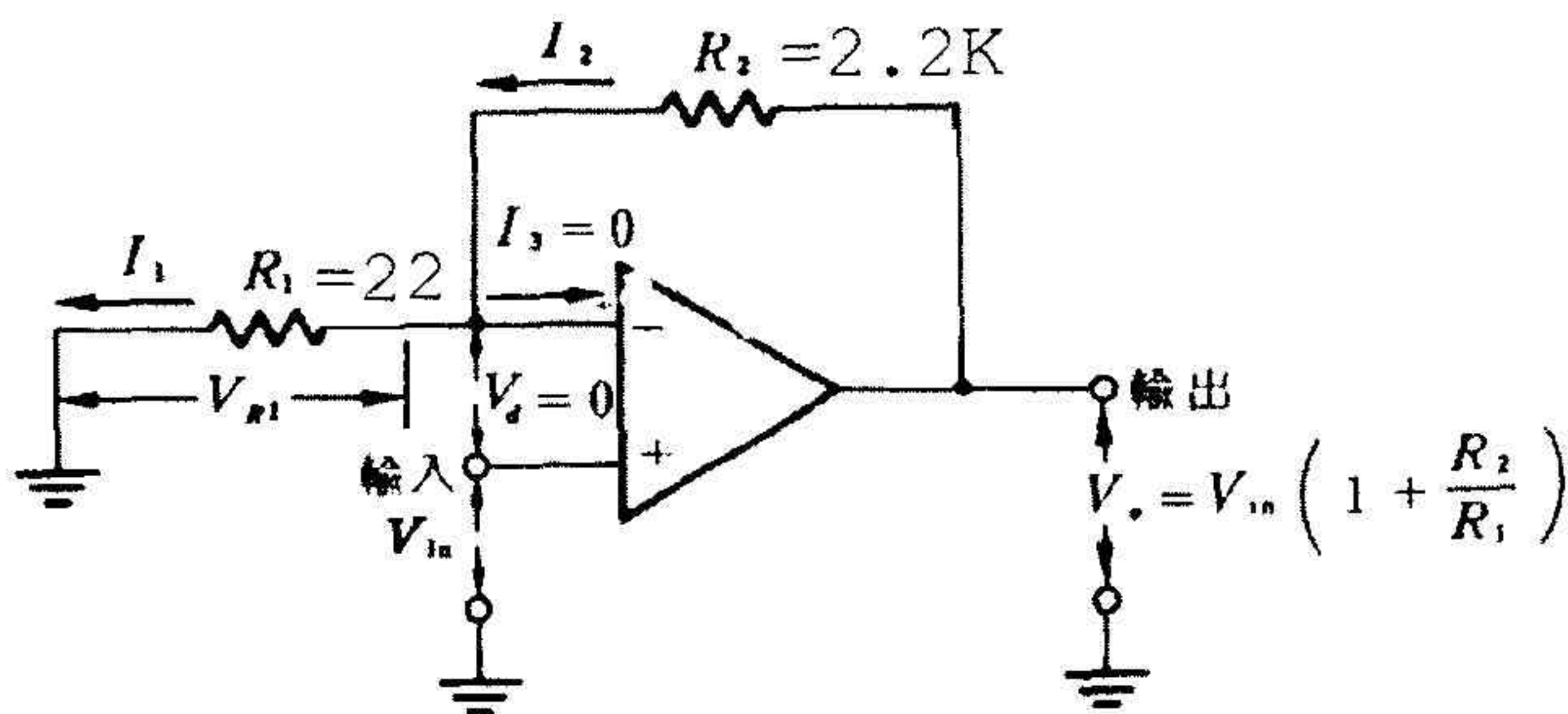


圖 2.12 放大電路示意圖

由於已經過放大器的處理，因此最大電壓值約在 5 伏特以下，因此將 SCXI 1121 之放大倍數設定為 1，並在擷取系統程式中將電壓限制在 0~5V 之間，此時所得到之最大解析度為 $5V \div 2^{16} = 0.0763 \text{ mV}$ ，再經過放大器放大一百倍以及軟體放大一百倍後，因此軟體上所見之解析度為 0.763V，而我們在軟體處理後之範圍為 0~300V 左右，故此解析度為我們所接受之範圍。

AT-MIO-16XE-10 and AT-AI-16XE-10

Analog Input

Input Characteristics

Number of channels 16 single-ended or 8 differential (software-selectable)
 Type of ADC Successive approximation
 Resolution 16 bits, 1 in 65,536
 Maximum sampling rate 100 kS/s guaranteed

Input signal ranges	Board Gain (Software Selectable)	Board Range (Software Selectable)	
		Bipolar	Unipolar
	1	$\pm 10.0 \text{ V}$	0 to 10 V
	2	$\pm 5.0 \text{ V}$	0 to 5 V
	5	$\pm 2.0 \text{ V}$	0 to 2 V
	10	$\pm 1.0 \text{ V}$	0 to 1 V
	20	$\pm 0.5 \text{ V}$	0 to 0.5 V
	50	$\pm 0.2 \text{ V}$	0 to 0.2 V
	100	$\pm 0.1 \text{ V}$	0 to 0.1 V

Input coupling DC
 Maximum working voltage Each input should remain within $\pm 11 \text{ V}$ of ground
 Overvoltage protection $\pm 25 \text{ V}$ powered on, $\pm 15 \text{ V}$ powered off
 Inputs protected ACH<0..15>, AISENSE
 FIFO buffer size 512 samples
 Data transfers DMA, interrupts, programmed I/O
 DMA modes Single transfer, demand transfer

圖 2.13 訊號擷取卡規格示意圖

由於侵入式血壓計的輸出電壓在長時間後會有些許漂移現象，但是我們實際在人體訊號上所測量的時間不需過長，因此我們在擷取訊號時先將訊號值用軟體歸零，再將讀取進來的資料存成檔案，以便將來做資料的判讀。

