

左心室捻転運動が左心室-大動脈内の血流挙動に及ぼす影響

Influence of Left Ventricle Torsion Movement for Bloodstream Behavior in Left Ventricle and Aorta

- 吉見 優人, 京工繊大, 京都府京都市左京区松ヶ崎橋上町
 山川 勝史, 京工繊大, 京都府京都市左京区松ヶ崎橋上町
 松野 謙一, 京工繊大, 京都府京都市左京区松ヶ崎橋上町
 Yuto YOSHIMI, Kyoto Inst. Tech., Hashikami-chou, Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto-shi, Kyoto
 Masashi YAMAKAWA, Kyoto Inst. Tech., Hashikami-chou, Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto-shi, Kyoto
 Kenichi MATSUNO, Kyoto Inst. Tech., Hashikami-chou, Matsugasaki, Sakyo-ku, Kyoto-shi, Kyoto

When left ventricle pulse, it has not only expansion contraction movement but also torsion movement around its long axis and it is thought that this torsion movement enables efficient ejection from left ventricle. By the development of measurement technology in recent years, it has become clear that condition of left ventricle torsion movement differs by individual. However, there is no report that how this difference of condition of left ventricle torsion movement influences of bloodstream behavior in left ventricle or aorta. In this study, we performed simulations of pulsating flow using a model, which is composed of left ventricle and aorta, under two conditions of left ventricle torsion movement. Then, we visualized results and showed difference of condition of left ventricle torsion movement influences on bloodstream behavior in left ventricle and aorta.

1. 緒言

心疾患, 血管疾患の成因と血流挙動の関係性は 80 年代より指摘されてきた。循環系の中でも特に, 左心室から上行大動脈, 大動脈弓, 下行大動脈にかけては動脈硬化や動脈瘤といった疾患の好発部位であり, また, それら疾患が生命を脅かす結果に繋がる可能性が高いという理由から, 左心室-大動脈内の血液流れに関する多くの研究が行われてきた。

左心室は, 収縮期, その壁厚を増加させ内方に運動することにより, その容積を収縮させ全身に血液を駆出する。この収縮期の内方運動に加え, 心基部と心尖部が反対に回転し左心を絞り込むような捻転運動を生じることで血液の有効な拍出を可能としていると考えられている。この左心室捻転運動に関しては, 近年の計測技術の発達により, 個人の年齢や体質によって, その角度, 回転方向, 周期が異なることが明らかとなり測定データ⁽¹⁾が報告されている。しかしながら現在のところ, 測定データの報告のみに留まっており, 左心室捻転運動の条件の差異と血流挙動の関係性について詳細に述べた報告はされていない。

本研究では, 他者の心エコーより得られた左心室捻転運動の条件⁽¹⁾を基にし, 捻転運動条件の異なる場合を想定した 2 ケースの左心室-大動脈拍動流計算を行う。次に, それら 2 ケースの計算結果を可視化, 比較し, 左心室捻転運動の条件の差異が左心室, 大動脈内の血流挙動に与える影響について考察を行う。

2. 数値計算法

2. 1 流れの支配方程式

本研究では, 扱う対象がレイノルズ数, 数千程度の流れ場となるため, 血液をニュートン流体と仮定することができる。用いる基礎方程式は, 次式に示す連続の式と 3 次元非圧縮性ナビエ・ストークス方程式である。

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \mathbf{q}}{\partial t} + \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial x} + \frac{\partial \mathbf{F}}{\partial y} + \frac{\partial \mathbf{G}}{\partial z} = \frac{1}{Re} \left(\frac{\partial \mathbf{E}_v}{\partial x} + \frac{\partial \mathbf{F}_v}{\partial y} + \frac{\partial \mathbf{G}_v}{\partial z} \right) \quad (2)$$

