

ダイヤフラム形状が補助人工心臓に及ぼす流れの数値シミュレーション

Computational fluid dynamics of flow that diaphragm shape exert ventricular assisted device

○ 石原昌和（阪府高専） 上村匡敬（阪府高専）

Masakazu ISHIHARA, Osaka Prefectural College of Technology

Tadayuki KAMIMURA, Osaka Prefectural College of Technology

Key Words: ventricular assist device, computer fluid dynamics, diaphragm, bileaflet valve

1. 序論

人工心臓は心臓の働きを補助し血液の循環を促し、心機能を助ける装置であり、患者の延命治療として使用されている。

人工心臓は現在のところ心臓移植を希望している患者の移植までのつなぎとしての使用が主な使用用途となっているが、薬物療法でなく機器によって身体の異常を治す新たな治療法として注目されており、移植の適応がない患者に対する全置換型人工心臓の研究がすすめられている。(1)

人工心臓の性能に求められる条件としては『生体血管系との接続などの解剖学的適合性』『生体適合性に優れている』『溶血が生じない』『抗血栓性に優れている』『十分な耐久性』などが挙げられる。

本研究では上記の条件の内から人工心臓内を流れる血液の抗血栓性に焦点を当てる。血栓とは血液が凝固したものを言い、血液流れの滞留が原因となり引き起こされる。そこで本研究では人工心臓が駆動する際のダイヤフラム形状の変化による血流の変化を調査する。また、血液の流入・流出口の角度を変更することにより、血液流入時に血液室内で発生する流れの変化を調査する。

2. 解析対象

2-1.人工心臓

人工心臓はその使用方法から2種類に区別することができる。既存の心臓と置き換え人工心臓のみで生命活動を行うものを全置換型人工心臓とよび、一方、既存の心臓ポンプ機能を一部代行する目的で生体に取り付けられるものを補助人工心臓 (VAD : ventricular assist device) とよび、本研究では、医療の現場で多く用いられ、メンテナンスや保守性に優れた VAD を研究対象とする。

また、人工心臓の駆動方法は主に連続流式と拍動流式があるが本研究では臨床で広く普及している空気駆動式拍動型 VAD を研究対象とする。

2-2.人工弁

VAD には逆流防止や拍動を可能とするため流入口および流出口に人工弁が備え付けられている。VAD に使用される弁には一葉式弁と二葉式弁があるが現在、人工心臓に装着する機械弁は一葉式弁が主流となっている。

しかし、一葉式機械弁は VAD 以外の医療機器への適応が難しく弁置換手術で適応される機械式弁は一般的に二葉式弁である。

その様な背景から今後一葉式弁の安定供給が期待できなくなる可能性があるため、二葉式弁の VAD への適応性を調査する必要がある。そのため本研究では二葉式弁を解析対象として VAD の流入口・流出口に取り付けることにした。

2-3.VAD の動作

本研究の解析対象となる空気駆動型 VAD はダイヤフラムによって空気室と血液室に隔てられている。このダイヤフラムは空気圧駆動装置による陰圧と陽圧の切り替えによって駆動する。空気駆動装置によって空気圧が陰圧になると、ダイヤフラムが運動し血液室に血液が充満する。また陽圧になると血液室から血液が駆出し体内に流れる。