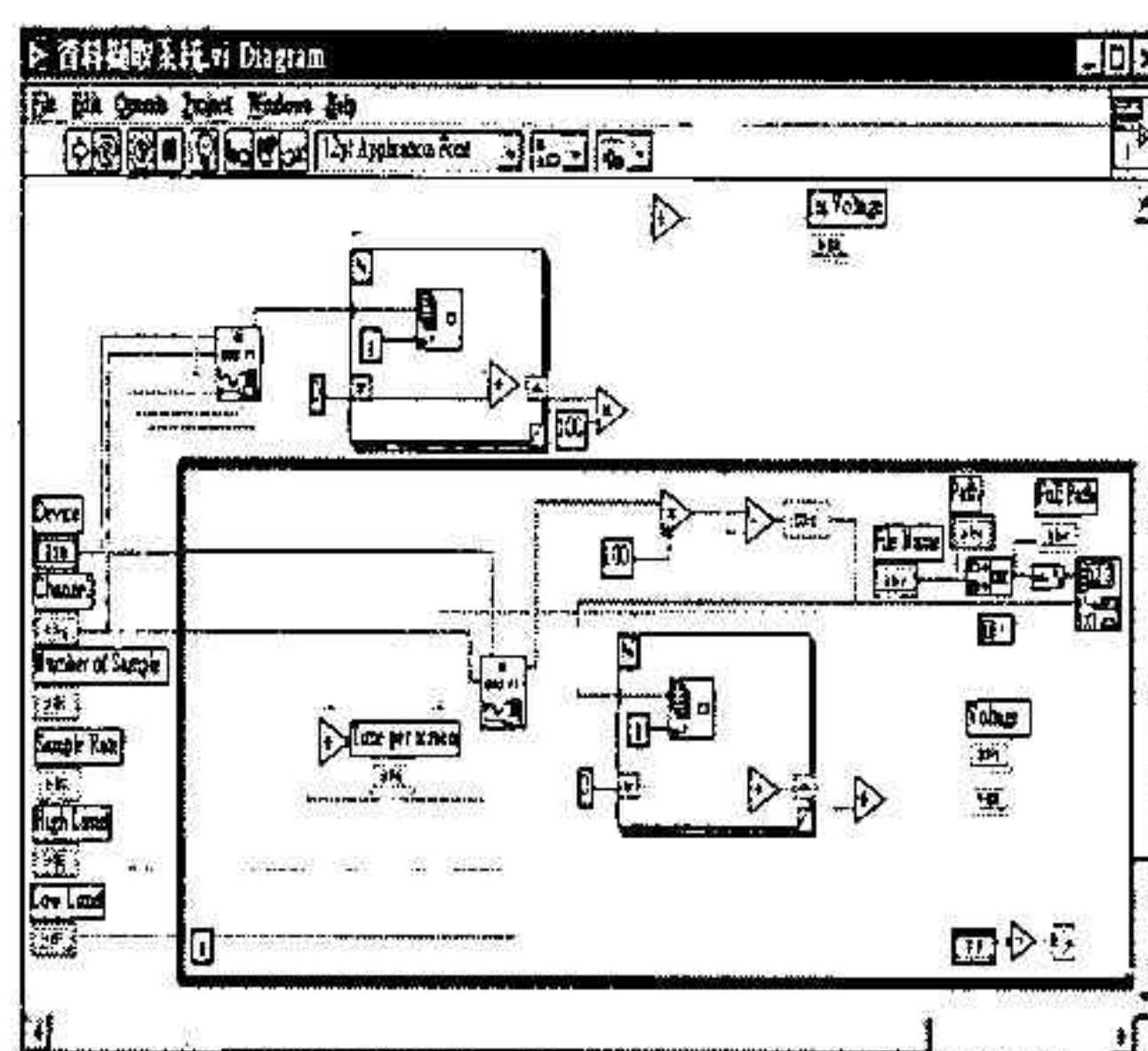
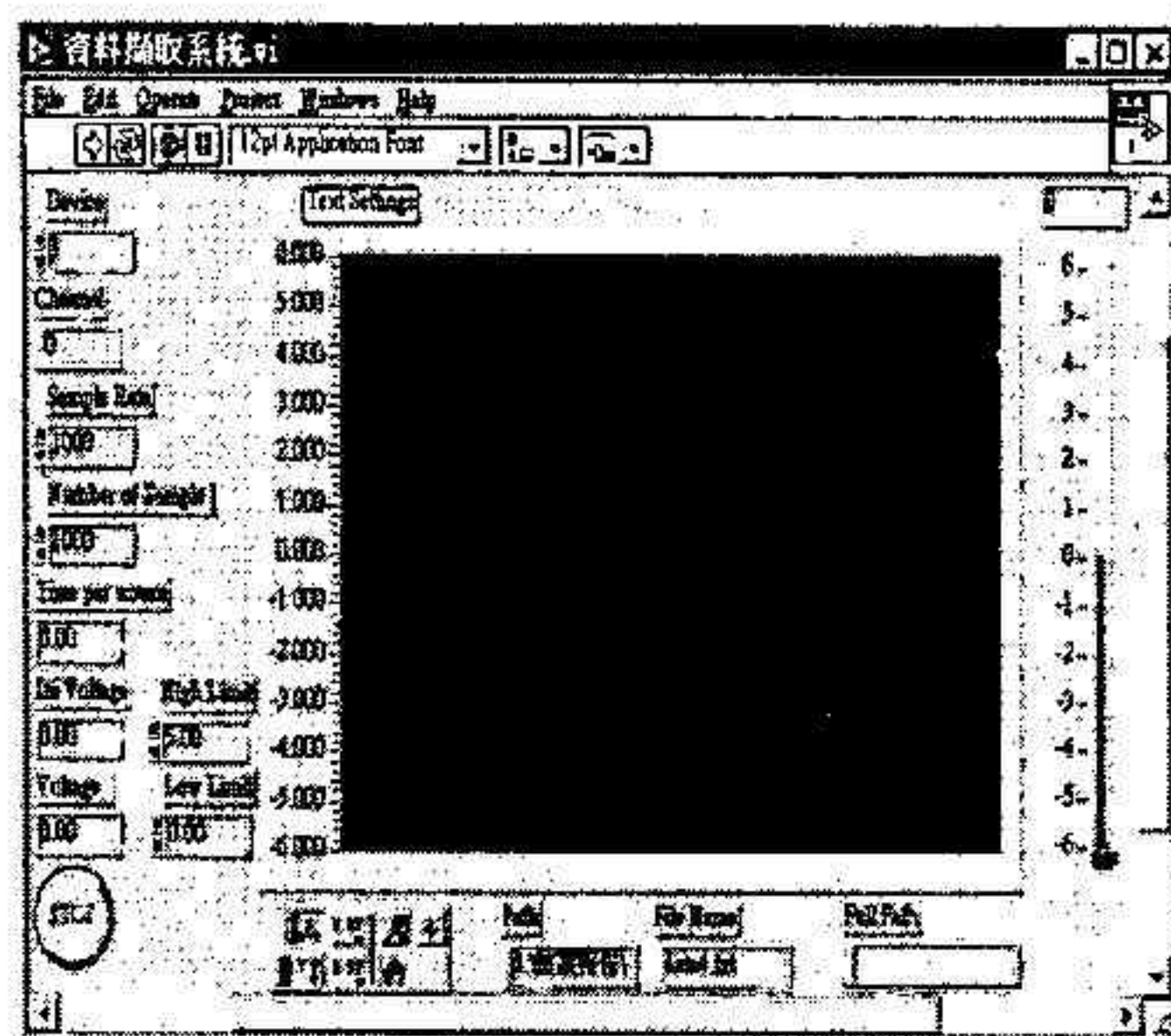


