

都卜勒流量計及微型壓電機械人在心導管術中之應用

楊善國

國立勤益技術學院機械系

摘要

本文介紹了都卜勒流量計和微型壓電機械人的結構及兩者的基本原理。以都卜勒流量計量測血管中血液的流速，由阻塞點上下流間之流速差可偵測出血管阻塞的位置。本文並初步探討了微型機械人在心導管術中可能的應用，如拖曳心導管，或直接用來清除血管壁上之異物等。

關鍵詞：血管阻塞、超音波、都卜勒流量計、心導管術、微型壓電機械人

一、介紹

血液由心臟唧送，經血管傳輸至身體各部份，藉以達成養分運送、物質交換以及新陳代謝等作用並維持生命功能的進行。然若血管阻塞，則血管的流阻上升，心臟負荷增加，從而導致許多心臟血管的疾病。所以保持血管暢通對身體健康是相當重要的。

由流體力學可知[1]，血管阻塞位置的上流(Upstream)與下流(Downstream)的血液流速不相同，阻塞處下流的流速會因管徑縮小而使流速高於上流的流速。故若可量測血管中血液的流速，則可偵測出血管阻塞的位置。

一般工業上量測管路中流體流速的裝置有渦輪式、電磁式、超音波時差式、超音波頻差式、及超音波都卜勒式...等[2]，但大都需將量測裝置安裝於管路內。其中超音波都卜勒式流量計則係於管外藉發射波與反射波間頻率的差異推導出管內流體的流速，故可適用於血液流速的量測。

心導管術是將一條細長、具彈性且 X 光無法穿透的導管穿入靜脈或動脈中，再進入心臟以進行檢查的技術。心導管術最常用在冠心病的檢查及研究，但在心臟瓣膜疾病、小兒心臟缺陷或其他心臟疾病的檢查及研究方面也頗有助益[3]。

心導管術的操作係由醫師將導管插入依目的地不同而選擇的動脈或靜脈中，在 X 光透視導引及心電圖連續監視下，仔細地將導管沿著血管前行，直到導管的前端抵達欲檢查的目的地。

微型壓電機械人係一由壓電薄膜製作而成的微小致動器，在壓電材料上下各有二片彈性翼，每翼與管壁間的摩擦係數均不相同。通以交流信號後，壓電材料發生振動，因彈性翼與管壁摩擦而產生曳引力。此結構體可用來拖曳心導管，或直接用來清除血管壁上如動脈粥瘤斑等之異物。

二、都卜勒流量計

1. 連續方程式(Continuity Equation)

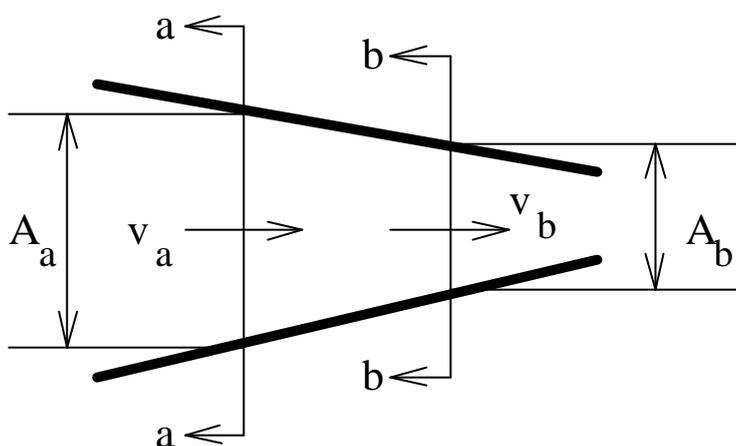
對一穩態流(Steady Flow)而言，根據物質不滅定律，一不可壓縮之流體於同一連續管路中任二截面(a-a)及(b-b)上的質量流率是相同的，如圖一所示。亦即

$$A_a D_a v_a = A_b D_b v_b \quad (1)$$

其中 A_a (A_b) 為 a-a (b-b) 之截面積

D_a (D_b) 為 a-a (b-b) 處之流體密度

v_a (v_b) 為 a-a (b-b) 處之流體流速



圖一 連續方程式

2. 都卜勒效應(Doppler Effect)