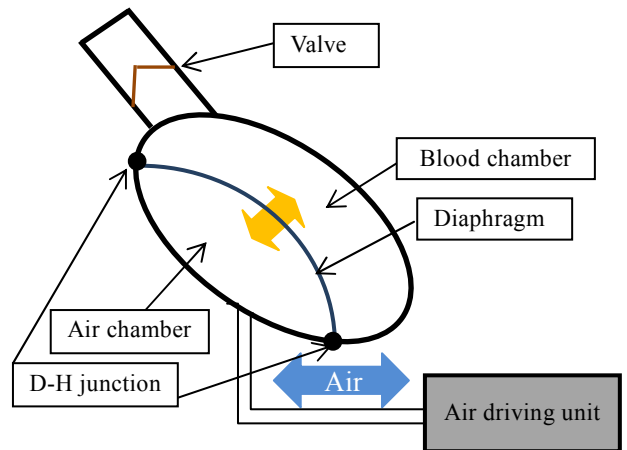


Fig.1 VAD 各部動作図

Table1 ダイヤフラム形状による弁の開閉

	ダイヤフラムの運動	弁の開閉状態
充満時		
駆出時		

3. 解析手法

本研究では数値流体力学（CFD：Computational fluid dynamics）を用いたコンピュータ解析にて人工心臓内の血液流れを解析する。CFDによる流体解析はモデル実験や生体実験などに比べると安価で様々な条件での解析を行うことができ、また危険性も少ないため、様々な分野で研究・開発の基盤となっている。

本解析には血液流れとダイヤフラム駆動の2種類の運動が存在する。このような場合の解析手法として複数の運動方程式を関連づけて解析をする連成解析がある。

しかし連成解析は複数の運動方程式があるため、これを解くには複雑な計算が必要となり解析時間が長くなる。そのため細かいメッシュでの解析が難しい。

そこで本研究ではダイヤフラムの運動を流入出の境界条件とするモデルを考案し解析を行う。このモデルにより連成解析を扱うことなく血液室内部の流れの解析を実現した。

Fig.2に本研究で設定する境界条件を示す。ダイヤフラム形状の変化に合わせて境界条件を変更し、ダイヤフラムを流入時は outlet, 流出時は inlet と定義し解析を行う。

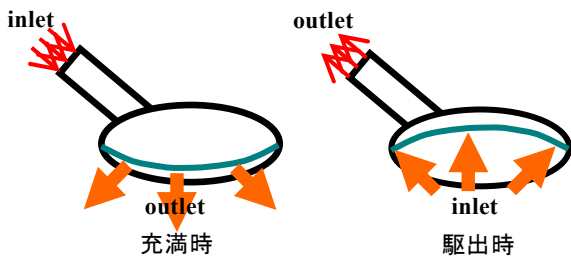


Fig.2 境界条件の設定手法

4. 解析方法

4-1. 形状モデル

Fig.3, Fig.4は解析に使用するポンプ形状のモデルである。このモデルは3DCADソフトである『Pro/ENGINEERver.2.0』を用いて作成しており、解析では血液の流れを見るため解析に必要な空気室及び空気圧駆動装置は省いた。このモデルをダイヤフラムが充滿・駆出及び中間状態の3種を作成した。

作成したCADモデルの解析を行うため高品質メッシュ作成ジェネレーター『Gridgen』によって微小体積に分割し計算モデルを作成した。作成した計算モデルには4面体構造のテトラメッシュを用いており、要素数は約320,000となった。作成したメッシュの1例をFig.5に示す。

4-2. 支配方程式

Pro/ENGINEER及びGridgenによって作成した解析モデルの流体解析を行う。本研究の解析で用いるのはANSYS社の熱流体解析ソフトウェア『ANSYS-CFXver.10』である。

作動流体である血液を非圧縮粘性流体ととらえ、この解析での支配方程式を連続の式(1)及びNavier-Stokesの運動方程式(2)と定める。

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \rho \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} + \nabla p - \mu \nabla^2 \vec{u} = 0 \quad (2)$$

\vec{u} : 速度ベクトル, ρ : 密度, p : 圧力, μ : 粘性係数

4-3. 解析条件

本解析における解析条件をTable2に示す。本解析の解析条件は生体を通る血液の特性に設定した。

parameter	unit	value
viscosity	[Pa·s]	0.0034
density	[kg/m ³]	1120
pipe diameter	[mm]	25
Reynolds number	[-]	2000
Inflow velocity	[m/s]	0.25
outflow velocity	[m/s]	
Diaphragm driving pressure	[mmHg]	50
number of mesh	[-]	320000~330000

