機械式心臓代用弁の設計要素と閉鎖応答性の研究

Effects of design parameters on closing response of the mechanical heart valve prostheses

苗村 潔(正会員)
Kiyoshi NAEMURA

Abstract

Closing response of the mechanical heart valve prostheses was evaluated using an X-ray high-speed video camera and a mechanical mock circulator. Effect of the valve design parameters, such as designed angle at closed position; momentum of inertia and mass of occluder, on the closing response was examined. The closing response was analyzed by the following parameters; (1) pressure gradient at onset of valve closing, (2) amount of back flow volume during motion, (3) period during closing motion. It was clarified that 1) back flow volume and a period during closing motion were closely influenced by an angle of closed position, while pressure gradient was changed by the mass of occluder, 2) there was no distinct change in closing response, when a momentum of inertia was varied up to $78 \times 10^{-9} \text{kg} \cdot \text{m}^2$.

Key Words

Mechanical heart valve prostheses, Design, Closing response.

1. はじめに

生体の心臓は血液を各臓器(肝臓, 腎臓など)へ送り出すポンプの働きを持つ。血液は心臓の中にある4つの逆止弁により1方向に流れる。これらの逆止弁は2枚もしくは3枚の薄い膜なので、弁前後の圧力較差により受動的に開閉する。よって、弁機能として流れに対して抵抗とならずに逆流を防ぐことが求められる。しかし、弁狭窄や閉鎖不全などの心臓弁膜症はそのまま放置すると心不全を引き起こす危険があるため機能の低下した弁を切除して、かわりに人工的に作製した弁(心臓代用弁)を埋め込む手術が行われる。

著者は X 線透過像を高速ビデオカメラで記録するシステムを心臓代用弁評価に導入し、従来の循環系を模擬した流体回路内での圧力、流量と同時に閉鎖運動を計測することで、閉鎖応答性の指標として1)閉鎖運動を開始する時の弁前後の圧力較差(ΔP_c)、2)閉鎖過程に生じる逆流量(Closing volume)、3)閉鎖運動時間(PDCM)を提案している。本研究では閉鎖応答

性の指標を基に機械式心臓代用弁の設計要素の影響を明らかにすることを目的とした。設計要素として、閉鎖設計角度、弁葉質量、弁葉慣性モーメントを挙げ、臨床で多く使用されている傾斜型ディスク弁と二葉弁の弁葉に重りを貼ったときの比較実験を行なった。

2. 方法

同じ実験条件下で弁機能を比較するために圧力、流量について血行動態を模擬した流体回路⁽²⁾⁽³⁾を使用した。比較する機械弁を左心室への流入側に固定した。左心室モデルの拡張時間を 0.65s、収縮時間を 0.35s とし、圧縮空気圧力を 19.6kPa(150mmHg)に設定した。作動流体には 39℃に加温した 40%グリセリン水溶液(比重:1.1g/cm³, 粘性係数:3cP)を使用した。なお、防カビのためにエタノールを 10%溶かし、導電性を持たせるために食塩を適量入れた。

実験には傾斜型ディスク弁として Bjork-Shiley Monostrut 弁(BSM 弁)を、二葉弁には CarboMedics 弁(CM弁)を使用した。これらの弁の内径は共に 24mm である。弁の上流側の圧力(P1)と心室圧力(P2)を圧力センサ(日本光電製, DX-360R)で測定した。その際、センサ位置を同じ高さにした。測定点はFig.1に示すように、弁の上流側圧力は内径24mmの電磁流量計プローブ(日本光電製, FF-240T)を接続する関係で、弁から60mm