圖 2.14 資料擷取系統

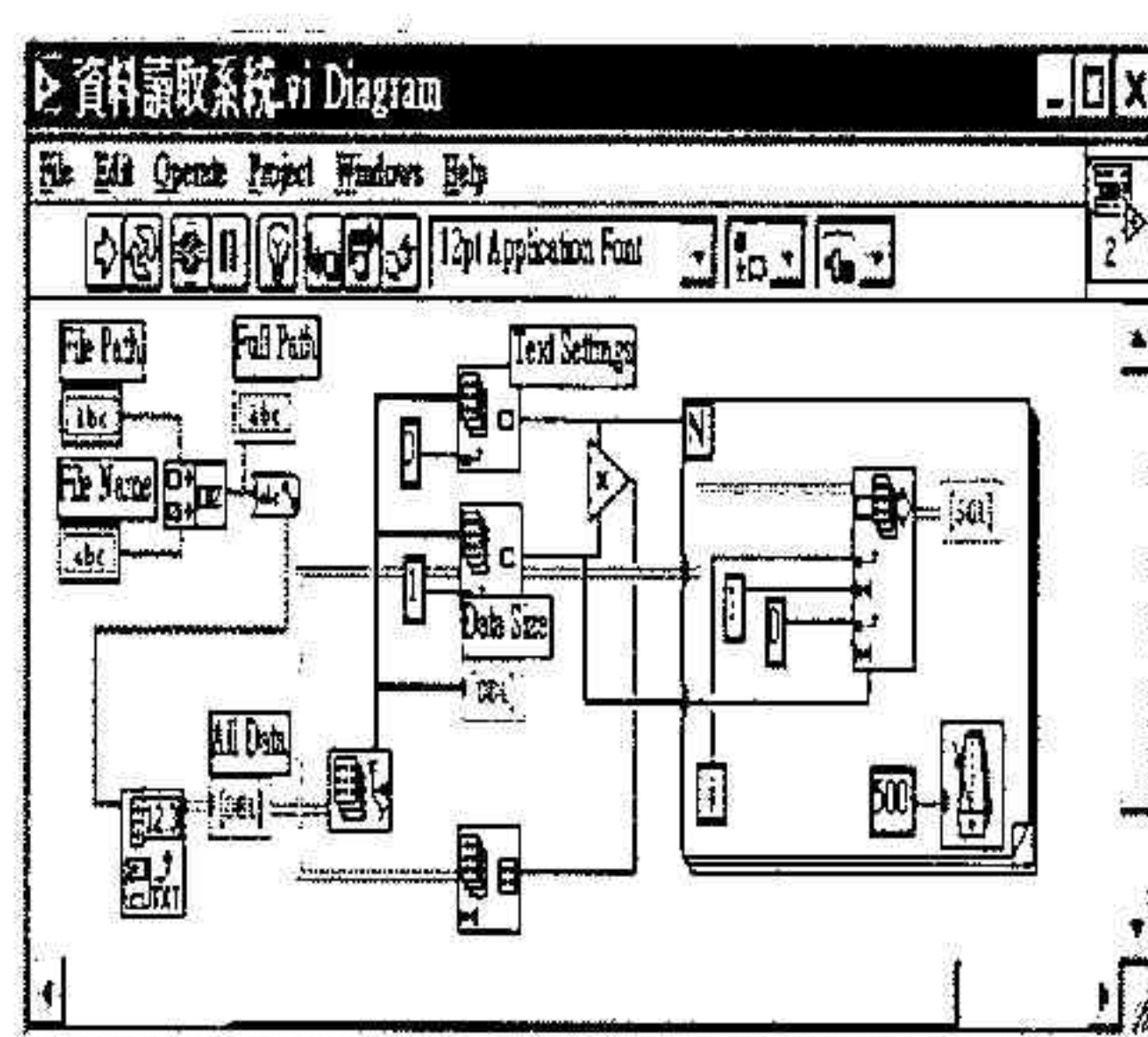
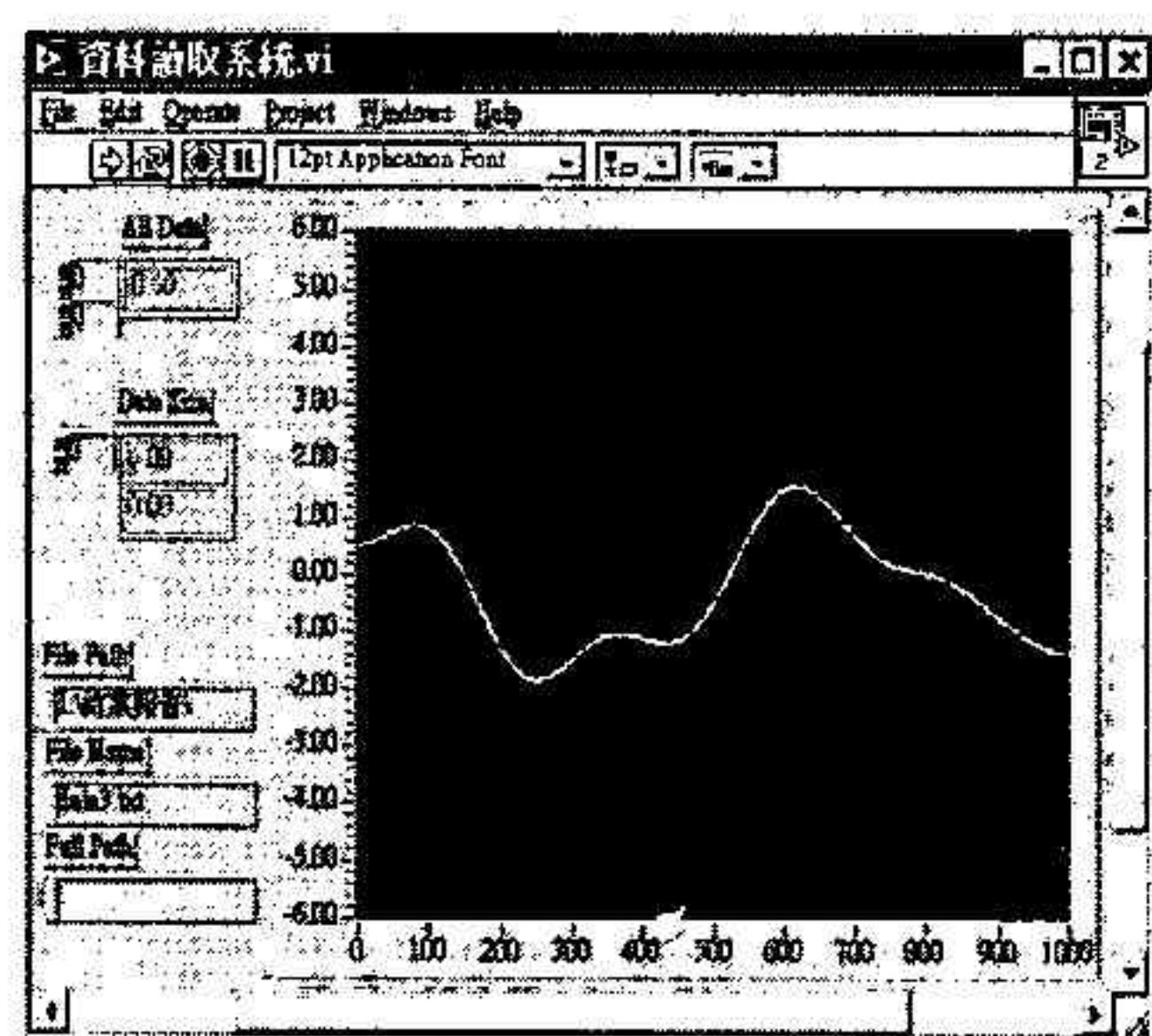


