

中醫脈診脈波訊號擷取系統之研究 The Development of Data Acquisition System for Chinese Medical Pulse Diagnosis

林欽裕

逢甲大學自動控制研究所

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。

本篇論文中提出了一個由生理學及生物力學中探討而推演出來，設計供中醫脈診使用的多脈波訊息感測體。此感測體由四顆壓力晶片所組成，排列成十字形，想藉由壓力的關係找出脈診所需判別的物理量，利用直列的兩顆壓力晶片所量測的訊號，可能可以找出血管中流速的關係，再配合橫列的兩顆壓力晶片的訊號，或許能得到所謂的脈道寬度。並設計了感測器的性能測試系統與資料擷取系統，性能測試系統分為靜態的線性度、靈敏度及動態的步階、頻率響應之性能測試，利用侵入式血壓計作為標準的感測器，用資料擷取系統先標定感測體的靜態特性，再將侵入式血壓計與感測體經資料擷取系統，同時擷取兩者之訊號進入個人電腦，比較之間的差異。經測試後，所設計的壓力感測器不管在動態及靜態響應，皆比侵入式血壓計的測試結果好。至於是否可經由壓力訊號測得流速與

脈道寬度，還需進一步的研究。

關鍵詞：脈診，脈波訊號感測器，壓力晶片，脈診儀

ABSTRACT

This paper presents how to make a multi-functional sphygmograph that can be used to measure more pulse information for realization of Chinese pulse diagnosis. This specially designed sphygmograph packages four pressure dies into a substrate to form a multi-sensor and then connects signals through the signal conditioners to a personal computer. The design and manufacture procedures are described step by step thoroughly and the testing is provided as well. The results show that this Sphygmograph can not only provide the pulse pressure but also possibly obtain the flow of blood.

Keywords: Pulse Diagnosis, Pulse Sensor, Pressure Die, Sphygmograph

壹、前言

國內外科學化脈診的技術，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。而現今國內對於脈波訊號的擷取，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，經過類比與數位轉換後存入電腦，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。

如今西方醫學有如此長足的進步，不可不歸功於其背後的醫學工程人員所設計的各種精密儀器，使得以後所有的研究皆有可供採信的量化數據，才得以整合各方面的研究成果。目前國內研究的重心都在於脈波的分析與辨識，但對於脈波感測體的設計內容卻甚少公開，對於感測體整體的驗證效能也缺乏客觀性的評估，使得所提供的脈象分析研究無有力的科學化數據作為後盾。

我們想從最基礎的脈診感測器設計做起，配合以生物力學對各種脈象分類的結果，確知所要量測的各種物理量，並提出此感測器的驗證結果，以科學化的數據證明感測器的可用性，再確定脈波訊號如何擷取，進而得到正確的脈波訊號，最後做脈波的分析與識別就有意義了，因此對脈象分析所付出的努力，才能建立於科學化的基礎之上，進而整合各方面的研究成果，開創中醫脈診的另一片天地。

本計畫是本著上述的研究動機，繼續執行改善上年度計畫中未盡完善之處，由於上年度製作之脈診脈波訊息感測體，於實驗時不慎損毀，經檢討後認為損毀的原因，主要是沒有將整個封裝的流程安排妥當，因為只要中間一道步驟出錯，則整個流程必須重新再來一遍。因此今年度的計畫中，將上年度設計的整個封裝流程重新設計，除了考慮感測體製造過程中的良率，還將設計的外型配合使用

的方便性，把感測體做成鋼筆的形狀，使以後用於病患的檢查工作更加方便。而整個感測器性能驗證系統，也必須配合封裝的外型改變，並設計一套血管脈搏模擬系統，想藉由壓力晶片的訊號差計算得到血流量的關係，此為本年度計畫之重要工作。

貳、材料與方法

2.1 感測器第二次的設計與製作

在製作方式上的考量部分，由於在上年度第一次的製作時，晶片損壞的主要原因是在接出訊號線時的失誤，因為之前的設計是用接觸銅箔的方式將訊號線接出，而非利用焊接線路的方式，因此使得線路接觸不甚穩定，而導致了訊號時有時無，所以第二次製作時特別針對此項部分，解決了由基座到資料擷取卡之間的訊號接出問題，並且設計製作了一些在工研院拉線時所需使用的載具，以利拉線時的製作流程。

在整個外型的制作上，決定做成類似原子筆的型式，將感測體裝置於筆頭上，感測體為1公分直徑圓內的四個晶片所封裝組成，而訊號由筆的後端接出，以方便醫生的使用。另外所使用的電路板雕刻機，可製作小型晶片基座電路板，且可節省原先雷射鑽孔的等待時間，因為在上年度第一次的雷射鑽孔製作時，花費在等待廠商空出生產線的時間就花了將近二個月，這是相當費時曠日的，此外可不用尋找特殊的晶片基座，可直接由基座電路板背後出線，能隨時因需要而改變基座的外型及出線位置。所以此次的製作流程可分成基座電路板和筆形的前端同時進行。

基座電路板完成時由後方焊接銀絲線，首先先測試電路板各接線是否有短路現象，若無短路現象，隨後即封膠保護基座電路板後方線路的接觸點，接著黏合基座電路板和筆管前方的圓環頭，最後再行測試一次基座電路板的接線是否短路，確定訊號線正常後最後再將晶片黏在基座電路板上，以避免晶片黏上後，訊號線卻無法將訊號接出，導致晶片無法動作的現象，最後再組合圓環頭與載具，並套上耐熱管以保護銀絲線，隨後送至工研院做晶片與電路板的拉

線動作，然後封膠以保護所拉好的線路，接著便是測試感測體以及驗證感測體的可用性。整個製作的流程，如圖2.1所示：

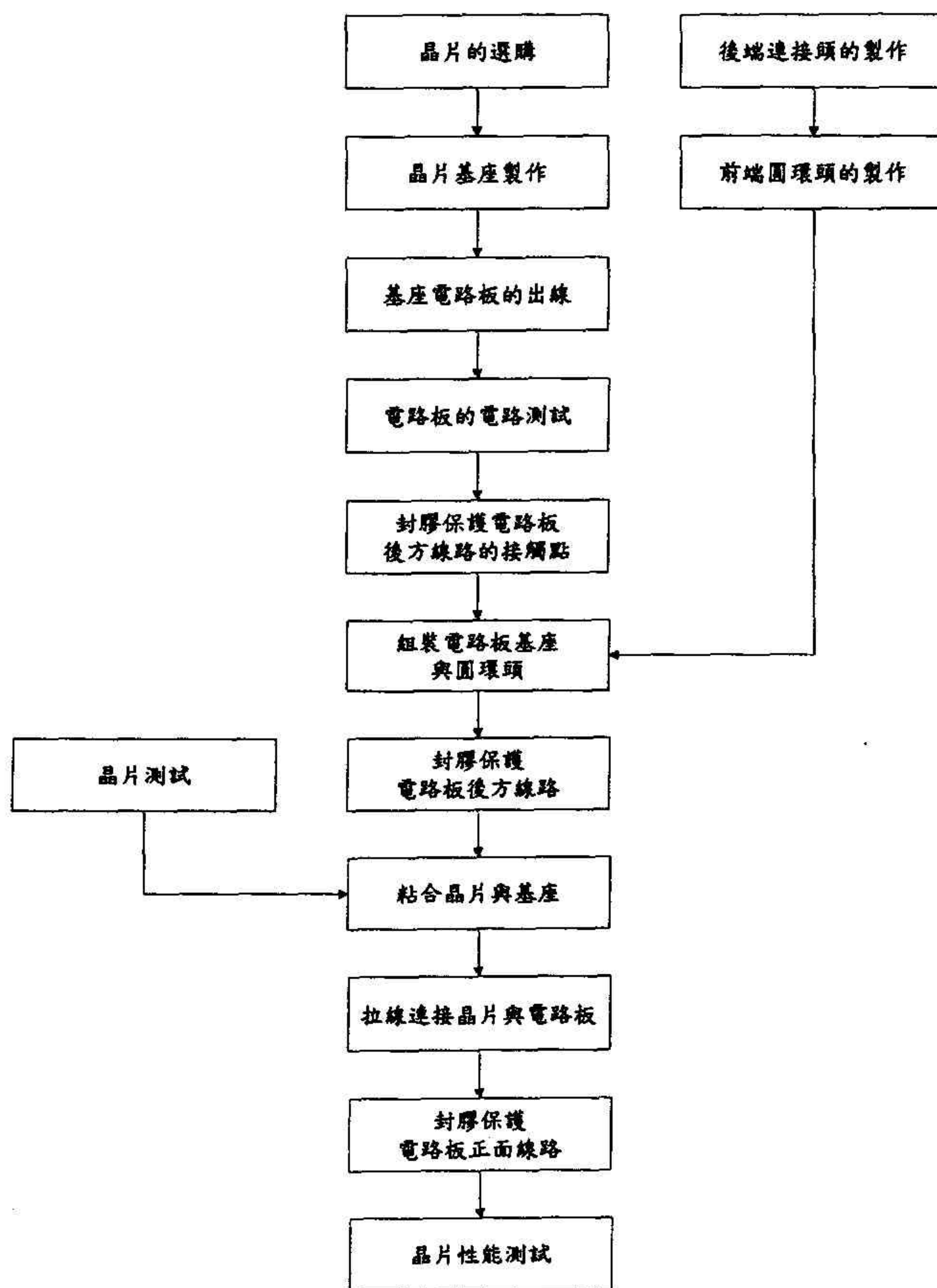


圖2.1 第二次晶片封裝製作流程圖

以下是在整個製作過程中所考量的問題：

一、晶片基座的部分：

在拉線時所需的基底材料需為金質，因此必須鍍上一層金，而電路板上的銅箔又必須鍍上一層鎳，方能順利鍍金，此外還必須設計前後電路板的導通，而加上鑽孔的過程，因此基座電路板製作流程如圖2.2所示：

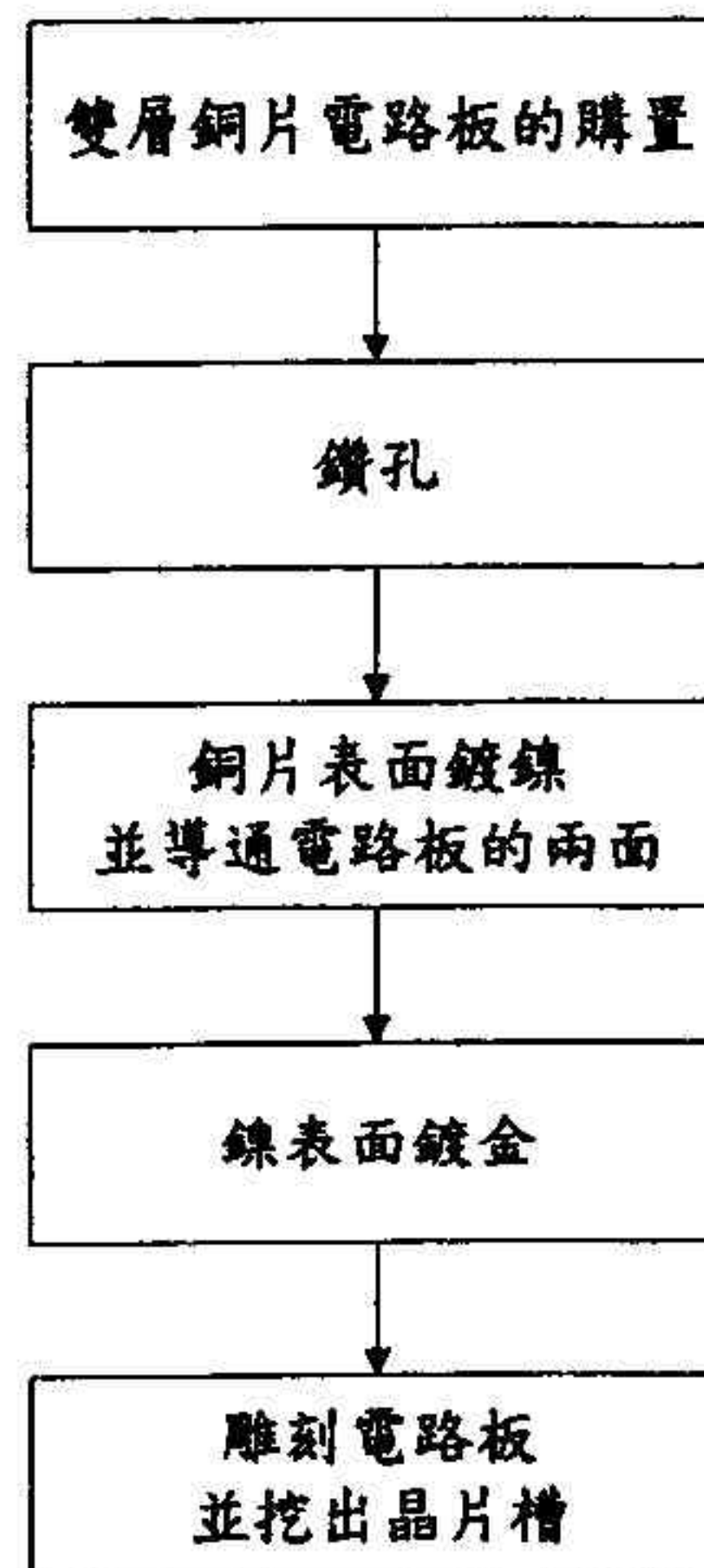


圖 2.2 電路板基座製作流程圖

(一) 電路板基座的外型

在決定了晶片後，接下來的步驟便是作外型規畫，由於欲將晶片上之接點拉至Pin腳上，所以必須能將Pin腳插進基座板內，但是因為晶片座的面積較小，以至於普通排針插座無法符合，故將晶片基座設計為圓形，以增加焊接點間的距離。而商業用途的電路板厚度通常選擇16mm。

(二) 基座電路板的出線位置

基座電路板是用來與晶片相配合的基座，在設計基座電路板時，為了簡化接線的工作，利用雕刻電路板來達成所要的電路，首先在基座的出線位置可由後方或側面，但考慮若將線路置於基座的側面，將來使用時可能因碰觸到線路，導致短路或斷路的現象，因此考慮若將線路出線部分置於基座後方，則較易保護線路且使用較為方便，至於基座的外型部分，考量若將基座設計成方形，則將來於量測脈膊訊號時容易壓及手腕橈骨，而不易量得橈動脈訊號，若將基座改為圓形，則方便調整晶片方向，而量得較大的橈動脈跳動所造成的壓力訊號，並且較易與壓力測試系統結合，且將來或許可能由調整方向而取得橈動脈的寬度。

(三) 基座材質的選用

在設計基座時，首先要決定基座的材質，主要的因素為一定要平整，且不易變形，以避免黏貼上去的晶片產生脫落或變形破裂，合乎我們使用的基座材質可分為陶瓷板及電路板兩種，由於我們所欲製作之Sensor僅有一個手指面積般大小，因此利用洗電路板之方式不易進行。若使用陶瓷片需將線路圖利用網版印刷將金漆刷在陶瓷片上，然後放進烤箱內烤乾，再經由雷射鑽孔將陶瓷片切割下來，此種材質的優點是平坦，晶片容易貼上，但是缺點則是易碎，且在要求小型的情形下，網版印刷精度不易控制，且所需的步驟較繁雜，製作時間亦較長，因此我們考慮另一種電路板的材質，若採用電路板則可與電路板雕刻機配合，將線路圖的製作與切割的步驟合而為一，利用電路板雕刻機，可設計小型晶片基座，且可節省設計雷射鑽孔的等待時間，不用尋找特殊的晶片基座，並可由基座背後出線，且可隨時因需要而改變基座的外型及出線位置，但基座表面的平整性仍有待商榷。

