

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

臨床非侵入式動脈阻抗之量測技術研發

Clinical Non-invasive Arterial Impedance Measurement Technique

計畫編號：NSC 88-2314-B-002-200 M08

執行期限：87年8月1日至88年7月31日

主持人：邵耀華 國立台灣大學應用力學研究所

一、中文摘要

本研究完成非侵入式動脈血管阻抗量測技術。由於血管阻抗描述血壓與血流脈波頻譜的動態比值關係，代表該位置下游血管負載。我們利用臨床超音波系統都卜勒血流頻譜，結合觸診壓力計，取得阻抗特性，可以協助血管相關疾病診斷。由於胸腹腔大動脈血管近乎彈性，血壓難以在體外量測，我們可由血管管壁之脈動近似估算血壓脈波。週邊血管血壓因受到黏彈特性的影響，無法以管壁之脈動代替。本系統經過假體及動物實驗的校正，效果良好。並以腹腔動脈、頸動脈及週邊血管阻抗為例，結果顯示單側阻塞性腦中風病人正常邊阻抗變化不大，阻塞邊之阻抗明顯增加。而單側出血性之中風病人兩邊低頻阻抗皆比正常人高。高血壓病患之動脈阻抗，在靠近心臟之大血管與周邊血管都比一般人高，其趨勢也一致。

關鍵詞：非侵入式、超音波，動脈阻抗

Abstract

In this study, a non-invasive arterial impedance measurement technique is developed. Since the vascular impedance describes the spectral relationship of blood pressure and flow, it is an important index for vascular load downstream. By combining the ultrasound Doppler and tonometry pressure transducer, the vascular impedance can be calculated. Since the central artery is nearly elastic, the blood pressure is directly related to the change of diameter. For the peripheral arteries, the palpating pressure is recorded to

account for the vascular visco-elasticity. Vascular impedance was demonstrated at the abdominal aorta, common carotid artery and peripheries. We found the abnormal side of stroke patients with one-side occlusion had a higher mean resistance than the normal side. In patients with one-side hemorrhagic infarction, both of their CCA impedance increased due to higher afterload. The hypertensive patients showed consistent higher arterial impedance than normal from the central to peripheries.

Keywords: Non-invasive, Ultrasound, Vascular impedance

二、緣由與目的

動脈阻抗描述血壓與血流量動態頻譜比值，代表該位置下游組織負載特性。由於血液循環以及週邊血管舒縮性會影響心臟負載，所以動脈阻抗頻譜的分析漸受重視[1-3]。動脈阻抗頻譜因為同時考慮血壓與血流的脈動，其數值比單純血壓或血流量更具有代表性。但是臨床應用動脈阻抗的分析很少，其原因在於人體實驗限制；非侵入式、同步同位置之血壓與血流量測很困難，所以很難推展到一般臨床診斷。如果能夠克服目前非侵入式血壓量測的困難，則結合超音波都卜勒血流計、就可以建立非侵入式血管阻抗量測系統。

近年來，超音波技術隨著電腦及訊號影像處理技術的快速發展，在臨床醫學已成為重要的設備之一。其非侵入式且符合醫療安全的優點，對於血液循環相關疾病；例如急性血管阻塞、動脈粥狀硬化或阻

塞、靜脈血栓症都能提供很好的臨床佐證 [4-6]。目前臨床超音波之應用，除了利用 B 模式做組織剖面分析，另一個用途為腫瘤的分析。由臨床資料顯示，惡性腫瘤因為許多新生的血管聚集，使通過該區域之血流量增加。常用的參考值為超音波都卜勒提供血流波型之 PI、RI 比值，最新的有 VI。惡性腫瘤前端血管之 RI 應有明顯下降的趨勢，但是由於血壓的脈動沒有在考慮在內，臨床結果仍然有許多不能確定的案例，對於糖尿病病人，其下肢血管循環受到相當大的影響，卻也不能以血流量表示週邊血管負載的大小。