圖 2.15 資料讀取系統

在完成硬體的架設及軟體的規劃後，我們將手壓式血壓計的壓力充至 300mmHg，再利用管路中的小閥門逐漸洩氣，待壓力至 290mmHg 時，將閥門關閉，等壓力穩定後，量測出電壓平均值，此時再將結果紀錄下來，以後依此類推，每隔 10mmHg 量測電壓一次，最後將所得之數據繪成圖表，即可得知此侵入式血壓計之特性。

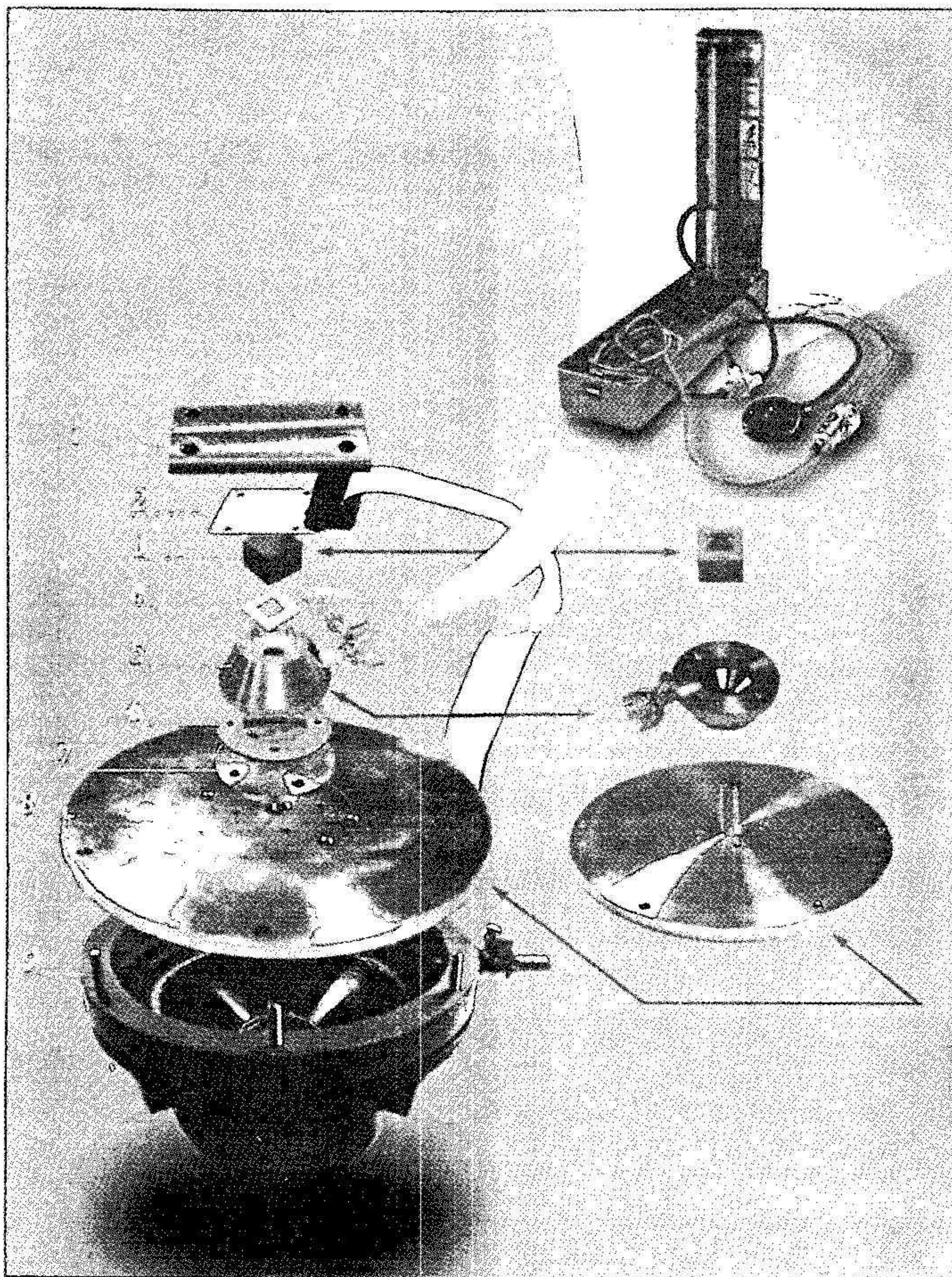


圖 2.16 待測感測器定壓力測試裝置

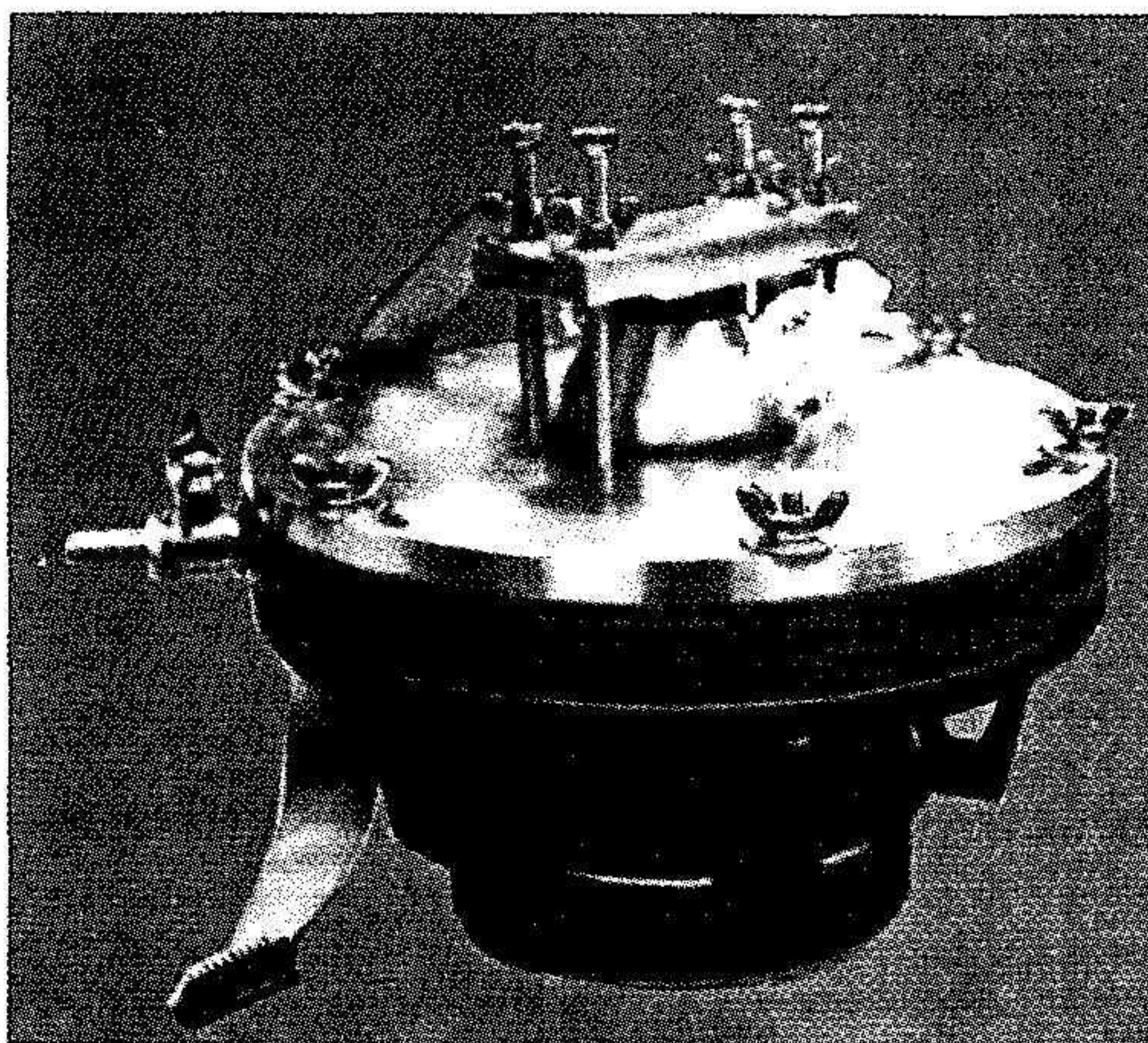
(三)、待測感測器之頻率響應測定

在頻率響應的測試中，我們利用喇叭做為推動壓力變化的工具，將先前待測感測器測試中的附空腔之喇叭圓頂蓋上封住之缺口打開，然後將之固定於喇叭之上，形成一封閉式喇叭裝置，再利用訊號產生器所產生的訊號經由訊號放大器來推動此喇叭，最後測量侵入式血壓計電壓之變化，以求得壓力之響應變化。

此測試系統與前面定壓力測試系統不同之處，是將7之上墊片和手壓幫浦取走，把信號產生器接至訊號放大器的訊號輸入端，利用喇叭推動的力量經由7底部連接的管子，造成5內部空腔壓力的改變由於低音喇叭的頻率響應可以達成300~400HZ，所以設計上只要能確實能造成內部空腔壓力成正弦波變化即可。

在此頻率響應測試中，我們可調整信號產生器的頻率以改變喇叭的推動頻率，接下來再由訊號擷取系統將訊號儲存下來，並將壓力變化現象顯示在螢幕上，此外亦可調整訊號放大器之振幅來觀測壓力是否產生變化，最後再將儲存之資料加以處理，以便得知訊號所代表之意義。

圖 2.17 待測感測器頻率響應測試裝置之組合圖



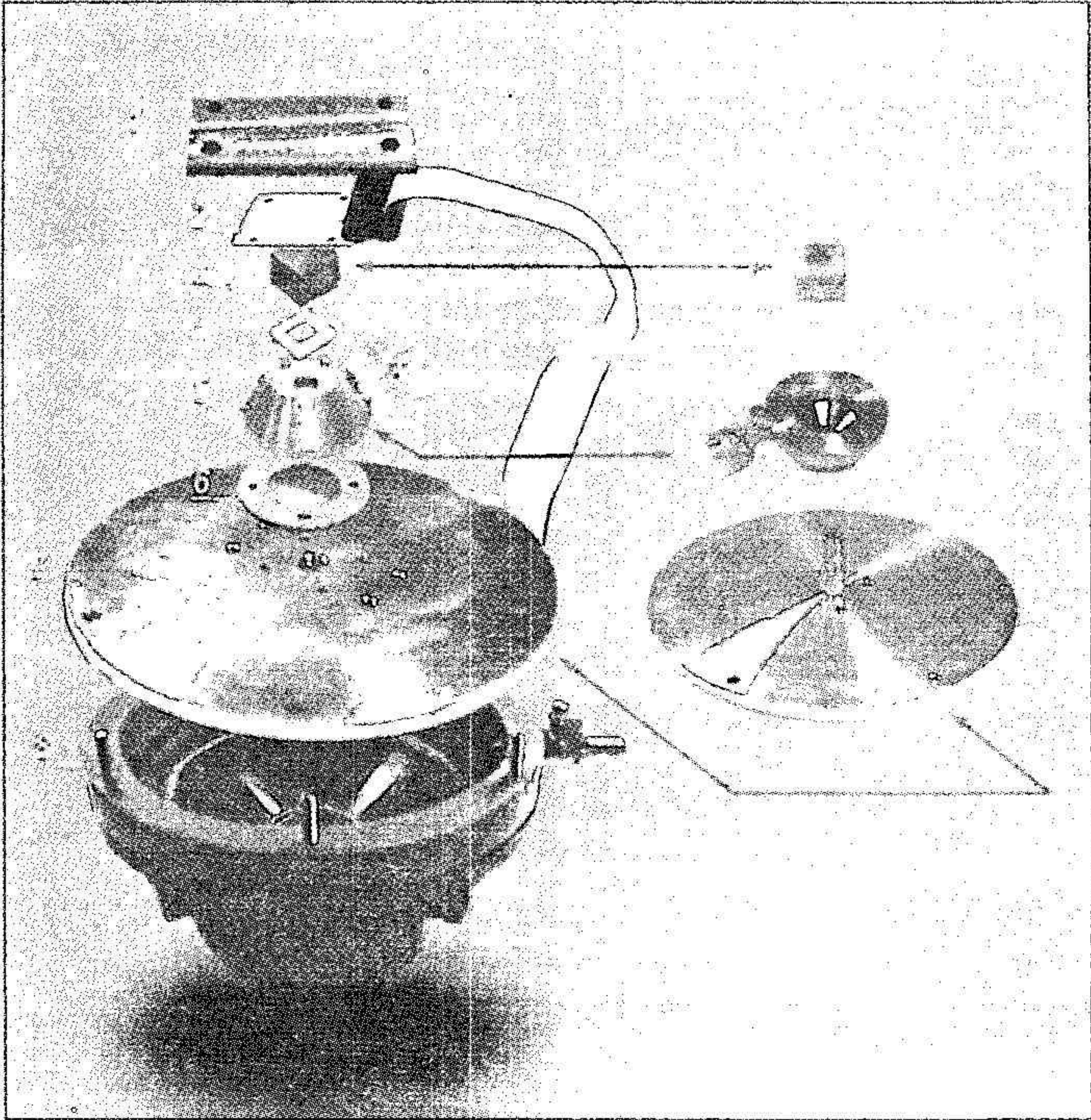


圖 2.18 待測感測器頻率響應測試裝置之爆炸圖

參、結果

一、侵入式血壓計定壓力測試結果

MmHg	第一筆資料 10 ⁻⁴ V	第二筆資料 10 ⁻⁴ V	第三筆資料 10 ⁻⁴ V	第四筆資料 10 ⁻⁴ V	第五筆資料 10 ⁻⁴ V
300	306.98	303.29	303.15	302.32	303.25
290	298.05	293.26	293.25	293.03	292.84
280	287.42	283.34	283.18	282.56	282.77
270	277.01	272.83	272.43	271.95	272.23
260	265.98	262.24	261.75	261.51	261.27
250	255.03	251.31	251.47	251.54	251.23
240	244.65	240.2	240.4	240.75	240.02
230	233.69	230.69	230.25	230.52	230.06
220	222.65	220.09	220.07	220.21	219.33
210	212.88	210.02	209.63	209.89	209.53
200	203.04	200.09	199.8	200.05	200.02
190	192.01	190.31	189.64	189.67	190.64
180	181.09	179.38	178.92	178.71	177.88
170	170.55	168.72	168.78	168.31	168.79
160	160.51	158.03	158.02	157.77	157.47
150	149.26	147.85	147.67	147.67	147.54
140	138.57	137.89	137.57	137.97	137.19
130	129.05	128.32	128.08	127.9	127.92
120	118.53	117.41	117.29	118.15	117.41
110	109.21	107.77	108.02	108.22	107.27
100	98.96	97.91	97.79	97.87	98.03
90	89.24	88.42	88.19	88.02	88.06
80	78.55	78.46	77.8	78.19	78.31
70	69.33	67.84	68.07	68.38	68.41
60	58.73	58.45	58.16	58.25	58.17
50	47.57	48.19	47.45	47.53	47.8
40	38.28	37.76	37.11	37.92	37.91
30	27.53	26.74	27.5	27.05	26.83
20	17.06	17.04	16.21	17.93	17.61
10	6.44	6.02	6.04	7.57	6.88