(四) 基座與晶片的配合

在去年度的晶片基座設計時，由於拉線時的高低差太大，以至於拉線效果不彰，造成線路容易損壞，為了使與晶片相接的線路能

安全的銜接在電路板上，決定在電路板的正面中央處，挖出一能容納四顆壓力晶片的凹槽，並將此凹槽的深度定為0.8mm，以配合晶片的0.9mm高，使得晶片恰好露出一小部份於外部，並且在拉線時不因高度落差太大而使得拉線的工作產生困難，在決定了晶片的擺放位置後，接下來便要考慮由電路板出線的問題，由於選用雙層電路板，因此便決定將電路板鑽孔，利用電鍍的技術將雙層銅箔導通，之後再行設計電路板背部的電路以方便出線用。

(五) 電路板需鍍不同金屬的原因

電路板所鍍的不同金屬，有將電路板前後導通和防止氧化兩種用途，要使電路板前後導通可以選擇鍍錫或鍍鎳，但因為鎳與防止氧化所鍍上的金結合度較好，故選擇鎳作為將前面晶片的訊號，導通到後面焊接點的金屬材料。且因為最後表面真空濺鍍上的金，使得從晶片上拉出的金線，與電路板作超音波焊接後的結合度非常良好。

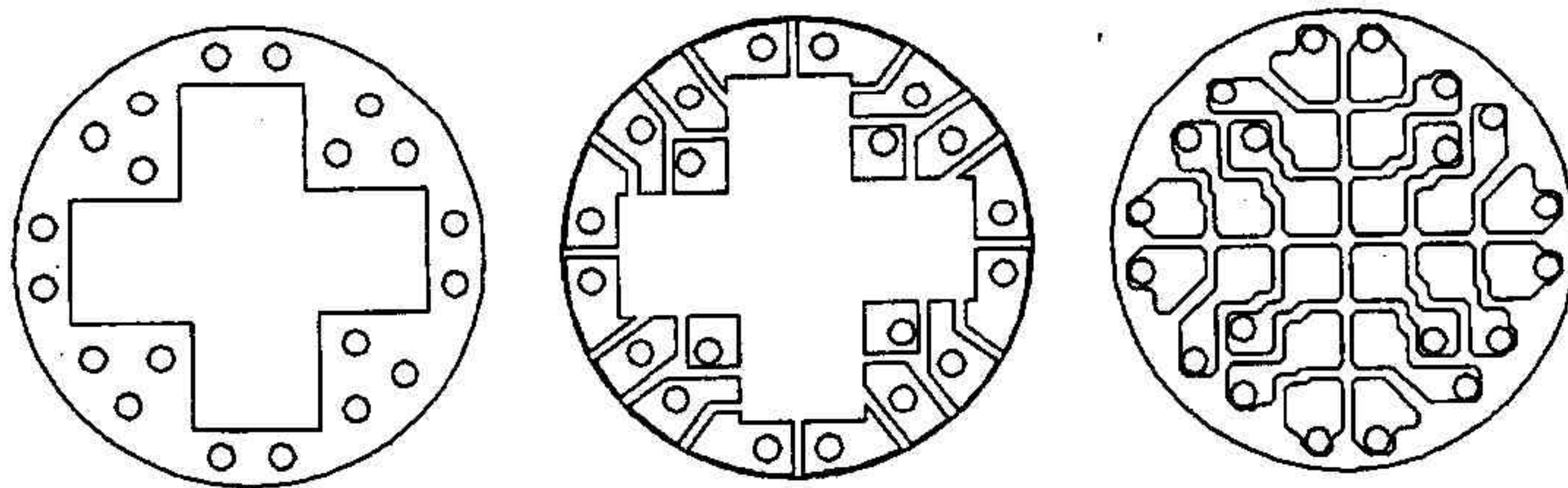


圖2.3 (由左至右) 基座電路板鑽孔及挖槽位置圖

基座電路板前方銅箔切割線路圖

基座電路板後方銅箔切割線路圖

二、訊號線的焊接

原先在考慮焊接時會產生的問題有：1.基座電路板強度不夠，背後多墊一層基板。2.改變基座後方之電路接點，使人工焊接更方便。

3.使用含導電性的膠水將線路與接點膠合，以取代人工焊接的方法。
4.將助焊劑塗抹於電路板上，然後把錫珠置於其上，再利用焊筆或熱吹風機將線路接於其上。5.製作一與基座同等大小之夾板，並將此夾板中與基座電路相當位置之木板挖空，以作為焊接電路之模型具，然後將錫珠與線頭置入孔洞中，利用焊筆或熱吹風機將錫熔化，以簡化焊接之困難度。

焊接時需先用助焊劑將要焊接部分的氧化層清洗掉，使焊錫與電路板鍍金的點結合度較強。首先列印一張晶片基座前後焊接點的位置圖，再將這些點加以編號，然後使用不同顏色的銀絲線，上面貼寫上要焊接點編號的自黏標籤，才不會混亂，再用含銀量較多的焊錫，在每個背後的焊接點上先融一點錫珠在上面，在拿銀絲線對著圖上的編號焊接。

三、電路板的電路測試

電路板的電路測試分成前後訊號的導通測試和點和點之間的短路測試。若電路板後的焊接點會產生兩條訊號短路，則晶片電橋的阻抗值無法平衡，失去自我補償的功能，所以必須作短路測試，其方法是使用內接於電腦內部的邏輯分析卡，從其中一條訊號線送進訊號產生器的方波，從螢幕上看是否有別的頻道也出現方波，若有則有別的焊接點，和現在輸入的訊號點之間發生短路，假如我們有20條訊號線，只要測20次就可完全知道各點之間是否有短路，利用這種方法可以非常簡單的將故障排除。而導通測試類似於短路測試，只是將訊號源由電路板前面輸入，看是否可以從背後相對應的訊號線得到相同的訊號，若有則電路板前後導通沒有問題。

四、封膠保護後方出線

由於採用人工出線的方式，因此線路的保護便成一不可或缺的重要工作，在線路上所需要做到的保護主要有兩部分，一部份是電路板前面與晶片的接線保護，另一部份則是電路板背面的人工出線保護，在此，決定利用膠質來做保護的工作，但是在電路上最忌諱的問題便是短路的問題，因此若是膠質中含有導電性，那麼對此感

測器的製作上將會產生嚴重的不良影響，在此使用市面上所販售的幾種膠水來加以測試，最後發現AB膠以及矽膠無導電現象，故利用此兩種膠來做保護線路的工作。

原本設計以AB膠固定金線和晶片及正面電路板接觸點的位置，再將線以下的空間利用軟性膠撐住，線和線之間再以軟膠隔開，但在試作時因線和線之間空間太小，軟膠無法加入，因而全部改以AB膠填充，但由於AB膠在未凝固前為易流動的液狀，若要防止膠流至基座側面，可先將金線與基座處用黏稠度大的膠墊高後，第二次用黏稠度較小的膠填入凹處，慢慢達到金線的高度，最後再將金線包住，以達到保護線路的功效。

為了有效控制膠的凝結狀態，首先將A膠與B膠以1:1的比例充分混和，若充分混和後，會先變成乳白色，並在凝結過程中逐漸變成透明，若混合不完全，膠不會變硬，而失去保護線的功用，因此若要控制針尖沾上膠顆粒的大小，需視其黏稠度而定，要控制AB膠的黏稠度有二種方法，一是混和後以針尖將膠挑起，視其牽引出來膠的長度，來判斷膠的黏稠度，另一種則是計算混和後時間的長短來判斷膠的黏稠度，膠的性質為黏稠度大，顆粒小，反之則黏稠度小，顆粒大，在固定金線於晶片上的接觸點時，為避免膠流至晶片薄膜附近，影響其靈敏度，需嚴格掌握膠的流動性，故此時膠需黏稠性大，膠顆粒愈小愈好，避免觸及晶片薄膜附近。

五、組裝電路板基座與圓環頭

在完成了晶片及基座電路板部分的設計後，由於設計原型的塑膠筆套外殼可能無法容忍一百五十度的高溫，因此採用以下兩方案：1.製作一金屬材質的外環套桶，在拉線過後直接加以封裝，不再將晶片座移出此套桶。2.製作一金屬材質的拉線用套桶，在拉線後只對拉線處作封裝，然後將其移至原先所設計的外環套桶中。因為工研院的拉線機，限制載具的高度只有一公分，所以選擇第二個方案。

為了要設計一外殼將基座電路板置於其中，以供實驗測試或實體使用，由於之前所設計基座電路板部份為圓形，因此此外殼之內

容器部分也應為圓柱狀，為了簡化設計流程，外型亦採用圓柱的設計，並找尋市面上可資代替的柱形管作為外殼的後段外型，使往後只需設計基座外殼的前端與電路板相合的部分即可。

由於此基座須與電路板配合方可做拉線的步驟，因此，在考慮拉線時基座外殼需承受上方拉線的衝撞力，所以使用金屬材質來作為前端基座外殼的材料，並且在圓環內部也做成螺紋，在組裝後再填入AB膠，使拉線時所施加於電路板上的力量，藉著AB膠傳到內螺紋上，避免電路板承受不了而破裂，而前端基座外殼（圓環頭）的尾部也製成螺牙，以利將來與後端基座外殼（筆形連接頭）的連結。

組合時應注意基板要盡量卡住圓環頭內部的邊緣，才能組合的高度相同。在組合後恐怕還是會產生短路現象，所以還是要作一次短路測試，以找出每一步驟可能出現的錯誤，以便在下一次改進，且在填入AB膠時，應注意不能溢出圓環頭背後，才不會在拉線時載具無法平放。

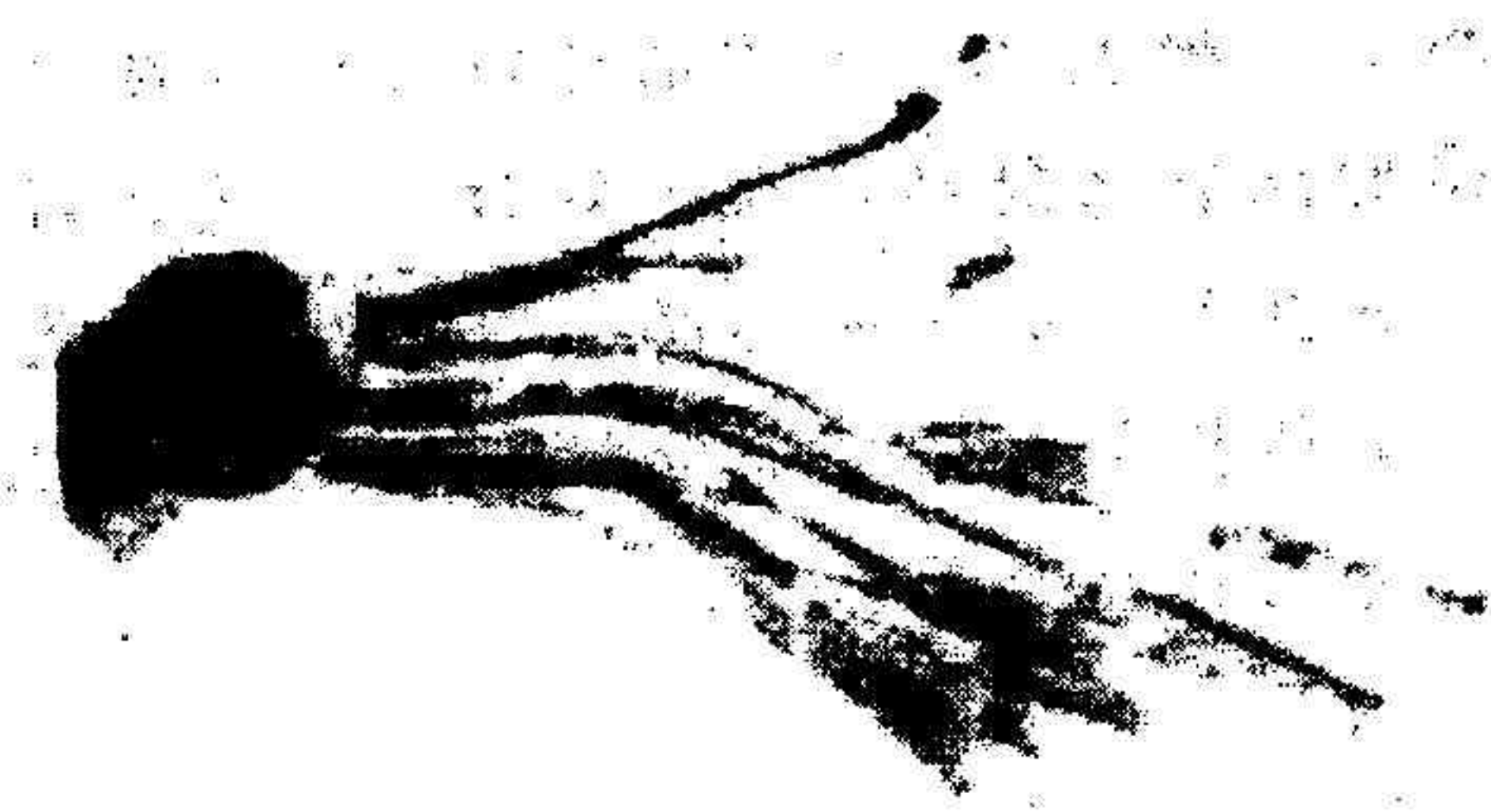


圖2.4 電路板基座與基座外殼組合圖

六、基座電路板外殼與載具結合

晶片測試的過程，在晶圓切割前就已做過，因為沒有適當的夾具可以固定晶片，若夾具沒有夾好，會導致壓力晶片的損壞，只好省略此步驟，假設壓力晶片都是好的。

在黏合晶片與基座時所用的AB膠，最好挑超過十分鐘以上才凝

固的膠，因為基座切割的凹槽仍是有些緊密，且為了要使晶片黏貼平整，需先將AB膠點在基座上，使得量足夠在晶片壓下時，會使膠由晶片底部溢出至晶片旁邊，這樣可以得到較好的黏合度，因為膠會較慢才凝固，可用透明壓克力板，壓在四個晶片上再以物品壓住，使四個晶片高度相同。

載具是為了在工研院拉線時所設計的，因為拉線時須保持基座平穩，才能進行拉線，此時的基座是由基座電路板、壓力晶片和圓環頭所組合成，而拉線機高度限制為一公分，所以必須將這些物品置於載具上，以載具的水平面當作基座電路板的水平面，故設計如圖2.5及圖2.6所示，將載具與圓環頭結合設計成緊配，避免平放於桌面時會擠壓訊號的接出線，使得整個圓環頭凸出，但實際使用後，仍須使用AB膠將圓環頭以及載具於背面結合處黏合，當拉線完後再將膠挖開，並且設計導線槽，使訊號的接出線從兩旁撥開，方能不影響載具之平穩性。在拉線時需先將載具預熱至攝氏150度左右，此時為了保護訊號線，因而使用耐熱套管將導線套住，以避免訊號線的絕緣層遇高熱融化而破壞。

