ディスク型人工弁の流体力学的研究* (装着方向の違いによる影響について)

阿久津 敏乃介*¹, Winona F. BISHOP*², Vinod J. MODI*³

Hydrodynamic Study of Tilting Disc Valves (Effect of Valve Orientations)

Toshinosuke AKUTSU, Winona F. BISHOP and Vinod J. MODI

Three tilting disc mechanical heart valves (Bjork-Shiley c-c, Bjork-Shiley monostrut and Bicer-Val) have been tested in the mitral position under pulsatile flow conditions. The test program included measurements of velocity and turbulent stresses at six downstream locations. The study was carried out using a sophisticated cardiac simulator in conjunction with a highly sensitive two-component laser Doppler anemometer system. The continuous monitoring of parametric time histories revealed useful details about the complex flow and helped establish the location and time of the peak parameter values. Based on the nondimensional presentation of data, the following general conclusions can be made: (i) all 3 valve designs created elevated turbulent stresses during acceleration and peak flow phase presenting a possibility of thromboembolism, and perhaps, hemolysis; (ii) flow characteristics are affected by the maximum opening angles of each valve; and (iii) posterior orientation generates less turbulent stress than anterior orientation.

Key Words: LDV, Bio-Fluid Mechanics, Valve, Medical Equipment

1. 緒言

弁狭窄症、弁閉鎖不全症等の原因によって多くの心臓外科手術が行われている。これらの症状に対する外科的治療の一環として、1952年のHufnagel⁽¹⁾の一種のボール型人工弁を用いての大動脈弁閉鎖不全症に対しての移植、あるいは1960年のHarkenおよびStarr⁽²⁾らの人工弁の成功以来、医学界のみならず他の関連方面からの努力が、血行動態的に効率が良く、しかも構造的に優れた弁の開発を目指して行われてきた。1968年に導入されたBjork-Shiley Tilting Disc弁は、臨床の現場から大きな支持を受け、心臓病患者の機能回復に大きな役割を果たした。このディスク型の人工弁自身も、簡単な平板状のディスク形状から、曲線を持った形状に移行し、支持構造も簡単な単支柱デザインに変化してきた。これらの形状変化の背景には、血液流の剥離の防止と支柱による抵抗の

軽減が考えられる。Tilting Disc弁の動きは実に簡単明瞭であり、機能的でもある。全開時にはほぼ中心流を形成し、それ自身は流れの場に突き出ることもない。しかしながら、この弁の傾きによる流れの方向性は、弁の全体的な性能に大きく影響することが考えられるが、詳細な研究はあまり多くない⁽³⁾⁽⁴⁾。しかしながら、Hufnagelの最初の移植から40年以上経過した現在でも、血栓、塞栓症、溶血、石灰化、生体適合性等の問題についていまだ多くの課題が残されている。この中で最初の二つは頻度が高く、しかも血行力学的な要素が原因とされている(Wright⁽⁵⁾、Davey⁽⁶⁾)。このことは、人工弁に関わるメカニズムの、より良き理解と改善の為に、医学と工学のみならず、多くの分野の協力を示唆しているものと言えよう。実際、心臓外科医と流体力学者の間では過去からその様な協力が行われ成果も上げている。このバイオエンジニアリングの重要な分野の概要はKalmanson⁽⁷⁾、Harken⁽⁸⁾、Ionescu⁽⁹⁾或いは最近では阿久津⁽¹⁰⁾、Bishop⁽¹¹⁾らに見ることが出来る。

本研究では、三種のディスク型人工僧帽弁用弁(Bjork-Shiley c-c、Bjork-Shiley monostrut 及び Bicer-Val Valve)を定常流及び拍動流のもとで実験的に

* 平成6年1月20日 第3回バイオエンジニアリングシンポジウムにおいて講演、原稿受付 平成6年3月3日。

*¹ 正員、関東学院大学 (〒236 横浜市金沢区六浦町 4834)。

*² Andronic Inc., Richmond, B. C., Canada.

*³ University of British Columbia, Vancouver, B. C., Canada.