ここで,

$$\mathbf{q} = \begin{pmatrix} u \\ v \\ w \end{pmatrix}, \mathbf{E} = \begin{pmatrix} u^2 + p \\ uv \\ uw \end{pmatrix}, \mathbf{F} = \begin{pmatrix} uv \\ v^2 + p \\ vw \end{pmatrix}, \mathbf{G} = \begin{pmatrix} wu \\ vw \\ w^2 + p \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{E}_v = \begin{pmatrix} u_x \\ v_x \\ w_x \end{pmatrix}, \mathbf{F}_v = \begin{pmatrix} u_y \\ v_y \\ w_y \end{pmatrix}, \mathbf{G}_v = \begin{pmatrix} u_z \\ v_z \\ w_z \end{pmatrix}$$

ここで, \mathbf{q} は保存量ベクトル, \mathbf{E} , \mathbf{F} , \mathbf{G} は x , y , z 方向の非粘性流束ベクトル, \mathbf{E}_v , \mathbf{F}_v , \mathbf{G}_v は x , y , z 方向の粘性流束ベクトルであり, u , v , w は x , y , z 方向の速度, p は圧力, Re はレイノルズ数を表す。また, \mathbf{E}_v , \mathbf{F}_v , \mathbf{G}_v における添え字 x , y , z は各方向の微分を表している。

2. 2 離散化手法および評価法

離散化には, 非構造移動格子有限体積法^{(2) (3)}を用いた。移動格子有限体積法⁽⁴⁾は, 時間と空間を合わせた 4 次元の検査体積を用いて有限体積法を適用することで, 計算格子が移動・変形しても, 物理量の保存則を満足するという特徴を有す。本手法の非構造格子, 非圧縮粘性流れに対する適用は井ノ本⁽⁵⁾によって行われ, 検証問題, 応用問題を通してその有効性が確認されている。また, 各項の評価法に関しては, 移流項と移動格子項の評価には二次精度風上差分型離散近似, 粘性項の評価には中心差分型離散近似を用いる。

2. 3 空間格子の移動法

左心室-大動脈拍動流計算を行う際, 左心壁の運動に伴い左心室内の空間格子を移動・変形させる必要がある。本研究では, 村山らにより提案された, ねじりバネ系移動格子法⁽⁵⁾を用いる。一般に非構造格子の節点の移動には, 計算格子上の各節点がそれぞれ引っ張りバネで繋がれていると考え, バネの変位により生じる力に関しての釣り合い式を解くことで節点の移動量を求める, 引っ張りバネ系移動格子法が広く用いられる。ねじりバネ系移動格子法では, この引っ張りバネ系移動格子法に, 計算格子を構成する辺と面のなす角度を考慮したバネ定数を付加する。これにより, 格子変形のロバスト性を向上させることができる。

3. 左心室-大動脈拍動流計算

左心室モデルの壁に移動量を与え、それにより励起される流れを解くという手順で拍動流計算を行う。

3. 1 左心室モデル

左心室は、心臓にある4つの部屋の内の1つであり、収縮拡張運動を繰り返すことで、全身に血液を送るポンプの役割を果たす。

本研究で用いる左心室モデルを以下に示す。Fig.1は左心室内の体積最大時の状態である。大動脈弁および僧帽弁位置での血管径は3.0 cm、心基部から心尖部までの距離が、体積最大時の状態で7.8 cmである。また、断面形状はFig.3に示すように軸径比が1.0:0.8の楕円形⁶⁾となっている。

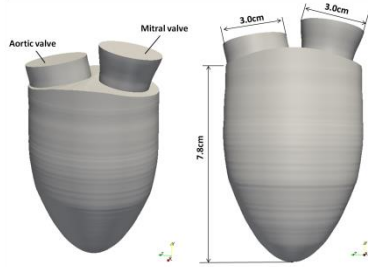


Fig.1 Most dilated left ventricle model

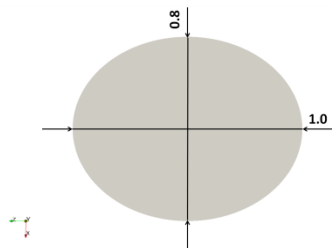


Fig.3 Cross-sectional shape of left ventricle model

3. 2 大動脈モデル

大動脈は、左心室から上行したのち、アーチを形成して下行する最も太い血管である。また、湾曲、分岐、3次元的なねじれといった幾何学的特徴を有しており、そのような場所では非常に複雑な流れ場となることが分かっている。