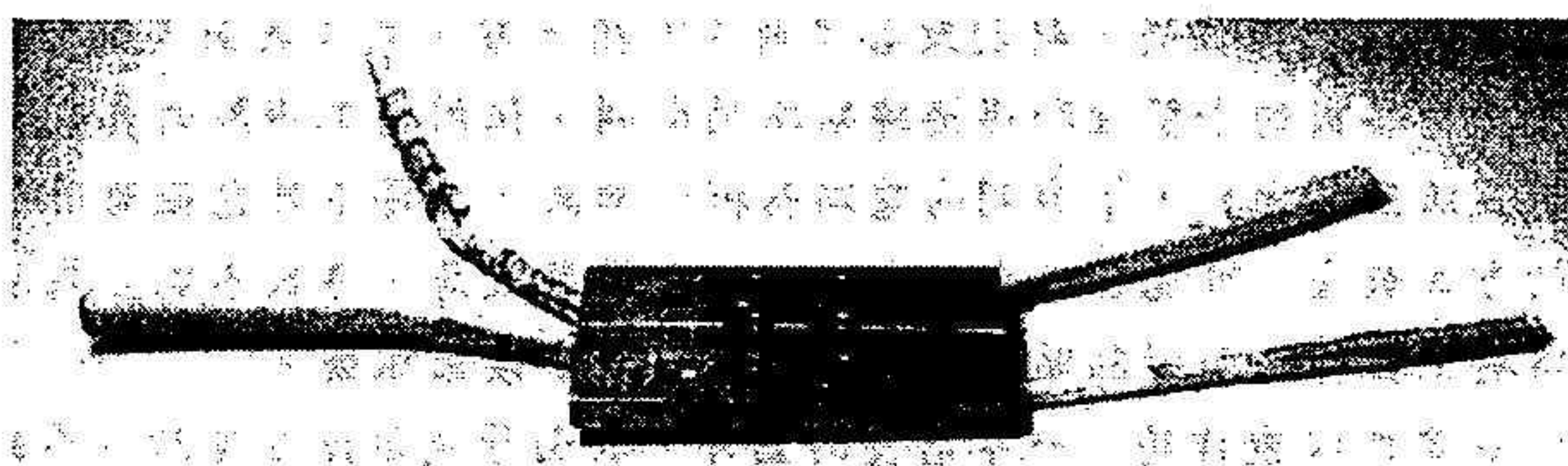


圖2.5 基座電路板外殼與載具結合圖（前方）

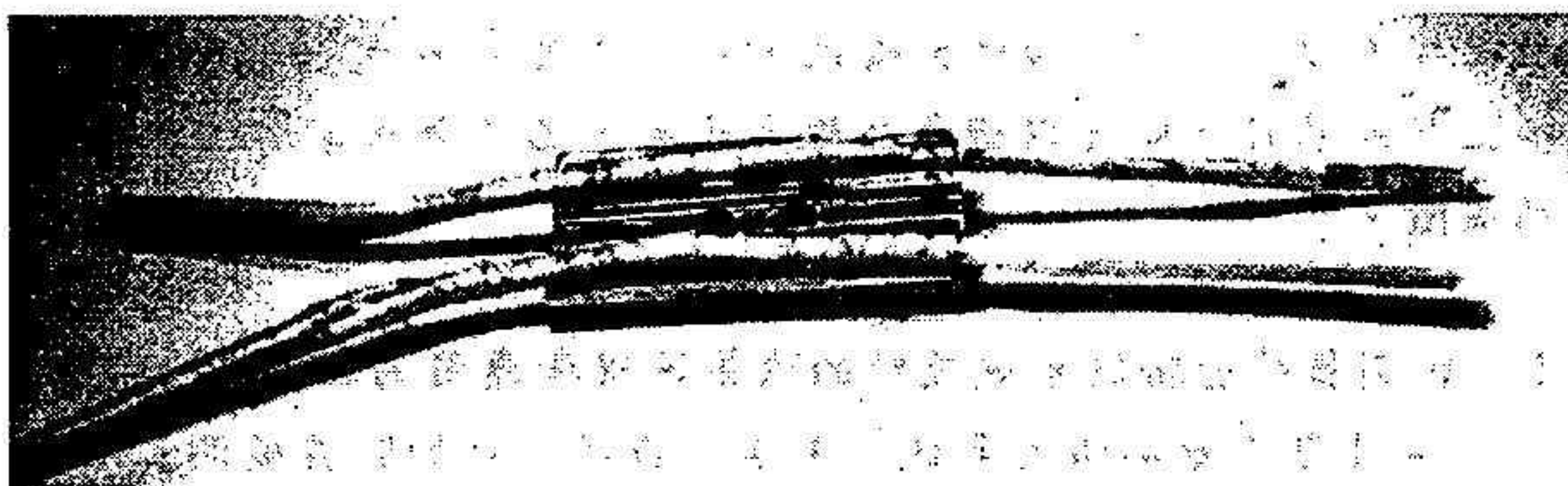


圖2.6 基座電路板外殼與載具結合圖（後方）

2.2 第三次與第四次的製作

第二次製作感測器時，第一個主要的缺失是在將基座電路板放入圓環頭內部的步驟，AB膠沒有將裸露的線包住，尤其外圍會接觸到不鏽鋼的部分，使得部分焊接線路短路，因此不能將晶片黏在基座電路板上，因為會使晶片的橋式電路無法發揮補償的功能；第二缺失是沒有考慮到廠商製作基座電路板的精度，導致基座電路板的凹槽太過窄小，不得不利用雕刻刀和DIY五金行買來筆式電動的小銼刀和小磨輪，將凹槽挖開，因為是用手工的方法，使得基座電路板底部不夠平整，略具傾斜度，連帶上面黏貼的晶片也是傾斜的，再加上晶片表面亦無保持清潔，使得成果不盡理想，由於前述的兩項缺失導致在拉線時，超音波焊接無法連上，12顆晶片僅有7顆可以使用。

在第三次製作時，特別改善了前次凹槽太窄、晶片表面清潔、保持基座電路板的平整性和焊接線短路的問題，但因為工研院的真空濺鍍儀無法空閒出來，幫我們的電路基板做濺鍍，不得不外包廠商用電鍍的方式鍍金，可能由於金的成分不純且厚度太薄，導致不能在基座電路板上拉線，而所黏貼上的八顆晶片皆無法接出訊號。

在第四次製作時，一年前買的晶片，表面原是用鋁在連結半導體膜片上的壓阻性材料，由於沒有放在充滿氮氣的除濕櫃中，減少鋁與氧氣化合，因此在表面形成氧化鋁，使得在拉線時，需加大拉線往下的力量（bonding force），但此動作可能危害到晶片中的線路，可能讓線路斷裂。又如果在第三次製作時，使用不導電的銀膠膠著晶片，在拉線失敗時，可以加熱至攝氏150~200度後，將有問題的晶片拿起，換上新的晶片，就可以避免拉線失敗後，晶片無法拿起，而損失晶片的風險。

2.3 感測器性能驗證系統設計的決策過程與應用的理論

脈波壓力量測驗證系統，主要在驗證設計的脈波感測器所量測的壓力訊號與實際在血管內的壓力訊號的差異，並提供改進之資訊，因此這系統的架構除了待測的脈波感測器外，還需要一套血管脈搏模擬系統，以及一個控制及資料擷取系統。要設計一個能產生

如人一樣的脈搏訊號的模擬系統是一件複雜而困難的工作，所以決定先將血管脈搏模擬系統省略，等待感測器性能測試後，再設計血管脈搏系統，量測感測器實際壓在人造血管外面，和管內壓力的關係，並找出如何由相鄰的壓力找出流速的關係。待測脈波感測器及脈波壓力量測驗證系統所需之控制及資料擷取是由PC586及相關界面硬體，配合LabVIEW分析軟體而整合成整個脈波壓力量測驗證系統，詳細之初步架構如附錄一及附錄二所示。

因為使用感測器的目的在於當作換能器轉換不同的物理量，使輸出的電壓訊號追隨輸入的壓力訊號，從某一初始條件開始，則需將輸入和輸出響應當作時間響應來加以比較，所以感測器系統的性能應以時間為基礎。通常系統的時間響應分成兩部分：暫態響應與穩態響應，由控制系統的理論來講，所有控制系統在達到穩態之前，都會顯露出暫態現象，因為在物理系統中無法完全避免慣性、質量和電感的存在，所以暫態響應是系統動態行為中重要的部分。控制系統的穩態響應是系統精確度的一種度量，因為它與輸入比較後，可指出系統最後的準確度。而在此感測器的系統中，所追蹤的壓力訊號常以不可預知的方式變化，因此無法以數學式來表示其動態，為了分析與設計方便，就必須假設一些基本型式的輸入函數，才能以這些測試訊號來計算系統的性能。由適當的選擇這些基本的測試信號，不僅問題的數學處理系統化，而且可以利用這些信號響應來預測更複雜的壓力輸入下的感測器系統性能，在設計問題時可以依據這些測試信號來決定性能準則，使所設計的系統能滿足這些標準。

由以上的討論決定脈波壓力量測驗證系統之架構，主要由二個部份組成(1)穩態響應測試系統(定壓力測試)，分別對侵入式血壓計和壓力片作測試(2)步階響應驗證系統。

為了驗證感測器的性能，首先採用侵入式血壓計為標準感測器，先對侵入式血壓計作定壓力測試，得到輸入壓力與輸出電壓的關係，再利用這侵入式血壓計來驗證所設計感測器的性能，因為侵入式血壓計與待測感測器其輸出訊號皆為電壓，方便擷取後直接在電腦上分析他們的特性。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、侵入式血壓計和待測感測器之步驟響應等二項。茲分別敘述如下：

2.4 侵入式血壓計之定壓力測定

2.4.1 實驗器材

組成元件	用途
1.手壓幫浦	輸入及控制壓力大小
2.橡皮管	連接氣壓軟管及侵入式血壓計
3.PC-586 電腦	作為整個量測系統的訊號處理及控制中心
4.AT-MIO-16XE-10 資料擷取卡	擷取感測器量測的訊號
5.侵入式血壓計	作為壓力轉換成電壓的換能器 作為壓力晶片的標準感測器
6.開管式血壓計	讀取壓力值與侵入式血壓計輸出的電壓
7.SCXI-1121	訊號處理器(放大及濾波)
8.SCXI-1321	訊號輸入介面
9.SCXI-1000	SCXI 裝置的基座及電源供應器
10.電源供應器	提供放大器及侵入式血壓計電源
11.放大電路	提供 100 倍之放大倍率

表 2.1 侵入式血壓計之定壓力測定實驗器材表

2.4.2 實驗方法設計

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。

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，決定利用LabVIEW軟體上的監控程式來量測訊號，因此採用編號為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，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。

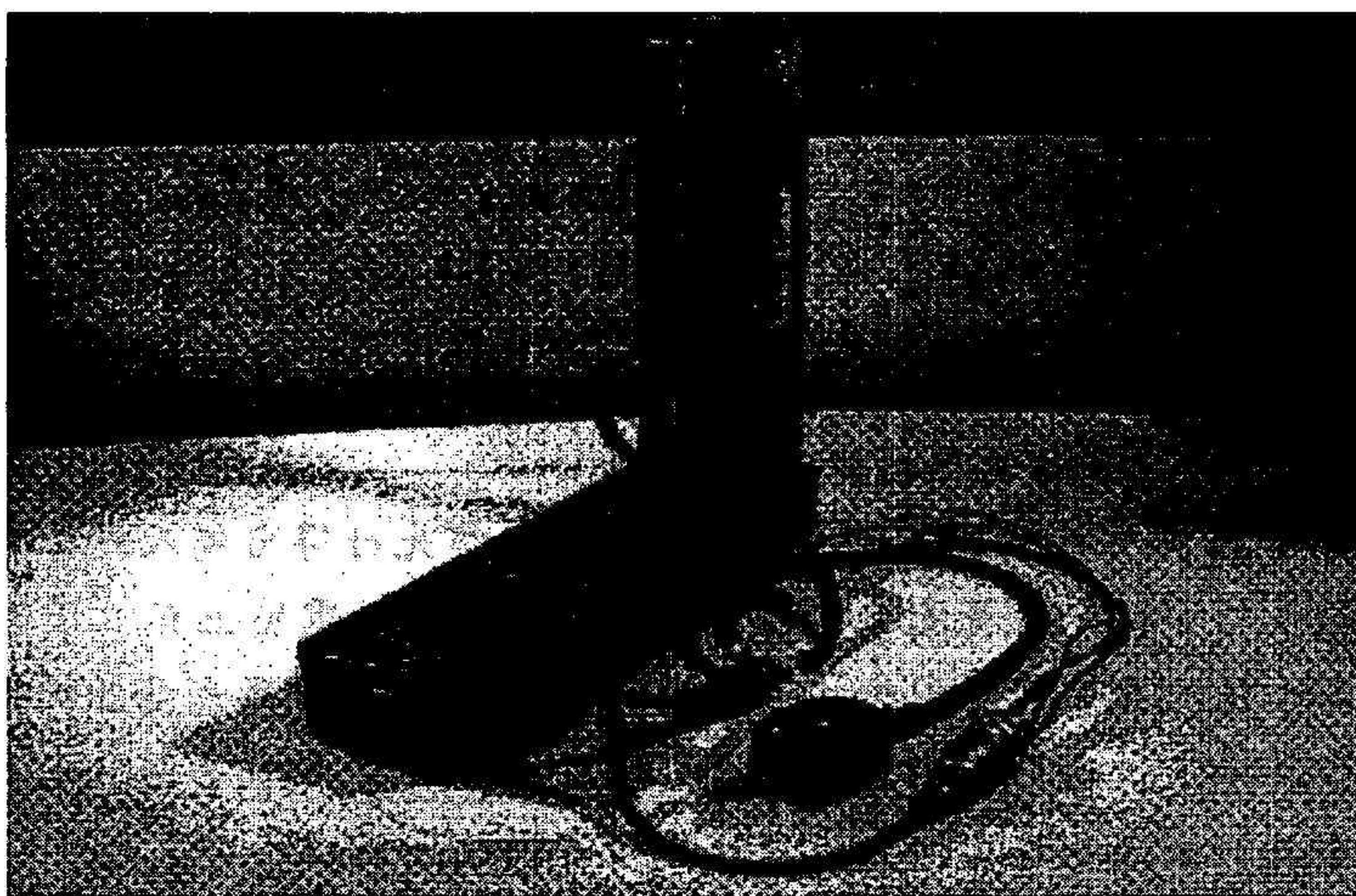


圖2.7 侵入式血壓計定壓力測定裝置圖

2.4.3 侵入式血壓計之特性

為了驗證所做的晶片是否能達到原先預期的目標，採用一編號為 P23XL-1 之侵入式血壓計來做為驗證，但在與晶片做比較之前，

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，侵入式血壓計之特性如表2.2所示。

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)

表2.2 侵入式血壓計的規格表

2.4.4 雜訊與解析度問題的解決方法

為了能與所自製的晶片做比較，所以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，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。