當音源(Sound Source)與接收器(Receiver)間做相對運動時，接收器所接收到之信號頻率(f_R)不等於音源頻率(f_S)，其間變化如下：

(1) 音源與接收器兩者相互接近時， $f_R > f_S$ ；

(2) 音源與接收器兩者相互遠離時， $f_R < f_S$ ；

此現象即為都卜勒效應。描述 f_R 、 f_S 、音源波速 C 、音源移動速率 v_S 、接收器移動速率 v_R 間的關係式為都卜勒方程式，如(2)式所示。

$$\frac{f_R}{C + v_R} = \frac{f_S}{C + v_S} \quad (2)$$

其中定義：

- (1)接收器往音源的方向為 v_S 及 v_R 的正方向；
- (2) C 的方向恆為正。

3. 都卜勒流量計(Doppler Flowmeter)

如圖二所示，於導流管外裝設超音波發射器及接收器各一組，以與流速方向夾 θ 角入射超音波，則根據都卜勒效應，由發射頻率 f_t 與接收頻率 f_r 的差可推算得流體流速 v ，推導如下：

(1)發射時

此時發射器發射超音波，血液為接收器(聽者)，故 $v_S = 0$ ， $v_R = v \cos \theta$ ，代入(2)式可得血液接收頻率 f_R 為：

$$\begin{aligned} f_R &= \frac{f_S}{C + v_S} \times (C + v_R) \\ &= \frac{f_t}{C + 0} \times (C + v \cos \theta) \\ &= \frac{f_t}{C} \times (C + v \cos \theta) \end{aligned} \quad (3)$$

上式為聽者所接收到的頻率。

(2)接收時

此時因血液反射信號其角色轉變成音源，發射器則變成聽者接收信號。故

$v_S = -v \cos \theta$ ， $v_R = 0$ ，由(3)式知 $f_S = \frac{f_t}{C} \times (C + v \cos \theta)$ 。將此三者代入(2)式得

$$\begin{aligned} f_R &= \frac{f_S}{C + v_S} \times (C + v_R) \\ &= \frac{\frac{f_t}{C} \times (C + v \cos \theta)}{C - v \cos \theta} \times (C + 0) \\ &= \frac{C + v \cos \theta}{C - v \cos \theta} \times f_t \\ &= f_r \end{aligned}$$

設 $\Delta f = f_r - f_t$ ，則

$$\begin{aligned} \Delta f &= \left(\frac{C + v \cos \theta}{C - v \cos \theta} \times f_t \right) - f_t \\ &= \frac{2v \cos \theta}{C - v \cos \theta} \times f_t \end{aligned}$$

因為 $C \gg v \cos \theta$ ，所以

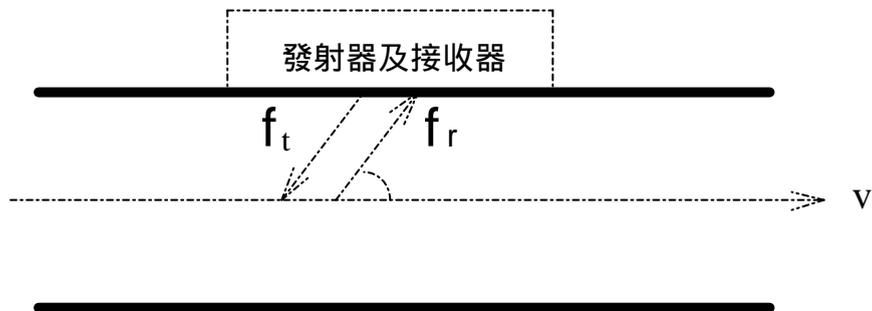
$$\Delta f \approx \frac{2v \cos \theta}{C} \times f_t$$