本研究で用いる大動脈モデルをFig.4に示す。本計算モデルは、医用画像より作成された他者の大動脈モデル⁷⁾を参照し、作成したものである。Fig.4の大動脈弓より伸びる3本の分岐は、上行大動脈側から順に腕頭動脈、左総頸動脈、左鎖骨下動脈と呼ばれる。また、大動脈弓での3次元的なねじれは、モデルを上面から見たときFig.5のようにになっている。

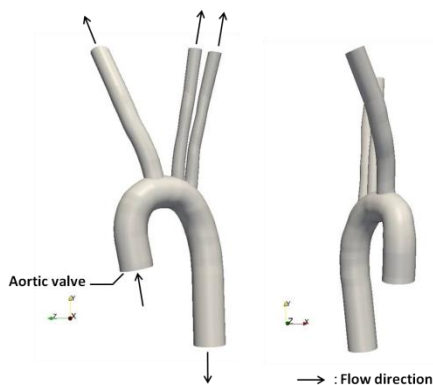


Fig.4 Aorta model

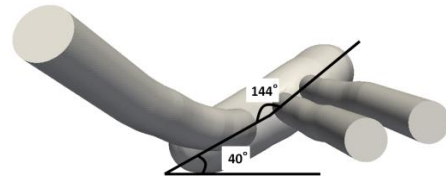


Fig.5 Curve at aortic arch

3. 3 左心壁の移動条件

左心壁の移動は心基部と心尖部の間のみ行われるものと仮定した。左心壁の内方への運動に関しては、Fig.6に示す左心室の体積の時間変化⁸⁾に則して行う。また、左心壁の捻転運動に関しては、他者の心エコーより得られた運動条件⁹⁾を基にし、以下の2ケースの場合で計算を行う。

- Case1. 捻転運動を行わず、内方への移動のみを行う。(Fig.7参照)
- Case2. 内方への移動に加えて、心尖部から見て反時計回りを正にとり、心基部で正方向に最大3°、心尖部で負方向に最大7.8°捻転する。なお、最大ねじれ角となるのは、左心室の体積が最小となるときのとする。(Fig.8参照)

ここで、Case1とCase2の関係は、左心室内の体積変化量は全く同じであり、左心壁の捻転運動によって生じる壁の周方向のせん断的な力が、流体に加わるか否かという部分のみが異なるということに注意されたい。このような条件にしたのは、左心室捻転運動の差異による血流挙動の違いを明確にするためである。

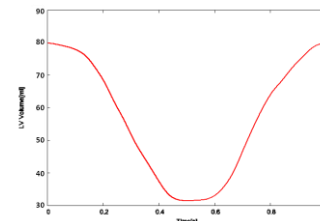


Fig.6 Left ventricle volumetric change

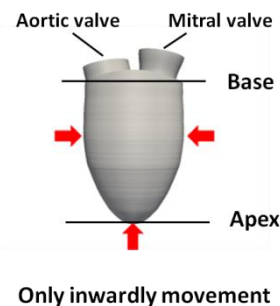


Fig.7 Movement of left ventricle wall (Case1)

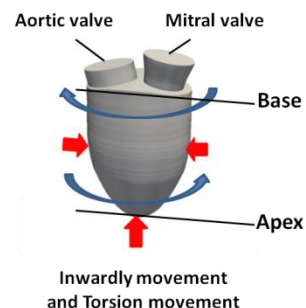


Fig.8 Movement of left ventricle wall (Case2)

