

人工心臓ハウジング内部の可視化及び血栓の発生評価

○ 苫小牧工業高等専門学校 電子・生産システム工学専攻 池田 季生
 苫小牧工業高等専門学校 見藤 歩
 苫小牧工業高等専門学校 小藪 栄太郎
 苫小牧工業高等専門学校 蘇武 栄治

要 旨

心臓移植のドナー不足が深刻化する中、解決策として期待され、研究されているものの一つに人工心臓が存在し、実用化されているが、まだ問題が多いのが現状である。中でも流体工学的観点から解決可能である問題として血栓症が存在するため、本研究では人工心臓内の流れを可視化し、流動解析を行った。現在、これにより得られた流速データからせん断速度を求め、人工心臓内の血栓のリスク評価を行っている。

1 目的

近年、重症心不全に陥る患者の数は年々増加傾向を示している。心臓移植はそれらの症状を改善する有効な医療手段として知られている。しかし、社会的・倫理的な背景からくるドナー不足は深刻な問題となっており、日本ではほとんど行われていない。この心臓移植のドナー不足の問題点を解決するため研究されているのが人工心臓である。人工心臓はまだ動く心臓の補助を目的としたものがほとんどであり、ドナーが見つかるまでのつなぎとして大きな実績を上げている。その一方で、これを体内に完全に埋め込んだ場合、解決すべき課題として、血栓の形成が挙げられる。これは、体が人工心臓を異物としてとらえてしまうことと、血流がよどむことが原因とされており、身体に重大な影響を与えかねない。

そこで、本研究では、拍動型人工心臓の血液室（ハウジング）内部の流れを PIV 法を用いて可視化し、流動解析を行うことで、血栓生成リスクの評価を行うことを目的としている。

2 実験

2-1 実験装置

模擬循環装置は、右心室を模擬する前負荷タンクと人工心臓、そして末梢血圧を模擬する後負荷タンクにより構成される。人工心臓は空気駆動拍動装置によりダイアフラムを上下させる事で、模擬循環装置の前負荷タンクから水を吸引し、後負荷タンクへ水を拍出させている。光源にはカトウ光研製のグリーンレーザーシート（50m/G）を用いた。実験装置の概略図を図 1 に示す。

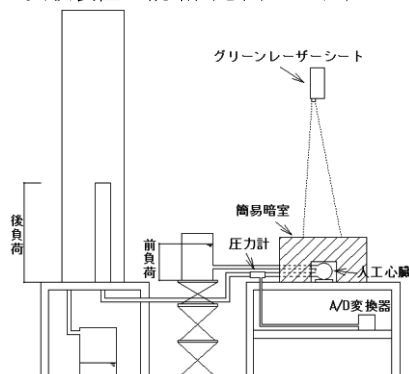


図 1 実験装置概略

2-2 人工心臓

東海大学岡本研究室で開発された補助人工心臓は、左心室から血液を取り込み下降大動脈に送血し、患者の左心室に代わり体の血行動態を維持するものである。それを基にモック実験用として上部ハウジングは光造形で作成されていた透明モデルを使い、下部はさびにくく壊れにくいアルミに機械加工を施して作成した。

2-3 拍動装置

コンプレッサーと真空ポンプで正圧と負圧を発生させ、電磁弁によって流路を切り替え、ダイアフラムを拍動させる構造である。心拍数はファンクションジェネレーターからの矩形波の周波数を変え、電磁弁の開閉を制御することにより調整した。正圧、負圧の圧力は、レギュレーターにより調整した。コンプレッサーと真空ポンプの影響を受けない様に、レギュレーターと圧力計の間に貯蔵タンクを設け、空気圧を安定させている。

2-4 駆動条件

人工心臓の拍動数は 60,80,100beats/min とした。また、前負荷タンクからの圧力は 22.5mmHg、後負荷タンクからの圧力は 20mmHg/L/min とした。これは人間の左心房圧および末梢血圧を模した値である。実験中の漏れ損失は考慮しないものとした。各拍動数における拍動装置の空気駆動圧条件を表 1 に示す。

表 1 駆動条件

拍動数(beats/min)	正圧(Mpa)	負圧(Mpa)
60	0.016	0.021
80	0.018	0.023
100	0.016	0.022

2-5 トレーサ粒子

可視化用トレーサ粒子には表面に光沢があり、光の反射も非常に良く、球形であり、数 μm のものになると密度が水と変わらなくなるナイロン粒を用いることとした。実験では、作動流体 6L に対して 0.1g 懸濁させることとした。用いた粒子の仕様を表 2 に示す。