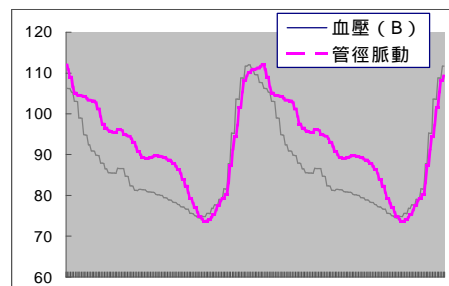
Arndt, Hokanson 及 Hansen [7,8,9] 使用脈衝式超音波回音裝置觀察人體頸動脈之管徑變化與血壓脈波之關係，而至今在文獻上仍然沒有很具體的作法進行臨床非侵入式阻抗的量測。Brands [10] 以橡皮管假體做實驗，利用一個超音波探頭所量測得到反射與散射訊號，由管徑波型再推算血壓波，並量取血管中心線的流速波型建立血管阻抗頻譜。由於壓力的確實數值無法量測，所以阻抗以正規化(Normalized)之值表示。

本研究結合目前臨床超音波，發展非侵入式血壓及血流量測技術，推測週邊血管之阻力以協助診斷。我們利用超音波 M 模式分析血管管徑變化，推算血壓波，同時以超音波取得血流的速度(血流量)脈波，可以計算血管阻抗頻譜。

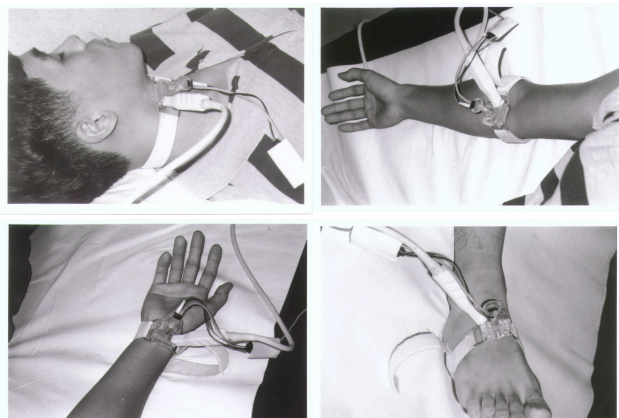
三、材料與方法

由於研究初期我們採用超音波 Echo-tracking 系統 A-mode 回音訊號觀察血管的脈動，血流的流速則由都卜勒頻移的訊號計算。結果發現人體組織的聲阻抗差異性小，不像水槽假體(Brands [10])模擬之單純，需要高倍數高頻的示波器配合，而且分析的硬體價位很高。在組織定位上，仍然需要令一套超音波機器(B-Mode)提供組織影像做參考，對於較深或扭曲分支的血管很難定位。同時，在有心臟血管疾病的病人或年長者身上我們發現，其週邊血管