Table2の条件に加えTable3に示す条件での解析を行った。変更する項目として流入出口の弁開度、ダイヤフラムの状態、流入出口間の角度をとった。

解析1は陽圧となった際の解析で血液が血液室から流出する様子を見る。

解析2, 解析3は共に陰圧となった際の解析で血液が血液室に流入する様子を見るが、解析2ではダイヤフラムがpartial状態、解析3ではfilling状態としており、ダイヤフラム形状による解析結果の違いを見る。

そして解析4では、流入出口間の角度をin-out degreeと定め、そこに30°の角度を持たせた。この角度の変化によって血液流入時に発生する血流の変化を見る。

analysis number	1	2	3	4
inlet valve	close	open	open	open
outlet valve	open	close	close	close
Diaphragm	eject	partial	filling	filling
in-out degree	0°	0°	0°	30°

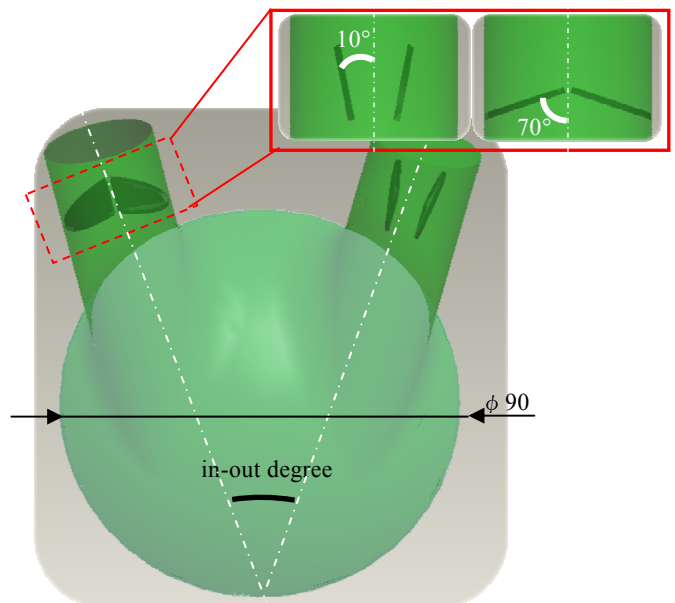


Fig.3 VAD 計算モデル正面図

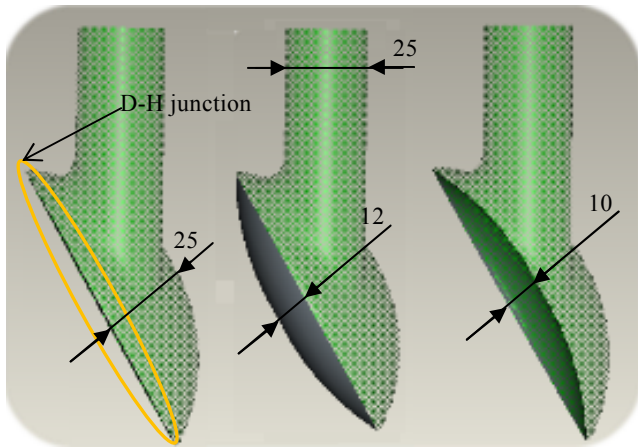


Fig.4 VAD 計算モデル側面図

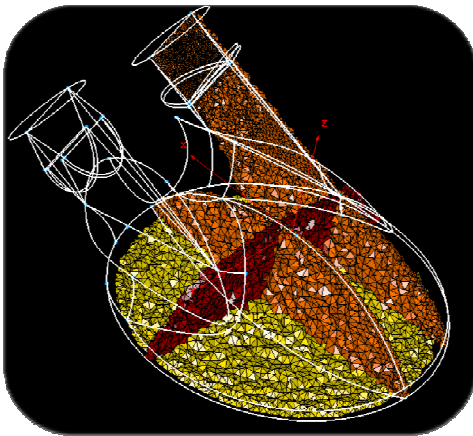


Fig.5 VAD 計算モデルメッシュ図

5. 血液排出時の解析結果

Fig.6 に解析 1 の結果を示す。この解析はダイヤフラムからの圧力で血液室内の血液を outlet へ送り出す際の流動解析である。なお、図中の矢印は血液の流動方向を示している。

