

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

## 應用超音波評估腦中風病人的頸動脈阻抗

### Sonographic Evaluation of Carotid Impedance of Stroke Patients

計畫編號：NSC 88-2314-B-002-285

執行期限：87年8月1日至88年7月31日

主持人：謝正宜 國立台灣大學醫學院復建科

#### 一、中文摘要

血管阻抗描述血壓與血流脈波頻譜的動態比值關係，是該位置下游血管負載的重要指標。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。大動脈血管近乎彈性，我們可由管壁之脈動推算血壓脈波。週邊血管的血壓可以用觸診壓力計取得。在同一斷面取得血管中心的流速就可以推算血管阻抗。以頸動脈阻抗量測結果為例，單側阻塞性腦中風病人正常邊與正常人分析結果大致相同，阻塞邊之特徵阻抗皆大於沒有阻塞邊，且在第四諧頻之前有阻抗增加的趨勢。而單側出血性之腦中風病人兩邊低頻阻抗皆有上升之趨勢。

**關鍵詞：**腦中風、超音波，血管阻抗

#### Abstract

Vascular impedance that describes the spectral relationship of blood pressure and flow is an important index for vascular load downstream. In this study, clinical ultrasound was used to develop a non-invasive technique for measuring diameter pulsation. By coupling with Doppler velocimetry, 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. In the study of vascular impedance at the common carotid artery (CCA), we found the

abnormal side of stroke patients with one-side occlusion had a higher mean resistance than the normal side and their vascular impedance at frequencies above the fourth harmonic increased. For patients with one-side hemorrhagic infarction, both-sides of their CCA impedance increased at lower frequencies indicating higher afterload.

**Keywords:** Stroke、Ultrasound、Vascular impedance、

#### 二、緣由與目的

腦中風是人類死亡的重要原因之一，且其所造成的殘障需要很大的醫療照顧，因此如何預防其發生是一個重要的課題。腦中風大部分是因為內頸動脈支配之區域血管之病變所造成，而其致病機轉以阻塞性，與出血性兩大類為主。目前對於內頸動脈之研究，多以超音波都卜勒分析血流速度、亂流情形和狹窄程度，而未考慮血壓的影響。由於人體動脈管徑變化與血壓脈波有直接的相關，如果加以分析應更可瞭解腦中風與內頸動脈病變之關係。

臨床應用的血管阻抗的分析很少見[1-3]，其原因在於人體之非侵入式實驗的困難；同步、同位置之血壓與血流量測技術困難，其精確性也受到質疑，所以難以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缺失，則結合超音波都卜勒血流計、就可以建立一套可靠的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 [4-7]。

我們應用超音波在管壁的回音推測瞬間反射面的位置取得直徑的大小，並可利用 B-模式之組織剖面影像進行分析，計算內圍截面積，再利用該段血管壓力波的波速推算管壁之楊式係數，進而推算血壓脈波。若是在同一斷面取得血壓脈波，加上血管中心的流速就可以求得血管阻抗。

血管阻抗描述血壓與血流量動態頻譜比值的關係，是該位置下游血管負載的重要指標。動脈阻抗頻譜因為同時考慮到血壓與血流特性，其數值更能反映血管之動態特性與病變機制。本研究的主題是應用非侵入式血壓量測技術，結合臨床超音波都卜勒血流計，測量內頸動脈血管阻抗，以協助腦中風、及其高危險病人如高血壓、糖尿病血管疾病診斷。

