

# 行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

## 雷射都卜勒流速計之設計與研製

### Design and Development of Laser Doppler Velocimeter

計畫名稱：血液循環的光子量測技術之研究(3/3)

子計畫一：雷射都卜勒流速計

計畫編號：NSC 90-2213-E-002-125

執行期限：90.8.1~91.7.31

主持人：詹國禎 國立台灣大學電機工程研究所

計畫參與人員：陳彥宇、林淵翔 國立台灣大學電機工程研究所

#### 一、摘要

在傳統雷射都卜勒流速計中，多半採用以頻率加權為基礎之演算法；在此機制下，處理頻寬對於量測之線性度與靈敏度有相當大的影響。然而，當被測物的流速範圍無法預先得知時，往往無從抉擇適當的處理頻寬。因此，本研究中我們設計一雷射都卜勒系統，以羅倫茲函數對都卜勒頻譜作曲線擬合，並以所得曲線之半高寬度作為頻帶選擇的參考指標，主動達成處理頻寬的調適。仿體實驗結果顯示，採用主動頻寬調適之設計確可有效改善線性量測之範圍及靈敏度，並提供臨床試驗上可靠之微循環監測工具。  
關鍵字：雷射都卜勒、血流、頻譜、微循環

#### Abstract

Most laser Doppler velocimeters employ the frequency-weighted algorithms to calculate the fluid velocity. To correctly interpret the Doppler signal, we should adopt an appropriate processing bandwidth, within which most meaningful signals reside. However, it is difficult to achieve when the velocity range of the target is unknown. In view of this, we designed a novel laser Doppler system, which adaptively adjusts the processing bandwidth. Fitting the single Lorentzian function to the

Doppler spectrum, the system derives the Lorentzian bandwidth, and uses it as the index of the processing bandwidth selection. The results showed that the adaptive bandwidth adjusting process substantially improves the sensitivity and linearity, and makes reliable flow estimate for a wider velocity range.

*Keywords: Laser Doppler, Blood flow, Spectrum, Microcirculation*

#### 二、簡介

在植入式人工臟器的前期動物實驗中，為有效評估移植情形及後續效應，往往須對實驗動物術後之生理情況作長期追蹤觀察。而非侵入式且高靈敏度的雷射都卜勒流速計，即為此類研究中觀測微循環流量之最佳利器。由於雷射都卜勒流速計算所根據的基準，乃是將散射信號的外差(heterodyne)頻譜作各頻率成分之加權積分，因此處理頻帶的選擇，會關係到流速計算的準確度。當使用的處理頻帶過低時，高頻部份的都卜勒偏移訊號會被截止，造成流速的低估。相對地，在過高的處理頻帶中，高頻環境雜訊則會嚴重影響流速指標的計算結果，而降低系統的敏感度。

然而目前商品化之各式雷射都卜勒儀

表，多半基於正常族群微循環監測上的考量，採用特定之處理頻寬；應用於實驗動物抑或較特殊之族群時，其量測的線性度與敏感度則無法符合研究之需求。

有鑑於此，本研究計畫中我們提出可依據量測目標之都卜勒頻譜特性，主動調適處理頻寬之演算法。將此處理程序，嵌入所開發之雷射都卜勒微循環流速計中，並進行仿體實驗，分析處理頻寬的影響並驗證所使用演算機制的可靠性。

### 三、實驗原理

利用同調光源入射皮膚組織，大部分的光會被靜止組織反射，而少部分則被運動中的紅血球散射而產生都卜勒偏移，其頻率偏移為

$$\Delta f = \bar{v} \cdot (\bar{k}_s - \bar{k}_i) / 2\pi \quad (1)$$

其中  $\bar{v}$  是紅血球的運動方向， $\bar{k}_i$  與  $\bar{k}_s$  則分別為入射、散射光的波數。

散射信號傳送至光感測器後，被偏移的散射光與未偏移的參考光會產生外差，

$$I = E_{ref}^2 e^{2i\omega t} + 2E_{ref} E_{shift} e^{2i\omega t + i\Delta\omega t} + E_{shift}^2 e^{2i(\omega + \Delta\omega)t} \quad (2)$$

其中  $E_{shift}$ 、 $E_{ref}$  表示偏移光、參考光強度， $\omega$  為入射光的頻率， $\Delta\omega$  則為都卜勒頻率偏移。