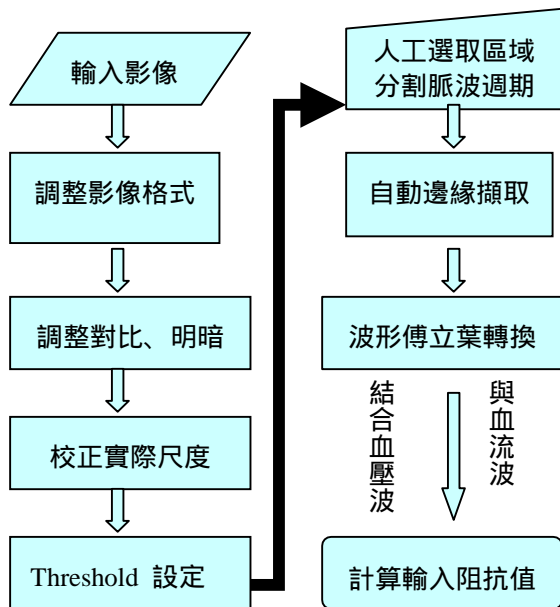
管壁之脈動與血壓波型並不一致(圖一)，血管的黏彈特性並不可忽視。因此，我們設計超音波探頭之夾具，將觸診壓力計(KYOWA PS-2KB)結合臨床超音波 CL10-5 26mm 10MHz 線性探頭(HDI-3000, ATL Bethell, Washington, USA)，同步量測週邊血管壓力與血流量(圖二)。對於胸腹腔之主動脈，由於血管黏彈特性較不明顯，我們利用 M-模式影像分析血管管壁移動波形。由於超音波無法顯示血壓數值，我們使用 Cuff 血壓計(Sphygmomanometer, Dinamap Vital Sign Monitor 1856SX, Critikon)量取該部位血管收縮壓及舒張壓來校正血壓波型。此方法可以同時估算血管的彈性係數，雖然在管徑解析度略差，但是可以看到血管的幾何形狀與角度，比 Echo-tracking 系統容易校正與定位。目前超音波偵測的空間解析度決定於探頭的頻率及影像處理技術。我們以假體驗證系統的準確性，然後推展應用於血液循環相關疾病病人，將研究構想與實際臨床診斷問題結合。



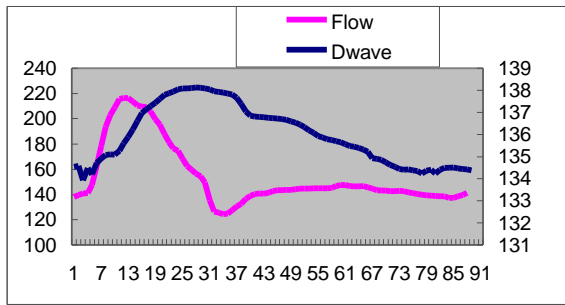
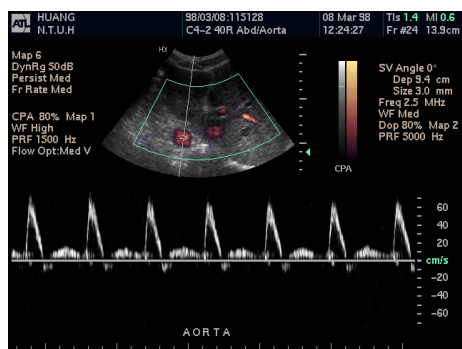
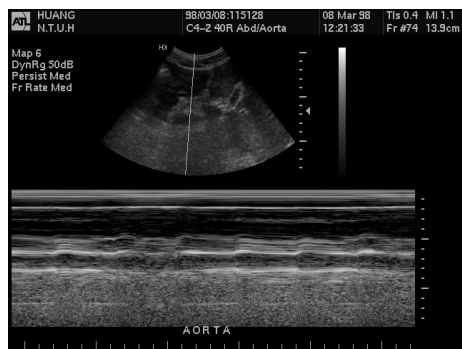
圖一、人體動脈血壓與管徑脈動波型之比較 (顯示血管之黏彈特性)



圖二、非侵入式同步量測週邊血管(CCA、RA、BA、DPA)



圖三、 阻抗流程分析圖



圖四、 腹腔動脈(AA)超音波影像 (a) B-M 模式影像，管壁脈動非常明顯，可以提供血管管徑在血壓作用下之變形量。(b)都卜勒血流速度。(c) 血壓與管徑之波型

四、 結果與討論

我們開發 C++醫學影像分析軟體，針對超音波影像偵測血壓波型與血管脈動尺度(圖三)，以計算阻抗頻譜。圖四顯示正常人的腹腔主動脈(Abdominal Aorta)超音波影像，提供血管管徑變形量及血流速度。在此影像處理技術的功能設計與超音波操作的技術都相當的重要。深度的影像解析度設定愈高愈好，掃描的位置角度也很重要，才能增加血流量標示的正確性。