表二、侵入式血壓計定壓力測試結果記錄表

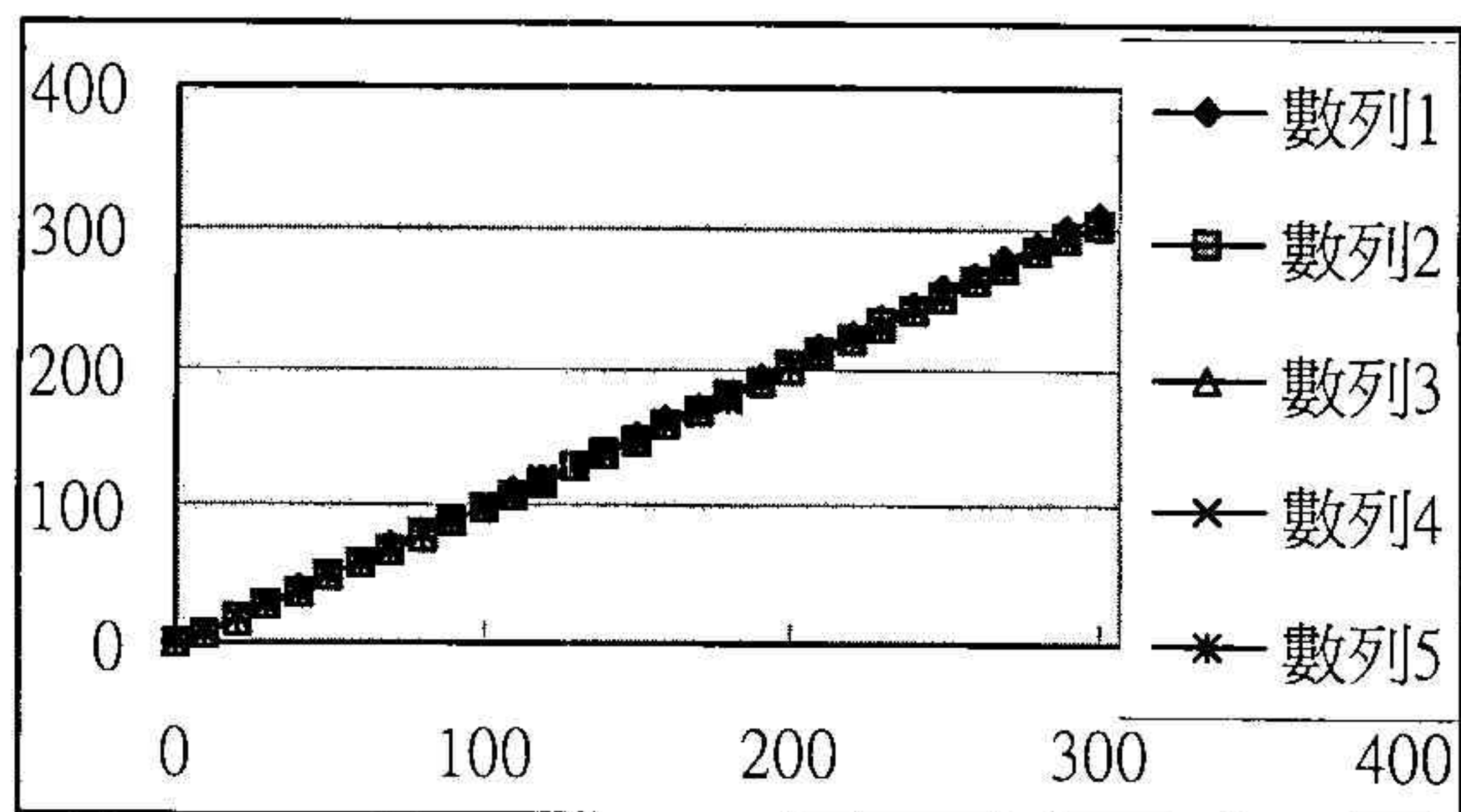


圖 3.1 定壓力測試結果圖

二、待驗證感測器之定壓力測試

由於感測器在製作過程中不慎損毀，致使此項測試無法完成，因此留待日後再驗證新製作封裝完之感測器。

三、侵入式血壓計頻率響應測試結果

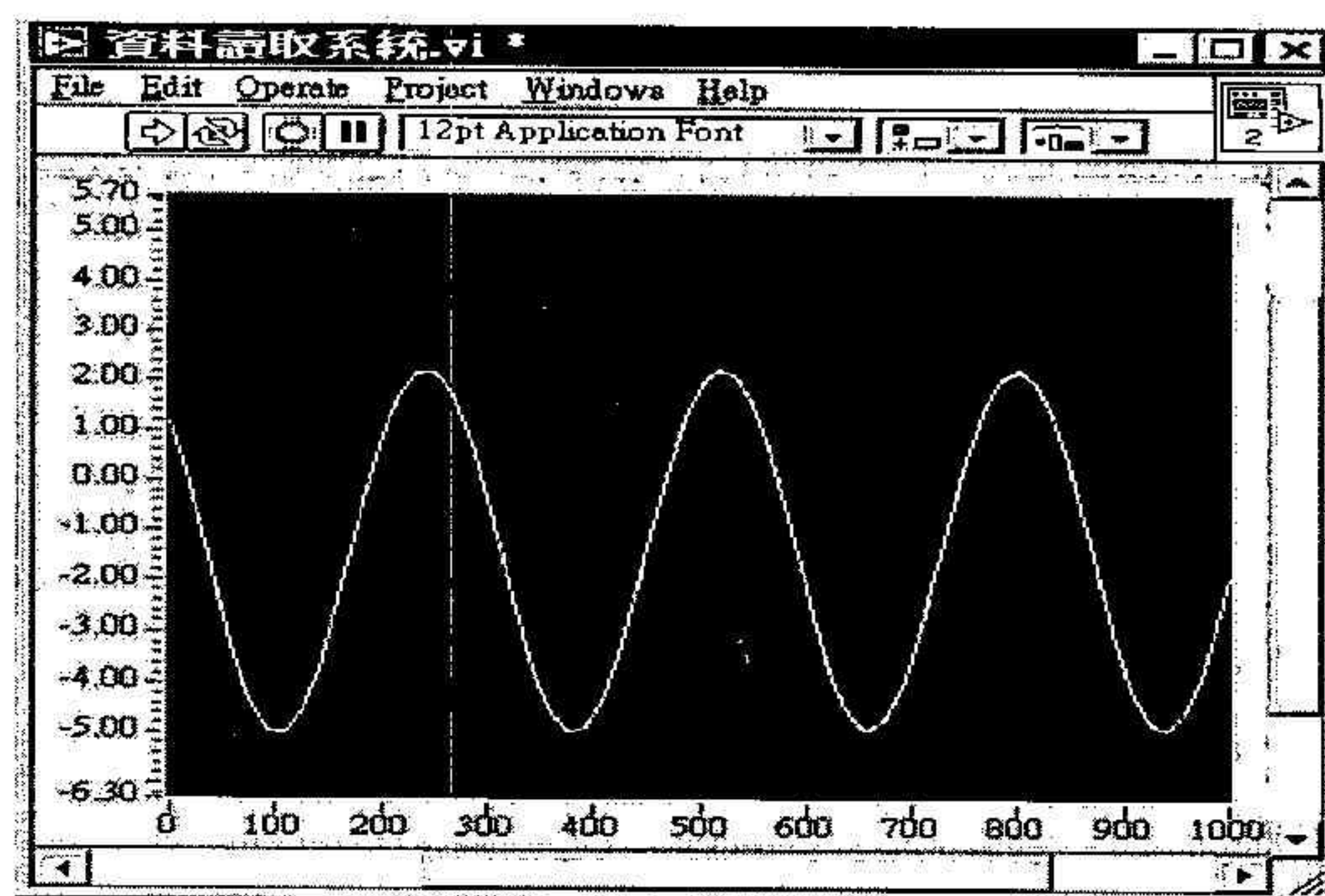


圖 3.2 侵入式血壓計量測訊號圖

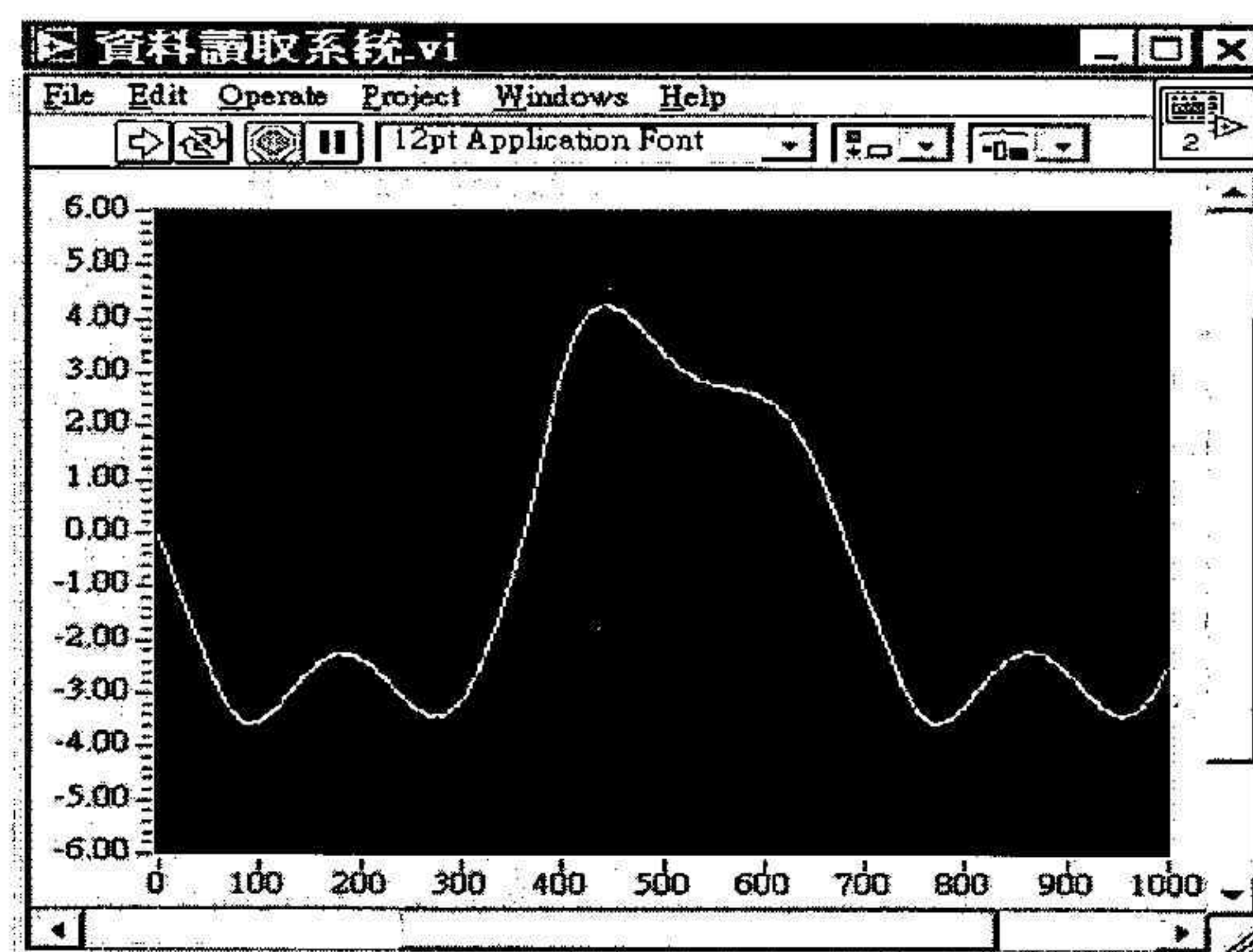


圖 3.3 失真訊號示意圖

肆、討論

一、關於壓力晶片與晶片基座結合部份

本計畫在雷射鑽孔部份所遭遇之障礙，主要在於配合雷射鑽孔機夾具之設計問題，經過多次往返磋商才解決此問題，不過也耗費多時。送至工研院電子所電子構裝部固定拉線後，經顯微鏡檢視結果，所送兩組感測器，每組由四個壓力晶片構成的拉線情形，其中有兩個壓力晶片因接線不良而不能使用。究其原因主要是壓力晶片固定於基座時，黏膠的問題，另外則為在拉線時不慎壓裂晶片所致。其後在封膠時，由於經驗不足，不能掌握 A、B 膠的特性，黏膠溢流至壓力晶片的薄膜部份，損毀四個壓力晶片，只剩餘兩壓力晶片可用。

二、關於載體製作部份

由於晶片基座上的金箔之間相距只有 0.2mm，所以載體上塞入銅片的凹槽就非常的脆弱，需要一次塞入五片銅片，否則載體會因受側應力而斷裂，且銅片在接觸晶片基座上金箔時，常因為接觸不良而量測不到訊號。在押入銅片時，又由於施力不當造成晶片破裂，另一晶片則由於量測時不慎碰斷拉線，至此所設計之八個晶片損毀殆盡，必須重頭再設計。故此部份日後必須設計合適的基座，以避免再發生上述情形。

三、待測感測器頻率響應測試裝置

在頻率響應測試這部份，由於喇叭線圈容易因過熱而燒毀，故頻率僅

能調整至 3~4Hz，而振幅亦僅能調整至 4~5mmHg，且振幅越大越會受到氣壓波動的干涉而產生失真的現象，因此只能確定侵入式血壓計能與信號產生器的輸入波形相似，而喇叭確實能將頻率的變化傳達至侵入式血壓計上，另外在待測感測器的頻率響應部份，則亦因損毀之故而留待未來加以驗證。

伍、結論與建議

由於本計畫之內容牽涉甚廣，且需要依照當時遭遇的問題，設計特殊規格的器具，以符合問題之需要，除了設計曠日廢時之外，廠商的配合度，也是相當重要的一環。

在微感測壓力晶片製作方面，失敗率相當的高，原因是初次設計與實際製作的經驗不足所導致。當初次封裝八顆壓力晶片，在工研院晶片拉線後就已經損失兩顆晶片；繼而在封膠過程中折損兩顆；實際測試後發現兩顆訊號有問題；最後製作載體的過程中又損壞僅存的兩顆晶片。我們將吸取此次整個實作過程的經驗，做為後續衛生署核定的「中醫脈診脈波訊號擷取系統之研究」計畫之參考。在後續的計畫中，我們將直接製作含四個壓力晶片的感測器。最後我們非常感謝衛生署能提供經費，讓我們從事這有意義的研究，相信未來的一年將有突破性的發展。

陸、參考文獻

1. 李潤海著：中國醫藥史話，台北市，1983年。
2. 黃維三著：難經發揮，台北市，1994年。
3. 高宗桂著：中醫脈學圖說（下），明通醫藥，頁21。
4. 張彬著：脈象的分析和合成，碩士論文，國立陽明醫學院，台北市，1992年。
5. 費兆馥著：中國脈診研究，中國上海市，1991年。
6. 汪叔游等著：中醫脈診脈象圖形化之研究（一）～（三），科學發展月刊 5(8)，頁688～頁697，1997年；6(9)，頁94～頁109，1978年；8(5)，頁435～頁455，1980年。
7. 汪叔游等著：外感六淫脈診圖形之研究，中國醫藥學院研究年報第十三冊，1：頁81，1980年。
8. 黃東正，"人體外脈搏信號測量系統設計及其信號分析"，碩士論文，國立交通大學，新竹市，1987年。
9. 黎恩彰，"脈診機械手指暨脈波分析系統之設計"，碩士論文，私立中原大學，中壢市，1989年。
10. 李崇智，"人體脈波信號之頻譜分析"，碩士論文，國立交通大學，新竹市，1981年。
11. 魏凌雲著：鍼灸科學與技術，台北市，1987年。
12. 尤景良，"可攜帶式微電腦化把脈器之設計及脈波分析"，碩士論文，國立陽明醫學院，台北市，1989年。
13. 黃世君，"迷你化把脈機之設計及脈波頻譜分析"，碩士論文，國立陽明醫學院，台北市，1990年。
14. 許書務編譯：感測器規格表，台北市，1994年。
15. 江明崇編譯：感測與轉換器，台北市，1987年。
16. 郭子英著：實用皮膚病學，大山東科學技術出版社出版。
17. 白禮源等譯：甘龍醫用生理學，1993年。
18. James C. Stanley, M.D., Biologic and Synthetic Vascular Prostheses, Grune & Stratton, Inc., 1982。
19. Webster, Medical Instrumentation, America, 1995。
20. YANOF, H. M., ROSEN, A.L., MCDONALD, N.M. and MCDONALD, D.A.: "A Critical Study of the Response of Manometers to forced Oscillations". Physics in Medicine and Biology, 8, 407-422, 1963.