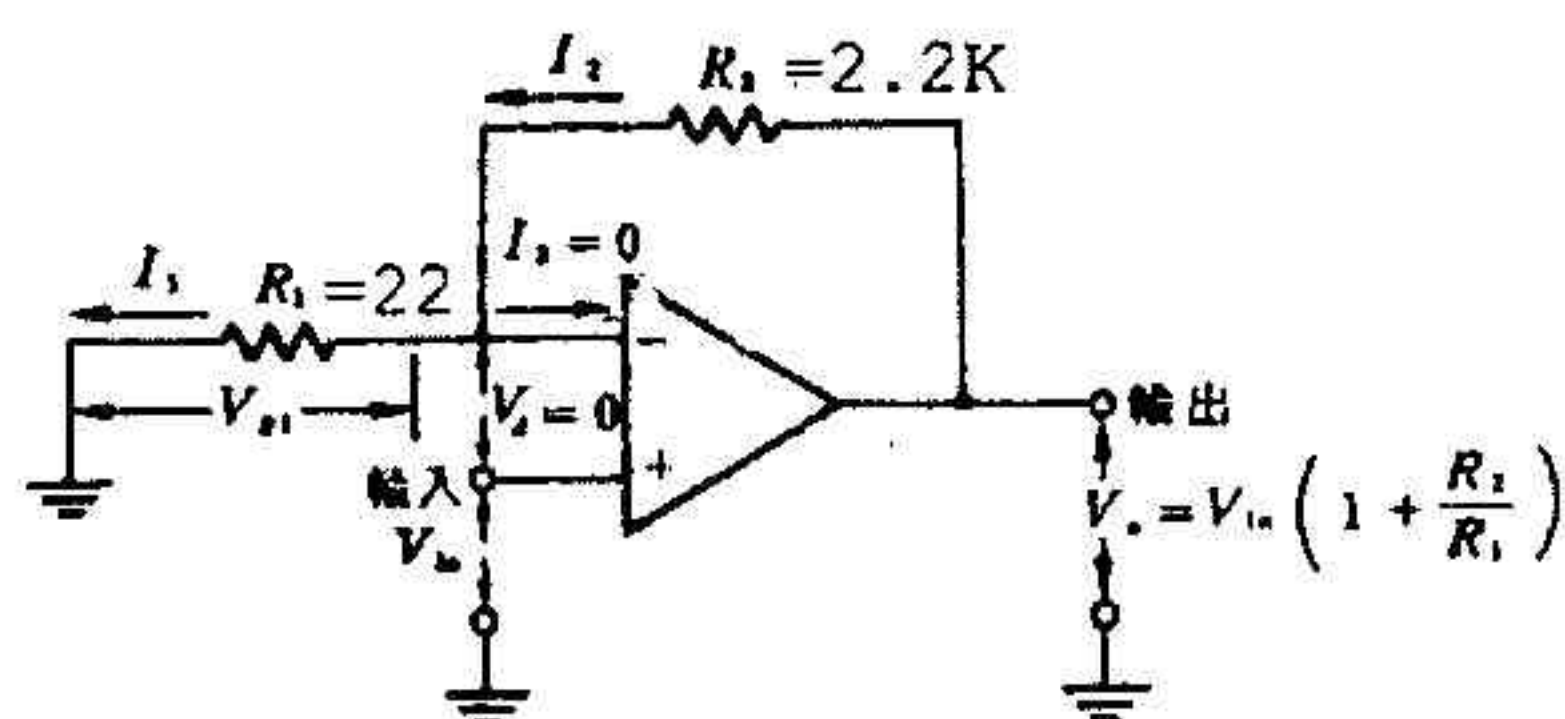


圖 2.8 放大電路示意圖

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 $5V \div 216 = 0.0763 \text{ mV}$ ，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，而在軟體處理後之範圍為0~300V左右，故此解析度為可接受之範圍。

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	±10.0 V	0 to 10 V
2	±5.0 V	0 to 5 V
5	±2.0 V	0 to 2 V
10	±1.0 V	0 to 1 V
20	±0.5 V	0 to 0.5 V
50	±0.2 V	0 to 0.2 V
100	±0.1 V	0 to 0.1 V

Input coupling	DC
Maximum working voltage	Each input should remain within ±11 V of ground
Overvoltage protection	±25 V powered on, ±15 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

表 2.3 訊號擷取卡規格表

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，但是實際在人體訊號上所測量的時間不需過長，因此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。

2.4.5 實際測試方法

在完成硬體的架設及軟體的規劃後，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。

2.5 待驗證感測器定壓力測試之實驗方法

2.5.1 實驗器材

組成元件	用途
1.手壓幫浦	輸入及控制壓力大小
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	作為標準的感測器和待測感測器比較
5.待測感測器定壓力測定之測試器	提供一個空腔使侵入式血壓計與待測感測器可以得到相同的壓力
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

表 2.4 待驗證感測器定壓力測試之實驗器材表

2.5.2 實驗方法

在待驗證感測器的測試中，將一空腔裝置於喇叭之圓頂蓋上，並將待驗證之感測器與侵入式血壓計利用管路相通於空腔上，再以血壓計上的手壓幫浦裝置於空腔上，隨之將空腔上之出口封閉，利用幫浦充壓來測量待驗證感測器，與先前已知關係之侵入式血壓計做比較，以驗證此感測器之性能是否如先前之設計。

此測試系統設計時是和下一節提到的頻率響應測試系統是聯結在一起的(參考圖2.9)利用1壓在2、3之上再鎖在7的一個螺絲孔上，利用螺絲的下壓力將3壓在5之上，用鋁塊將7的堵住和5鎖在一起，形成密閉的空腔，而5的另一開口接侵入式血壓計的連接頭和開管式血壓計的手壓幫浦，利用手壓幫浦和小閥門控制輸入的壓力，將壓力晶片裝在3之下，使晶片與空腔和侵入式血壓計相通，4與6作為氣隙的墊片，保持空腔的氣密性，如此一來就能讓手壓幫浦輸入的壓力，傳遞到待驗證的壓力晶片與侵入式血壓計上。

在此項測試中，將手壓式幫浦利用前項測試出的侵入式血壓計特性，加壓至300mmHg，同樣利用管路中的小閥門來控制氣壓值，並逐步降低10mmHg直到壓力為0mmHg為止，並將所得之待驗證感測器輸出數據繪成圖表，以求得待測感測器之特性。

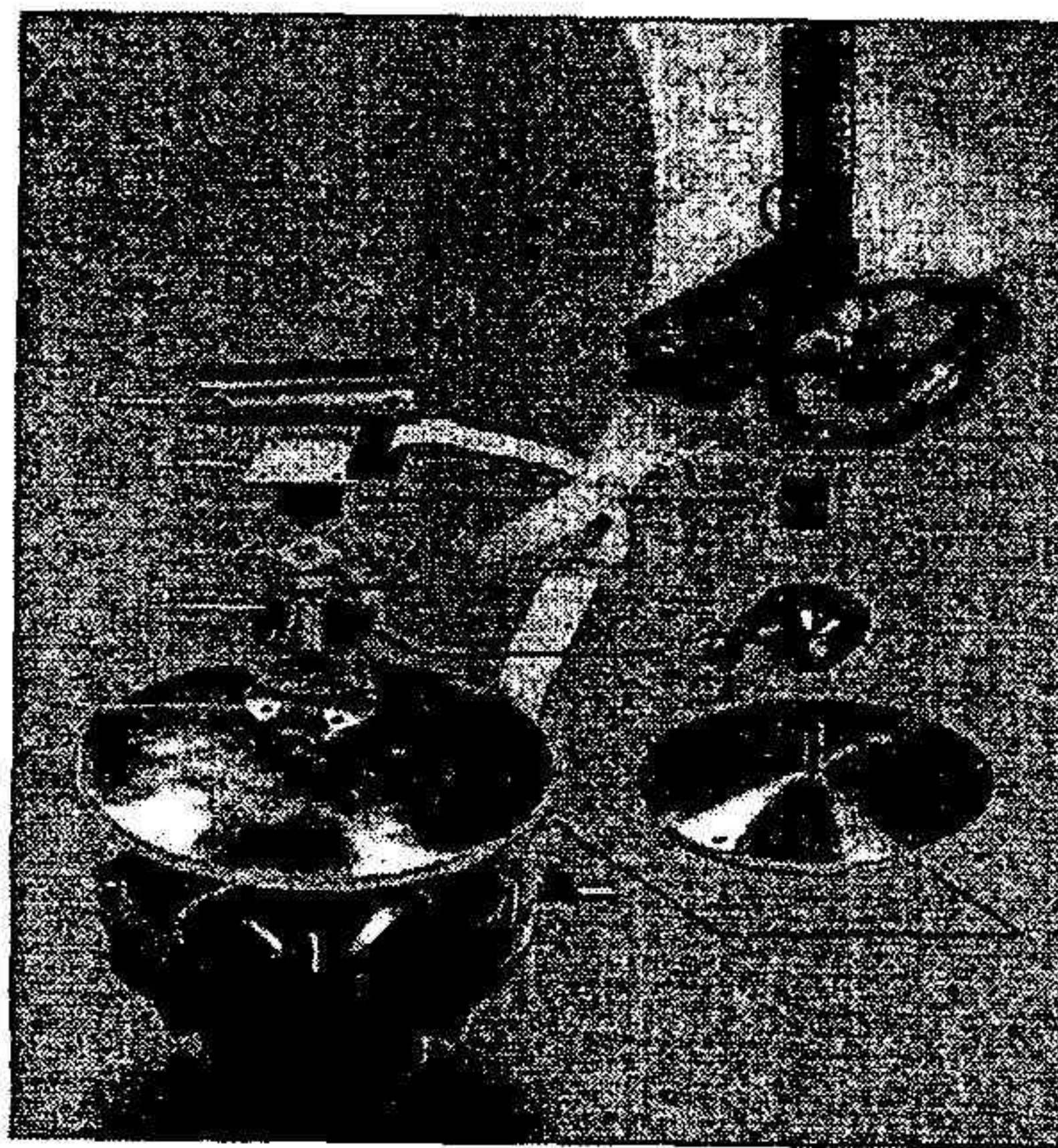


圖2.9 待測感測器定壓力測試裝置圖

2.5.3 配合感測體外型設計的改變

因為感測體外型在第二次製作時，由原本的方形改成圓形，且出線的方式也改成後方，所以我們設計一個圓柱體，可以連結感測體的外殼與可產生下壓力的鋁板，首先將圓柱體中間挖空，把感測體的出線穿過中空部分，再來將圓柱體前端車出螺紋，與感測體外殼的螺紋配合，最後在圓柱體外圍車出與鋁板配合的螺紋，這樣此部分就可以連結在一起，且不會造成壓力的外洩。

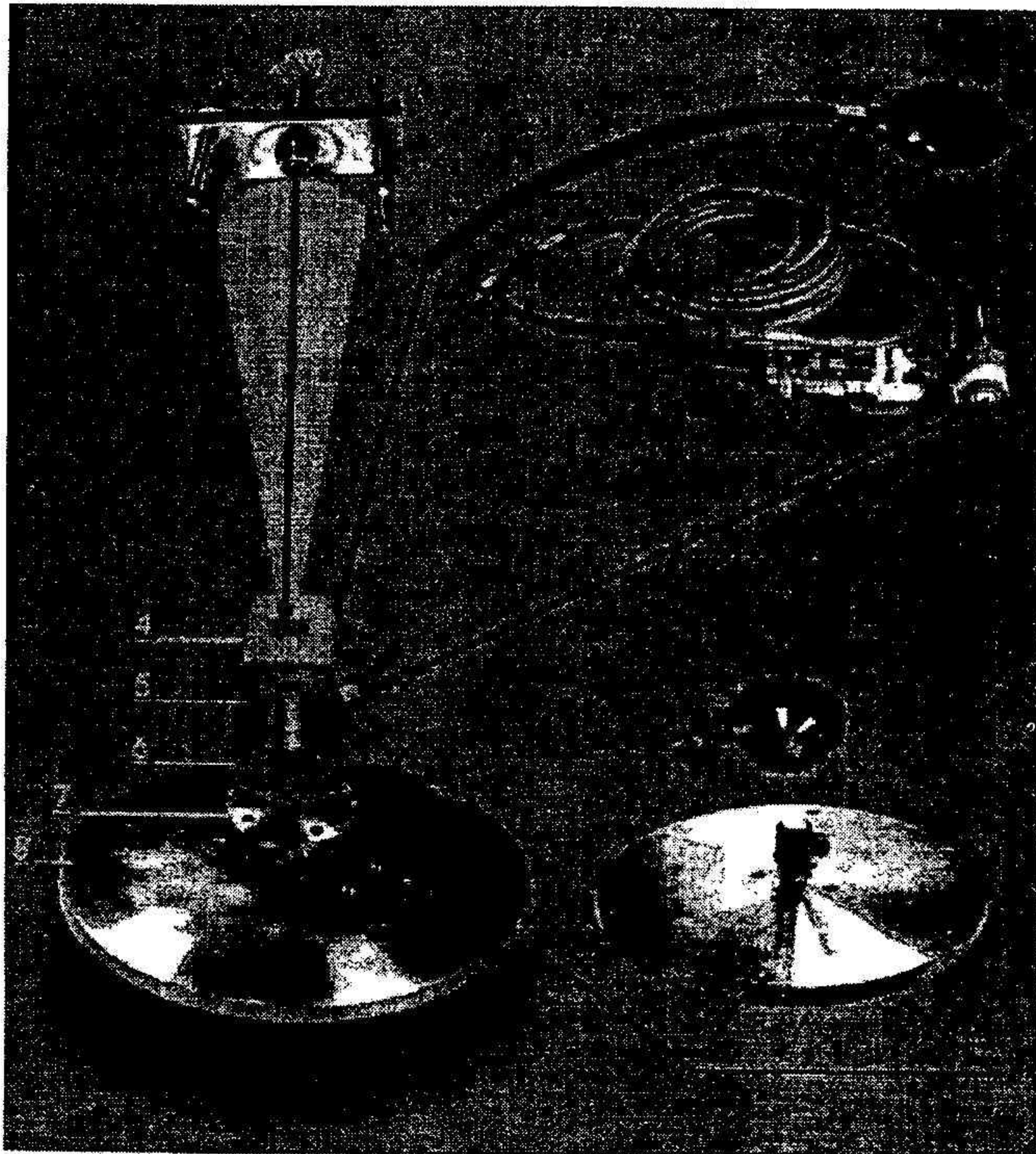


圖 2.10 配合感測體外型設計的改變後定壓力測試裝置圖

2.6 侵入式血壓計與待測感測器之步階響應測試

2.6.1 實驗器材

組成元件	用途
1.手壓幫浦	輸入及控制壓力大小
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	作為標準的感測器和待測感測器比較
5.待測感測器步階響應 測定之測試器	提供一個空腔使侵入式血壓計與待測感測器可以得到相同的壓力
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.橡膠手套薄膜	封住空腔使壓力不致外洩，並可用燒紅烙鐵戳破，將壓力瞬間釋放，得到壓力的步階訊號

表 2.5 待驗證感測器步階響應測試之實驗器材表

2.6.2 實驗方法

待驗證感測器的測試中，將一空腔裝置於喇叭之圓頂蓋上，並將待驗證之感測器與侵入式血壓計利用管路相通於空腔上，再以血壓計上的手壓幫浦裝置於空腔上，利用手壓幫浦輸入壓力，用圓頂蓋背面的鋁管蓋上一層橡膠薄膜，使壓力不致外洩，然後使用燒紅的烙鐵來造成壓力的瞬間釋放，來測量待驗證感測器與侵入式血壓計的頻寬，以比較此感測器與侵入式血壓計之性能。

此測試系統設計時是和下一節提到的頻率響應測試系統是連結在一起的(參考圖 2.11)利用 1 壓在 2、3 之上再鎖在 5 的一個螺絲孔上

利用螺絲的下壓力將3壓在5之上，用5背面的鋁管套上橡膠薄膜，並使用束管器將橡膠薄膜緊緊鎖在鋁管上，讓壓力不致外洩，形成密閉的空腔，而3的另一開口接侵入式血壓計的連接頭和開管式血壓計的手壓幫浦利用手壓幫浦和小閥門控制輸入的壓力，用1中的螺旋狀的圓柱體，調整長度將壓力晶片深入3之內，使晶片與空腔和侵入式血壓計相通，2與4作為氣隙的墊片保持空腔的氣密性，如此一來就能讓手壓式幫浦輸入的壓力，傳遞到待驗證的壓力晶片與侵入式血壓計上。