由於光的高頻成分可視為直流，且參考光的強度遠大於偏移光，因此我們檢測到的散射光信號  $I \cong 2E_{ref} E_{shift} e^{i\Delta\omega t}$ ，我們即以此拍頻  $\Delta\omega$  (beat frequency) 計算對應的流速。

在微循環的量測中，由於紅血球的速度範圍很廣，因此所得的拍頻分布在各頻域中，必須使用特定的演算法對整個頻譜作積分運算，以求得有效之流速指標。Bonner 與 Nossal 提出的 First Weighted Moment(FWM)演算法，是目前較廣泛被採納的流速計算方式，本實驗中即以此作為評估

標準。其表示式為

$$FWM = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega \cdot P(\omega) d\omega}{\int_{\omega_1}^{\omega_2} P(\omega) d\omega} \quad (3)$$

其中  $\omega_1$ 、 $\omega_2$  是分別是低頻及高頻的截止頻率， $P(\omega)$  為能量頻譜。

一般為濾除低頻震動所造成之干擾，低頻的截止頻率  $\omega_1$  多半在 30~100Hz 之間。而高頻截止頻率，則端視所要量測的流速範圍而定；目前商用的雷射都卜勒流速儀中，採用的高頻截止頻率約在 15kHz~22kHz 範圍內。由於所採用之處理頻寬(低頻截止頻率  $\omega_1$  至高頻截止頻率  $\omega_2$  間的頻率範圍)，關係到所適用之量測範圍；因而雷射都卜勒流速儀的研發廠商針對皮膚表面之灌注、牙齦內的血管等標的，設定對應之處理頻寬，以確保量測之線性度。而在動物試驗或特殊個體的量測中，由於缺乏對其微循環情形的具體認知，處理頻寬的選擇上並無較可靠之依據。

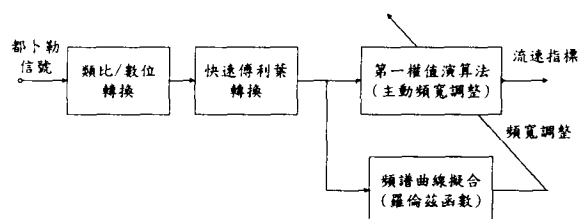
參閱先前相關的文獻，我們注意到當流速增加時，都卜勒頻譜的低頻成份會有顯著的減少，同時高頻成份漸次增加，而使頻譜分布之波形產生變化。對此變化，曾有學者以 single Lorentzian function 作曲線擬合 (curve fitting)，分析得到 Lorentzian 之半高寬度會隨流速增加而呈線性變化。Lorentzian 函數如下所示，

$$P(\nu) = \frac{A_1}{\pi^2} \frac{\nu_D}{(\nu_D)^2 + \nu^2} + A_2 \quad (4)$$

其中  $\nu_D$  表羅倫茲半高寬度， $A_1$  為一常數，而  $A_2$  為背景基值。

因此在本研究中，我們藉由高速之數位運算，對所得之雷射都卜勒信號作快速傅利葉轉換，並進一步以 Lorentzian 函數對所得頻譜作擬合。以所得之 Lorentzian 半高寬度參考指標，動態調整高頻截止頻率  $\omega_2$ 。考慮中心頻率為 0Hz、無背景基值之羅倫茲函

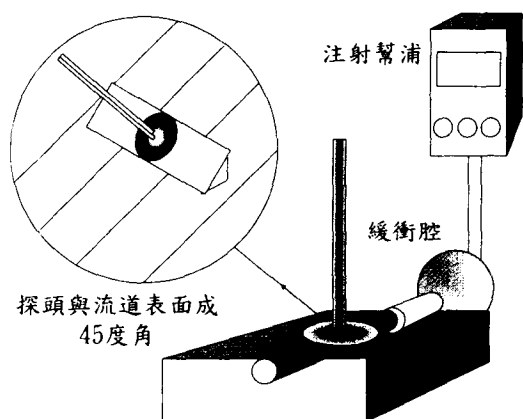
數，其中約有 80% 信號包含在 3 倍羅倫茲半高寬度的範圍內。所以我們將處理頻帶中的高頻截止頻率  $\omega_2$  設為 Lorentzian 半高寬度之 3 倍，並使系統作主動調適之處理。其流程示意如下：