表 2 粒子仕様

名称	110P8
密度 [g/cc]	1.10±0.05
最大耐久圧 [psi]	10000
平均粒径 [μm]	10

2-6 実験方法

解析手法には粒子追跡法を用いた。

可視化動画は流れの中に粒子を流し、人工心臓を拍動させ、人工心臓の側面からレーザーを当てることで、流れの様子を被写体正面から撮影した。

詳細条件を表3に示す。

表3 実験条件

条件項目	
作動流体	水道水 (10°C)
撮影機器	NAC MEMRECAM HX-5
レンズ	Ai AF Nikkor 35mm f/2D
シャッタースピード	1/1500秒

2-7 解析方法

実験により得られた可視化動画を、流動解析ソフトである「Flow PIV」を用いて、解析を行った。詳細条件を表4に示す。

表4 解析条件

条件項目	
格子間隔	2
格子間隔	2
計測範囲	511×447
格子数	57105

3 結果と考察

3-1 可視化手法評価

本研究で用いた可視化手法について、解析データを用いてストークス数から評価する。

ストークス数 St は微粒子の流体への追従性を評価する無次元量であり次式で定義される

$$St = \frac{\rho_p d^2 u}{18\eta L}$$

この時、 $St \ll 1$ であれば微粒子の軌跡は流体の流線にほぼ一致すると考えることができる。

今回は、粒子密度 $\rho_p = 1.0 [kg/m^3]$ 、

粒子直径 $d = 0.00005 [m]$ 、

粘度 $\eta = 1304 [kg/m \cdot s]$ 、

代表長さ $L = 0.2 [m]$ (流入口の直径)

として、これに各拍動数での流速 U を入れて計算し、条件を満たしているかを評価した。

各拍動数における最大のストークス数を表5に示す。

表5 最大ストークス数

	ストークス数 St
60bpm	4.597×10^{-13}
80bpm	4.501×10^{-13}
100bpm	3.076×10^{-13}

表5よりどの拍動数においても $St \ll 1$ の条件を満たしていることがわかる。

従って、粒子が流れに乗っていることを、可視化し、解析したデータから確認することができたので、本研究で用いた可視化手法及び解析手法で人工心臓内の流れをとらえることができていると考えられる。

3-2 血栓形成リスク評価

解析結果から、人工心臓内部に代表評価地点を6か所定め、各地点での一拍動間における流れの速度変化を求めた。代表評価地点を図2に示す。

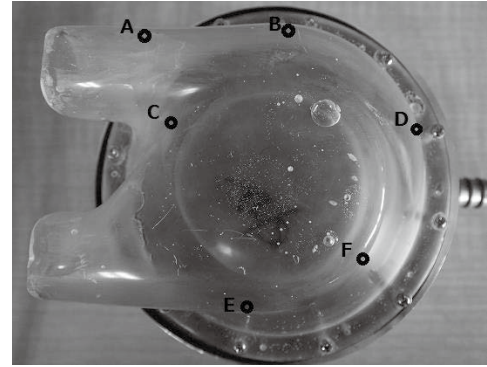


図2 評価地点

文献からせん断速度が $2000 [1/sec]$ 以上であれば血栓の発生リスクが低くなることが分かっている⁽¹⁾。

$$\gamma = \frac{v_2 - v_1}{\Delta x}$$

本研究では、上式からせん断速度 γ を求め、文献値と比較することで対象の血栓発生リスクの評価を行った。(ただし、この時 v_1 は壁面で $0m/s$ 、 Δx は壁面からの距離で $0.2mm$ とする) 各拍動数における評価点別の最大せん断速度を表6,7,8に示す。

表6 60bpm 時における最大せん断速度

	評価地点		
	A	B	C
	D	E	F
せん断速度 [1/sec]	3663	2725	3667
	4316	3212	2883

表7 80bpm 時における最大せん断速度

	評価地点		
	A	B	C
	D	E	F
せん断速度 [1/sec]	4225	3558	3034
	4226	2620	3083

表8 100bpm 時における最大せん断速度

	評価地点		
	A	B	C
	D	E	F
せん断速度 [1/sec]	2805	2614	2127
	2888	2270	2737

表5,6,7よりどの点においても血栓形成のリスクが低くなるせん断速度 $2000 [1/sec]$ を上回っていることが分かる。このことから、今回定めた評価地点においては血栓の形成リスクが低いといえる。しかし、現在はまだこの6地点のみでしか評価できておらず、可視化が行えていない流れもレーザー光とダイアフラムの接触を避けるため、人工心臓上部のみとなっているため、現在の結果からは人工心臓全体にわたって血栓形成のリスクを評価できていないわけではない。したがって今後は人工心臓下部の可視化を行い、同様の手法で評価していこうと考えている。

参考文献

- (1) 体内埋め込み型人工心臓の開発 群馬大学理工学部講演資料より