

心臓左心室における三次元血流解析

岩瀬 英仁¹(理研) 劉 浩²(理研)
藤本 眞一³(奈良県立医大) 姫野 龍太郎⁴(理研)
早坂 智明⁵(理研)

¹理化学研究所 情報環境室

埼玉県和光市広沢 2-1

e-mail:iwase@postman.riken.go.jp

²理化学研究所 情報環境室

埼玉県和光市広沢 2-1

e-mail:hliu@postman.riken.go.jp

³奈良県立医科大学 総合医療・病態検査学教室

奈良県橿原市四条町 840

e-mail:sfujimot@postman.riken.go.jp

⁴理化学研究所 情報環境室

埼玉県和光市広沢 2-1

e-mail:himeno@postman.riken.go.jp

⁵理化学研究所 情報環境室

埼玉県和光市広沢 2-1

e-mail:hayasaka@postman.riken.go.jp

要旨 二次元超音波断層心エコー図を基に左心室の形状および壁運動を考慮した三次元モデルを構築し、左心室内における血流動態を数値解析した。左心室の形状モデルは、近似楕円形断面をスプライン補間することで、左心室の生理学的モデルは僧帽弁と大動脈弁においてリアリスティックな速度と圧力分布をそれぞれ構築した。収縮から拡張までの一心拍の全工程における血流を調べ、拡張期における渦の形成、発達、また、収縮期ではねじり運動による渦流れが、壁が変形しながら大動脈弁から駆出している様子を捉えることができた。

1. はじめに

心臓左心室内の血流を知ることは生理学的、病理学的な観点からもきわめて重要である。また、ポンプとしての心臓機能がいまだに未知の部分があり、例えば、左心耳の役割などが挙げられる。しかし、血管内の血流や心臓内の血流といった内部流の流れを計測することは物理的に困難であり、現在にいたっても、心臓左心室内での一心拍中における渦の構造や流れの過程、圧力分布、僧帽弁および大動脈弁での速度分布などは明確に解明されていない。これまでにMRI⁽¹⁾、CT、超音波⁽²⁾などの非侵襲的方法を用いて計測した研究例が数多く報告されているが、満足する結果は得られていない。さらに、間接的にはあるが、心臓左心室内の詳細な血流動態を調べる方法として数値解析による方法があり、これまでの研究例としては、Peskinら⁽³⁾は心臓全体内部での血流を解析した。山口らは左心室の形状を球形として近似し、血流解析⁽⁴⁾をおこなったり、犬の心臓内についての一心拍における血流解析⁽⁵⁾を行った。Yogonathanら⁽⁶⁾は、収縮期における血流解析を行った。Songら⁽⁷⁾はCT画像から左心室のモデルを

構築し、速度ベクトルを計算した。Croletらは流体構造連成問題として扱い、左心室の筋肉の弾性を考慮した流体解析を行ったものがある。しかし、数値解析の方法でも、左心室形状および壁運動のモデル化の正確さや、速度および圧力境界条件の設定で解析結果が大きく異なり、満足のいく結果が得られていない。

本研究では二次元超音波断層心エコー図を基に左心室の形状および壁運動を考慮した三次元モデルを構築し、有限体積法を用いて左心室内の血流動態について数値解析し、一心拍における血流動態を調べた。

2. 左心室の形状と壁運動のモデリング

左心室の形状は、一連の三十度ごとの二次元超音波断層心エコー図(図 1)から、各角度において左心室形状を近似する楕円形状に関するデータを抽出し、さらに図 2 に示すように各角度の楕円形間をスプライン補間することで全体形状を構築した。最拡張期における左心室全体の形状モデルを図 3 に示す。構築した左心室モデルは高さはおよそ 6.8cm、幅は 4.4cm である。

