

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

機械心瓣穴蝕成因探討

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC94-2213-E-032-026-

執行期間：94年08月01日至95年07月31日

執行單位：淡江大學水資源及環境工程學系

計畫主持人：盧博堅

計畫參與人員：劉佳興、羅啟文、李其霖、周宥節、曾博駿

報告類型：精簡報告

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 95 年 10 月 30 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫 成果報告
 期中進度報告

機械心瓣穴蝕成因探討

CAUSE OF CAVITATION IN MECHANICAL HEART VALVES

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 94-2213-E-032-026

執行期間：94年8月1日至95年7月31日

計畫主持人：盧博堅

共同主持人：

計畫參與人員：劉佳興、羅啟文、李其霈、周宥節、曾博駿

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告 完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：

- 赴國外出差或研習心得報告一份
- 赴大陸地區出差或研習心得報告一份
- 出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份
- 國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權， 一年 二年後可公開查詢

執行單位：淡江大學

中 華 民 國 95 年 10 月 30 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

機械心瓣穴蝕成因探討

CAUSE OF CAVITATION IN MECHANICAL HEART VALVES

計畫編號：NSC 94-2213-E-032-026

執行期限：94 年 08 月 01 日至 95 年 07 月 31 日

主持人：盧博堅 淡江大學水資源及環境工程系

協同主持人：劉佳興 國家衛生研究院醫工組

計畫參與人員：羅啟文、李其霈、周宥節、曾博駿

淡江大學水資源及環境工程系

一、中文摘要

機械心瓣穴蝕的發生，主要是於心瓣關閉時，局部流體壓力低於蒸氣壓而形成汽泡，其形成的主要機制與流場的關係還未被建立起來。穴蝕產生處主要在於瓣環內心瓣葉緣與瓣環交接處，以及瓣葉和其停靠面(seat stop)之間。本研究以單葉瓣 Medtronic Hall(MH) 29mm 及雙葉瓣 St. Jude Medical(SJM) 20mm 為測試心瓣。心瓣裝在模擬循環系統上的僧帽瓣位置，利用雷射都卜勒流速儀量測發生源處的流場。同時利用高頻率響應之壓力計在心瓣上游量測其高頻率擾動的暫態壓力，以了解穴蝕發生的機制。量測結果發現心瓣在關閉瞬間會產生高速噴射流，MH 最大流速約為 5m/s，SJM 為 3m/s。此由於擠壓流的效應所造成，而此擠壓流可能是造成穴蝕的主因。

關鍵詞：機械心瓣、穴蝕、擠壓流效應

Abstract

The phenomenon of cavitation occurs during mechanical heart valve (MHV) closure when the local flow field pressure drops below vapor pressure and thus resulting in bubble formation, but the exact mechanism of cavitation formation and flow field effects are yet to be determined. Cavitation bubbles primarily occur between the inner edge of the valve housing and leaflet edge, and between the valve leaflet and the seat stop. We studied the Medtronic Hall (MH) 29mm monoleaflet valve and the St. Jude

Medical (SJM) 29mm bileaflet valve, which were mounted in the mitral position of a circulatory mock loop. To study the mechanism of cavitation formation, laser Doppler velocimetry was used to measure the flow conditions, while simultaneously a high-frequency pressure transducer placed upstream of the MHV measured transient pressure fluctuations. Results showed that MHV closure generates instantaneous high-speed jet flow, with maximum velocities of 5 m/s and 3 m/s in the MH and SJM valves, respectively. This amplitude of flow velocity is a result of squeeze flow at these sites, which suggests that the squeeze flow generated during valve closure may play a role in cavitation bubble formation.