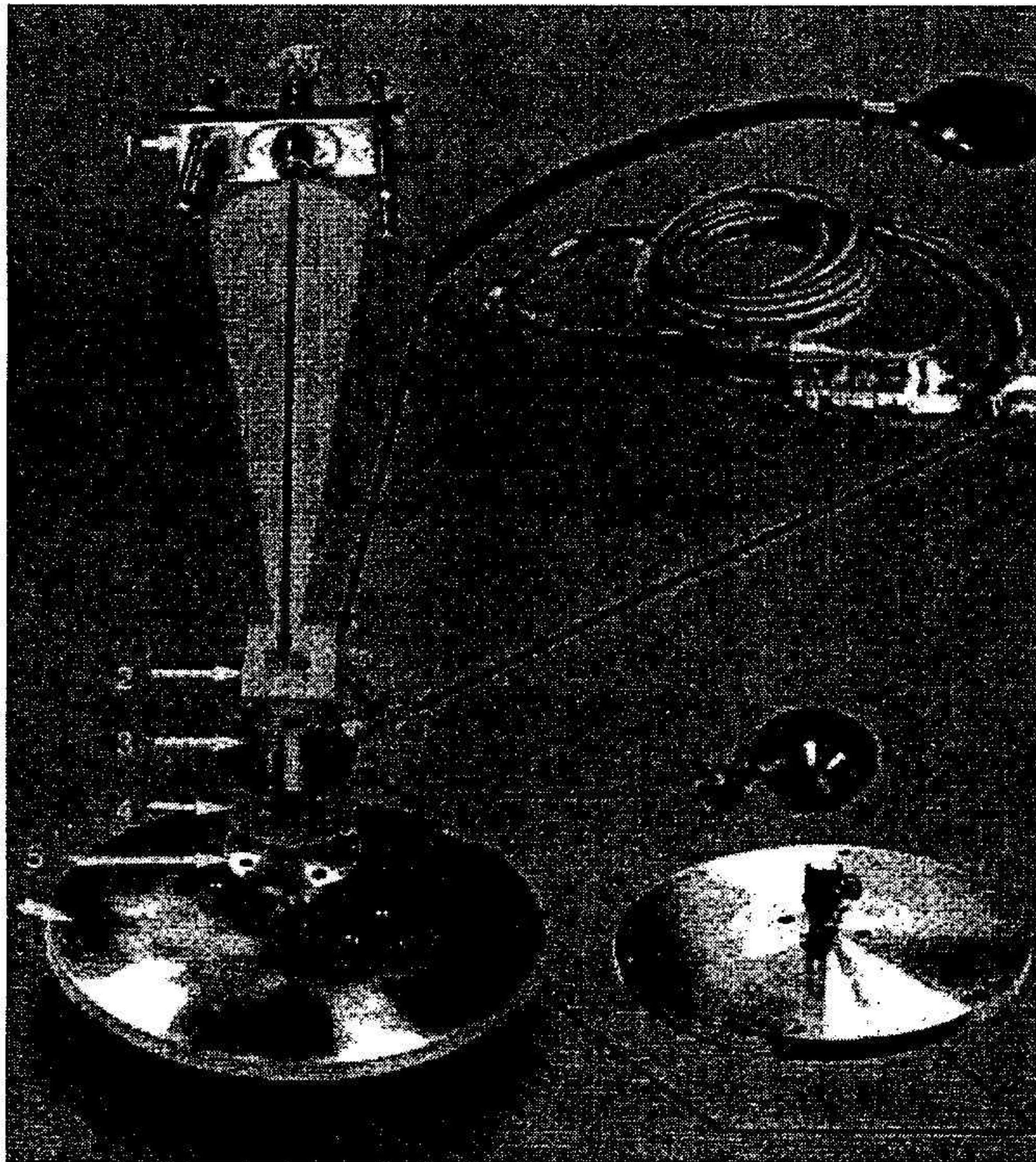


圖 2.11 侵入式血壓計與待測感測器之步階響應測試裝置圖

2.7 血流量量取之可行性實驗

2.7.1 實驗器材

組成元件	用途
1.洗腎機用幫浦	輸入流量大小
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.洗腎機用管路	作為模擬血管管路之用
5.已驗證之感測體	提供人造血管管壁之壓力值
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.人造血管	用以模擬實際人體之血管
10.侵入式血壓計	用以量取人造血管內實際壓力訊號
11.軟針	實際插入造血管內軟管，與侵入式血壓計相接

表 2.6 血流量量取之可行性實驗器材表

2.7.2 實驗方法

為了利用前後兩側晶片量測所得之壓力差來探索是否可轉化為血流量的訊息，首先利用洗腎機用幫浦連接洗腎機用管路，洗腎機用管路中含有一空氣腔，以符合血管為彈性腔之理論；另外，為考慮當橈動脈血管在受壓時，有時會產生脈象不明之現象，因此將血液可能往旁支分流的因素也加以考量進來，因此在管路後端並接出兩條等長但直徑較小之管路，以模擬此現象；此外，為了能了解血阻於脈象上的影響，因此在管路的最末端接上節流閥，以控制血流的通過；最後，在其中一條管路上串接一條長約十公分之人造血管，以作為感測體接觸量取壓力之用。

在實驗過程中，為了能同時量得人造血管內的壓力值，利用軟

針插入人造血管內，然後將管路導通至侵入式血壓計上，以獲得即時的壓力訊息，另外，並同時紀錄置於人造血管上的感測體，以量取人造血管表面的壓力值，以驗證量取血流量變化之可行性，至於在信號輸入方面，幫浦之輸入量分別為250ml/min、300ml/min、350ml/min。