### 三、研究方法

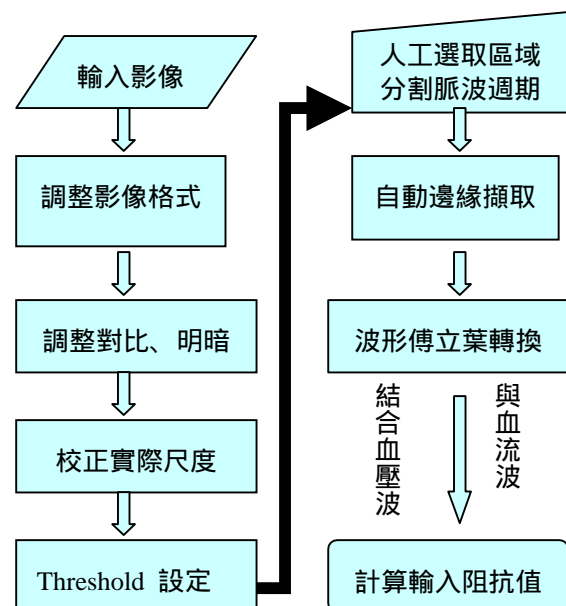
由於超音波 A-mode Echo Tracking [4] 的系統設計在血管管徑有較佳的解析度。我們採用 PANAMETRICS Ultrasound Pulser-Receiver (Model 5072PR) 驅動 5MHz 之超音波探頭，由回音訊號可以看到血管的脈動(反射點的移動)，但是由於人體組織的聲阻抗差異性較小，需要高倍數高頻的示波器 (Tektronix 720A) 配合。血流的流速則由都卜勒頻移的訊號計算。由於管壁的脈動與血流的流速垂直，所以鎖定一固定掃描點做幾個不同角度的偵測可以分解低速的流動分量或管壁脈動分量。此方法的優點為直接量測電壓訊號，解析度較高。但是要做血壓、管徑同步的訊號解析，所需的 A/D-D/A 數位資料擷取系統硬體配備等級相對地提高很多，缺乏經濟效益。在組織定位上，也需要先利用 B-Mode 之影像做參考，所以對於較深或扭曲的血管會有定位的問題。

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), 由於血壓波型沿著血管縱向變化緩慢，此系統設計可以在最小間距下同步量測週邊血管壓力與血流量。對於內頸動脈之血管，我們利用 M-模式影像分析血管管壁運動，推算管壁移動波形。由於超音波無法直接顯示血壓值，而中樞動脈的血壓值相當接近，我們使用血壓計(Sphygmo-manometer, Dinamap Vital Sign Monitor 1856SX, Critikon)量取手臂收縮壓及舒張壓可以用來校正頸動脈血壓波型數值。同時，取得血流速度與管徑大小資料。此方法可以同時估算血管的彈性係數，雖然在管徑解析度較差，但是可以看到血管的幾何形狀與角度，比較容易校正時差與定位。我們對腦中風病人平躺姿態之頸動脈阻抗進行臨床研究。