因而可得流速之近似值為

$$v \approx \frac{C \Delta f}{2 f_t \cos \theta} = K \Delta f \tag{4}$$

其中 $K = \frac{C}{2 f_t \cos \theta}$ 。

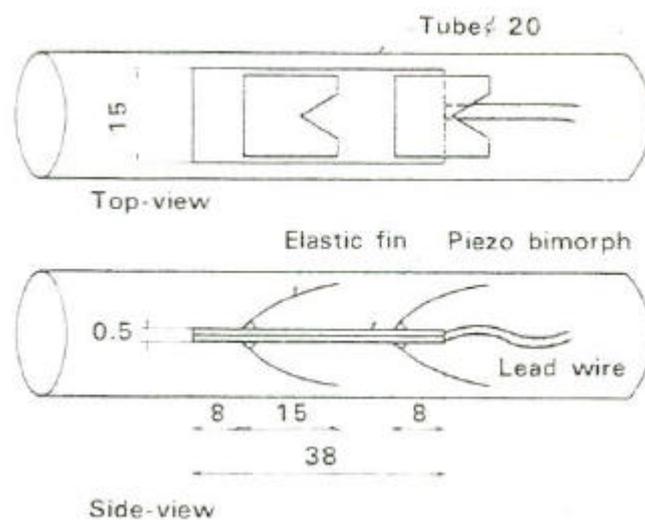
由(4)式可知，流速與頻率差 Δf 成正比。



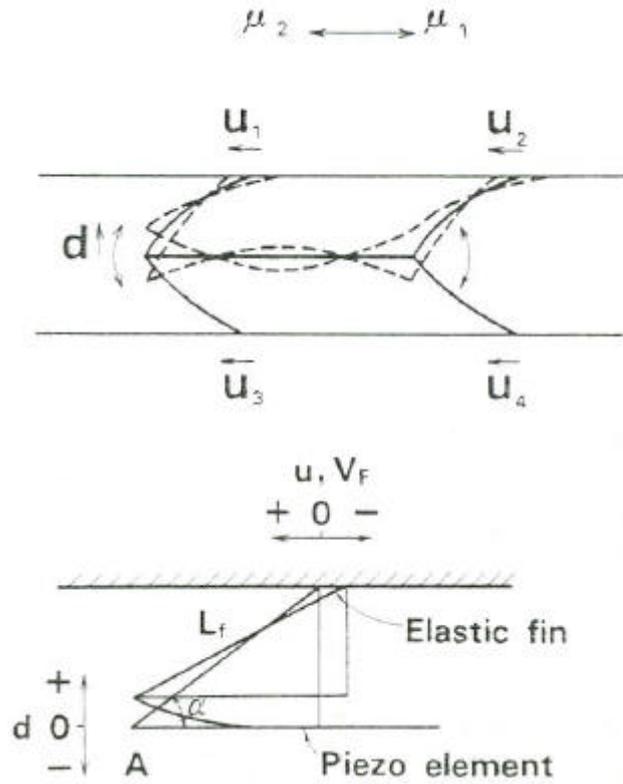
圖二 都卜勒流量計

三、微型壓電機械人

於文獻[4]中介紹了一壓電結構(如圖三所示)，即在一雙層壓電材料之上下兩面各粘合二片彈性翼，通以交流電壓後藉壓電材料產生振動，並設計前後兩翼與管壁間摩擦係數不同，因而產生曳引力(如圖四所示)，使此結構體得以在細管中前進，用以執行管路之維修、腐蝕檢查或穿線等工作。