圖一、主動處理頻寬調適之雷射都卜勒系統架構

#### 四、系統架構與實驗方法

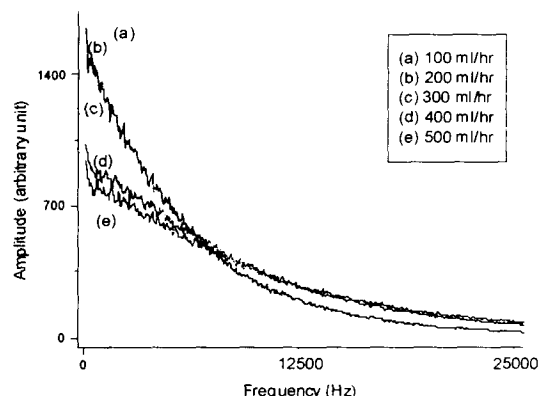
在本計畫所設計研發之雷射都卜勒流速量測系統中，我們使用波長 780nm，功率 10mw 的二極體雷射作為光源，並採用對應該波段之光檢測器。透過光纖探頭的耦合，將雷射導入量測標的之表面並收集散射光訊號。在實驗中我們採用 SIMUTEK 的 BMF-US 作為測試之仿體溶液，溶液中紅血球仿體的平均直徑約為  $5 \mu m$ 。利用 TERUMO STC-508 的注射幫浦控制流量，作 0~500ml/hr 的流量變化。血液仿體經由注射幫浦以固定流量注入管中，透過脈波緩衝腔消除流速的變異，而以定流速通過待測區域。在待測區端的探頭，雷射與管面成  $45^\circ$  入射，而光檢測器則垂直管壁接收散射光。實驗裝置如下圖所示：



圖二、仿體實驗裝置

信號在經初級放大和低通濾波後，利用 National Instrument 的資料擷取卡以 200 kHz 的頻率作取樣，並於電腦端進行運算。在 0~100 ml/hr 的流量區間，每隔 10 ml/hr，在 0~500 ml/hr 的流量區間，每隔 50 ml/hr，分別作 100 萬點的資料取樣。進行 4096 點的快速傅利葉轉換，取其平均頻譜計算第一權值。為了消除低頻振動干擾，本實驗中將低頻截止頻率設為 30Hz。比較了在高頻截止頻率為 4k、12k、20k、40k、80k、100k Hz 的情況下，流速指標對應到不同流速範圍 (0~100 ml/hr、0~500 ml/hr) 的變化情形。

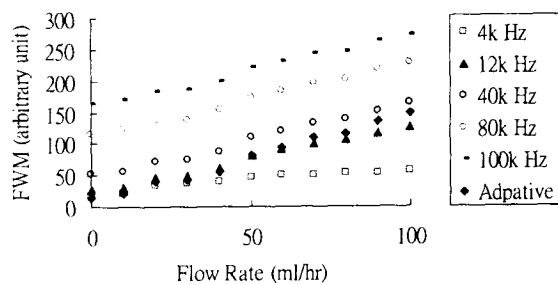
#### 五、結果與討論



圖三、各流量下，都卜勒頻譜成份之分布變化

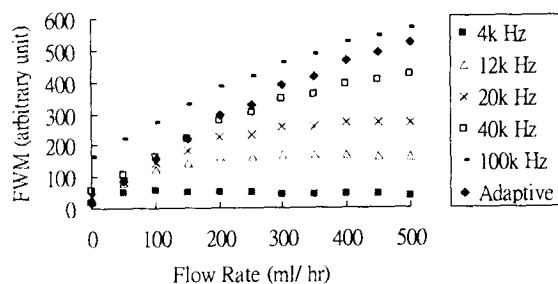
量測的頻譜如圖三所示，其中在低流量時，大部分的頻譜集中在低頻端，隨著流量的提高，頻譜成分的中心會往高頻方向移動。而以 Lorentzian 函數作曲線擬合所得之半高寬度也依此呈線性增長。

圖四所示為流量範圍在 0~100 ml/hr 時，採用各固定處理頻寬與主動頻寬調適模式所得之 FWM 指標變化情形。在此流量範圍內，除處理頻寬設在 4kHz 時量測結果線性度較差外，FWM 流速指標皆可線性對應流量的變化。惟在採取高處理頻寬時，由於高頻成分之背景雜訊亦被計入，造成 FWM 指標有較高之基準值，相對地較不敏感。



圖四、不同處理頻寬下，FWM 演算法所得流速指標之變化。(流量範圍: 0~100 ml/hr)