評価した。実験は、コンピュータ制御による心臓拍動流シミュレーション装置と二次元レーザー流速計(LDA)を中心にした装置を用い、定常流および拍動流下における、人工弁下流の速度分布、乱流度分布、乱流応力、圧力変動等を測定し、各弁の流体力学的性能を評価しようとするものである。拍動流においては、心拍全般の連続的な測定により、複雑な心室内の流れを測定し、ピークパラメーター発生の正確な場所と時間を特定することが可能となった。

2. 記号

ANT	Anterior orientation
Cd	流量係数
D	左心房直径、5.08 cm
$D_{0.4}$	$L=0.4D$ における心室直径
d	弁開口部直径
L	僧帽弁から測定した下流位置
Normal Stress:	乱流垂直応力、 τ_N
P_u	僧帽弁上流圧力
P_d	僧帽弁下流圧力
POST:	Posterior orientation
Q	流量
Rn	開口部直径によるレイノルズ数、 dV_0/v
Rn Stress:	レイノルズ応力、 τ_R
T	僧帽弁流れ開始からの経過時間
U	瞬間流速
U_{V_0}	無次元流速、 U/V_0
u,v	速度成分
u',v'	変動速度成分
V_0	弁開口部平均流速、
x	大動脈弁と僧帽弁を結ぶ線方向
y	x方向に垂直な水平方向
z	xy面に垂直な方向
ρ	密度
ν	動粘性係数
τ_R	レイノルズ応力、 $-\overline{u'v'}/V_0^2$
τ_N	乱流垂直応力、 $\tau_u = \overline{u'^2}/V_0^2$, $\tau_v = \overline{v'^2}/V_0^2$

3. 実験モデル

3.1 モデル及び実験装置 実験で用いた人工代用弁は機械的人工僧帽弁の中では実績のあるTilting Disc-Typeのディスク型人工弁で、以下に示した三種の人工弁を使用した(図1)。

図1 実験で用いた心臓代用弁: (a) Bjork-Shiley convexo-concave; (b) Bjork-Shiley monostrut; and (c) Bicer-Val prosthesis (27mm).

- (i) Bjork-Shiley Convexo-Concave Valve、全開弁角度 65° (BS c-c, 27MBRC, Shiley Laboratories)
- (ii) Bjork-Shiley Monostrut Valve、全開弁角度 70° (BS mono, 27XAMMBR, Shiley Laboratories)
- (iii) Bicer-Val Valve、全開弁角度 75° (BV, Bicer Medical Ltd.)

後者二種、すなわち BS mono 及び BV 弁は比較的新しい傾向の弁デザインを代表するものとし BS c-c 弁は従来の弁を代表する参照用の弁とした。

拍動流装置は、左心室における心臓拡張期および収縮期を再現しようとするものである。僧帽弁と大動脈弁が装着される弁サポートブロックは、自然心臓からの測定値をもとにアクリルのブロックより製作された。この部分に接続する透明な円錐状の心室は、薄いポリウレタンから製作され自然心室の形状と柔軟性を再現している (Du Plessis and Marchand⁽¹²⁾)。透明な材質の選択は、LDAを使用した速度計測には不可欠なものである。ポリウレタンの心室自身は、アクリル製の箱のなかに設置され、ピストンポンプに接続されている。

図2 実験装置及び計測装置の概要

循環系はWesterhof⁽¹³⁾らに準じたものである。直線状の亚克力製大動脈部に続き、可変 Windkessel が装着され、フィルターエレメントを利用した可変抵抗器と空気室の容量変化により、希望する循環抵抗および柔軟性に設定される。末梢抵抗は同様な装置またはバルブによって設定される。回路は調整可能な定水頭タンクに接続され一定の背圧が保たれる。

システムは人工弁が装着されているモデル左心室と、コンピュータ制御によるステップモーターによる駆動部とで構成される。ステップモーターの動きはギアボックスとケーブルにより直線運動に変換され、ピストンポンプに伝えられる。さらにピストンポンプの動きは駆動流体（水）を介してポリウレタン製心室に伝えられ心臓の動きとなる。心拍数、心拍出量(Stroke Volume)、流量変化等は制御コンピュータにより幅広い条件を再現可能である。LDAおよび他の装置および測定の詳細を図 2 に示す。