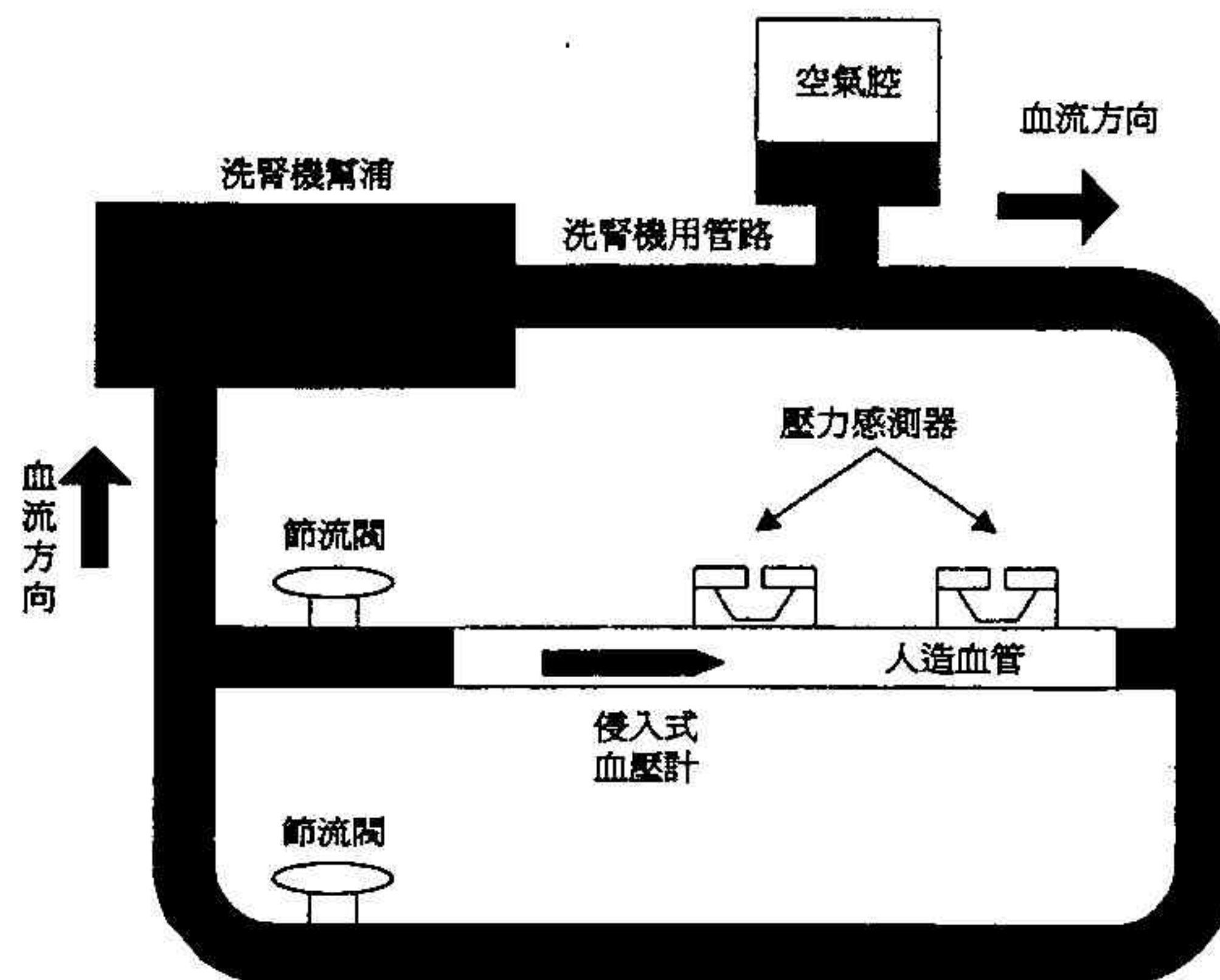


圖 2.12 血管模擬系統示意圖

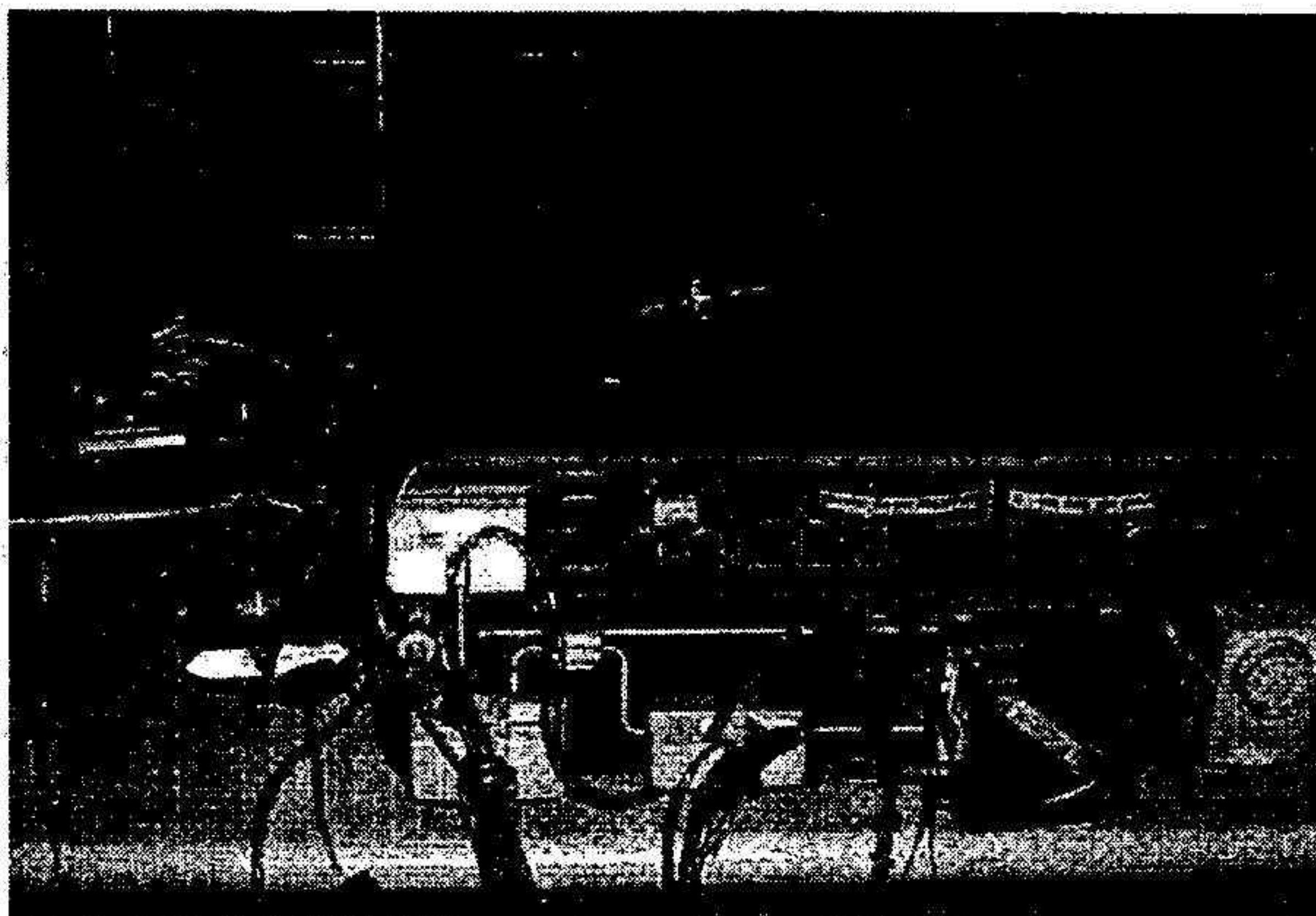


圖 2.13 血管模擬系統實際圖

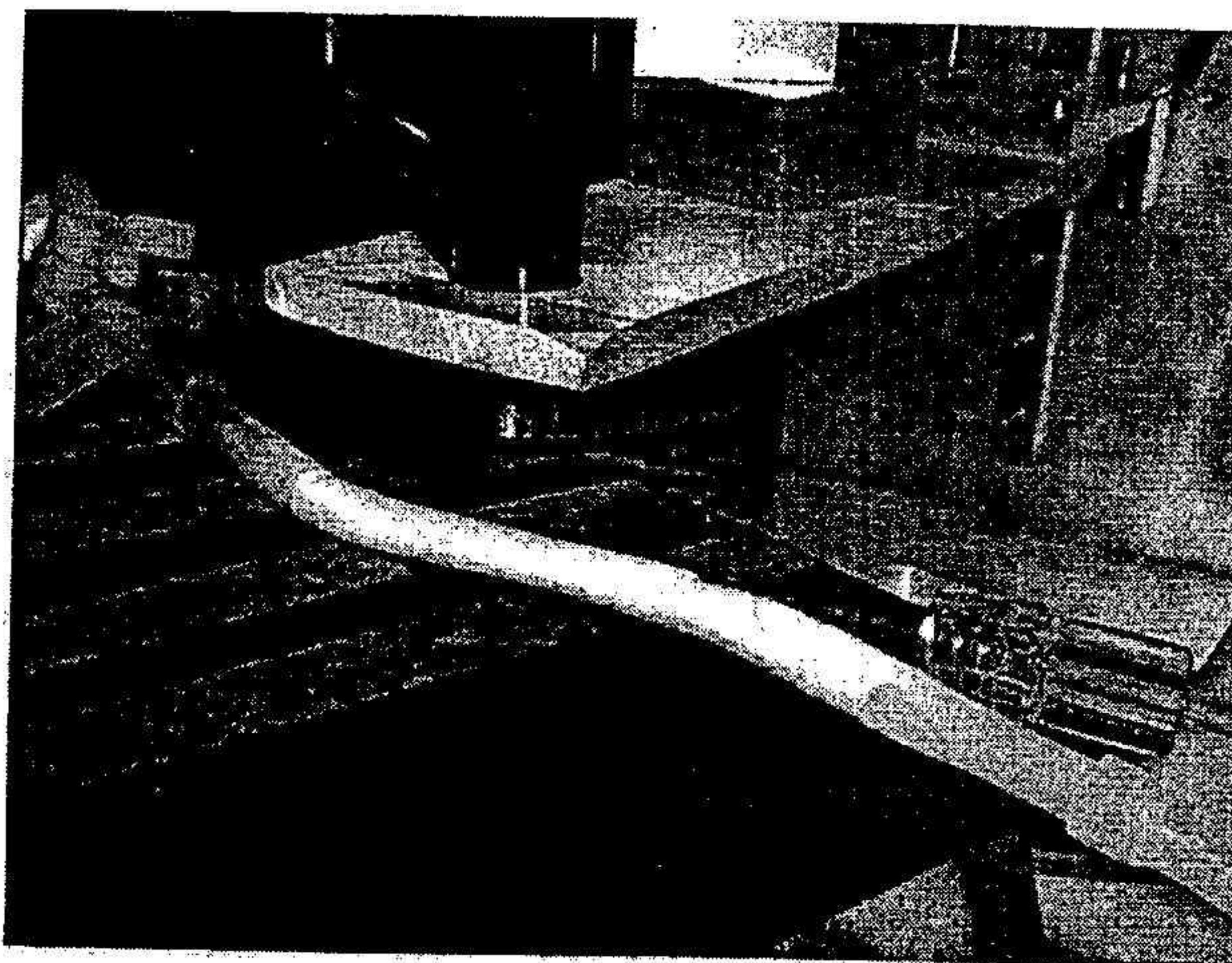


圖 2.14 人造血管與量測系統圖

參、結果

3.1 侵入式血壓計定壓力測試

mmHg	第一筆 (0.1mV)	第二筆 (0.1mV)	第三筆 (0.1mV)	第四筆 (0.1mV)	第五筆 (0.1mV)	第六筆 (0.1mV)	第七筆 (0.1mV)	第八筆 (0.1mV)
300	368.2	364.09	369.39	367.31	365.66	369.78	363.36	369.41
290	354.58	352.02	355.11	356.73	354	355.76	351.83	356.44
280	342.58	342.78	342.7	344.13	341.52	343.27	339.22	343.62
270	329.34	330.5	329.96	330.95	328.35	330.87	328.66	330.61
260	316.95	318.48	317.68	318.95	316.2	318.92	316.49	317.77
250	304.82	305.64	304.77	306.61	304.46	306.5	303.84	305.26
240	292.86	293.88	292.03	294.84	291.75	294.72	290.84	293.68
230	279.75	281	279.36	282.28	279.1	282.17	275.83	281.09
220	266.64	268.9	267.43	270	266.97	270.61	263.01	269.38
210	255.56	257.24	255.48	257.54	255.32	257.85	253.82	257.16
200	243.06	244.9	243.15	244.72	242.02	244.79	240.76	244.18
190	231.4	233.04	230.78	232.85	230.86	232.03	226.59	232.81
180	218.91	220.09	218.68	220.56	217.75	221.37	214.34	219.33
170	206.24	208	206.57	208.51	206.64	208.04	202.98	207.7
160	194.8	197.21	194.96	196.47	193.25	197.71	192.35	195.46
150	182.26	183.54	183.12	183.49	182.66	184.17	180.71	183.39
140	169.25	170.76	170.52	172.26	170.79	172.88	167.81	171.11
130	158.03	159.67	158.95	159.16	157.67	159.98	154.03	160.38
120	145.94	146.55	145.88	146.78	145.51	148.09	144.44	147.35
110	134.21	134.44	133.49	134.45	134.22	136.02	132.99	135.7
100	121.98	123.35	122.5	123.49	122.75	124.48	119.86	123.07
90	110.53	110.68	110.29	110.76	109.54	111.71	106.82	111.41
80	96.15	98.26	97.54	97.49	98.11	100.22	96.39	99.41
70	83.89	85.5	83.83	86.65	86.93	87.14	84.82	87.55
60	72.33	75.38	73.46	74.47	74.46	75.39	73.06	75.53
50	61.76	62.75	61.82	61.97	63.14	63.33	61.07	63.18
40	50.35	50.73	50.52	50.36	50.61	51.97	51.39	50.73
30	38.11	38.44	38.22	38.32	37.95	39.05	39.48	38.39
20	26.14	26.35	27.05	25.33	26.33	27.77	25.3	26.05
10	13.73	13.98	13.75	14.09	14.33	15.06	13.87	15.15

第九筆 (0.1mV)	第十筆 (0.1mV)	平均值 (0.1mV)
367.48	369.44	367.412
353.29	356.99	354.675
341.14	342.97	342.393
328.44	330.89	329.857
316.35	318.82	317.661
303.27	305.54	305.071
291.28	293.11	292.899
279.1	281	280.068
266.36	268.87	267.817
253.27	256.78	256.002
241.93	243.02	243.253
230.49	231.84	231.269
217.5	219.68	218.821
206.17	208.03	206.888
194.18	193.94	195.033
182.05	193.45	183.884
169.23	169.33	170.394
156.7	158.73	158.33
144.62	146.44	146.16
133.08	134.5	134.31
121.51	123.15	122.614
108.67	109.9	110.031
96.02	98.3	97.789
85.55	86.11	85.797
72.75	74.31	74.114
60.96	62.53	62.251
47.47	50.45	50.458
37.35	37.45	38.276
24.53	26.54	26.139
12.48	13.74	14.018
0	0	0

用最小平方法

令理想直線方程式 $y=ax+b$

$$a = \frac{n \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n x_i \cdot \sum_{i=1}^n y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2}$$

$$b = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 \cdot \sum_{i=1}^n y_i - \sum_{i=1}^n x_i \cdot \sum_{i=1}^n x_i y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2}$$

先將 10 筆測試結果平均後，

得到一組平均值，再以此組

平均值求線性方程式

求得 $a=0.1216351$

求得 $b=0.0921672$

故方程式 $y=0.1216351X+0.0961672$

經由此線性方程式，可得到壓力 (x, mmHg)

少時所對應的電壓值 (y, mv)

表3.1 侵入式血壓計定壓力測試值

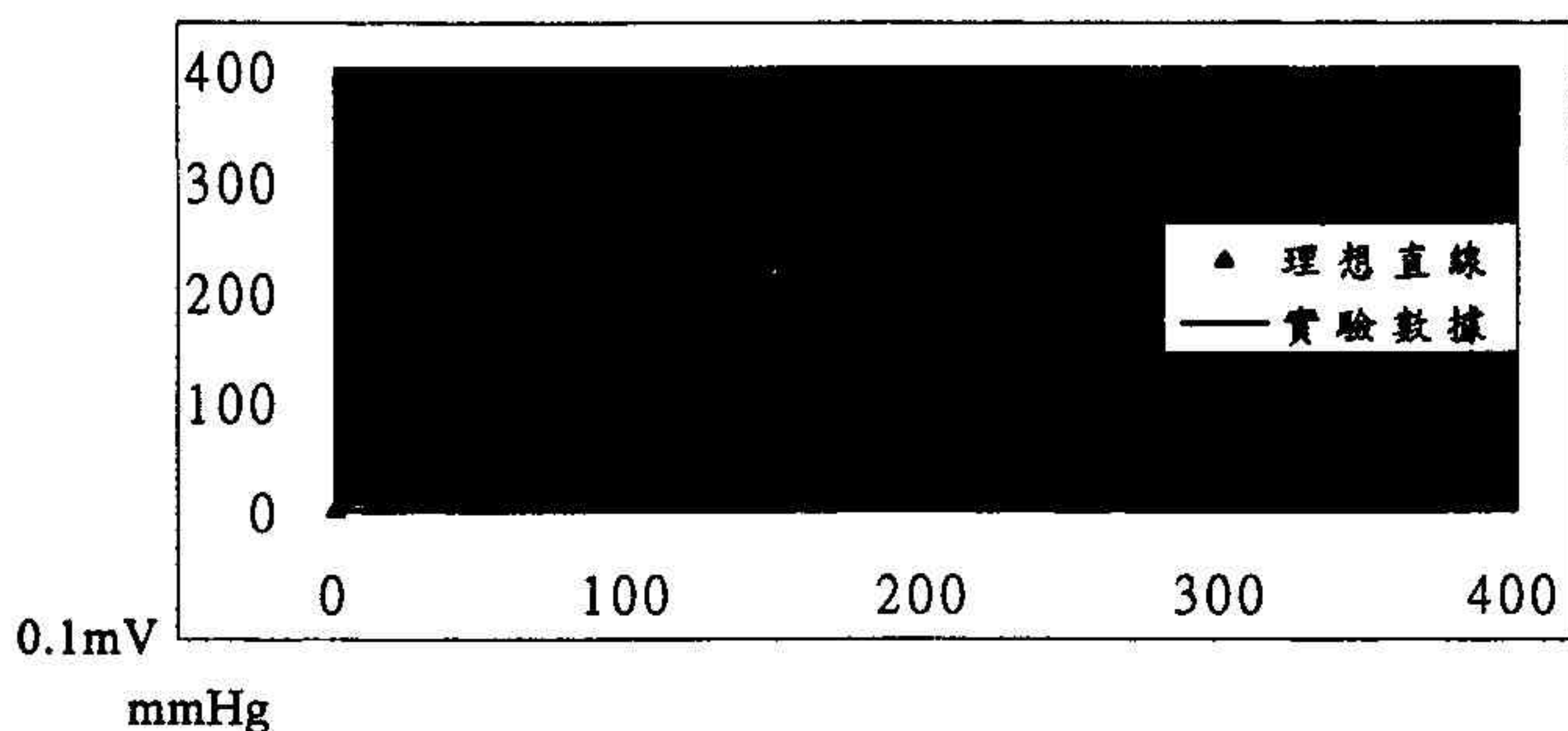


圖 3.1 侵入式血壓計線性圖

由式(3.5) 求得線性度 $e_1 = 1.357964/365.8269 \times 100\% = 0.3712\%$

($\Delta_{\max} = 1.357964$ 、 $y_{F.S.} = 365.8269$)

靈敏度 $K = 0.12164 \text{ mV/mmHg}$

3.2 感測器定壓力測試

侵入式血壓計 (0.1mV)	A 感測器 (0.1mV)
336.68	473.31
313.13	441.04
294.36	414.97
277.71	391.53
263.9	372.52
251.57	355.26
238.25	336.6
212.98	301.06
198.7	280.95
183.94	260.24
170.89	241.69
159.55	225.46
147.19	207.96
132.92	192.02
123.6	174.71
112.64	159.1
100.76	142.12

用最小平方法

令理想直線方程式 $y = ax + b$

$$a = \frac{n \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n x_i \cdot \sum_{i=1}^n y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2}$$

$$b = \frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 \cdot \sum_{i=1}^n y_i - \sum_{i=1}^n x_i \cdot \sum_{i=1}^n x_i y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2}$$

侵入式血壓計電壓值轉換成壓力值

求得 $a = 0.1715959$

求得 $b = 0.04826208$

故方程式 $y = 0.1715959x + 0.04826208$

經由此線性方程式，可得到壓力 (x , mmHg)

少時所對應的電壓值 (y , mv)

90.17	126.99
76.89	108.25
63.64	89.66
57.95	81.72
49.87	69.75
44.03	61.65
32.07	44.91
24.57	34.1
15.8	21.65
0	0

表3.2 感測器定壓力測試值

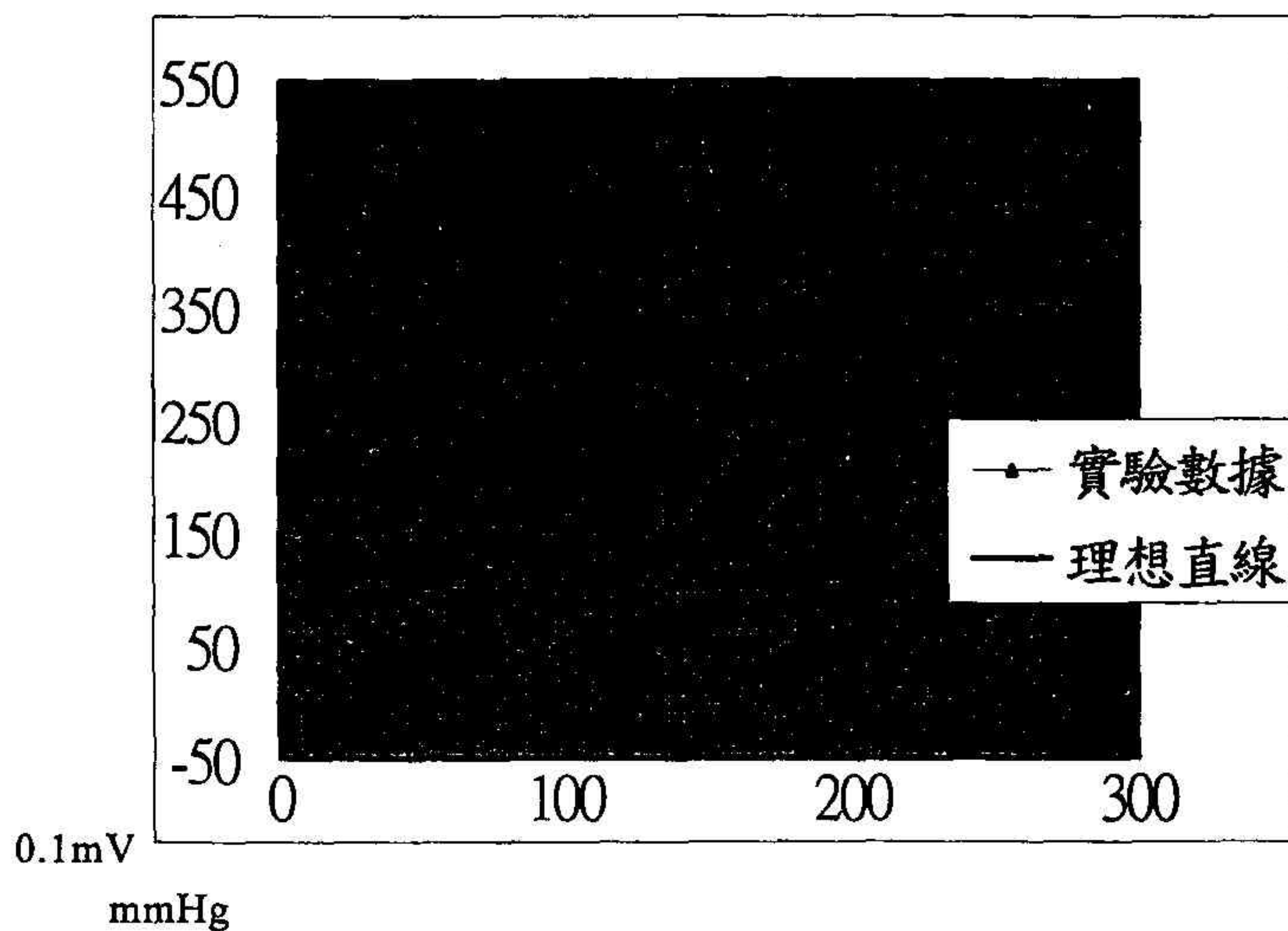


圖3.2 感測器線性圖

由式(2.5) 求得線性度 $e_1 = 1.56542/474.1516 \times 100\% = 0.33015179\%$

($\Delta_{\max} = 1.56542$ 、 $y_{F.S.} = 474.1516$)