Keywords: Mechanical Heart Valve, Cavitation, Squeeze Flow Effect

二、緣由與目的

穴蝕是由於液體中之局部壓力低於液體之蒸氣壓力而造成汽泡快速的生成與爆破的現象^[1]。由穴蝕造成機械心瓣表面的凹陷與侵蝕破壞已在體外加速測試、心室輔助器及人工心臟實驗中被證實^[2-3]，而從某些臨床上使用破壞之後取出的心瓣上亦可發現由穴蝕破壞的痕跡^[4-5]。過去許多學者針對產生穴蝕的因子與其流場特徵進行研究，但是直至目前為止其真正的產生機制仍未完全被

了解。根據過去學者研究的結果，心瓣葉片的關閉行為已被許多人接受是造成穴蝕發生的關鍵因子^[6]，而造成穴蝕發生的原因包括水錘效應、擠壓流效應、渦流效應及文氏效應；此外不同設計的心瓣其造成穴蝕的方式亦不相同^[7]。

H Lee et al.^[8]利用不同的單雙葉片心瓣進行實驗，量測葉片的關閉速度、暫態壓力變化及利用影像觀察穴蝕汽泡的產生，他們的結論認為穴蝕的發生與葉片關閉速度、葉片關閉停靠處之幾何形狀與面積大小及測試液體黏滯度有極度高之關係，而擠壓流是造成穴蝕發生的主因，水錘效應的影響並不大。CS Lee et al.^[9]利用九種不同心瓣進行實驗，他們認為不同設計的心瓣所產生穴蝕汽泡的方式亦不相同，特別是有 seat stop 的心瓣，較容易發生擠壓流效應而導致穴蝕汽泡產生。之後他們量測壓力與配合影像觀察的結果認為擠壓流是造成穴蝕現象的主因。Kini et al.^[10]量測 Bjork- Shiley 心瓣之擠壓流流速為 3m/s，關閉後的滲漏速度為 1.5m/s。由於心瓣瓣環阻擋的緣故，上述幾各團隊僅能在瓣環外的區域量測心瓣關閉瞬間與關閉後的流場，但擠壓流發生的位置應在心瓣葉緣與瓣環交接之點，因此量測區域與真實發生擠壓流之位置有些許之距離。為了克服量測上的困難，Zhang et al.^[11]利用透明之壓克力雙葉瓣模型進行量測。他們的結果指出當葉片逼近環座間的間隙小於 0.1mm 時，此時所得到之擠壓流流速達到約 2.3m/sec。Manning et al.^[12]將 Bjork- Shiley 心瓣環座部分切除，以透明之壓克力取代其所量測擠壓流之結果高達±10m/sec。Lim et al.^[13]利用兩根圓柱體頂端平面的碰撞模擬擠壓流的現象得到的臨界碰撞速度（產生穴蝕汽泡）為 1.69—3.71 m/s；從移動柱體面逼近靜止柱體面時的正向流量產生徑向擠壓流量的質量連續方程式求出擠壓流之流速為 1.19—2.73 m/s。

由於實驗量測具有高度之困難，有些學者則採用數值方法計算。Bluestein et al.^[14]假設在二維的情況下進行擠壓流的計算。其計算之擠壓流速度高達 30m/s，此流速為可能產生穴蝕流速的二至三倍。Makhijani et al.^[15]得到的最大速度為 8.84m/s，他們認為產生穴蝕的最大速度為

5.1m/s。Lai et al.^[16]所得的最大速度為 13.3m/s，其相對的最小壓力為-517mmHg 還未達蒸汽壓的閾值。Cheng et al.^[17]在二維的假設下，進行雙葉瓣的計算。其結果發現葉片撞擊之後與回彈所得到之最大速度約 18m/sec，但其最大負壓值都已超過絕對零點之壓力-760mmHg，在物理上已無任何之意義。

由過去實驗量測擠壓流流速之數據與利用數值模擬所得到之結果差異甚大，因此真實擠壓流流速量級及其是否為造成穴蝕發生的主因仍未被釐清。本研究針對上述無法在接近擠壓流發生處量測的缺點進行改良，同時利用體外生理模擬系統針對生理狀況下，在僧帽瓣關閉瞬間所產生之擠壓流之流速、流場及心瓣出游端壓力進行量測，以釐清擠壓流效應與穴蝕現象間的相互關係。