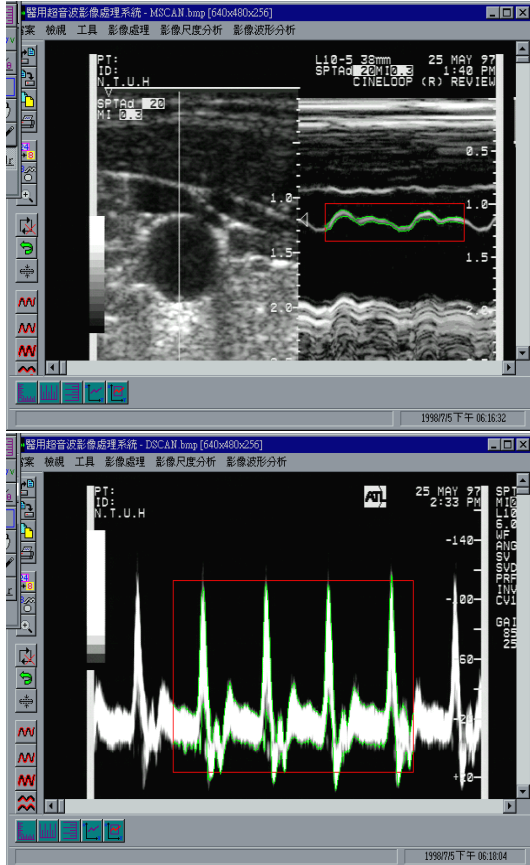
圖一、非侵入式超音波頸動脈阻抗量測



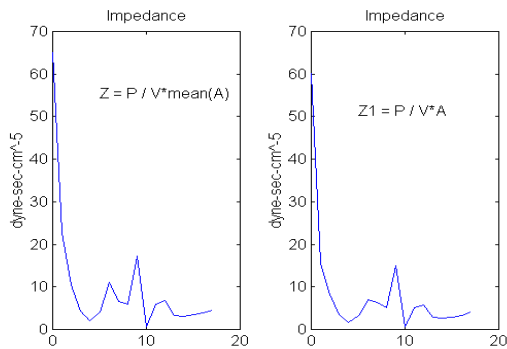
圖二、非侵入式動脈阻抗分析流程圖

#### 四、結果與討論

我們利用 C++醫學影像分析軟體，針對超音波影像偵測回音位置取得血管直徑與脈動尺度(圖二)，計算阻抗頻譜。圖三顯示正常人的頸動脈超音波量測影像，提供血管管徑變形量及血流速度。

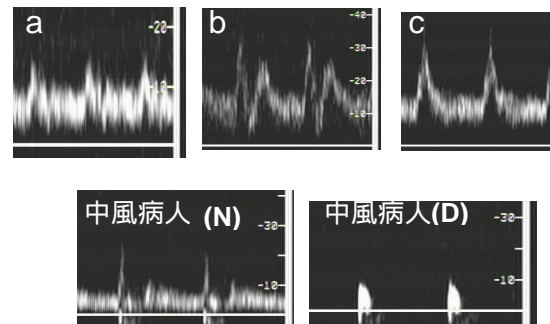


圖三、正常人的頸動脈超音波量測影像 (a)B-M 模式影像，管壁脈動非常明顯，可以提供血管管徑在血壓作用下之變形量。(b)頸動脈都卜勒血流速度。



圖四、頸動脈頻譜分析結果

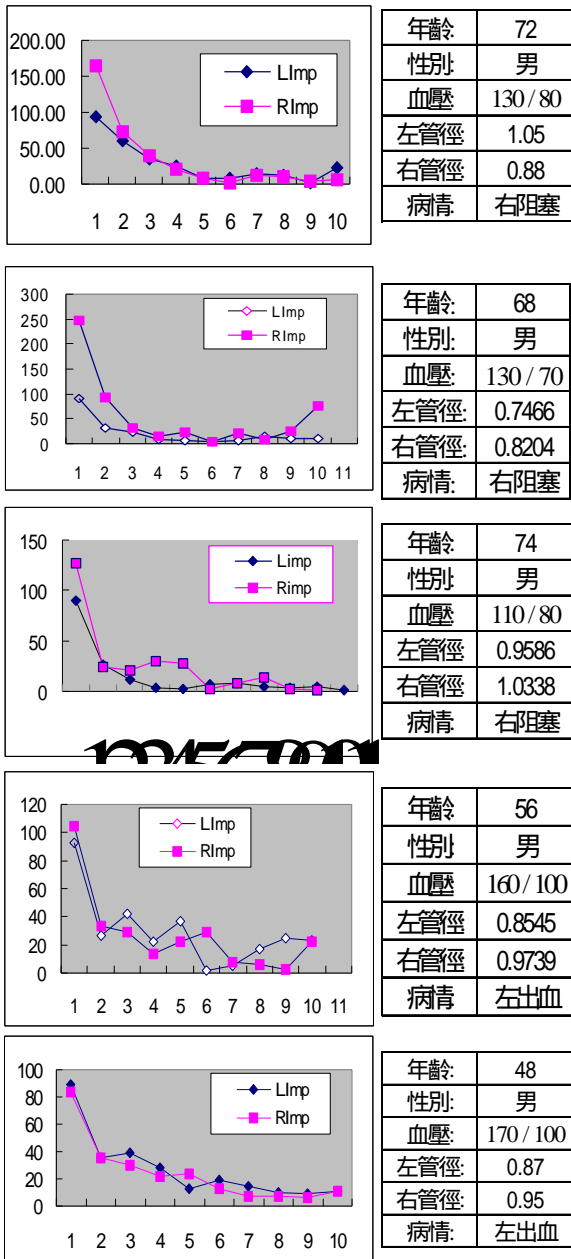
在此影像處理技術的功能設計與超音波操作的技術都相當的重要。深度的影像解析度設定愈高愈好，掃描的位置角度也很重要，才能增加血流量標示的正確性。圖四顯示超音波影像所對應之阻抗頻譜。其中頸動脈血壓值為上手臂(Brachial A.)之 Cuff 血壓量測值近似而得。動脈阻抗之 DC 值( $Z_0$ )常用來當作血管病變的指標，30 歲之正常人  $Z_0$  約為  $60-100 \text{ dyne-sec-cm}^{-5}$  左右，阻抗頻譜之最小值首先出現在約第四諧頻，與過去的實驗結果相符。而以平均管徑計算之阻抗頻譜會高估高頻成份。由於管徑脈動與血流的資料不是同步，心跳的週期略有差異，所以波型必須用內插法在每個心跳週期中分成固定的點數(128 或 512 點)，才能進行運算，減少相位不規則的誤差。