21. FRY, D.L., NOBLE, F.W. and MALLOS, A.J.: "An Evaluation of Modern Pressure Recording Systems", Circulation Research, 5, 40-46, 1957.

22. HENRY, W.L., WILNER, L.B. and HARRISON, D.C.: "A Calibrator for Detecting Bubbles in Cardiac Catheter-manometer Systems", *Journal of Applied Physiology* 23, 1007-1009, 1967.
23. VIERHOUT, R.R., and A. J. H. VENDRICK. *J. Lab. lin. Med.* 58: 330-333, 1961.
24. Noble, F. W.: A Hydraulic Pressure Generator for Testing the Dynamic Characteristics of Blood Pressure Manometers, *J. LAB. & CLIN. MED.* 54: 897, 1959.
25. Sunstein, D. E.: Photoelectric Waveform Generator, *Electronics* 22: 100, 1949.
26. FRANK, O. Kritik der elastischen Manometer. *Z. Biol.* 44: 445-613, 1903.
27. GOW, B. S. An electrical caliper for measurement of pulsatile arterial diameter changes in vivo. *J. Appl. Physiol.* 21: 1122-1126, 1966.
28. HALLIDAY, D., AND R. RESNICK. *Physics for Students of Science and Engineering* (combined ed.). New York: Wiley, 1965, p. 310.
29. HANSEN, A. T. Pressure measurement in the human organism. *Acta Physiol. Scand. Suppl.* 68: 1-230, 1949.
30. LEVASSEUR, J. E. Measurement of Pressure Pulse Contours in Microvessels: A New Piercing and Transducing Assembly (master's thesis). Richmond, Va.: Virginia Commonwealth University, 1967.
31. PARNELL, J., E. L. BECKMAN, AND L. H. PETERSON. Development of biological research apparatus for use in acceleration and deceleration studies. Johnsville, Pa.: US Naval Air Development Center, Rept. NADC-MA-5206, 1953, p. 17-29.
32. SHELTON, C. D., AND B. W. WATSON. A pressure generator for testing the frequency response of catheter-transducer systems used for physiological pressure measurements. *Phys. Med. Biol.* 13: 523-528, 1968.
33. WARBURG, E. A new method of determining the undamped natural frequency and the damping in overdamped and slightly underdamped systems of one degree of freedom by means of a square wave input. *Acta Physiol. Scand.* 19: 344-349, 1949.
34. WOOD, E. H. Special instrumentation problems encountered in physiological research concerning heart and circulation in man. *Science* 112: 707-715, 1950.