三、實驗設置與方法

本研究針對目前商業化之單葉片（Medtronic Hall Standard 29mm, MHD）與雙葉片（St. Jude Medical 29mm, SJM）機械心瓣進行量測。依據過去學者利用影像方法研究的結果可知心瓣關閉瞬間穴蝕汽泡多在心瓣葉緣與環座間接觸位置以及瓣葉的停靠面產生^[8]。為使量測光點能達到這些位置，將 SJM 心瓣的環座部分切除黏貼石英玻璃使成為透明視窗；MH 心瓣只是微調在瓣葉與停靠面間進行量測。

心瓣裝置在體外生理模擬循環系統的僧帽瓣處（圖 1）。心室壓力使用 Millar 生理壓力計裝置在距離僧帽瓣約 30mm 處量測並計算僧帽瓣關閉時左心室之負載變化率（loading rate） dp/dt ，主動脈壓力則利用 GOULD 的生理壓力計，開孔在主動脈心瓣上方約 8 公分處進行量測。本研究同時在測試心瓣的入流端裝置高感度之 PCB 壓力感測計（Piezotronics. 105C02, 0.5Hz-250k Hz），壓力計距入流端心瓣表面為 1.6mm，利用此高感度之壓力計來量測關閉瞬間壓力變化的情形。

為避免因曲面造成光學量測上的誤差，模擬溶液由體積比 24% 甘油與 KSCN 水溶液所組成，KSCN 水溶液由重量比 55% KSCN 與 45% 水所組成。此混合液之黏性為 $\mu = 3.9\text{cP}$ ，密度為 ρ

=1.287kg/m³，其折射率 1.457 與石英玻璃 1.458 相近。實驗中之輸入波形為生理波形，收縮期為全週期的 1/3；壓力條件為左心室壓力控制在 0-120mmHg，主動脈壓控制在 80-120mmHg，左心房壓力控制在 5-7mmHg；測試頻率為 70、90、120 beats/min，其對應之心輸出量為 5L/min、6L/min、7.5L/min。

本實驗採用美國 TSI 之二維雙光色四光束光纖雷射都卜勒 (fiber-optic laser Doppler velocimeter, FLDV)。量測光點綠光之橢圓體長軸 372 μm，短軸 52 μm，干涉條紋間距 1.2173 μm。實驗流體所加入的人工微粒粒子為二氧化鈦，其顆粒平均為 1.4 μm，比重為 4.28，折射係數 (refractive index) 為 2.6，在水中之沈降速度約 2.32 m/sec，遠小於水體速度，故忽略不計其效應。LDV 的脈波 (burst) 信號，由 350MHz 數位示波器監視之。

由於心瓣關閉時葉緣與環座間之微小間隙約為 50 μm 至 25 μm，因此量測時將 LDV 之其中一光源，利用其長軸與葉緣及環座間隙同軸向的方式，將量測體光源照射於此區域內，雖然部分量測體積被葉片與環座阻隔，但是只要干涉條紋垂直於此微小間隙即可，由於實驗流場中之微小粒子之粒徑遠小於此區域，因此當通過干涉條紋將可捕捉到此訊號。SJM 心瓣的測點在心瓣葉片環座與葉片間隙間的位置，而 MH 心瓣則與過去其他學者量測的位置不同，主要將測點直接放置在葉片擋板與葉片間之空隙中。兩個心瓣之量測位置如圖 2 所示。