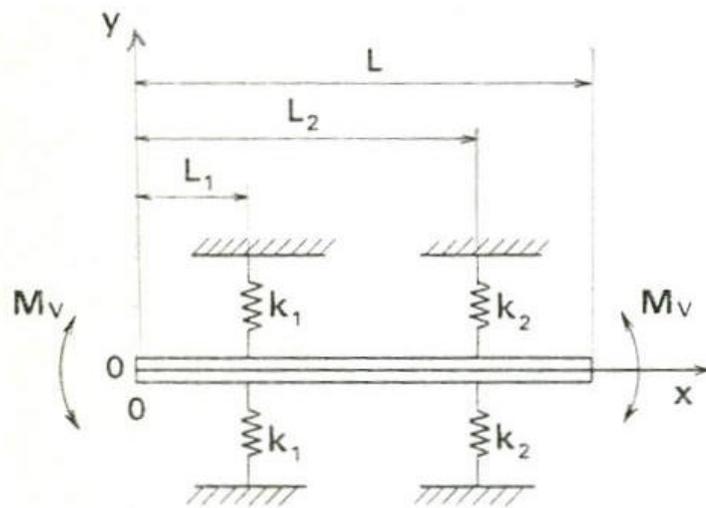
圖三 壓電結構



圖四 壓電結構的振動與位移

經由圖五的等效模型分析並實驗，得結果如下：

1. 翼位移量隨電源頻率增高而增大，至共振頻率(600Hz)時最大，再增高頻率則位移遞減。
2. 等效動摩擦係數與曳引力隨電源頻率之變化模式與結果 1 所述相似，曳引力之最大值为 0.12N。
3. 前進速度隨電源頻率的變化亦為結果 1 所述之模式，200Hz 時開始移動，600Hz 時速度最大(332mm/s)，1000Hz 時速度為零。
4. 翼之彈簧常數愈大則共振頻率下之位移愈小。



圖五 等效模型

四、結果與討論

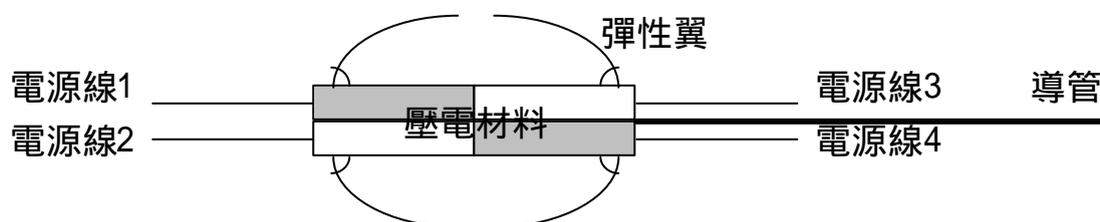
由以上的介紹可得結果與討論如下：

1. 都卜勒流量計可於導流管外以超音波量測管內流體之流速，無須在管內安裝任何裝置。因此，該方法非常適合血管中血液流速的量測。因血管阻塞處的管徑縮小，根據連續方程式，阻塞處上下流的流速會有差異，且阻塞愈嚴重則此差異愈大。故沿著某條血管以都卜勒流量計量測管內血液流速，若發現某處出現流速差，則該處可判知有阻塞情形。
2. 上述壓電結構之尺寸為：長 38mm，寬 15mm，厚 0.5mm，可適用於工業細管，但對心導管術而言則太大。人體血管的尺寸如表一所示[5]，藉微機電製造技術可製造出適合人體血管尺寸的壓電結構體。

表一 人體血管的尺寸

血管	管徑	管壁厚度	各類血管總和的	
			大約總截面積(cm^2)	含血量百分比
主動脈	2.5 cm	2 mm	4.5	2
動脈	0.4 cm	1 mm	20	8
小動脈	30 μm	20 μm	400	1
微血管	5 μm	1 μm	4500	5
小靜脈	20 μm	2 μm	4000	54
靜脈	0.5 cm	0.5 mm	40	
(上下)腔靜脈	3 cm	1.5 mm	18	

3. 由不同翼距、不同彈簧常數等的設計可得不同曳引力、不同前進速率的壓電結構體。
4. 圖三所述之結構體僅能單向運動，若將壓電材料配合彈性翼分隔成四個區域，使每個區域可單獨振盪，並將後側兩翼反向安裝，則可使該結構體雙向運動，如圖六所示。



圖六 改變設計的壓電結構

5. 藉改變送給各翼所在區域之壓電材料的信號頻率及電壓大小以改變各翼壓電材料的振動頻率及振幅，可操控該機械人的運動方向，以執行心導管拖曳或直接用來清除血管壁上如動脈粥瘤斑等異物之工作。

參考文獻

- [1] 周澤川 徐展麒, *工業儀器*, 三民書局, 台北市, 1980。
- [2] 楊善國, *感測與量度工程*, 全華圖書公司, 台北市, 2001。
- [3] 黃蓮奇譯, *心臟和循環系統*, 光復書局, 台北市, 1996。
- [4] Shin-ichi A, Takeshi T, Tetsuro Y. "A miniature mobile robot using piezo vibration for mobility in a thin tub", *Transactions of the ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, Vol. 115, pp. 270-278 (1993).
- [5] 楊明杰譯, *醫學生理學*, 合記圖書出版社, 台北市, 1997。