図より、血液は一様に outlet に向かっていていることが読み取れ、出口付近では流路が縮小しているため流速が大きくなっている。

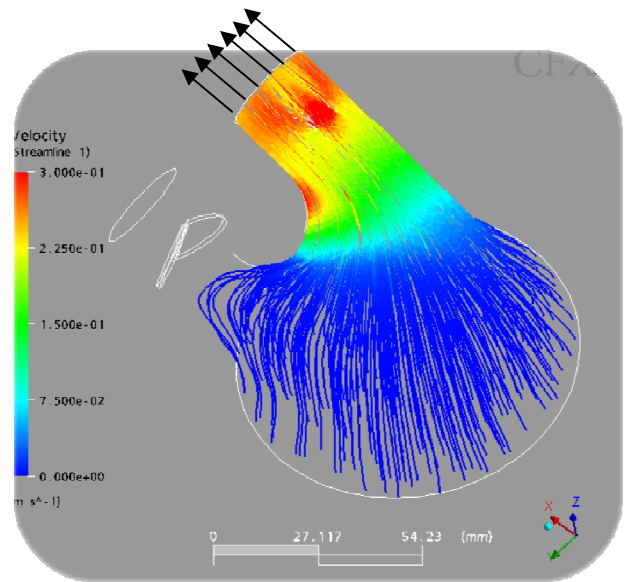


Fig.6 解析 1 結果流線表示

6. 血液流入時の解析結果

6-1. Partial 状態

Fig.7 に解析 2 の結果を示す。これはダイヤフラムへ向かって血液が流入してくる際の流動解析であり、partial 状態での解析をダイヤフラム側から見た結果である。なお、図中の矢印は血液の流動方向を示している。

図より、流入した血液は壁面に沿う流れと血液室の中心を通る流れに分かれ、それに伴い血液室では 2 つの渦が発生している。

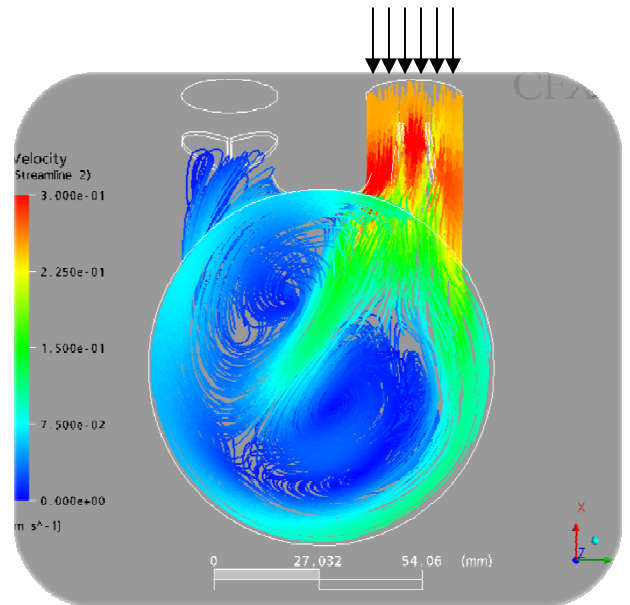


Fig.7 解析 2 結果流線表示

6-2. Filling 状態 I

Fig.8 に解析 3 の結果を示す。これはダイヤフラムへ向かって血液が流入してくる際の流動解析であり、Filling 状態での解析をダイヤフラム側からみた結果である。

ダイヤフラムが中間状態では血液室の中心に流れが入っていたが膨張した状態では流入血液はすべて壁面を沿うように流れ血液室では中央から流出口にかけて強い渦の発生がみられる。