圖四(c)顯示超音波影像所取得之血壓與最大血流速度波型。此結果與文獻中心導管實驗結果非常接近，顯示非侵入式主動脈阻抗式可行的。藉由血壓、血流、平均管徑與脈動，我們可以計算所對應之正規化阻抗頻譜。由於管徑脈動與血流的資料不是同步，而阻抗模數與血壓-血流波型同步與否無關，所以只要修正相位差值。由於心跳的週期略有差異，所以波型可以用內插法在每個心跳週期中分成固定的點數(128 或 512 點)，方便傅立葉頻譜運算並減少相位不規則的誤差。

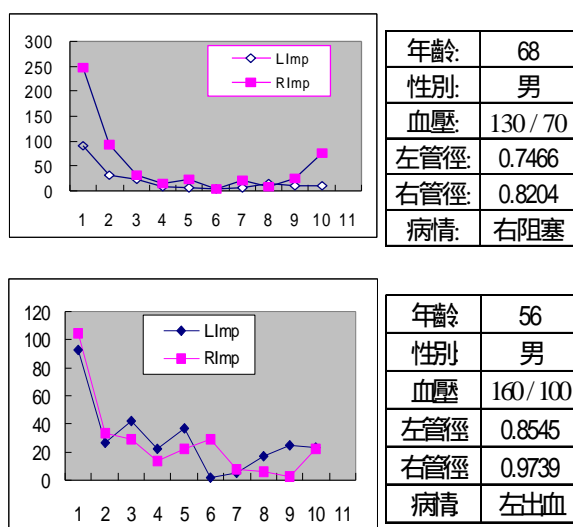


圖五、 週邊動脈(橈動脈 RA)超音波影像同步顯示都卜勒血流速度及相對之血壓波型

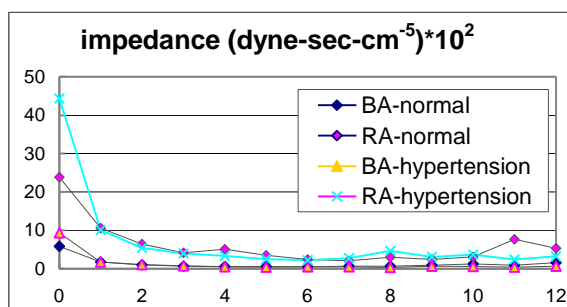
由圖一的結果可以看出週邊血管的血壓波型與血管管徑的脈動仍有差異。所以同步超音波量測是必要的。我們修改了超音波的系統，在超音波的監視下將壓力計輕貼血管，以不造成血管面積改變為原則，調整壓力計的位置深度，以得到較佳的血壓波型。將血壓的資料輸入超音波影

像。圖五顯示此系統所測量之週邊動脈(橈動脈 RA)超音波影像。在操作上，我們需要血管橫切面影像提供血管直徑，以縱切面量測血流速度，對血管角度做修正。

腦中風病人之頸動脈阻抗頻譜分析結果(以圖六為例)，對單側阻塞性之腦中風病人而言，由阻抗頻譜分佈中可以發現沒有阻塞邊之頻譜分佈接近正常人之分佈，阻塞邊之特性阻抗(Z_0 :dyne-sec-cm⁻⁶)明顯大於沒有阻塞邊，且在第四諧頻之前有阻抗增加的趨勢。對單側出血性之中風病人而言，出血邊在第一諧頻後有阻抗上升的情形，而另一正常邊在第四諧頻前也有阻抗上升的情形，顯示兩邊低頻阻抗及特性阻抗(Z_0)皆有上升之趨勢。



圖六、中風病人之頸動脈阻抗頻譜分析結果(單側阻塞性與出血性病人)