壁の運動モデルは次のように作成した。左心室の一心拍を一秒とし、それを 25 時間ステップで表す。各時間ステップにおける近似楕円形の長軸径 a 、短軸径 b を断層心エコー図から計測する。さらに、これらのデータを、時間方向にフーリエ変換し、連続した壁運動を表現した。例として 90° の場合における長軸の長さ変化を図 4 に示す。左心室壁のねじり角は通常、 $5^\circ \sim 20^\circ$ である。左心室中央部がもっともねじれ角が大きく、上端、下端ではほとんどねじれ運動はない。壁のねじり運動はフーリエ級数による方法⁽⁸⁾で与えた。

3. 数値解析

境界条件は、左心室壁においてはNo-slip速度条件と運動方程式に基づいた圧力条件を課す。左心室の入口、出口速度条件は、パルスドプラ法により計測し、得られた速度画像データから、図 5, 6 に示す標準モデルを作成し、さらに、それを 3 次的に広げるために著者らが提案したフリーエ変換により方法⁽⁸⁾を用いた。圧力の境界条件は一般的に知られた一心拍中における圧力変化を用いた(図 7)。なお、僧帽弁と大動脈弁の開閉のタイミングは、大動脈圧、左心室圧および左房圧の圧力差の変化でコントロールする。

図 3 に示すように格子点数は $61 \times 31 \times 25$ で、レイノルズ数は $1000 \sim 2000$ として計算した。流体の支配微分方程式は、非圧縮・非粘性の Navier-Stokes 方程式とし、数値解析手法は有限体積法を用いた。

4. 考察

拡張時は、僧帽弁が開き大動脈弁が閉じている状態で、図 8 および図 9 に示すように左心房から僧帽弁を通過して、血液が左心室内に勢いよく流入してくる。同時に、左心室の壁は拡張している。その流れは左心室内の壁に衝突し、上向きに流れが転じることにより、左室内中央部に大きな渦が発生する。この渦はKilnerらの計測結果でも捉えられている⁽⁹⁾。また、左心室に流入する流れの脇に小さな渦が発生する。左室内中央部の渦は外側の渦に比べて大きい。

収縮時は、僧帽弁が閉じ大動脈弁が開いている状態で、左心室内の血液は左心室の壁に押されながら、圧力の低い大動脈弁に向かう(図 10)。大動脈弁での速度分布は非対称な旋回流になっており(図 11,12)、中央部付近の流体が出口速度の主流速度、入り口付近の流れが出口速度の二次速度を形成することに起因する。上行大動脈内での血流は旋回流であることが知られており、これは左心室の大動脈弁で形成された非対称な旋回流によるものと考えられる。一部血液は拍出されないで、複雑な流れ構造でそのまま左心室に残る(図 13)。一般的に心室の駆出率は正常体でおよそ 50%であり、すべての血液が拍出されない。シミュレーションでも同様な結果を示した。

5. 結 言

本研究では、二次元超音波断層心エコー図を基に左心室の形状および壁運動を考慮した三次元モデルを構築し、収縮から拡張までの一心拍の工程における血流を調べた。拡張期における渦の発生過程や収縮期における大動脈弁での旋回流を捉えることができた。今後は僧帽弁や大動脈弁をつけた数値解析を行っていきたい。