速度分布および乱流の計測は二次元レーザー流速計 (Ion Laser Technology, Model 5490ACWC Argon Laser; Model 5400C power supply; Dantec 3-beam Two component Ar-ion Optics; Dantec Model 55N20 Frequency Tracker)を用いて行われた。計算測定体積は径0.088mm長さ1.30mmのラクビーボール状である。レーザー光の透過媒体 (亚克力板、水、ポリウレタン膜) による影響を最小にするため、レーザー光は透過媒体になるべく垂直に入光するよう配慮がなされた。なお、透過媒体による焦点位置の変化は、屈折率を考慮し補正された。逆流の計測が可能のように、各レーザービームに対し400KHzのシフトが可能なブラッグセルが装着されている。最大サンプル数は最大周波数応答が250Hzになるよう、500Hzを用いた。周波数の選択は先に行われた定常流の実験 (阿久津⁽¹⁰⁾)に基づくもので、周波数分析結果によりほとんどの乱流成分は250Hz以下であることが明らかにされた。Hasenkam⁽¹⁴⁾らもまた100Hz以上で乱流エネルギーの急速な減少を報告している。速度測定は僧帽弁と大動脈弁を結ぶ中心の垂直面でなされた。速度成分 u, v はそれぞれ垂直面から45°の方向とし、測定位置は弁位置より0.4D, 0.5D, 0.625D, 0.75D, 0.875D及び1.0D下流の6箇所とした(図 3)。

自動計測のために、LDAシステムはコンピュータ制御による移動テーブルの上に設置された。各実験間の位置再現精度は x 方向については $\pm 0.05\text{mm}$ y および z 方向では $\pm 0.1\text{mm}$ であった。圧力測定はGould Statham P-23シリーズの医用圧力センサー、流量測定については、電磁流量計 (In Vivo Metric System Model K および Gould Statham

図 3 模擬心室近傍の概要

Blood Flowmeter Model SP2202)を用いて測定された。定常流の実験時にはオリフィス流量計も合わせて使用した。

実験は圧力測定時には心拍数53-112BPM(Beat Per Minute)を、速度測定時には心拍数71BPMを用い、心拍出量は71mlとした。供試流体は生理食塩水を用い、最高及び最低血圧はそれぞれ心拍数71BPMの時120及び80mmHgに設定した。それぞれの測定器からの信号はData Translation社製のA/D D/A ボードDT2801-Aを装備したIBM ATタイプのパソコン(ALR386/20)を用いて記録された。なおA/D D/Aボードの精度は12ビットであった。

3.2 乱流測定 心臓における流れは、その周期性と乱流の存在により複雑であるため、測定には適当でしかも正確な手法の適応が重要となる。拍動流においては、通常用いられる単なる平均化の手法では意味のある乱流パラメータを得ることは出来ない。拍動流においては単に時間平均からの差を求めても、速度変動とはならないため、アンサンブル平均 (Woo and Yoganathan⁽¹⁵⁾, and Chandran et al.⁽¹⁶⁾)、位相平均 (Hwang et al.⁽¹⁷⁾)、20Hzハイパスフィルターの使用 (Stein et al.⁽¹⁸⁾) 等が試された。Woo と Yoganathan⁽¹⁹⁾及びTiederman⁽²⁰⁾らは心拍中の一部に短い観測ウィンドウを設け、この中で得られたデータに統計的な解析をほどこした。観測ウィンドウとして速度の加速ピーク時と減速時を選択したが、この方法ではウィンドウ以外のデータについては観察可能でない。いずれも、速度変動と乱流応力の連続的な観測にはむかない。

本研究では、速度と乱流応力の連続的測定を目的とし、拍動流駆動用のコンピュータから発生されたパルス信号をトリガーとして用い、完全な同期と心拍全体を観測出来るよう考慮した。