我們使用 He-Ne 雷射 (Melles Griot) 照射在測試心瓣的轉軸處使其產生反射光，在距離 0.4m 的位置放置兩個光感器 (photo detector, Newport) 捕捉反射光的訊號，兩個光感器孔口大小為 4.0mm，孔口間距為 17.33mm，關閉速度的計算公式如下：

$$S = R \cdot \Delta\theta \quad (1)$$

$$v = r \cdot \omega = r \cdot \frac{\Delta\theta}{\Delta t} \quad (2)$$

其中 S：光感器距離；R：葉片量測點至光感器距離； $\Delta\theta$ ：改變的角度；r：葉片轉動軸測點距葉

緣的距離； Δt ：兩個光感器皆受到訊號的時間差。

四、結果與討論

本研究主要利用 LDV 量測心瓣關閉瞬間之擠壓流流速，然而關閉瞬間擠壓流之方向隨機發生，因此先利用 SLT 方法來觀察心瓣關閉瞬間產生穴蝕汽泡的位置，在產生汽泡處周圍佈點量測，並在此量測區域內找出其最大速度之量值。由於 LDV 量測的結果為連續資料，因此可看出各個心瓣自關閉開始至完全關閉後其測點的速度變化。由於 LDV 與 SLT 均屬光學量測方法，而閃頻器閃光會影響 LDV 量測時之準確度，因此本實驗中汽泡的拍攝與速度場量測是分開進行的。

圖 3-4 為利用 SLT 方法拍攝出之穴蝕汽泡產生圖。由圖中可知 SJM 心瓣主要產生穴蝕汽泡的位置在葉片瓣緣與環座接觸面上，而 MH 心瓣則在葉片與擋板接觸位置產生。在本測試台系統中，兩個心瓣在測試頻率 70bpm 之下未發現有汽泡的生成。

圖 5-6 為 SJM 與 MH 心瓣在不同的測試頻率 (70、90、120bpm) 下所得到的生理壓力波形。利用此壓力波形計算僧帽瓣葉片在關閉過程中之左心室負載率(dp/dt)，用以說明目前的測試環境與正常生理條件間之關係。

圖 7-8 為利用 LDA 量測三種心瓣在不同的測試條件下所得到速度波形。而隨測試頻率的增加，關閉瞬間之擠壓流速亦隨之增加。在 SJM 心瓣中，於關閉的瞬間會產生一明顯的速度變化 (圖 7)，此變化應為擠壓流所導致。最大擠壓流速值由 1.97m/s 變化至 3.12m/s。在 MH 心瓣中，由於測點與葉片方向垂直，因此只能量測垂直與水平方向之速度而無法得到徑向的速度。最大擠壓流速值由 3.36m/s 變化至 4.68m/s。此兩個心瓣在關閉瞬間速度場最大速度峰值出現之後隨即下降，在葉片完全關閉的情況下仍具有約 0.3m/s 的速度，此應為文氏效應所造成；在較高頻率下可明顯發現速度為負值，此可能為葉片撞擊擋板後回彈所產生之反向速度。表 1 中說明三個不同心瓣所得到之關閉瞬間壓力變化、葉片關閉速度、最

大擠壓流流速及左心室負載率。由表可知隨測試頻率的增加，二個心瓣所得到之負暫態壓力、葉片關閉速度及左心室負載率亦隨之增高，左心室負載率由約 350mmHg/s 變化至約 910mmHg/s。

由於 LDV 量測速度採用隨機存取分析的方式，因此僅針對心瓣關閉瞬間求出單維度之最大流體擠壓速度，故得到之速度量值會偏低，但仍在可接受之誤差範圍內。實驗得到之擠壓流流速量級與過去學者所得到之結果比較明顯偏低^[10]，此原因應為本實驗主要在體外生理模擬台測試而其他學者採用單次推動之測試系統，加上其他學者之測試條件中左心室負載率較本實驗高出許多所導致。我們之左心室負載率的分布均在正常的生理範圍內，因此實驗之結果較能說明生理狀況下真正擠壓流流速的量值。本結果與 Lim et al.^[13] 利用簡易模型得到之結果量級上相同。隨測試頻率增加，擠壓流流速亦相對增加，對應影像的結果可發現在測試率為 90 與 120 bpm 均有穴蝕汽泡生成，因此證明在這種流速之下確實會造成穴蝕現象發生，然本研究所量測得到之結果卻遠低於過去其他學者利用數值計算得到最大流速的量值，因此可能是在這種非穩態的流動中，時域加速度是壓降的主要因子之一，但計算上卻未將其考慮^[13]。然而擠壓流發生於心瓣關閉之前，影像拍照的方式則是以 PCB 壓力訊號做觸發進行拍照，因此時間上會有些許的延遲，僅能了解擠壓流為造成穴蝕發生的主因之一，仍無法將擠壓流所發生的影響與水錘效應及回彈等效應間的影響區分，或是針對加速度項進行量測，因此未來應針對不同的發生因子加以量測以區分出各種效應所佔的影響。