附錄（壓力晶片規格表）



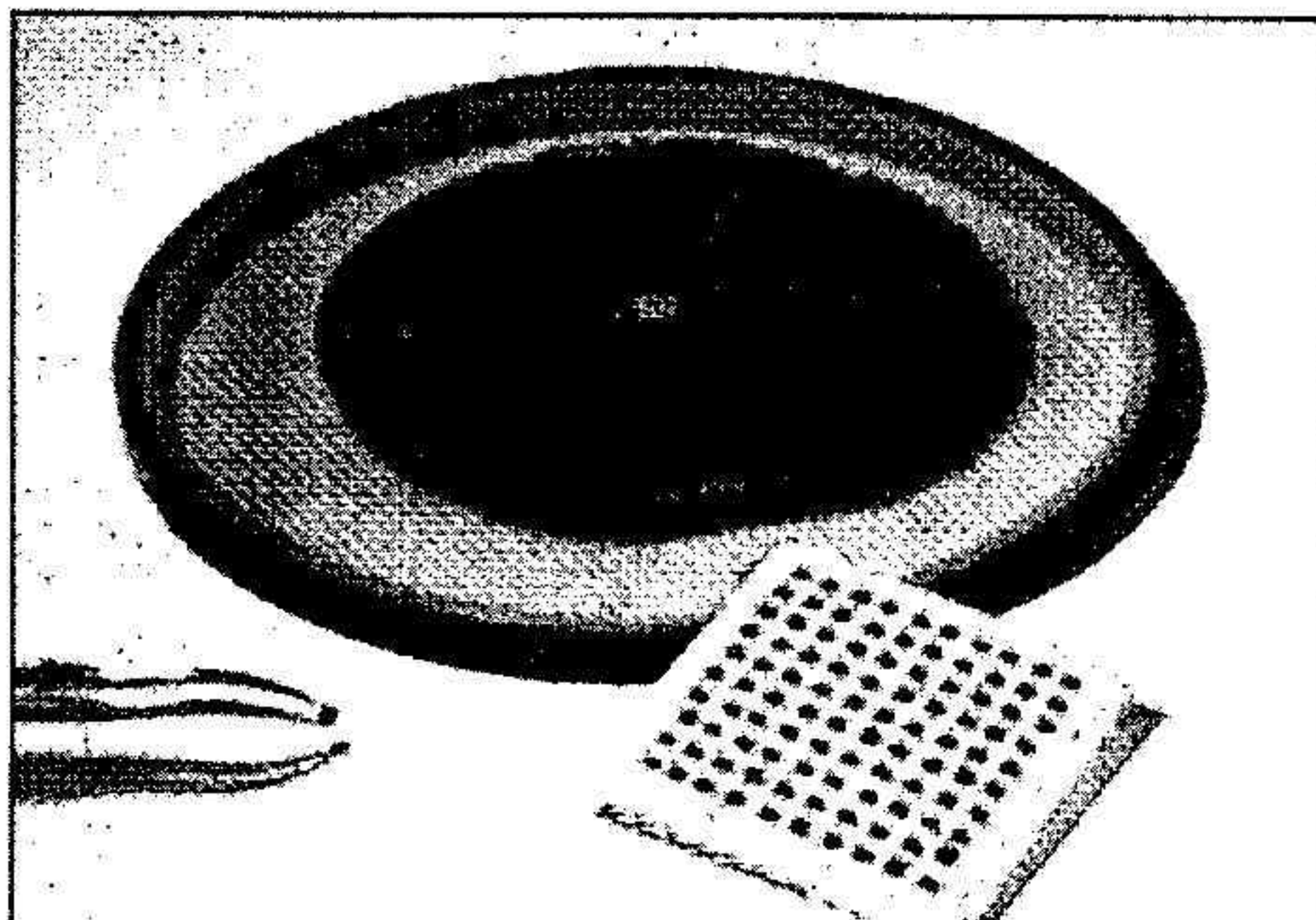
SM-5102

OEM Pressure Silicon Die

Description

The SM-5102 is a silicon micro-machined, piezoresistive pressure sensing chip. These devices are available in full-scale ranges from 5 to 300 PSI and are ideal for OEM and high volume applications.

Provided in die form, these sensors can be mounted on ceramic or PC board substrates as part of an OEM system. They also may be packaged into proprietary, or application specific sensor lines.



Characteristics

All parameters measured at 5 volts excitation at room temperature, unless otherwise specified.

Parameter	Min	Typ	Max	Units
Excitation Voltage	0	5.0	10.0	Volts
Excitation Current	0	1.5	3.0	mA
Span (FS Range)				
5 PSI	75	100	125	mV
15 PSI	115	145	175	mV
30 PSI	130	165	195	mV
60 PSI	130	180	220	mV
100 PSI	130	200	250	mV
300 PSI	130	220	275	mV
Offset	-50	0	50	mV
TC Span ¹		22±5		%FS/100°C
TC Offset ²		±7		%FS/100°C
TC Resistance		28±5		%FS/100°C
Linearity ³	-0.3	±0.05	0.3	%FS
Bridge Impedance	2.7	3.3	4.0	kΩ
Proof Pressure	3X			Rated FS Pressure
Burst Pressure	5X			Rated FS Pressure
Operating Temp	-40		85	°C
Storage Temp	-55		125	°C

Notes

- 1) Measured at 5.0 V constant voltage excitation.
- 2) Measured from -40 to 70 °C
- 3) Best fit straight line.

Ordering Information

Pressure range	Pressure type	Model Number	Pressure Type
005: 5 PSI	A: Absolute	S M 5 1 0 2 - 0 6 0 - G	G
015: 15 PSI	G: Gage		
030: 30 PSI			
060: 60 PSI			
100: 100 PSI			
300: 300 PSI			
		Pressure Range	

Special configurations are available. Contact Silicon Microstructures for more information.