圖五 (a-c) 正常人內頸動脈血流波型,(d-e) 腦中風病人血流波型血流波型

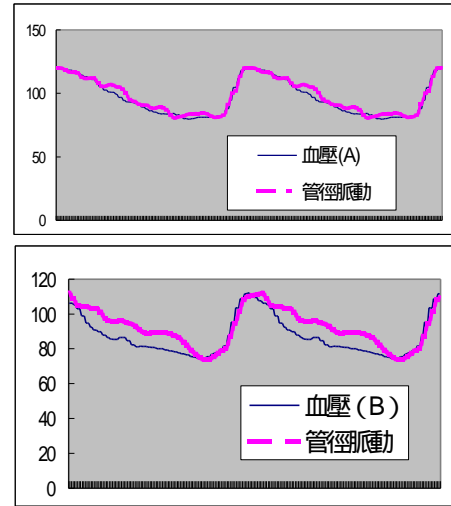
由內頸動脈(ICA)血流波型來看，由於該血管負責供應血液到腦部，低阻抗的特性比較明顯。正常 ICA 的血流波型(圖五:a-c)因下游負載較小，不會有 Tri-phasic 的現象，常用腦思考的人也顯現較低的阻抗性質。而外頸動脈(ECA)因負責頭面部肌肉組織的循環，其血流波型與 CCA 較相近。在阻塞性腦中風的病人，相對於正常邊，其內頸動脈阻塞有明顯血流量的減少。在相同血壓的作用下，單位時間血流量(流速對截面積及時間的積分/心臟週期)在心跳週期之間有很大的差距，顯示兩內頸動脈(圖五:d-e)阻抗的差異也很可觀。

腦中風病人之頸動脈阻抗頻譜分析結果(圖六),對單側阻塞性之中風病人而言,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,阻塞邊之阻抗  $Z_o$  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  $Z_o$  阻抗皆有上升之趨勢。