五、結論

針對 SJM 與 MH 心瓣直接量測關閉瞬間擠壓流實驗的結果與過去其他學者實驗的結果可說明擠壓流效應確實存在，同時在此種擠壓流速之下會造成穴蝕的發生，然而目前無法將擠壓流所發生的影響與水錘效應及渦流效應間的影響區分，或是針對非穩態 Bernoulli's 方程式中之加速度項進行量測，因此未來將針對不同的發生因子加以

量測以區分出各種效應所佔的影響。

六、參考文獻

- [1] Young FR(ed): Cavitation. London, McGraw-Hill Book Company, 1989. Graf T, Reul H, Dietz W: Cavitation potential of mechanical heart valve prostheses. *Int J Artif Organs* 14: 169-174, 1991.
- [2] Bokros JC, LaGrange LD, Schoen FJ: Control of structure of carbon for use in bioengineering, in Walker PL (ed). *Chemistry and Physics of Carbon*. New York: Marcel Dekker, 1972, pp.103-171.
- [3] Lamson TC, Rosenberg G, Geselowitz DB, Deutsch S, Strinebring Dr, Frangos JA, Tarbell JM: Relative blood damage in the three phases of a prosthetic heart valve flow cycle. *ASAIO J* 39: 626-633, 1993.
- [4] Quijano RC: Edwards Duromedics dysfunctional analysis. *Proceeding of Cardio stimulation: 6th International Congress*, Monte Carlo, Monaco, 1988.
- [5] Klepetko W, Moritz A: Leaflet fracture in Edwards Duromedics bileaflet valves. *J Thorac Cardiovasc Surg* 97: 90-94, 1989.
- [6] Hwang NHC: Cavitation potential of pyrolytic carbon heart valve prostheses: a review and current status. *J Heart Valve Dis* 7: 140-150, 1998.
- [7] Chandran KB, Aluri S: Mechanical valve closing dynamics: relationship between velocity of closing, pressure transients and cavitation initiation. *Ann Biomed Eng* 1997; **25** 926-938.
- [8] Lee H, Taenaka Y, Kitamura S: Mechanism for cavitation in the mechanical heart valve with an artificial heart: nuclei and viscosity dependence. *Artif Organs* 29(1): 41-46, 2005.
- [9] Lee CS, Chandran KB: Instantaneous back flow through peripheral clearance of Medtronic Hall tilting disc valve at the moment of closure. *Ann Biomed Eng* 22: 371-380, 1994.
- [10] Kini V, Bachmann C, Fontaine A, Deutsch S,

Tarbell JM Flow Visualization in Mechanical Heart Valves: Occluder Rebound and Cavitation Potential, *Annals of Biomedical Engineering* 28 431-441, 2000.

[11] Zhang p, Yeo JH, NHC Hwang: Development of squeeze flow in mechanical heart valve: a particle image velocimetry investigation, *ASAIO J.* 52: 301-397, 2006.

[12] Manning KB, Przybysz TM, Fortaine AA, et al. Mechanical Heart Valve Cavitation Fluid Mechanics *ASAIO J:* 50(2) 123, 2004.

[13] Lim WL, Chew YT, Low HT, Foo WL Cavitation phenomena in mechanical heart valves: The role of squeeze flow velocity and contact area on cavitation initiation between two impinging rods. *J. Biomechanics:* 36 1269-1280, 2003.