48720 Kato Road
Fremont CA 94538 USA
TEL: 510-668-7000
FAX: 510-668-7025

Figure 1: Layout

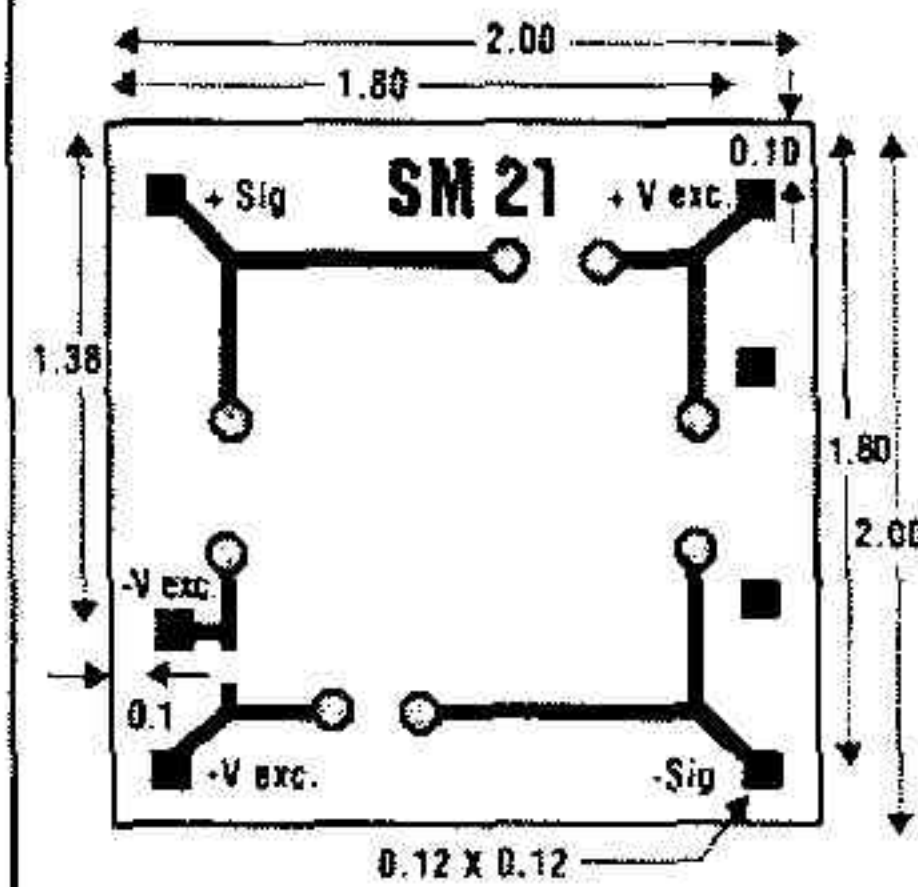


Figure 2: Side View

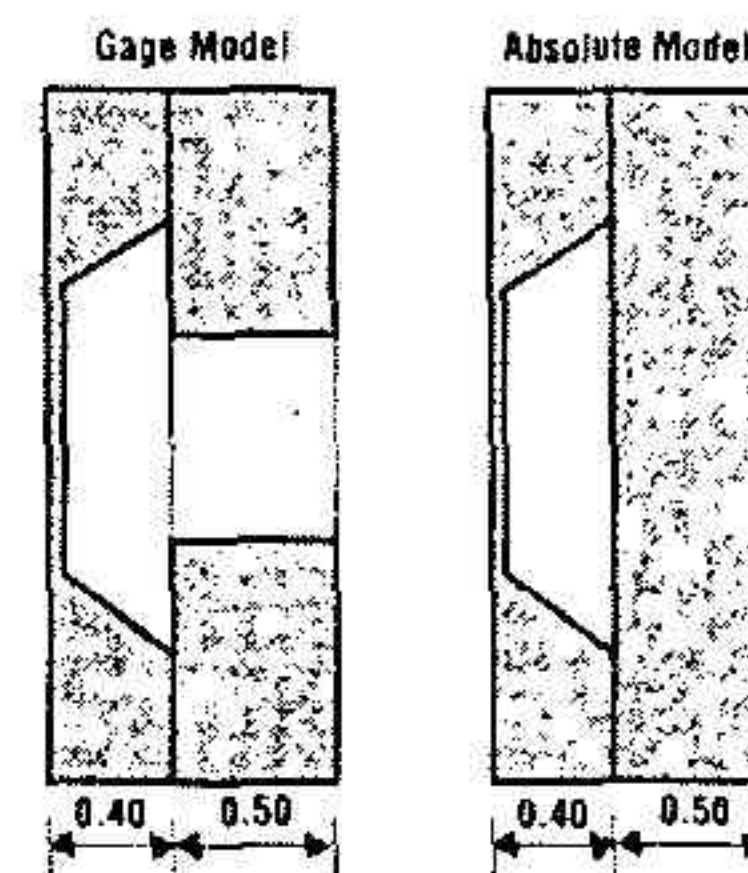
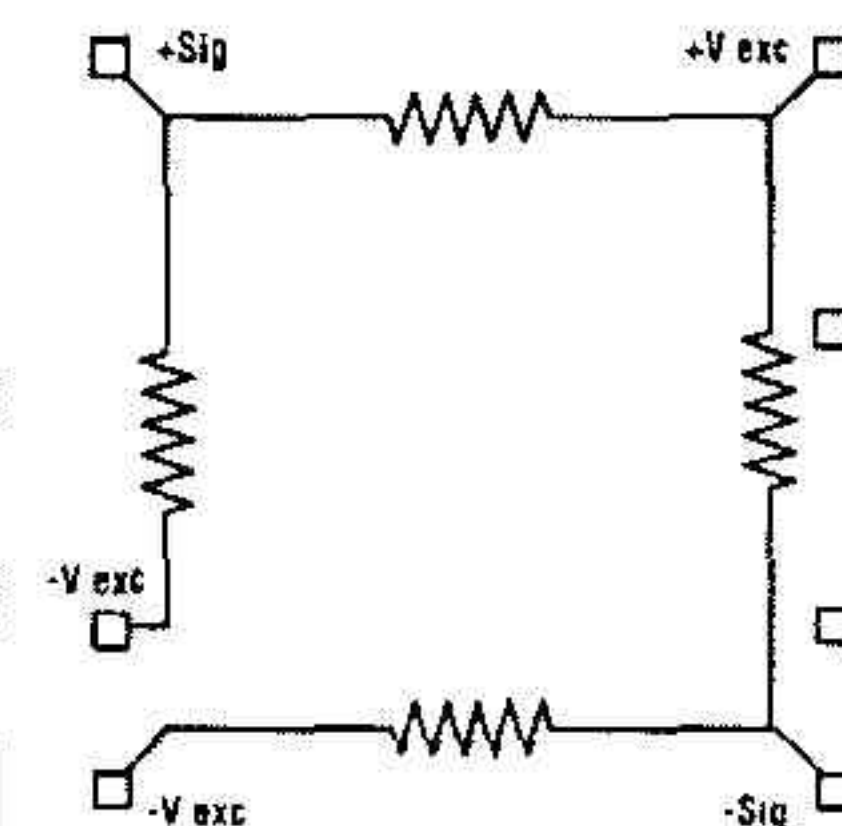


Figure 3: Schematic



NOTE: All dimensions in millimeters.

Additional Products

- Accelerometers
- OEM Pressure Transducers
- Custom Designed Products
- Low Range Pressure Transducers

Silicon Microstructures Inc. reserves the right to make changes to products and specifications. Further, no liability from the application or use of any product described herein is assumed by Silicon Microstructures Inc. Revision 2.2-1-98 © Copyright 1993



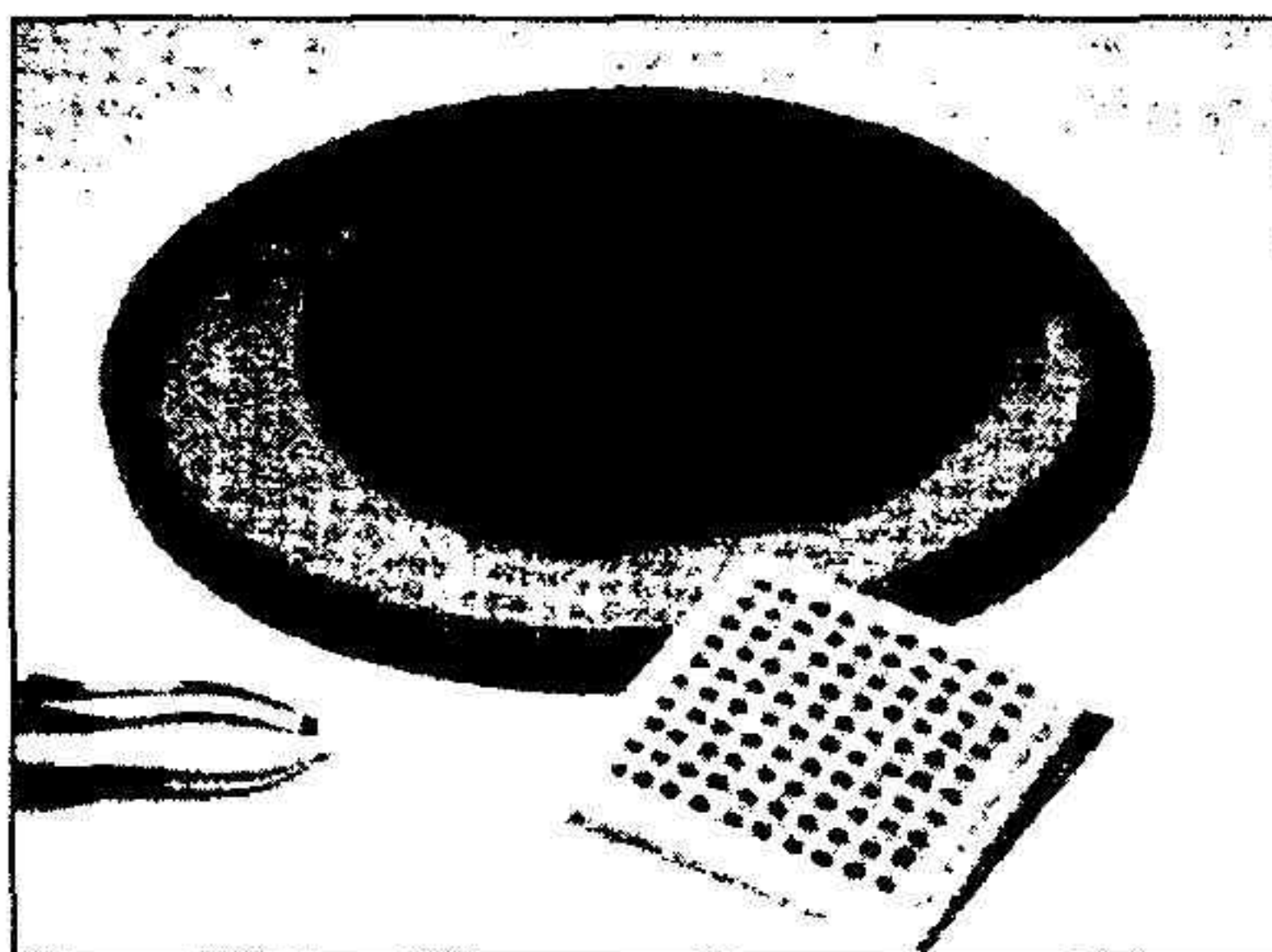
SM-5105

Medical Pressure Die

Description

Silicon Microstructures' Model SM-5105 piezoresistive, silicon medical pressure die has been designed and tested for use in products that need to meet or exceed AAMI specifications. The device is optimized for use in the high volume, disposable blood pressure industry, and is also suitable for a wide variety of applications that require low cost, low impedance pressure die.

SMI's medical pressure die is offered with several custom features in order to provide maximum flexibility. Optional custom metal patterns allow for direct die replacement on existing substrates. In addition, impedance ranges can be tailored to match specific customer requirements.



Features

- Optimized and tested for use in products that need to meet AAMI specifications.
- Optional metal patterns for direct replacement on most substrates.
- Customized impedance ranges.
- Virtually unlimited capacity.
- Very low cost.
- High quality devices manufactured at the best sources worldwide.
- Shipped fully probed and diced on wafer dicing tape, or to customer specification.