4. 結果および考察

図4 三種のディスク弁の流量係数(Cd)のRe数に対する変化 (Anterior orientation, 定常流)

瞬間における速度 $U(t)$ は平均速度成分 $\bar{U}(t)$ と変動成分 $U'(t)$ によって次のように表される。

$$U(t) = \bar{U}(t) + U'(t)$$

平均速度を求めるために、1.2秒間の間瞬間速度が心室の拡張期を示すコンピュータからの信号により計られる。採取されたデータは、9点を用いた移動平均により円滑化される。この行程はカットオフ周波数25Hzに相当するよう10回繰り返される。速度の変動成分は、瞬間速度と円滑化された平均速度の差を求めることにより得られる。それぞれの心拍において、

$$u'(t) = \bar{u}(t) - u(t)$$

$$v'(t) = \bar{v}(t) - v(t)$$

が得られる。それぞれの点において、適当なレイノルズ応力と乱流垂直応力が得られるよう、最低20回繰り返される。レイノルズ応力と乱流垂直応力はそれぞれ下記に示すように表せられる。

$$\langle \tau_{RN}(t) \rangle = -\frac{\rho}{N} \sum_{i=1}^N [u'(t)v'(t)]$$

$$\langle \tau_u(t) \rangle = \frac{\rho}{N} \sum_{i=1}^N u'(t)^2$$

$$\langle \tau_v(t) \rangle = \frac{\rho}{N} \sum_{i=1}^N v'(t)^2$$

ここで

$\langle \rangle = N$ 回の平均

$N =$ 心拍数

$t =$ 各心拍における測定の瞬間

$U(t) =$ 瞬間速度

$u'(t), v'(t) =$ 変動速度成分

$u(t), v(t) =$ 9点移動平均による平均速度

平均速度は

$$\langle u(t) \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N u(t)$$

$$\langle v(t) \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v(t)$$

により求めた。

図4に定常流における流量係数(Cd)とレイノルズ数(Rn)の関係を示す。結果は若干ばらつきはあるが、傾向は明かである。流量係数に対するレイノルズ数の影響は、図中の低いレイノルズ数領域で顕著である。すなわち、心臓弁の性能を評価する場合には、レイノルズ数を明記することが重要となる。図から明らかなように、B-S c-c弁とB-S mono弁は同様な流量係数値を示したが、BV弁は明らかに幾分高い流量係数値を示した。拍動流においても同様な結果を示すが、各弁間Cd値の差は定常流の場合より大きい。この結果は直接的には各弁の開放角度の差によるものと思われる。すなわち、開放角度の大きいBV弁(75°)は他の弁より大きい流量係数が得られ、流れに対して抵抗が少ないことを示している。

心室内の流れの連続的な解析により、拍動流では、流れの加速期、流れのピーク期、及び流れの減速期の三つの流れ期に分類出来、弁下流の速度、乱流応力のあり方に大きな変化がある事が観察された。

Disc弁の主オリフィスが大動脈弁の方向に位置するAnterior orientationの場合には、拡張期の初期は遅い流れであるが、すぐに僧帽弁からの方向性の有るピークを伴った流れが見られる(図5)。この時期の流れは、弁の開放時のDiscの角度の推移に伴う影響のため乱れが大きく、最大応力は弁開放角度が大きくなるに従い、下流に移動する。最大乱流垂直応力はこの加速期の初期に観察された(BS c-cでは、 $L=0.4D$ において、 43.0 N/m^2)。この後、流れの加速に伴い流れ場が確立され、各弁共レイノルズ応力の増加が見られ、この傾向はピーク流れ期に達するまで続いた。ピーク流れ期にはレイノルズ応力の増加と乱流垂直応力の減少が見られた。主及び副オリフィスとの相互作用によって影響された流れ場は複雑な様相を示し、弁の開放角度の相違が見られ、心室中心部に比較的速度の遅い領域が残った(図6)。減速期は乱流応力の急激な減少と心室における回転流れに特徴付けられたが、各弁共流れの加速期に強い乱流垂直応力の発生が見られた(図7)。