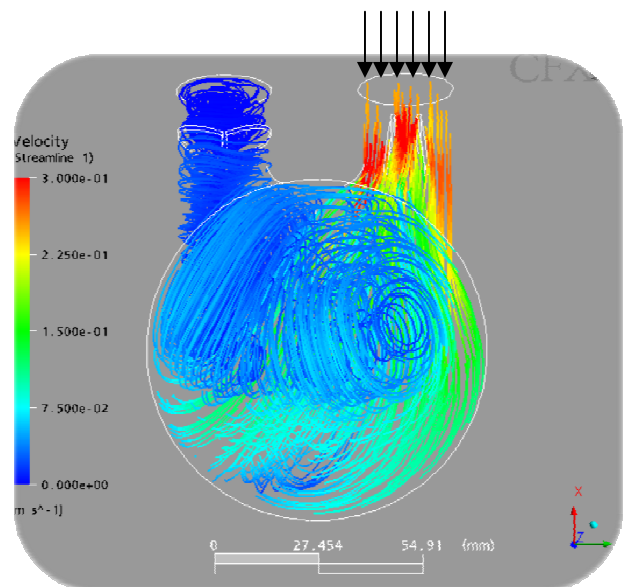


Fig.8 解析 3 結果流線表示

6-3. Filling 状態 II

Fig.9 に解析 4 の結果を示す. これはダイヤフラムへ向かって血液が流入してくる際の流動解析で, 流入・流出口角度を 30° 持たせたものであり, Filling 状態での解析をダイヤフラム側から見た結果である.

Analysis 3 と同様に流入血液は壁面を沿うように流れ血液室では中央から流出口にかけて強い渦の発生がみられる

7. 考察

流出時について

Fig.6 に示す解析 1 の結果より, 完全駆出状態での血流は渦や淀みの発生することなく一様に押し流される結果となった. このことから, 流出時に血栓が発生する可能性は低いと考えられる.

また, 全ての血液が均等に流出するという事は, 流入時に血栓が発生した場合, 正常な血液と一緒に体内に押し出されてしまうことを示しているため, 流入時の血液の状態が重要になると考えられる.

流入時について

Fig.9 と Fig.10 を比較したところ, 流入・流出口の角度に関係なくどちらの場合も血液室内に激しい渦が発生し大差ないように感じられる.

しかし, D-H junction 平面での 2 次元ベクトルを示すと, 角度 0° の場合は渦が 2 つに分かれていることが読み取れ流れも乱れている. 一方, 角度 30° の場合では渦は中心付近で 1 つだけ生成されており全体的な流れも壁面に沿う安定したベクトルとなっている.

analysis 3, 4 の解析結果を D-H junction 平面での 2 次元ベクトルで表わした図を Fig.11, Fig.12 に示す.

8. 結論

VAD 内を流れる血流の変化による血流の変化について以下の結論を得た.

血液は激しく渦巻きながら流入し. 流出時は一様に流れていくため, 流入時に血栓の発生を許さない VAD 形状が必要となる.

流入時の血流の状態を変化させる方法として流入口と流出口の角度を変化させることは有用であり, 平行状態よりも角度を持たせた場合の方が D-H junction の平面では流れの乱れが少なくしっかりと循環している.

以上より流入・流出口の角度は VAD 開発を行うに当たってその性能を決める指標の一つとして活用できると考えられる.

【参考文献】

- (1) Hwansung Lee, et al. , A Study on the Flow Visualization of a Mechanical Heart Valve in a Pneumatic Ventricular Assist Device, Proceeding of the 21th Bioengineering Conference of BED/JSME, pp.311-312,2009
- (2) Eiji Okamoto, Shin-ichi Fukuoka, Eichi Iwazawa, Yoshinori Mitamura
Computer assisted design for the implantable left ventricular assist device(LVAD) blood pump using computational fluid dynamics (CFD) and computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM)
- (3) 菊田幸明, 勇田敏夫, 三田村好炬, 下岡聡行
コンピュータシミュレーションによる人工心臓弁の定常流下流体動態解析