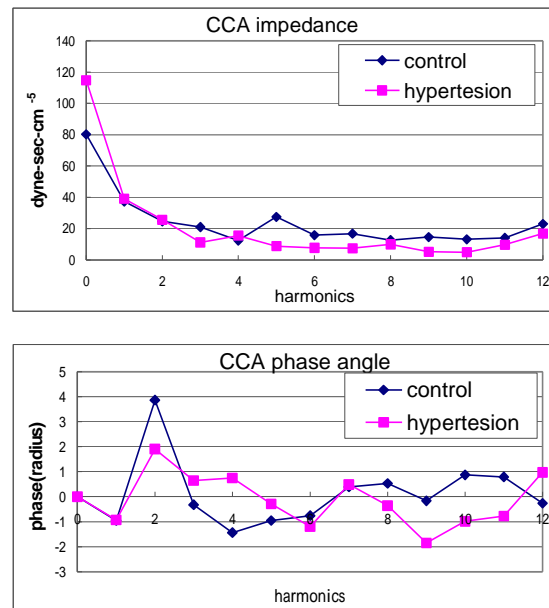


圖六、中風病人之頸動脈阻抗頻譜結果 (單側阻塞性與出血性病人)

圖七顯示正常人頸動脈壓力與管徑脈動波型比較,可見其(A) 30 歲之頸動脈黏彈特性幾可忽略,但是(B) 42 歲的頸動脈黏彈特性就比較明顯。所以可見血管的黏彈特性在週邊血管相當重要,血壓波與管徑脈動仍然有些差距。在體表週邊血管,以觸診壓力計的量測血壓仍然是必要的。



圖七、正常人(a) Age=30 (b) age=42 頸動脈壓力與管徑脈動比較



圖八 正常人(N=7)與高血壓病人(N=7) CCA 阻抗比較

可見週邊動脈血管的黏彈特性不容忽視。為改進血壓與血流資料同步的問題，我們修改超音波的系統，在超音波的目測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，我們利用自製的電壓放大電路及 EKG 放大電路將血壓的資料輸入超音波影像，因此可以簡化分析的程序並減小系統誤差。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，偵測技術可以解析 20  $\mu\text{m}$  的脈動。

圖八顯示同步系統所量測的結果，比較正常人(N=11)與高血壓病人(N=10)之 CCA 阻抗頻譜，正常人之總頸動脈的阻抗還是比高血壓病患之阻抗要低( $80 \pm 15.59$  vs.  $114.7 \pm 38.6$ ,  $p=0.085$ )，並且 CCA 的阻抗 DC 值比所量測的其他部位之值要來的低上許多。在檢查受試者內頸動脈血管阻抗上常因呼吸與吞嚥口水受到干擾，所以需要小心，尤其在超音波量測時要注意保持頸動脈血管的暢通，以免造成病人的危險。由於阻塞性腦中風與出血性腦中風在特性上不同，我們看到其頸靜脈(Jugular Vein)的脈動比正常人強烈，這一部份有必要再進一步了解與分析，同時配合治療控制與嚴重度和血管阻抗變化之相關性。

## 五、結論

本研究利用臨床超音波系統量測血管阻抗，診斷血管相關疾病。血管壁的脈動與血壓、血流有關也受到血管組織的影響。超音波 B-模式影像可以提供組織血管內圍截面積。由於頸動脈血管一般近乎彈性，我們可由血管管壁之脈動推算血壓脈波。但是週邊血管的血壓波型由於黏彈特性的關係，需以觸診壓力計取得。我們藉由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。以頸動脈阻抗量測結果為例，正常人的結果與文獻資料相符，單側阻塞性中風病人正常邊與正常人分析結果大致相同，阻塞邊之特徵阻抗皆大於沒有阻塞邊，且

在第四諧頻之前有阻抗增加的趨勢。而單側出血性之中風病人兩邊低頻阻抗皆有上升之趨勢。我們希望利用目前的超音波檢查系統，以內頸動脈血管阻抗之檢查來預估中風病人神經學上之恢復，復健之效果，及以此檢查預測病人發生中風的機率及尋求預防之方法。

## 參考文獻

- [1] Milnor, W. R. (1989), *Hemodynamics*, 2<sup>nd</sup> 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] Siegal B. et al.(1968), "A Doppler ultrasound method for diagnosing lower extremity venous disease, *Surgery, Gynecology & Obstetrics*, **127**, pp.339-350.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 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.