各弁のピーク応力値の比較では(図8)、弁の開放角度が大きくなるに従い、ピーク応力発生位置が下流に移動し、また応力値も増加した。これは開放角度が大きいと、流れの方向がより垂直下方に向き、乱れの少ない流れが無理なく下流位置まで到達可能となり、その位置で流れの混合が行われるためと考えられる。しかしながら、この比較的大きな応力値自身は、実験中の観察によれば、比較的短時間持続するだけで、しかも現象は局所的に発生した。応力の持続性を考慮に入れて、時間的、空間的

図 5 Anterior orientationで装着された Bjork-Shiley convexo-concave 弁 (27MBRC), Bjork-Shiley monostrut 弁 (27XAMMBR) 及び Bicer-Val (27mm) 弁 下流各点の、流れの加速期における、速度、垂直応力及びレイノルズ応力分布

図 6 Anterior orientationで装着された Bjork-Shiley convexo-concave 弁 (27MBRC), Bjork-Shiley monostrut 弁 (27XAMMBR) 及び Bicer-Val (27mm) 弁 下流各点の、流れのピーク期における、速度、垂直応力及びレイノルズ応力分布

に平均値を求めると、開放角度が大きいBV弁が最低応力値を示した(図 9)。

弁の位置を 180° 回転したPosterior orientationでは流れ場は劇的に変化し、より自然な下方方向流れが見られ、乱流応力も低い値を示した。流れの加速期には速度分布はさらに確立され、一つの循環流れの様相を示し、応力値も全体的に小さかった。ピーク流れ期では(図 10)、流れはさらに確立され、レイノルズ応力と、Anterior orientationでは見られなかった乱流垂直応力

の増加が観察された。Posterior orientationでの各弁の応力値の比較では、Anterior orientationの時程の傾向や相違は見られなかったが、この場合でも開放角度が一番大きいBV弁が最低応力値を示した(図 11)。各弁とも図 12に示す様に、Posterior orientationの乱流応力はAnterior orientationより低い値を示すことが観察され、Chandranら⁽³⁾及びBjork⁽⁴⁾の観察を数値的に確認することが出来た。

図7 Bicer-Val 弁 (27mm) 下流各点の、各流れ期 (加速、ピーク及び減速期) における最大レイノルズ及び垂直応力分布

図8 三種のディスク弁 (27mm) 下流各点の、垂直応力及びレイノルズ応力の最大応力分布

図9 Anterior orientationに装着された三種のディスク弁 (27mm) 下流各点の、垂直応力及びレイノルズ応力分布の、弛緩期における測定面平均応力

5. 結言

実験結果より、以下のような結言が得られた。

- (i) 全ての弁は、流れが未確立の加速期では、安定したピーク流れ期に比べ大きな乱流垂直応力を示し、血栓や溶血の原因に成り得る可能性が示された。
- (ii) 乱流応力値は弁の最大開放角に関連し、新しい世代の弁ほど小さい事が観察された。
- (iii) 心室内の流れは、Anterior orientationでは複雑な流れを形成し、乱流応力値も大きい。Posterior orientationでは流れは単純で、結果的に乱流応力値は低かった。

図10 Posterior orientationに装着された Bjork-Shiley convexo-concave 弁 (27MBRC), Bjork-Shiley monostrut 弁 (27XAMBR) 及び Bicer-Val (27mm) 弁 下流各点の、流れのピーク期における、速度、垂直応力及びレイノルズ応力分布

図 11 Posterior orientationに装着された三種のディスク弁 (27mm) 下流各点の、垂直応力及びレイノルズ応力分布の、弛緩期における測定面平均応力