[14] Bluestein D, Einav S and Hwang NHC A Squeeze Flow Phenomenon at the Closing of a Bileaflet Mechanical Heart Valve Prosthesis, *J. Biomechanics:* 27(11) 1369-1378, 1994.

[15] Makhijani VB, Yang HQ, Singhal AK, Hwang NHC: An experimental-computational analysis of mechanical heart valve: effects of leakage squeezing and rebound, *J Heart Valve Dis* 3(suppl. D): S35-S48, 1994.

[16] Lai YG, Chandran KB, Lemmon J A Numerical Simulation of Mechanical Heart Valve Closure Fluid Dynamics, *Journal of Biomechanics* :35 881-892, 2002

[17] Cheng R, Lai YG, Chandran KB Two-Dimensional Fluid-Structure Interaction Simulation of Bileaflet Mechanical Heart Valve Flow Dynamics, *The Journal of Heart Valve Disease:* 12 772-780, 2003.

[18] Wu ZJ: *Cavitation in Mechanical Heart Valve Prostheses: An In Vitro Study.* Ph. D. Thesis, University of Miami, 1996.

七、計畫成果自評

本計畫部分成果已投稿 *ASAIO Journal*(Chi-Wen

Lo, Jia-Shing Liu, Chi-Pei Li, Po-Chien Lu, and Ned H Hwang. Cavitation Behavior Observed in Mechanical Heart Valves, *ASAIO Journal* ,submitted 2006), 其他部分成果正在撰稿當中, 準備投稿國際期刊。