3. 4 計算条件

計算格子には四面体格子に加えて、壁面近傍には境界層厚さに合わせてプリズム格子を配置した。要素数は、左心室モデルにおいて 1145432、大動脈モデルにおいて 1631657 である。なお、計算格子の生成には MEGG3D⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾を用いた。拍動流計算は 3 周期行う。初期条件は $p=u=v=w=0.0$ とし、拡張期より計算を開始する。境界条件は、壁面において no-slip 条件、全ての流入・流出口においてゼロ圧力、ゼロ速度勾配条件を与える。僧帽弁及び大動脈弁の開閉に関しては、拡張期、収縮期の開始に合わせて瞬間的に行われるものと仮定した。また、代表長さを大動脈弁位置での血管径 0.03 m、代表速度を収縮期における左心室からの平均流出速度 0.3 m/s、代表動粘性係数を血液の動粘性係数 $4.43 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ とする。

3. 5 計算結果

3. 5. 1 計算結果の妥当性

Fig.9 に、3 周期目拡張期中期における左心室内の流線を示す。左図は Case1 の結果を、右図は Case2 の結果を示している。Case1, Case2 の計算結果とも、左心室の拡張とともに僧帽弁開口部より流入した血液が心尖方向へと向かっている。また、左心室中央部に大きな渦流れが生じ、主流と側壁との間にも比較的小さな渦流れが生じていることが確認できる。このような渦流れの発生は Fig.10 に示す Kilner らの測定結果⁽¹¹⁾とよく一致している。

次に、3 周期目収縮期における大動脈内の流線を Fig.11, Fig.12, Fig.13 に示す。Fig.11 は収縮初期の状態、Fig.12 は収縮中期の状態、Fig.13 は収縮末期の状態を示しており、各図の左図は Case1 の結果を、右図は Case2 の結果を示している。また、流線の色は流速の大きさを表している。Case1, Case2 の計算結果とも、Fig.11 では、左心室から流入した血液が大動脈の軸に沿うように流れ、また、湾曲部内側に速度の大きな流れが生じていることが確認できる。Fig.12 では、大動脈の軸に沿うように流れる主流の周りを取り巻くように螺旋状の流れが生じていることが分かる。Fig.13 では、大動脈内の流れの速度は小さくなり、大きな循環流が生じていることが見てとれる。Fig.14 に、Kilner らによる収縮期における大動脈内流れの測定結果⁽¹²⁾を示す。Fig.14 は、左から収縮期初期の流れ、収縮期中期の流れ、収縮期末期の流れを示している。Fig.11,12,13 に示す計算結果と Fig.14 に示す測定結果は定性的な一致が見られる。

以上の結果より、本計算結果の妥当性を示すことができたと考える。

3. 5. 2 左心室捻転運動条件の差異が血流挙動に与える影響

Fig.15 に、3 周期目収縮期中期における左心室内の Q 値の等値面図を示す。Q 値とは、速度勾配テンソルの第二不変量であり、流れ場の渦構造を抽出するのに用いられる指標である。また、Fig.15 の左図は Case1 の結果を、右図は Case2 の結果を示している。Fig.15 における Case1, Case2 の結果を比較すると、両者で流れ場の様子が大きく異なることが確認できる。この結果より、左心室捻転運動条件が異なることで、左心室内の流れに違いが生じ、また、この流れ場の違いが大動脈内の流れにも大きく影響を与えることが考えられる。

次に、Case1 および Case2 の計算で得られた大動脈壁に加わるせん断応力の値を比較することで、左心室捻転運動条件の差異が大動脈内の血流挙動に与える影響について考えていく。まず、Case1 および Case2 の 3 周期目収縮期の壁せん断応力の計算結果に時間平均を施す、さらに、両者の差を知るために、時間平均で得られた結果の差分 (Case2-Case1) をとる。(Fig.16) Fig.16 より、左心室捻転運動の条件の差異が、主に大動脈湾曲部および分岐部