圖七、正常人與高血壓病人週邊血管(肱動脈 BA、橈動脈 RA) 阻抗模數之比較。

由阻抗的實驗量測結果可以看出，正常人與高血壓病患之量測部位在阻抗的比較上與文獻相符。Milnor et al.(1969)即指出高血壓病患之肺動脈其阻抗 DC 值較正常人之阻抗值高，由此可知在比較高血壓病患與正常人血管的阻抗 DC 值的量測上，靠近心臟之大血管與周邊之較小的血管所量測出的阻抗值其趨勢是相同的(BA: 5.86 ± 2.63 vs. 9.36 ± 5.77 , $p=0.078$, RA: 23.8 ± 16.9 vs. 44.3 ± 39.2 , $p=0.016$)。

五、結論

本研究利用臨床超音波系統開發非侵入式動脈管徑脈動量測技術，結合都卜勒血流計以推算血管阻抗，協助血管相關疾病診斷。血管管壁的脈動與血壓、血流有關，也受血管組織硬度的影響。超音波 B-模式影像可以提供組織血管內圍截面積。在胸腹腔的主動脈在正常情況下血管可視為彈性管，我們可由管壁之脈動估算血壓脈波。但是週邊的血壓受到血管黏彈特性的影響，需要用觸診壓力計取得血壓波型。我們開發一套高靈敏度之觸診壓力量測系統，在同一斷面取得血壓脈波，配合血管中心的流速，利用影像分析技術求得血管阻抗頻譜。我們將此系統驗證在腹腔主動脈、頸動脈、及週邊動脈阻抗上，量測結果與文獻侵入式實驗資料相符，單側阻塞性腦中風病人正常邊與正常人結果大致相同，阻塞邊之阻抗 DC 值皆大於沒有阻塞邊。而單側出血性之中風病人兩邊低頻阻抗皆有上升之趨勢。高血壓病患在分支動脈阻抗上都比正常人高，與過去文獻相符。

參考文獻

- [1] Milnor, W. R. (1989), Hemodynamics, 2nd Ed., Baltimore, Williams, and Wilkins.
- [2] O'Rourke M. F. (1982), Vascular impedance: the relationship between pressure and flow., in Arterial function in health and disease, Edinburgh, Churchill Livingstone, pp.94-132, 185-243.
- [3] O'Rourke, M. F. and Taylor, M. G.

- (1967), "Input impedance of the systemic circulation, *Circulation research*, **20**, pp.365-380.
- [4] Siegal B. et al.(1968), " A Doppler ultrasound method for diagnosing lower extremity venous disease, *Surgery, Gynecology & Obstetrics*, **127**, pp.339-350.
- [5] Felix, W. R., Sigel B. and Popky, G. L. (1975), " Doppler Ultrasound in the Diagnosis of Peripheral vascular disease," *Seminar in Roentgenology*, Vol.10, NO. 4, 1975.
- [6] 薛正見(1996),以非侵入式方法研究人體動脈各分支脈波特性,碩士論文,台灣大學應用力學研究所。
- [7] Anrdt, J. O., Klauske, J. and Mersch F. (1968), "The Diameter of the Intact Carotid Artery in Man and its Change with Pulse Pressure," *Pflugers Archiv*, 301, pp.230-240.
- [8] Hokanson, D. E., Mozersky, D. J., Sumner, D. S. and Strandness, D. E. (1972), "A phased-locked echo tracking system for recording arterial diameter changes in vivo," *J. Applied Physiology*, Vol.32., No.5, pp.728-733.
- [9] Hansen, F., Mangell, P., Sonesson, B. and Lanne, T. (1995), "Diameter and Compliance in the Human Common Carotid Artery-Variations with Age and Sex," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol.21, No.1, pp.1-9.
- [10] Brands, P. J., Hoeks, A. P., Rutten, C. M. and Reneman, R. S. (1996), "A Non-invasive method to estimate arterial impedance by means of assessment of local diameter change and the local center-line blood flow velocity using ultrasound," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol.22, No.7, pp.895-905.