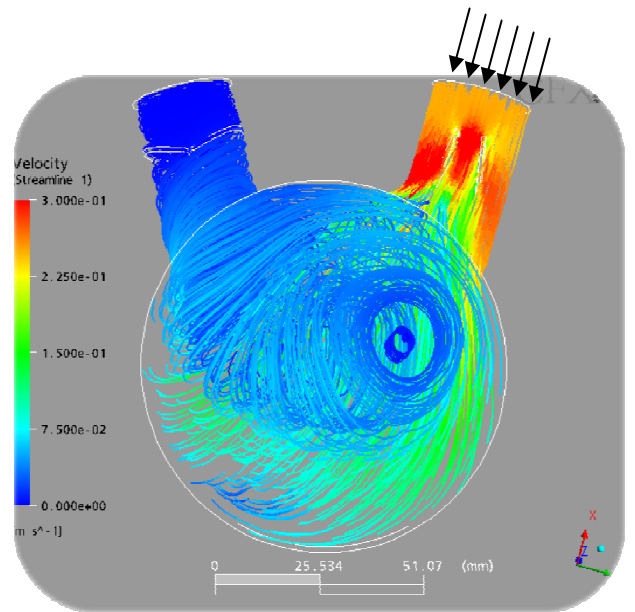


Fig.9 解析 4 結果流線表示

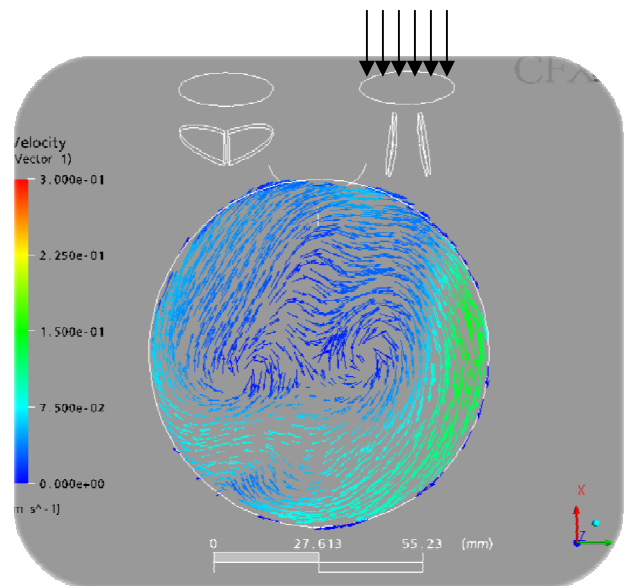


Fig.11 解析 3 結果ベクトル表示

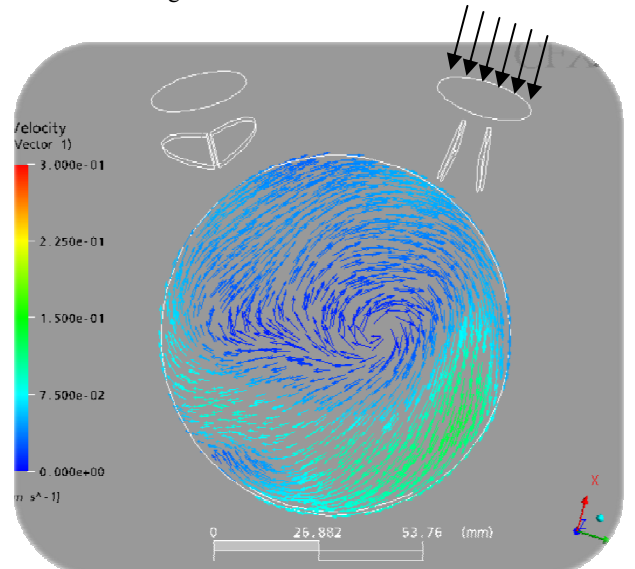


Fig.12 解析 4 結果ベクトル表示