在圖五中，流速範圍為 0~500 ml/hr。當流量在 200 ml/hr 以上時，若採 40k Hz 以下的處理頻寬，則所得流速指標無法線性對應至流量的變化。這是由於信號存在之頻率範圍已超出預設之處理頻寬，高頻信號成份未被考慮的結果會造成流速的低估，因而無法使用 FWM 演算法線性地計算出流量。



圖五、不同處理頻寬下，FWM 演算法所得流速指標之變化。(流量範圍: 0~500 ml/hr)

表一、在不同處理頻寬下與 FWM 流速指標對應各流速範圍之線性相關度與靈敏度。其中，靈敏度定義為單位流速改變所造成流速指標的變化，為任意單位。

	0.3658	0.8963	0.0048	0.0048
	1.0431	0.9885	0.2195	0.6241
	1.1524	0.9895	0.4545	0.8387
	1.1586	0.9895	0.7416	0.956
	1.1435	0.9893	0.7958	0.9723

	1.1371	0.9894	0.8049	0.9749
	1.38	0.9901	1.0102	0.9789

比較表一中各處理頻寬與對應流量範圍的關係，我們可以發現，採高處理頻寬通常可確保 FWM 指標線性對應至實際流量。以 100k Hz 為例，在 0~100 ml/hr 及 0~500 ml/hr 流量區間的相關係數分別為 0.9894 與 0.9749。但相對地，指標對流量變化的靈敏度卻未必最佳(分別為 1.1371 及 0.8049)。而使用低處理頻帶時，由於未能涵蓋完整信號頻譜，量測結果可能成高度非線性。如 12 k Hz 的處理頻寬下，FWM 指標在 0~500 ml/hr 的流量範圍內，其相關係數僅為 0.6241。

相較之下，主動頻寬調適架構下所得之 FWM 指標，在各流量範圍皆有極高之線性度，相關係數分別為 0.9901 與 0.9789;而靈敏度也較採固定頻寬方式提升約 20%，分別為 1.38 與 1.0102。

## 六、結論

FWM 演算法所得之流速指標與實際流速間的線性相關度，在不同的處理頻寬下呈現相當大的差異。因此要從第一權值正確的推算出流速，必須選擇符合該流速範圍的處理頻寬。由頻譜曲線的近似，我們可以得到 Lorentzian 半高寬度作為參考的指標，並動態調整處理頻寬。

透過仿體實驗的結果分析可知，當所採處理頻寬不足時，FWM 指標與流速之線性相關度極低；過高的處理頻寬，則會使指標對流速的變化較不敏感。相對地，透過主動式頻寬調適的架構，在各流速範圍中的量測中，FWM 指標對流速之線性度與敏感度皆獲得有效提升。是而此雷射都卜勒流速儀之設計，確可在對應之流速範圍、線性度、敏感度等方面獲得改善，並提供臨床試驗上更為廣泛之應用範疇。

### 致謝

感謝國科會計畫編號: NSC 90-2213-E-002-138 與 NSC 90-2213-E-002-125 經費補助。

### 參考文獻

- [1] T. W., D. J. Haumschild, D.W. Winsor, Y. Wang, and T. N. Luong, "Clinical application of laser Doppler flowmetry for measurement of cutaneous circulation in health and disease", *The J. Vascul. Dis.* **38**, pp 727-736, 1987.
- [2] A. N. Obeid, N. J. Barnett, G. Dougherty, and G. Ward, "A critical review of laser Doppler flowmetry", *J. Med. Eng. & Technol.* **14**, pp 178-181, 1990.
- [3] M. D. Stern, D. L. Lappe, P. D. Bowen, J. E. Chimosky, G.A. Holloway, JR., H.R. Keiser, and R. L. Bowman, "Continuous measurement of tissue blood flow by laser-Doppler spectroscopy", *Am. J. Physiol.* **232**(4), pp 441-448, 1977.
- [4] A. N. Obeid, "In vitro comparison of different signal processing algorithms used in laser Doppler flowmetry", *J. Med. & Biol. Eng. & Comput.* **31**, pp43-52, 1993.
- [5] F. F. M. de Mul, M. H. Koelink, M. L. Kok, P. J. Harmsma, J. Gereve, R. Graaff, and J.G. Aarnoudse, "Laser Doppler velocimetry and Monte Carlo simulation on models for blood perfusion in tissue", *Appl. Optics* **34**, pp 6595-6611, 1995.
- [6] R. Bonner. and R. Nossal., "Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue", *Appl. Optics* **20**, pp 2077-2107, 1981.