Fig. 1 An ultrasonic image of LV at 30

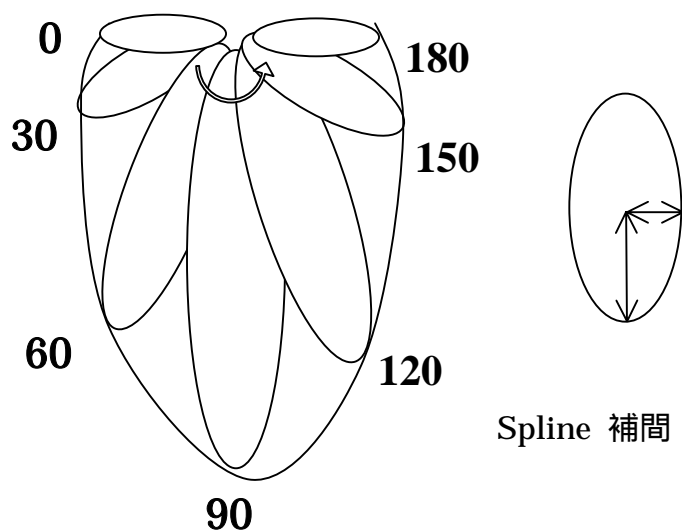


Fig. 2 A schematic diagram of modeling LV

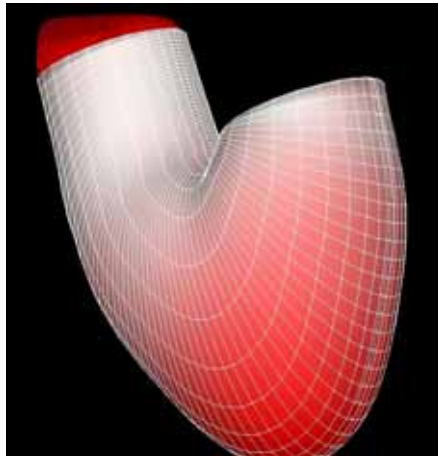


Fig. 3 A model of LV

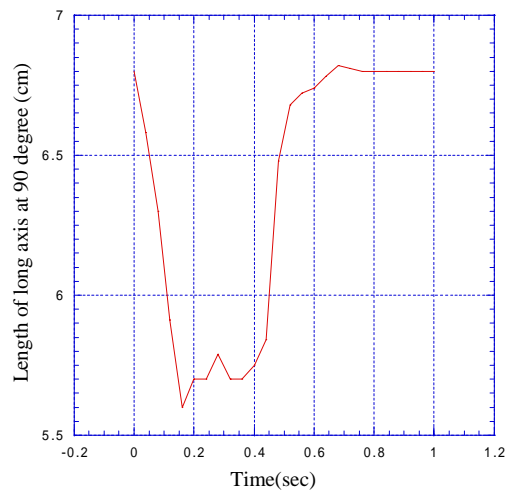


Fig. 4 Time variation of the long-axis

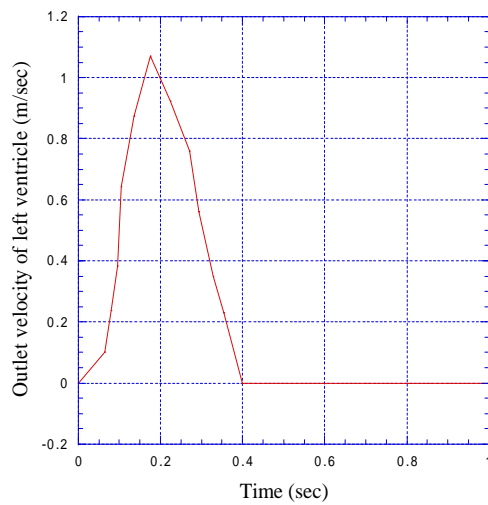


Fig. 5 Velocity profiles at outlet of the LV model

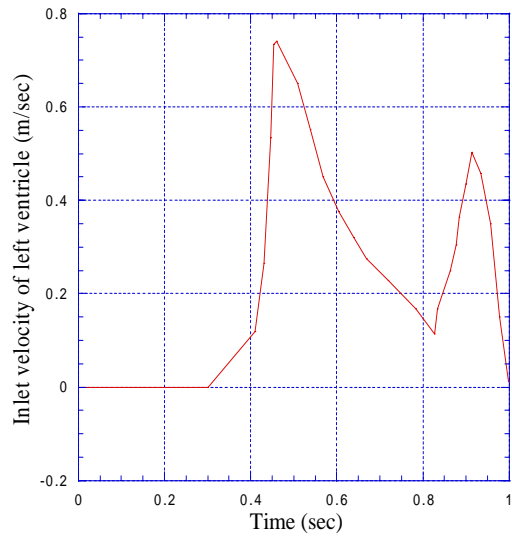


Fig. 6 Velocity profiles at inlet of the LV model