靈敏度 $K = 0.1715959 \text{ mV/mmHg}$

3.3 侵入式血壓計和感測器步階響應結果

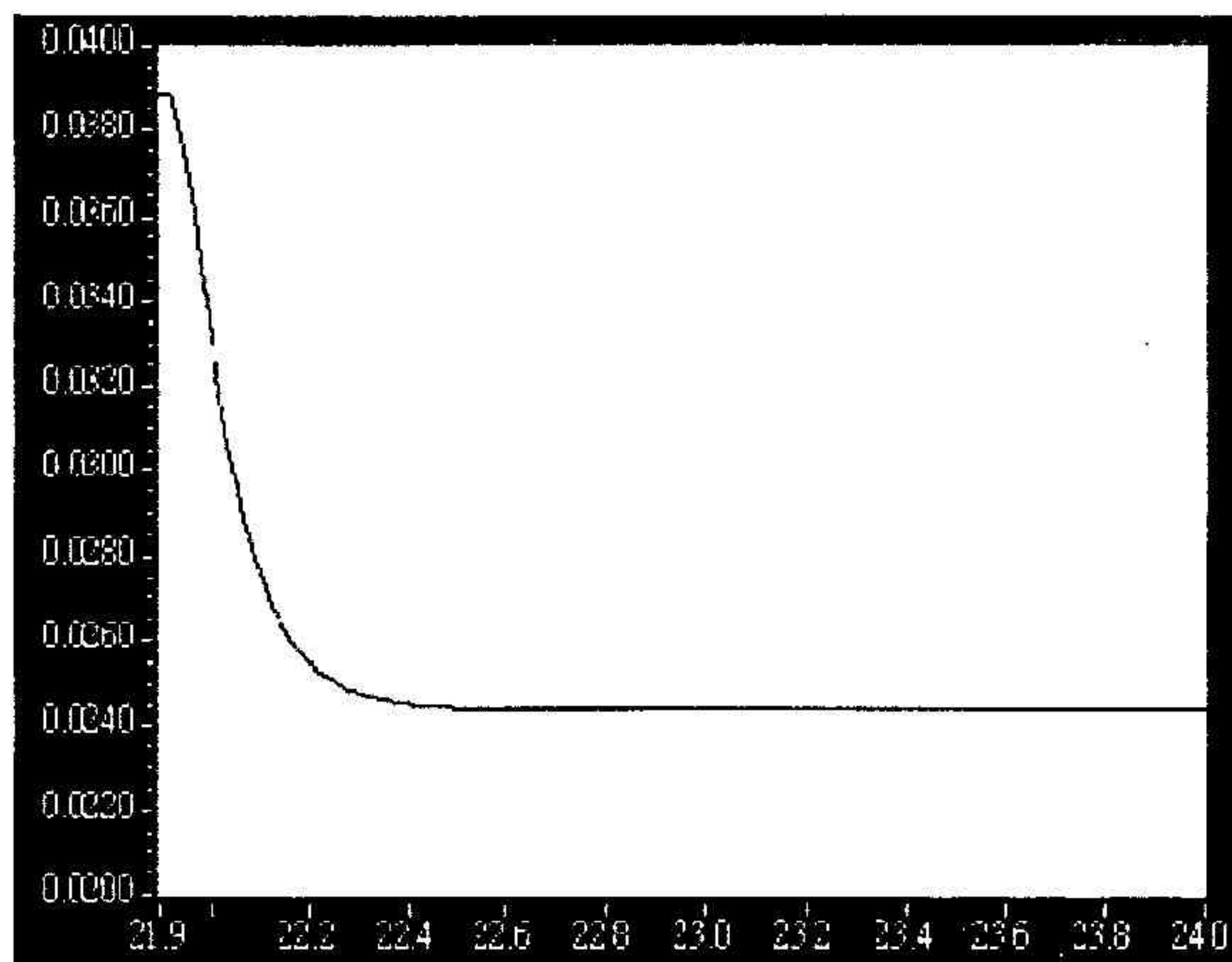


圖 3.3 侵入式血壓計步階響應圖

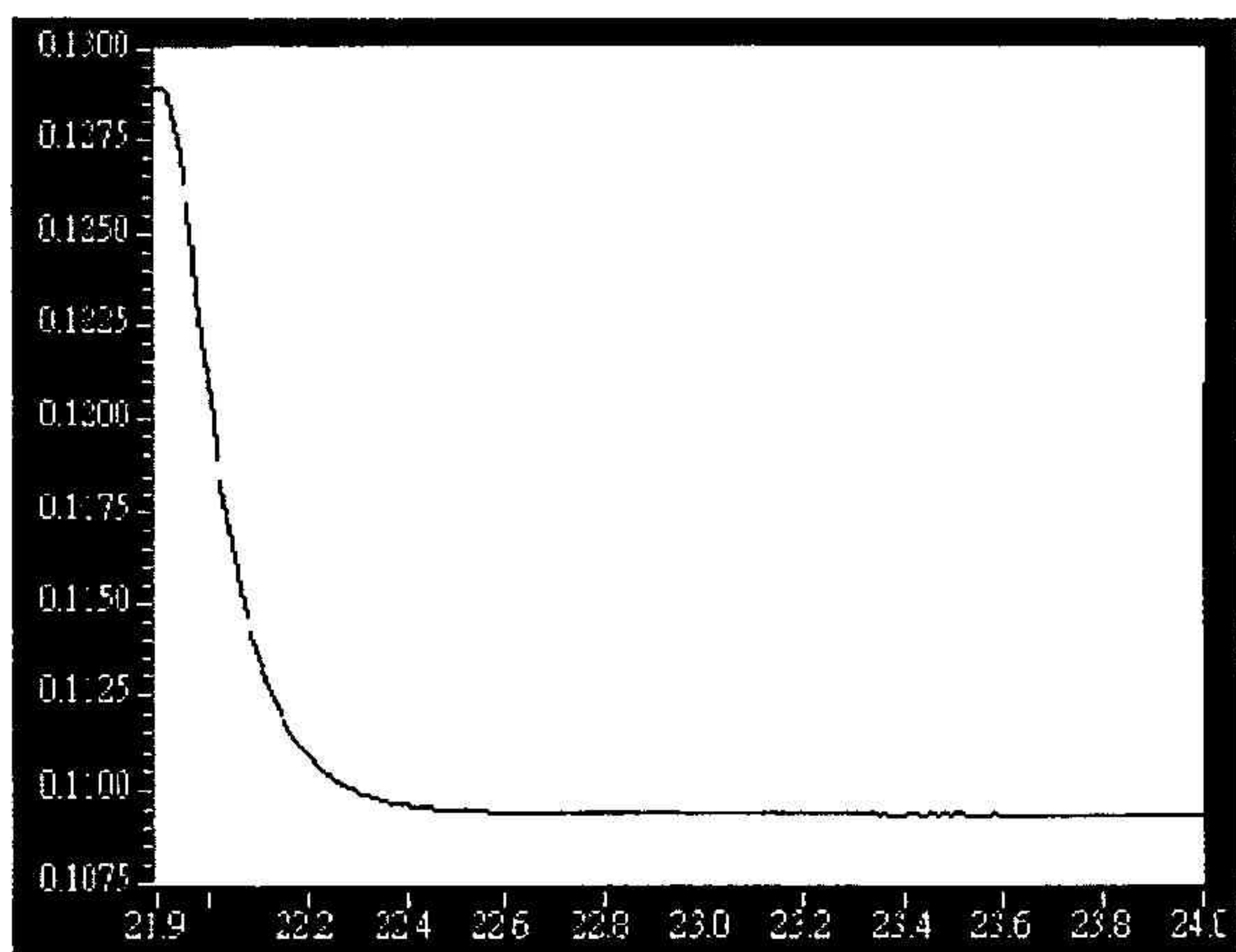


圖 3.4 A 感測器步階響應圖

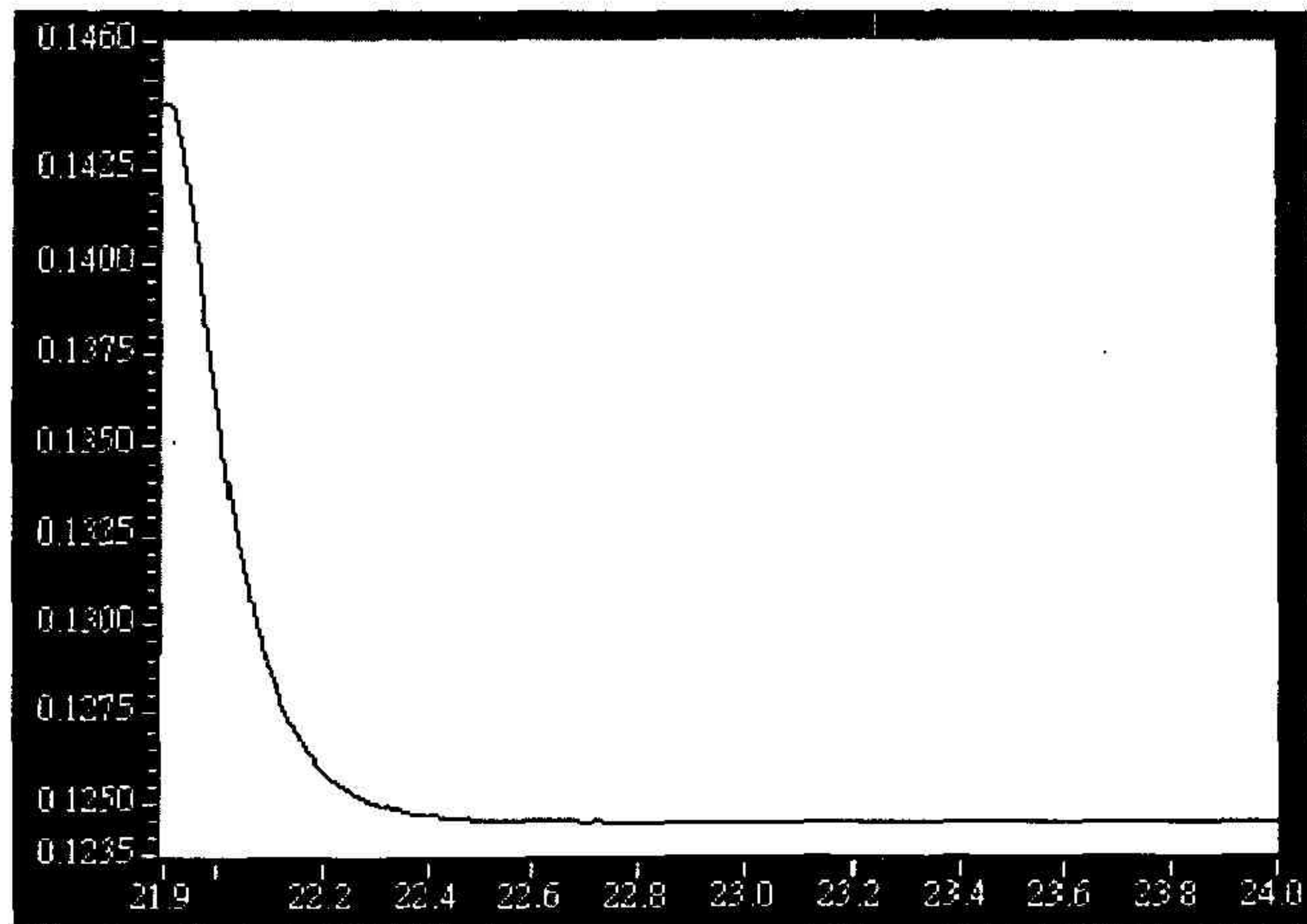


圖 3.5 C 感測器步階響應圖

由上面的量測結果，可以假設系統轉移函數為 $G(s) = \frac{K}{(1 + \tau s)}$

為（一階系統），若前處理器、資料擷取卡的頻寬，遠大於感測器之頻寬，則上述量測的圖形可近似於感測器的本身的響應。

若要知道感測器頻寬，則是需要求得 Bode 圖中的轉折點 $\frac{1}{\tau}$ ，可由定義先求出 τ ，而其定義為到穩態值的 63.2% 所需的時間，所以：