での壁せん断応力の値の違いをもたらすことが確認できる。また、この壁せん断応力の値の差の最大値は、Case2 の同位置の値の 14.2% であった。

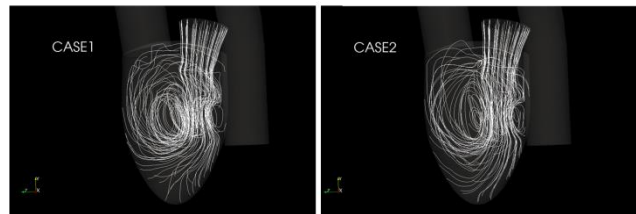


Fig.9 Streamline in left ventricle (left:Case1, right:Case2)

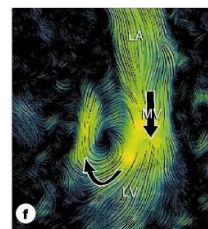


Fig.10 Measurement result of flow in left ventricle (Philip J. Kilner)

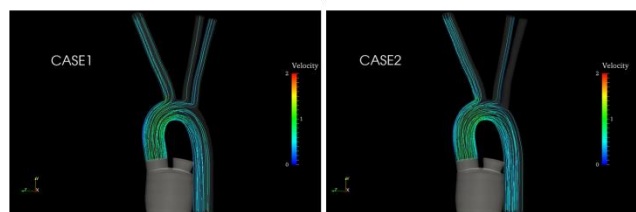


Fig.11 Streamline in Aorta in early systole (left:Case1, right:Case2)

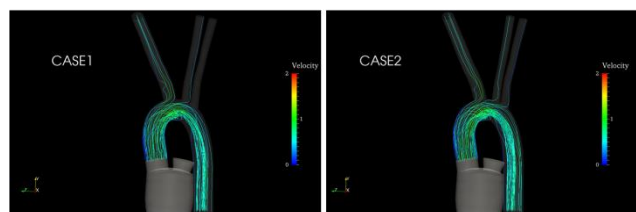


Fig.12 Streamline in Aorta in mid to late systole (left:Case1, right:Case2)

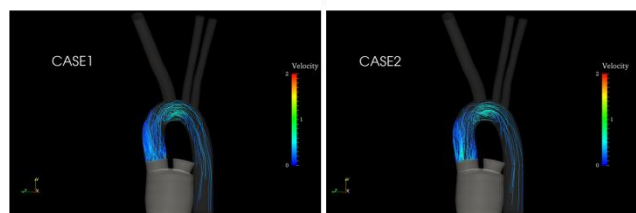


Fig.13 Streamline in Aorta in end systole (left:Case1, right:Case2)

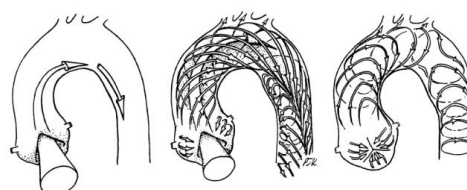


Fig.14 Schematic drawings to illustrate typical aortic arch flow development (left: early systole, middle: mid to late systole, right: end systole) (Philip J. Kilner)



Fig.15 Iso-surface of Q (left:Case1, right:Case2)