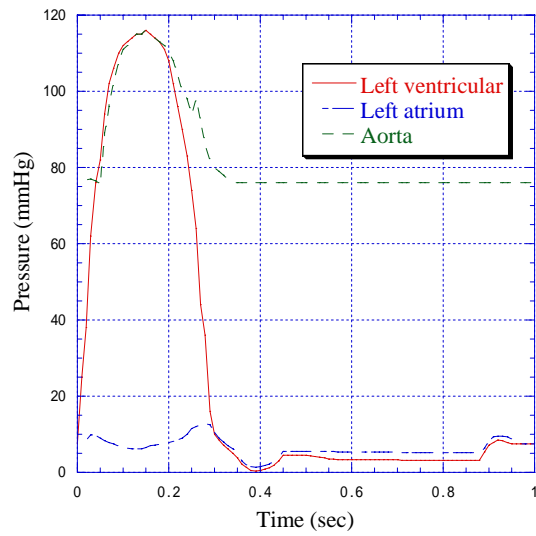


Fig. 7 Pressure profiles in left ventricular

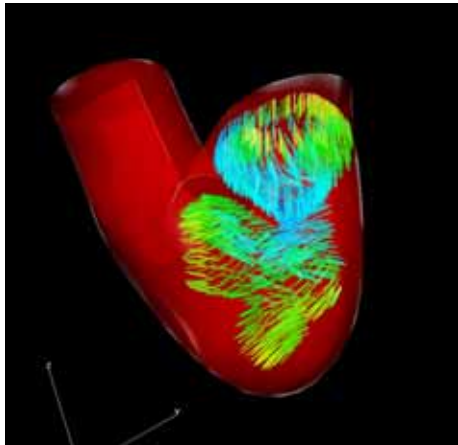


Fig.8 Velocity vectors in LV model (T=0.5)

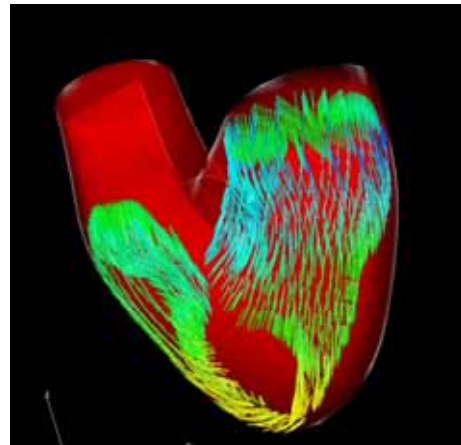


Fig.9 Velocity vectors in LV model (T=0.8)

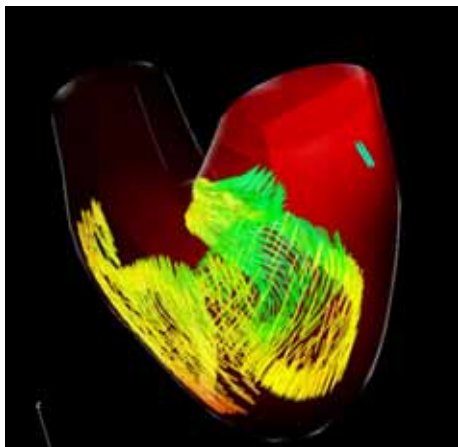


Fig.10 Velocity vectors in LV model (T=0.05)

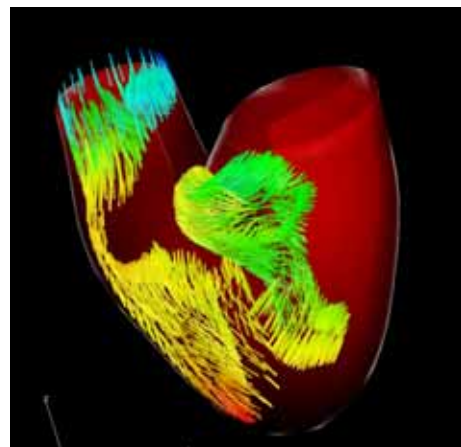


Fig.11 Velocity vectors in LV model (T=0.1)