侵入式血壓計的 $\tau = 0.2 \text{ sec}$

$$\frac{1}{\tau} = 5 \text{ Hz}$$

A 及 C 感測器的 $\tau = 0.15 \text{ sec}$

$$\frac{1}{\tau} = 7.69 \text{ Hz}$$

3.4 血流量變化之驗證結果

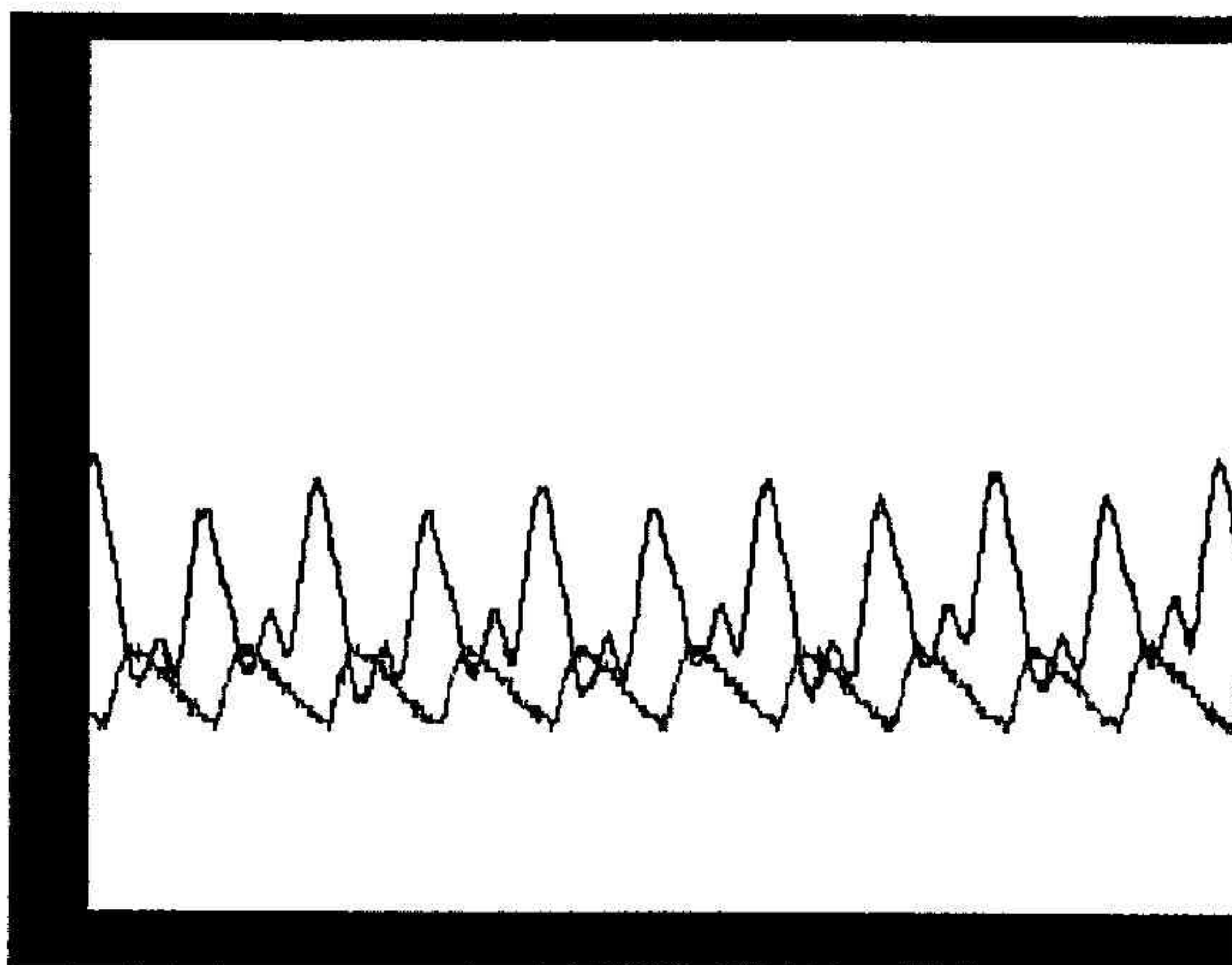


圖 3.6 流量 250ml/min 時感測體壓力示意圖

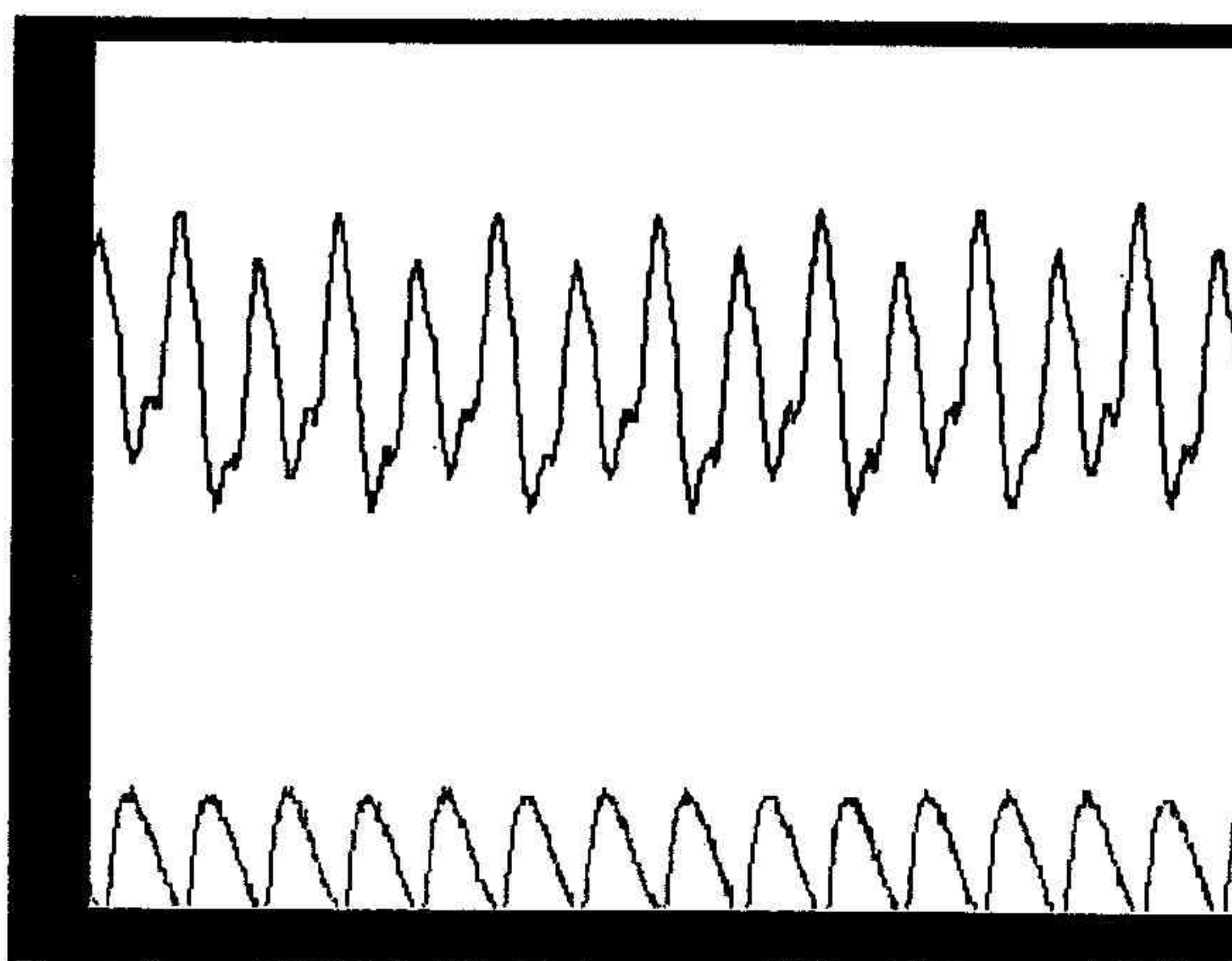


圖 3.7 流量 300ml/min 時感測體壓力示意圖

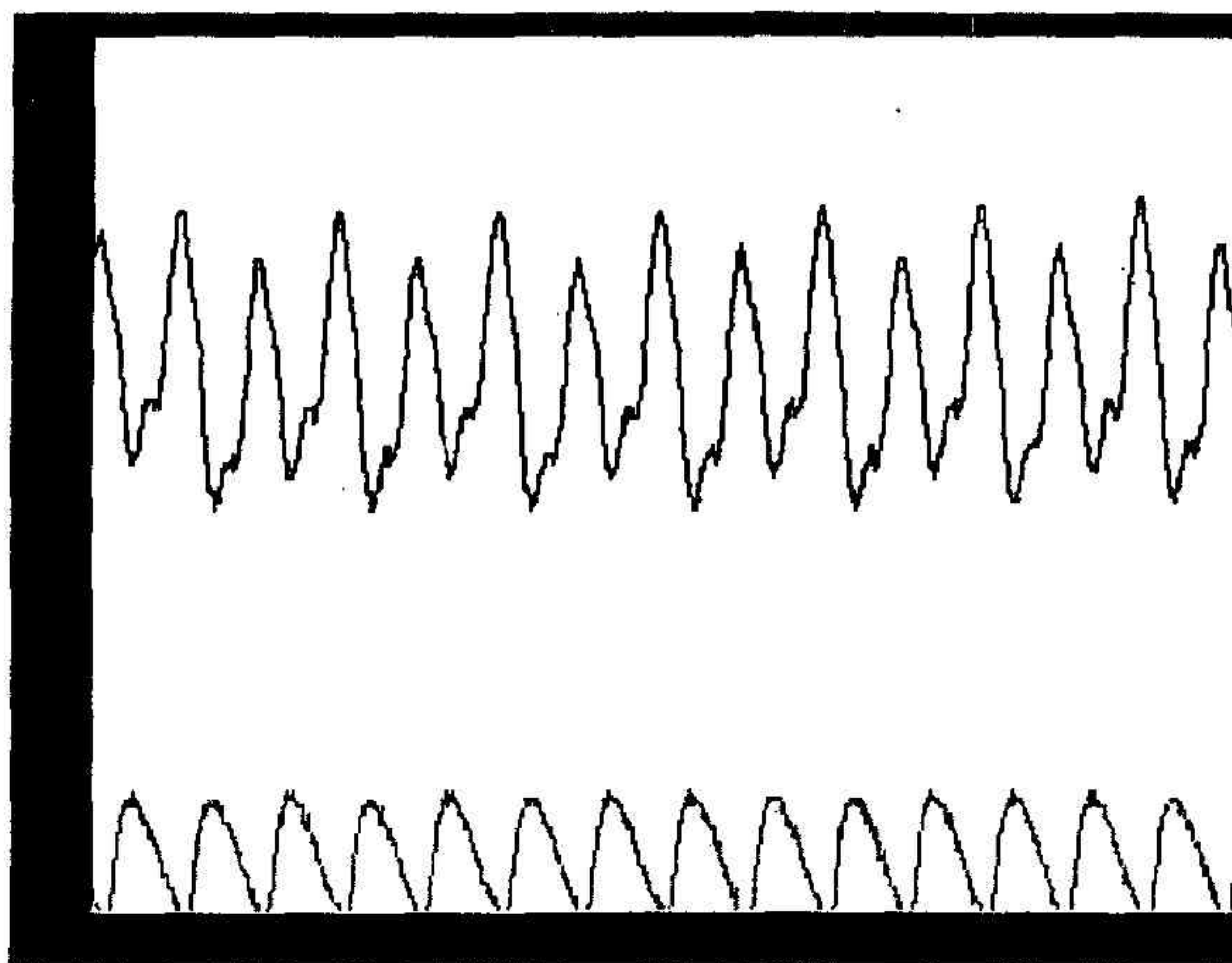


圖 3.8 流量 350ml/min 時感測體壓力示意圖

以上三圖中，縱軸為感測體於人造血管外所實際量測出之壓力，其單位為 mmHg，橫軸為秒。圖中位於上方之曲線為血管上游端所量得之壓力訊號，下方之曲線為下游處所量得之壓力訊號。

從以上三圖可看出，隨著流量的增加，壓力差的變化也會逐漸的增加，並且上游端所量得訊號之波峰較下游端所量得訊號之波峰快出現，因此可知符合管路之物理現象。

肆、討論

由前章的結果，分成以靜態特性的非線性誤差和靈敏度與動態特性的頻寬，來討論侵入式血壓計與壓力晶片的測試結果，並討論此感測體於流量測試系統之適用性。

一、靜態特性方面

先取 10 筆測試結果平均後，得到一組平均值，再以此組平均值求得：

侵入式血壓計的線性方程式， $y = 0.1213651x + 0.0961672$

壓力晶片的線性方程式， $y = 0.1715959x + 0.0482608$

侵入式血壓計的靈敏度為 0.1216351mv/mmHg ，壓力晶片的靈敏度為 0.1226351mv/mmHg ，可以想見的，在同樣的壓力(mm-Hg ,x)輸入下，壓力晶片可得到較大的電壓訊號，也就是可以獲得較大的解析度。

而侵入式血壓計的非線性誤差為 0.371290 ，壓力晶片的非線性誤差為 0.3301590 ，所以壓力晶片的非線性誤差較侵入式血壓計小，壓力晶片所測得的訊號點與求出的線性方程式較為接近。

二、在動態特性方面

經計算後侵入式血壓計的頻寬為 5Hz ，壓力晶片的頻寬為 7.69Hz ，所以壓力晶片可以測量較高頻率的壓力訊號，而不致訊號失真。

三、在血流量測試系統方面

由上章的結果可知壓力差確實可反映出人造血管內流量的變化，因此可以確定由兩個壓力點以得出血流的變化是有其可能性的。

伍、結論與建議

5.1 結論

本篇論文中提出了一個由生理學及生物力學中探討而推演出來，設計供中醫脈診使用的多脈波訊息感測體。此感測體由四顆壓力晶片所組成，排列成十字形，想藉由壓力的關係找出脈診所需判別的物理量，利用直列的兩顆壓力晶片所量測的訊號，可能可以找出血管中流速的關係，再配合橫列的兩顆壓力晶片的訊號，或許可能得到所謂的脈道寬度。並設計了感測器的性能測試系統，與資料擷取系統，性能測試系統分為靜態的線性度、靈敏度及動態步階響應之性能測試，利用侵入式血壓計作為標準的感測器，用資料擷取

系統先標定感測體的靜態特性，再將侵入式血壓計與感測體經資料擷取系統，同時擷取兩者之訊號進入個人電腦，比較之間的差異。

經測試後此感測體，在靜態與動態方面皆比侵入式血壓計的性能好，在動態方面可能是因為侵入式血壓計要經過其他微機構，才能將壓力傳至感測器內部，而壓力晶片是直接將壓力傳至半導體膜片上，因此壓力晶片才會優於侵入式血壓計。

5.2 建議

雖然此感測體的與測試系統及擷取系統雛形已經完成，不過仍然有以下幾項，可作為未來努力及改進或注意之處：

- 一、在壓力晶片封裝的程序中，基座電路板的寬度可能需要再加寬，否則可能會影響到同一片基座電路板上晶片的相同高度，而深度是否可以變淺一點，讓晶片突出於電路基板的平面，或許可以較易得到壓力波形。
- 二、在性能測試系統中，步階響應的侵入式血壓計與感測體接受壓力的空腔，盡可能改至相同位置，這樣可能更能比較出動態性能的差異性。
- 三、在感測體由壓力的關係，得到流速及血管彈性度和脈道寬度方面，需要設計另一套更完整的測試系統，來驗證感測體設計的正確性。
- 四、由於感測器的靜態測試是由普通的血壓計改裝而成，未來是否可以得到國內國家級實驗室的另一份測試報告，確認感測器的特性及測試系統的可信賴度。
- 五、若日後在製作微感測壓力晶片時，出線位置最好位於晶片底部，不僅封裝方便，且可免於將金線碰斷的機會。
- 六、在血流量驗證的實驗中，發現原本用來保護線路的膠質，其突起的範圍會影響感測面與物體表面的接觸，因此感測面的填充物性質也需再加以設計。
- 七、由於人造血管在徑向沒有彈性，造成在側向的兩個壓力晶片無法取得血管管徑的變化，因此在下一步的研究中，或許可考慮採用動物活體實驗，以找出壓力差與血流量的關係式。

陸、參考文獻

1. Bramwell, J.C., and Hill, A.V., "Velocity of Transmission of Pulse-wave and Elasticity of Arteries" *Lancet*, 1:891, 1922.
2. Karz, L.N., and Fell H.S., "The Transformation of the Central into the Peripheral Pulse in Patients with Aortic Stenosis", *Am. Heart J.*, 2:12, 1926.
3. Hamilton, W.F., "the Patterns of the Arterial Pressure Pulse", *Am.J.Physiol.*, 182:433~241, 1944.
4. O'Rourke, M.F. "Pressure and Flow Waves in Systemic Arteries and the Anatomical Design of the Arterial System", *J. Appl. Physiol.*, 23:139-149, 1967.
5. O'Rourke, M.F. "Impact Pressure, Lateral Pressure, and Impedance in the Proximal Aorta and Pulmonary Artery", *J. Appl. Physiol.*, 25:533-541, 1968.
6. O'Rourke, M.F. "Effects of Major Artery Occlusion on Pressure Wave Transmission along the Human Aorta. Proc", *Aust. Physiol. Pharmacol. Soc.*, P.24, 1969.
7. O'Rourke, M.F., "Influence of Ventricular Ejection on the Relationship between Central Aortic and Brachial Pressure Pulse in Man", *Cardiovasc. Res.*, 4:291-300, 1970.
8. O'Rourke, M.F., "The Arterial Pulse in Health and Disease", *Am. Heart J.*, 82:687-702, 1971.
9. O'Rourke, M.F., and Avolio, A.P., "Pulsatile Flow and Pressure in Human Systemic Arteries : Studies in Man and in a Multi-branched Model of the Human Systemic Arterial Tree", *Circ. Res.*, 46:363-372, 1980.
10. O'Rourke, M.F., "Vascular Impedance in Studies of Arterial and Cardiac Function", *Physiol. Reviews*, 62:570-623, 1982.

11. 李景唐、孫漢鈞,“HMX-3C型脈象換能器”,
12. 醫療器械, 5: 4-9, 1979.
13. 莫正文,“硅杯脈搏傳感器”,全國脈象檢測技術專題討論會會議論文,1983.11.
14. 李景唐,孫漢鈞,“MX-3型脈象儀的研究設計”,醫療器械, 5: 20-23, 1980.
15. 魏韜,“多因素脈圖識脈法脈診客觀化的嘗試”,醫療器械(2), 1981
16. 李景唐,“中醫脈象客觀描述和檢測的可能性及中醫脈象圖譜的設計”,全國四診研究第二屆學術會議專輯, p.122,1987.11.
17. 羅志聰,“生物力學在中醫脈象分類中的應用”,中醫藥研究資料, p.21, 1983.1.
18. 張大祥等,“從生物力學看中醫脈象形態”,江西中醫藥. (1),100,1980.
19. 柳兆榮等,“關於脈圖的分析”,中國科學(B輯) (2),131,1983.
20. Wang W.K. , Lo, Y.Y., Chieng, Y., Hsu, T.L., and Wang Lin, Y.Y., “Resonance of Organs with the Heart, Advances in Biomed. Eng”, Washington, DC:Hemispere, (in press) , 1988.
21. Wang W.K, 9 Wang Lin, Y.Y. , Hsu, T.L. 9 and Chieng, Y., “Some Fundation of Pulse Feeling in Chinese Medicine. Advances in Biomed Eng”, Washington, DC:Hemispere, (in press) , 1988.
22. 魏凌雲著,“鍼灸科學與技術”,台灣中華,台北,1987.
23. 汪叔游等著,“中醫脈診脈象圖形化之研究(一)一(三)”,科學發展月刊,5(8), 688: 697,1977, 6(9), 94: 109, 1978, 8(5), 435: 455, 1980.
24. 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十三冊, 1:81, 1982.
25. 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.

26. 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.
27. 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.
28. 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.
29. 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.