2002年2月20日受理

2002年7月30日最終原稿受理

東京女子医科大学, 1628666 東京都新宿区河田町 8-1

Tokyo Women's Medical University, 8-1 Kawadacho, Shinjuku, Tokyo 1628666, JAPAN

離れた位置の静圧を、心室圧力は左心室モデル内の静圧をそれぞれ測定した。また、BSM 弁の取り付け向きは心室内流れがスムーズになるため、臨床的にも推奨されている向きである。二葉弁の弁葉は弁輪の内側に隠れてしまうので、医用X線発生装置(日立製, DHF-158CX)によるX線透過像(X線出力:100kV, 4mA)を高速ビデオカメラ(フotron製, Fastcam-ultima)で記録することで弁葉運動を計測した。パーソナルコンピュータ(Gateway2000, G6-150)にて圧力、流量のデータをA/D変換すると同時にトリガ信号(TTL信号)を高速ビデオカメラへ送信することで同期をとった。高速ビデオカメラのフレームメモリに保存された画像データは GPIB ケーブルを通してパソコンに転送される。圧力、流量のサンプリングと、高速ビデオカメラの撮影速度は1125Hzとした。高速ビデオカメラより得られた画像データから弁葉の開放角度(θ)を求めた。さらに、連続する2枚の画像の差を取り、運動を開始する時間を特定した。

弁のデザイン要素(閉鎖設計角度、弁葉慣性モーメント、質量)が閉鎖応答性に与える影響を実験により検討する。Fig.1 に両弁の模式図を弁開放時と閉鎖時に分けて示す。BSM 弁(BSM(standard))は開放時に 70° 、閉鎖時に 0° であるが、CM 弁(CM(standard))は開放時に 78° 、閉鎖時に 25° となるように設計されている。閉鎖応答性の中で、Closing volume と PDCM は閉鎖設計角度(Designed angle at closed position)が影響すると考えられる。そこで、Fig.1に示すように、BSM 弁に運動を制限する銅製金具を取り付け、閉鎖設計角度をCM弁と同じ 25° とし(BS(modified))、2. と同条件下で実験をおこなった。また、弁葉の慣性モーメント(Momentum of inertia)、質量(Mass of the occluder)が異なると考え、CM弁弁葉と同じ形状に作製した銅製の重り(厚さ 0.8mm, 密度 8900kg/m^3 , 質量 1.16g)を貼り付ける(CM(modified))ことで実験を行なった。なお、BSM 弁の慣性モーメントは弁葉形状が複雑なので円板で近似して求め、質量は Cheon ら⁽⁴⁾の数値計算に用いた数字を使用した。CM弁の慣性モーメントと質量は Reifら⁽⁵⁾の計算方法

に従った。実験条件を Table.1 に示す。

3. 結果

実験結果を Fig.2 にCM(standard)の値を 1 として、 $\angle P_c$, Closing volume と PDCM を無次元化して表示した。閉鎖設計角度をBSM 弁とCM弁で同じにすると(BSM(modified)), Closing volume, PDCM は減少したが、CM(standard)より依然高い値を示した。しかし、傾斜型ディスク弁の閉鎖設計角度を 0° 以上にするすることで、二葉弁と同程度の Closing volume, PDCM が得られることは間違いない。一方、弁葉に重りを貼り付けた影響は $\angle P_c$ に顕著に見られた。つまり、CM(modified)においてCM(standard)の3倍となった。各パラメータについて以下の考察で詳しく述べる。

Fig.1 How to change the designed angle at closed position of BSM and momentum of inertia and mass of CM

Table.1 Experimental conditions

	BSM(standard)	BSM(modified)	CM(standard)	CM(modified)
Angle at closed position deg.	0	25	25	25
Mass of the occluder g	0.98	0.98	0.33	1.35
Momentum of inertia $\times 10^{-9} \text{ kg} \cdot \text{m}^2$	70	70	25	78

Fig.2 Effect of the designed angle at closed position, momentum of inertia and mass on the closing response