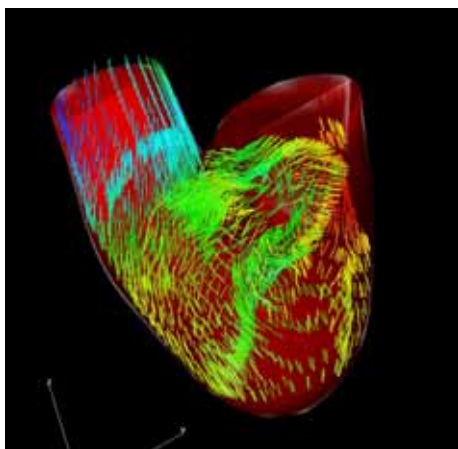


Fig.12 Velocity vectors in LV model (T=0.2)

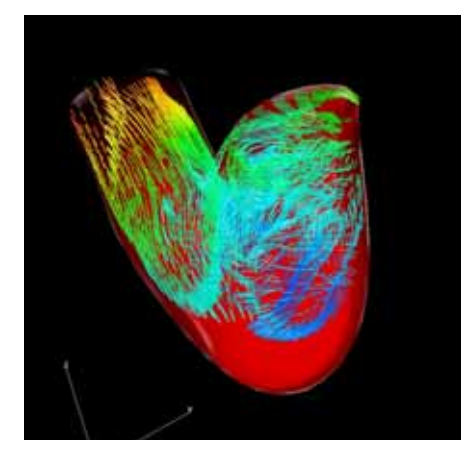


Fig.13 Velocity vectors in LV model (T=0.3)

参考文献

- (1) Fujimoto, S., Nakagawa, Y., Mizuno, R., and Nakanishi, S., Reduced early diastolic inflow velocities in the antero-posterior transverse direction in the left ventricle of patients with dilated cardiomyopathy, *Inter. Jour. of Card. Imaging.*, **16**(2000), 43-48.
- (2) Rodevand, O., Bjornerheim, R., Edvardsen, T., Smiseth, O. A., Ihlen, H., Diastolic Flow Pattern in the Normal Left Ventricle, **12**(1999), 500-507.
- (3) Peskin, S. C., McQUEEN, D. M., A General Method for The Computer Simulation of Biological Systems Interacting with Fluids, *The Soci. for Experi. Bio.*, 1995, 265-276.
- (4) Taylor, T. W., Okino, H. and Yamaguchi, T., Three-dimensional analysis of left ventricular ejection using computational fluid dynamics., *Jour. Biomech. Eng.*, **116**(1994), 127-130.
- (5) Taylor, T. W., Suga, H., Goto, Y., Okino, H., Yamaguchi, T., The Effects of Cardiac Infarction on Realistic Three-Dimensional Left Ventricular Blood Ejection, *Trans. of the ASME*, **118**(1996), 106-110.
- (6) Yoganathan, A. P., Lemmon Jr, J. D., Kim, Y. H., Walker, P. G., Levine, R. A., and Vesier, C. C., A Computational Study of a Thin-Walled Three-Dimensional Left Ventricle During Early Systole, *Jour. Biomech. Eng.*, **116**(1994), 307-131.
- (7) Song, S. M., Leahy, R. M., Computation of 3-D Velocity Fields from 3-D Cine CT Images of Human Heart, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, **10** (1991), 295-306.
- (8) 劉 浩, 山口隆美, 血管のパラメータ的再構築手法を用いた左心室および大動脈弓内の渦流れに関する計算流体力学的解析, No.99-37(2000), 第12回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, 181-182.
- (9) Kilner, P.L. et al, Asymmetric redirection of flow through the heart, *Nature*, **404**(2000), 759-761.