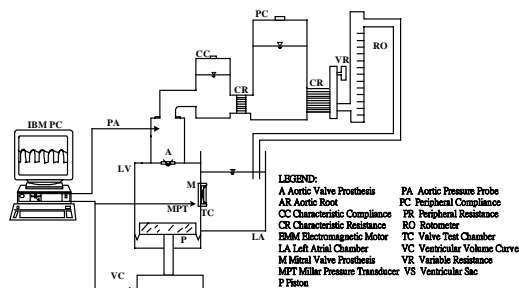


圖 1、體外生理模擬循環系統示意圖

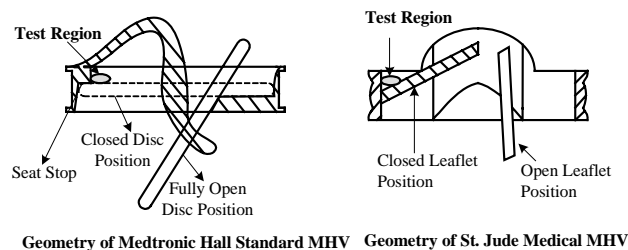


圖 2、擠壓流流速量測位置示意圖



圖 3、SJM 心瓣穴蝕汽泡位置圖

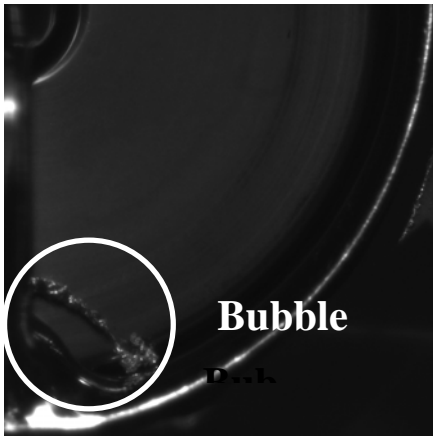


圖 4、MH 心瓣穴蝕汽泡位置圖

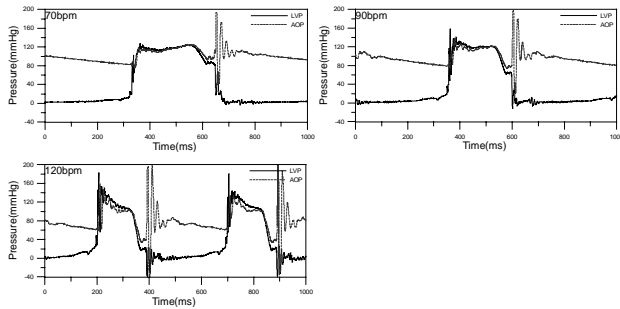


圖 5、SJM 心瓣在不同頻率之下(70、90、120bpm)之左心室與主動脈壓力波形。

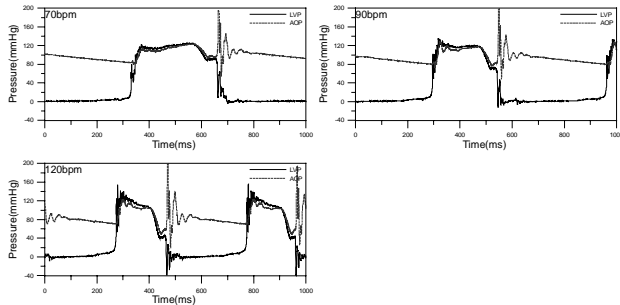


圖 6、MH 心瓣在不同頻率之下(70、90、120bpm)之左心室與主動脈壓力波形。

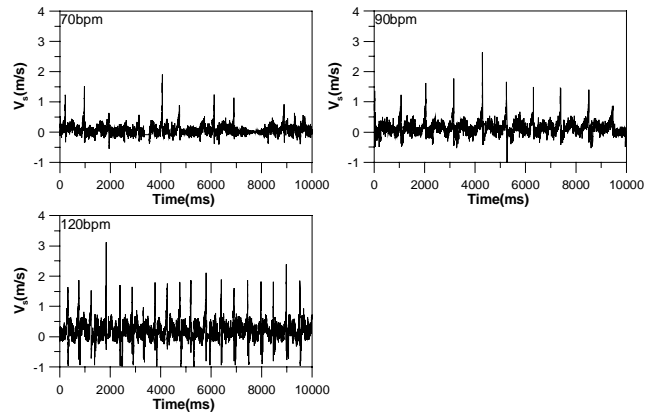


圖 7、SJM 心瓣在不同頻率之下(70、90、120bpm)所得到之瞬時擠壓流流速分佈圖。

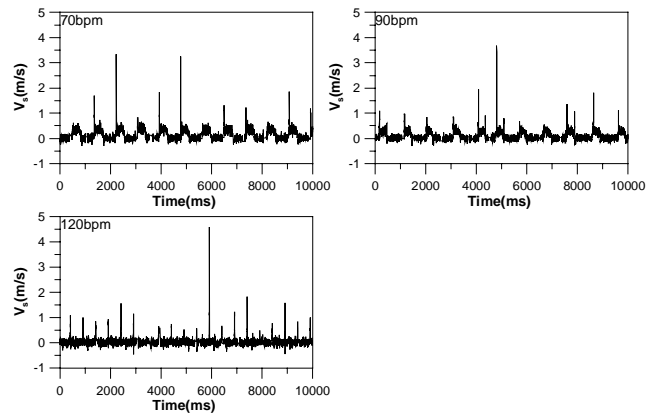


圖 8、MH 心瓣在不同頻率之下(70、90、120bpm)所得到之瞬時擠壓流流速分佈圖。

表 1、不同測試頻率下 SJM 與 MH 心瓣之暫態壓力值、葉片關閉速度、最大擠壓流速度及左心室負載率

Test Valve	Heart Rate(bpm)	NPP(mmHg)	Valve Closing Velocity(m/s)	Max Squeeze Flow	dp/dt(mmHg)
SJM	70	772±94	1.53±0.14	1.97	370±38
	90	1052±207	1.82±0.65	2.64	488±40
	120	1430±141	2.02±0.25	3.12	700±44
MH	70	846±60	1.51±0.08	3.35	367±21
	90	1078±69	1.94±0.12	3.67	472±27
	120	1453±155	2.35±0.16	4.68	701±29