4. 考察

4・1 弁前後の圧力較差 (ΔP_c) の計算値と実験値

ここでは、力の釣り合いから計算される ΔP_c と実験結果を比較考察する。閉鎖運動を開始する直前の弁葉に働く力を Fig.3 に示すように、重力と圧力較差による力だけと仮定する。BSM 弁の面積や質量について、CM 弁については Reif ら⁽⁵⁾ を参考にした。弁開放時の角度 θ 、弁葉質量 m 、重力加速度 g 、弁葉面積 A とすると、 ΔP_c は

$$\Delta P_c = \frac{mg \cos \theta}{A} \quad (1)$$

で求められる。計算の結果、BSM 弁は 7.1Pa (0.05mmHg)、CM (-) で 2.6Pa (0.02mmHg)、CM (modified) は 11Pa (0.08 mmHg) となった。CM (standard) の値を1として他の条件との比で考えると、BSM は 2.7 (4.4)、CM (modified) は 4.1 (3) となり () 内は計測値における比、ほぼ同様な値となった。3. の実験結果の中で、CM 弁の弁葉に重りを貼り付けた時に ΔP_c が上昇したのは、上記の計算が示すように弁葉の質量が増加したためである。したがって、弁を設計する際に弁葉質量と弁葉面積、弁開放時の角度などを(1)式に沿って検討可能である。なお、計算で得られた ΔP_c の値は心臓内で十分に発生しうる圧力較差である。

4・2 逆流 (Closing volume) と閉鎖運動の関係

弁葉の形状と可動角度を決定すると、弁葉が閉鎖運動中を通る部分の容積 (Designed back flow volume, Fig.4) が求まる。弁葉通過部分容積は Closing volume の一部となっている

と考えられる。BSM (standard)、BSM (modified)、CM (standard) について弁葉通過部分容積を計算し、Closing volume に対する割合を求めた結果を Table 2 に示す。Closing volume に対する割合が小さい程、設計段階で予想可能な逆流より大量の逆流が生じていることになる。BSM (modified) と CM (standard) を比較すると、弁葉通過部分容積が同じにも関わらず、CM (standard) の方が Closing volume に対する割合が大きく効率良く閉鎖していることになる。両弁の違いは主に弁葉支持機構に原因があり、BSM 弁はスライド運動もするので CM 弁より逆流が多く生じると考えられる。BSM 弁の閉鎖設計角度を 25° とすることで Closing volume は 1cm^3 減少した。この値は Table 2 に示す通り弁葉通過部分容積の減少量と同量である。つまり、閉鎖過程において弁葉通過部分容積より多く生じた逆流量は BSM (standard) と BSM (modified) で変化が無かったことになる。Closing volume が弁葉通過部分容積より大きくなるのは、弁前後の圧力較差が時間とともに上昇し流体が加速されるためである。よって、低い圧力較差のまま閉鎖運動が行われれば Closing volume はさらに低い値になると予想される。

Fig.3 Forces acting on the occluder at onset of closing

4・3 閉鎖運動時間 (PDCM) の導出

人工弁の閉鎖過程について Ceon ら⁽⁶⁾ の報告を参考に、以下のように数値計算をおこなった。基礎となる式は、連続の式、ベルヌーイの式、回転の運動方程式とした。まず、人工弁の弁葉 (ディスク) 形状を計算を簡単にするために長方形 ($d \times w$) とし、

幅 δs の帯に分割する (Fig.5). 逆流速度 U_i と弁前後の圧力較差を仮定して, 連続の式, ベルヌーイの式より各 δs の帯に作用する圧力を算出する. その各帯に作用する圧力の総和から生じるトルクと重力によるトルクを回転の運動方程式に代入して, ルンゲクッタ法で解くという手法をとった. ディスクの幅 $AB=d$, 回転の中心 O とディスクの端 B までの長さ $OB=a$, $AD=li$, 弁開放角度 θ とし, m 番目の δs の帯の位置 $DH=X_m$, $AF=S$, $FH=lm$ における流速 U_m , 圧力 P_m に関して,

$$U_m = li U_i / lm \quad (2)$$

$$P_m = P_i + 0.5 \rho (U_i^2 - U_m^2) - \rho g X_m \quad (3)$$

が成立する. ただし, 重力加速度を g , 作動流体の密度を ρ とする. ゆえに, 回転の運動方程式は,

$$I_o \frac{d^2 \theta}{dt^2} = -w (\delta s) \sum P_m (d - a - S) + mg \left(\frac{d}{2} - a \right) \cos \theta \quad (4)$$