図 12 Bicer-Val 弁 (27mm) 下流各点の、弁装着方向の違いによる、最大レイノルズ及び垂直応力

6. 参考文献

- (1) Hufnagel, C.A., Harvey, W.P., Rabil, P.J., and McDermott, "Surgical Correction of Aortic Insufficiency," *Surgery*, 35, (1954), 673.
- (2) Starr, A., Edwards, M.L., McCord, C.W., and Griswold, H.E., 1963, "Aortic Replacement Clinical Experience with a Semirigid Ball-Valve Prosthesis," *Circulation*, 27, (1963), 779.
- (3) Chandran, K.B., Schoepfoerster, R., et al., "Effect of Prosthetic Mitral Valve Geometry and Orientation on Flow Dynamics in a Model Human Left Ventricle," *J. Biomechanics*, 22, 22, (1989), 51.
- (4) Bjork, V.O., "Optimal Orientation of the 60 and 70 Degree Bjork-Shiley Tilting Disc Valves," *Scand. J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 16, (1982), 113.
- (5) Wright, J., "Hydrodynamic evaluation of tissue valves," *Tissue Heart Valves* (edited by M.I. Ionescu), (1979), 29.
- (6) Davey, T.B., Kaufman, B., and Smeloff, E.A., 1966, "Pulsatile flow studies of prosthetic heart valves," *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 51, (1966), 264.
- (7) Kalmanson, D., 1976, "The Mitral Valve - A Pluridisciplinary Approach," Publishing Science Group, Inc., Acton Mass.
- (8) Harken, D.E., "Prosthetic Heart Valves," *Medical Instrumentation*, 11, (1977)
- (9) Ionescu, M.I., *Tissue Heart Valves*, Butterworths, London, (1979)
- (10) Akutsu, T., "Hydrodynamic Performance of Mechanical Prosthetic Heart Valves," Ph. D. Thesis, University of British Columbia, Vancouver, B.C., Canada, (1985).
- (11) Bishop, F., Winona, "Hydrodynamic Performance of Mechanical and Biological Prosthetic Heart Valves," M.A.Sc. Thesis, University of British Columbia, Vancouver, B.C., Canada, (1989).
- (12) Du Plessis, L.A., and Marchand, P., "The Anatomy of the Mitral Valve and Its Associated Structures," *Thorax*, 19, (1964), 221.
- (13) Westerhof, N., Elzinga, G., and Sipkema, P., "An Artificial Arterial System for Pumping Heart," *J. Applied Physiology*, 31, 5, (1971), 776.
- (14) Hasenkamp, J.M., Hygaard, H., Giersiepen, M., Reul, H., and Stodkilde-Jorgensen, H., 1988, "Turbulent Stress Measurements Downstream of Six Mechanical Aortic Valves in a Pulsatile Flow Model," *J. Biomech.*, 21, 8, (1988), 631.
- (15) Woo, Y.R., and Yoganathan, A.P., "An Instrument for the Measurement of In Vitro Velocity and Turbulent Shear Stress in the Immediate Vicinity of Prosthetic Heart Valves," *Life Support System (The Journal of the European Society for Artificial Organs)*, 4, (1986), 47.
- (16) Chandran, K.B., Cabell, G. N., Khalighi, B., and Chen, C.-J., "Laser Anemometry Measurements of Pulsatile Flow Past Aortic Valve Prostheses," *J. Biomech.*, 16, (1983), 865.
- (17) Hwang, N.H.C., Hussain, A.K.M.F., Hui, P.W., Stridling, T., and Wieting, D.W., "Turbulent Flow Through a Natural Human Mitral Valve," *J. Biomech.*, 10, (1977), 59.
- (18) Stein, P.D., Walburn, F.J., and Sabbah, H.N., "Turbulent Stresses in the Region of Aortic and Pulmonary Valves," *Trans. ASME J. Biomech. Eng.*, 104, (1982), 238.
- (19) Woo, Y.R., and Yoganathan, A. P., "In Vitro Pulsatile Flow Velocity and Turbulent Shear Stress Measurements in the Vicinity of Mechanical Aortic Heart Valve Prostheses," *Life Support System (The Journal of the European Society for Artificial Organs)*, 3, (1985), 283.
- (20) Tiederman, W.G., Steinle, M., and Phillips, W.M., "Two-Component Laser Velocimeter Measurements Downstream of Heart Valve Prostheses in Pulsatile Flow," *Trans. ASME J. Biomech. Eng.*, 108, (1986), 59.