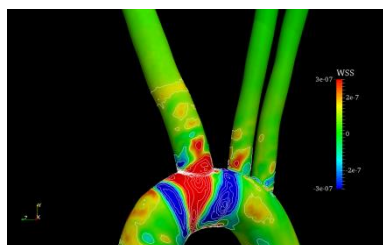


Fig.16 Difference of wall share stress between Case1 and Case2

4. 結言

本研究では、左心室捻転運動条件の差異が左心室-大動脈内の血流挙動に与える影響を知ることを目的として、捻転運動条件の異なる場合を想定した2ケースの左心室-大動脈拍動流計算を行い、結果の可視化、比較を行った。その結果、左心室捻転運動条件が異なることで、流体に加わる左心壁の周方向のせん断的な力の大きさが異なり、それにより、左心室内の流れ場の構造が異なることが確認できた。また、左心室捻転運動条件の差異による影響は、左心室内流れのみならず大動脈内流れでも見られることが、大動脈壁に加わる壁せん断応力の計算結果を比較することで確認できた。近年の研究により明らかになりつつある、動脈硬化病変が拡大するプロセスに血管内表面に対する血流からの力学的刺激が重要な役割を果たしているという報告⁽¹³⁾と、大動脈壁面に対する力学的刺激(壁せん断応力)に関して、左心室捻転運動条件の差異が影響を及ぼすという本結論を合わせて考えると、個人の年齢や体質による捻転を初めとした左心壁の運動条件の違いが、大動脈で生じる動脈硬化などの血管疾患発生リスクや発生部位に影響を与える可能性があると考えられる。

今後は、拍動の際に生じる左心-大動脈の並進的な動きのモデルへの導入や、壁の弾性を考慮した流体-個体の連成シミュレーションを行い、よりリアリスティックなモデルでの解析を行っていく。

参考文献

- (1) 村田和也, 赤川英三, 田中健雄, “2D ティッシュトラッキング法を用いた左心室捻れ運動の評価”, MEDIX, Vol.46 (2007)
- (2) 山川勝史, 松野謙一, “非構造移動格子有限体積法(第1報, 非定常圧縮性流れに対する基礎的定式化と検証)”, 日本機械学会論文集, B編, Vol.69, No.683 (2003), pp.1577-1582
- (3) 井ノ本健, 松野謙一, 山川勝史, “非圧縮性流れに対する非構造移動格子有限体積法と流体力学-運動力学の連成問題への応用”, 日本計算工学会論文集, Vol.2015 (2015), p.20150008
- (4) 三原清孝, 松野謙一, 里深信行, “移動格子有限体積法(第1報, 基礎的定式化と検証)”, 日本機械学会論文集, B編, Vol.65, No.637 (1999), pp.2945-2953
- (5) 村山光宏, 中橋和博, 加藤琢真, “非構造動的移動格子に関する研究”, 航空宇宙数値シミュレーション技術シンポジウム論文集, (2002), pp.161-166
- (6) Iwase, H. and Liu, H. and Fujimoto, S. and Himeno, R., “Computational Modeling of Left Ventricle Dynamics and Flow

Based on Ultrasonographic Data”, JSME International Journal Series C, Vol.46, No.4 (2003), pp.1321-1329

- (7) 森大祐, 山口隆美, “大動脈弓における主要な3つの分岐を考慮した血流シミュレーション”, 日本機械学会論文集, Vol.1 (2002), pp.143-144
- (8) Liang, F. and Liu, H. “A Closed-Loop Lumped Parameter Computational Model for Human Cardiovascular System”, JSME International Journal Series C, Vol.48, No.4(2005), pp.484-493
- (9) Ito, Y. and Nakahashi, K., “Surface Triangulation for Polygonal Models Based on CAD Data”, Internal Journal for Numerical Methods in Fluids, Vol.39, Issue 1(2002), pp.75-96
- (10) Ito, Y., “Challenges in Unstructured Mesh Generation for Practical and Efficient Computational Fluid Dynamics Simulations”, Computers & Fluids, Vol.85(2013), pp.47-52
- (11) Philip J. Kilner, et al., “Asymmetric redirection of flow through the heart”, Nature, Vol.404(2000), pp.759-761
- (12) Philip J. Kilner, et al., “Helical and Retrograde Secondary Flow Patterns in the Aortic Arch Studied by Three-Directional Magnetic Resonance Velocity Mapping”, Circulation, Vol.88(1993), pp.2235-2247
- (13) 谷下一夫, “動脈硬化に関するマイクロナノバイオメカニクス”, 脈管学, Vol.46 (2006), pp.735-741