となる. I_o は慣性モーメントであり, Table 1 の値を用いた. ここでは, CM (standard) と CM (modified) を比較する. 計算には $d=0.013m$, $a=0m$, $w=0.02m$ を使用した. また, P_i の初期値を $770Pa$ とし, 計算の1ステップごとに $532Pa$ 上昇させ, 逆流速度は初期値 $0m/s$ で $0.017m/s$ ずつ速くした. この値は実験値から近似したもので, 計算を簡略化した. その結果, PDCM は CM (standard) で $5ms$, CM (modified) は $7ms$ を得た. 実験より得られた値の5分の1程度となったが, 弁葉に重りを貼り付けることによる延長の比率は $1.4 \langle 1.1 \rangle$ ($\langle \rangle$ 内は実験値における比) であり, $\angle P_c$ より変化が小さく慣性モーメントによる影響は質量の影響より軽微であると考えられる.

Fig.4 Explanation for the designed back flow volume

Table.2 Calculated occluder sweeping volume and ratio to the closing volume

	calculated occluder sweeping volume cm^3	Ratio to the closing volume %
BSM(standard)	3.6	37
BSM(modified)	2.6	30
CM(standard)	2.7	55

Fig.5 Schematic drawings of the valve for numerical simulation

5. 結論

機械式心臓代用弁の閉鎖応答性を運動解析により評価した. 傾斜型ディスク弁 (BSM 弁) と二葉弁 (CM 弁) を比較したところ, BSM 弁と CM 弁の閉鎖応答性を弁のデザインの違いから検討した. その結果, 閉鎖設計角度は逆流量 (Closing volume) と閉鎖運動時間 (PDCM) に, 弁葉質量は弁前後の圧力較差 ($\angle P_c$) に影響するが, 弁葉慣性モーメントは $78 \times 10^{-9} kg \cdot m^2$ までは他の2つより影響は軽微であることが明確となった.

謝辞

本研究は著者が土肥健純教授 (東京大学大学院情報理工学系研究科) の研究室に在籍していた時の実験結果をもとにしている. その際に協力してくれた山崎健太郎君, 康礼鮮君, 石井克人君に感謝する. また, 梅津光生教授 (早稲田大学大学院生

命理工学), 藤本哲男教授(芝浦工業大学機械工学科)にご助言頂いた。

参考文献

- (1) 梅津光生, 心臓代用弁の現況. 日本 ME 学会雑誌 BME, 1996; 10(10):45-53.
- (2) 苗村潔, 泉佳友子, 藤本哲男, 梅津光生, 勝間田敬弘, 北村昌也, 小柳仁, 土肥健純, 人工弁動特性解析を目的とした心房心室流入期モデルの開発, 人工臓器, 1995; 24(2):448-452.
- (3) 苗村潔, 鈴木真, 土肥健純, 泉佳友子, 藤本哲男, 梅津光生, 高速ビデオカメラによる機械式心臓代用弁閉鎖特性の評価. 日本機械学会第 73 期通常総会講演会講演論文集 (I), 1996; No.96-1:536-537.
- (4) G.J. Cheon, K.B. Chandran, Dynamic behavior analysis of mechanical monoleflet heart valve prostheses in the opening phase. ASME J Biomech Eng. 1993; 115: 389-395.
- (5) T.H. Reif, T.J. Schulte, Estimation of the rotational undamped natural frequency of bileaflet cardiac valve prostheses. ASME J Biomech Eng. 1990; 112: 327-332.
- (6) G.J. Cheon, K.B. Chandran, Transient behavior analysis of a mechanical monoleaflet heart valve prosthesis in the closing phase. ASME J Biomech Eng. 1994; 116: 452-459.