

平成 28 年度 未来研究ラボシステム 研究成果報告書

研究種目：個人研究

研究期間：平成 28 年 10 月～平成 29 年 3 月

研究課題名：直交格子法を用いた数値流体計算による左心房内血流の患者個別解析手法の構築

ラボ長

所属：機能創成専攻 生体工学領域

氏名：大谷智仁

研究成果（当初の研究目的と得られた結果を記載してください。図表を含め 3 ページ程度）：

本研究では、心原性脳梗塞の主要因である左心房内血栓症の患者別リスク評価にむけ、患者個々の状態を反映した心房内血流の数値流体計算手法の構築を目的とする。本研究の達成にあたり、最終的な目標である臨床応用にむけた多数症例データ解析を見据え、左心房の複雑な形状や動態を可能な限り簡易的に扱える手法を検討した。その方策として、直交座標系に固定された計算格子を用いて流体の支配方程式を解く手法である直交格子法の適用を考えた。本手法は直交格子をそのまま数値流体計算の計算格子として用いるため、計算の前処理が従来手法と比較して大幅に簡略化できる。一方で、特に今回のような固体領域と流体領域との境界が移動する移動境界壁問題について、直交格子法では汎用的に使用可能かつ数値的に安定な解法が確立しておらず、本研究の問題に特化した数値計算手法の構築が必要となる。

平成 28 年度では、直交格子法による数値流体計算における移動壁境界問題を安定的に計算するための手法を検討した。具体的な方策として、流体領域と固体領域のそれぞれの支配方程式を統一して記述する手法である Boundary data immersion(BDI)法(Weymouth and Yue, J. Compt. Phys., 2011)を導入した数値流体計算のソフトウェア開発を行った。さらに簡易的な計算例を実施し、開発したソフトウェアの有効性を確認した。以下にその概要を示す。

まず、直交格子中における固体領域と流体領域を定義するにあたり、Volume of fraction(VOF)関数 ϕ を導入し、直交格子の各格子について、

$$\phi = \begin{cases} 0 & \text{in solid} \\ (0,1) & \text{in interface} \\ 1 & \text{in fluid} \end{cases} \quad (1)$$

を定義することで流体領域と固体領域、さらにその界面を連続的に表した。

本研究で最終的に構築する血流解析において、左心房の形状と動態は医用画像処理により与えられるため、固体領域の速度は既知とみなせる。固体・流体領域を含む全計算領域中の任意の座標の速度を \mathbf{u} とすれば、固体の支配方程式は既知の速度 \mathbf{U} を用いて、

$$B(\mathbf{u}) = \mathbf{u} - \mathbf{U} = 0 \quad (2)$$

と表される。また、流体領域について、流体の支配方程式として一般的に用いられる非圧縮性ナビエ・ストークス方程式を変形し、 $F(\mathbf{u}, p) = 0$ として表す。これらを用いて、流体領域と固体領域全体の支配方程式は VOF 関数 ϕ を用いて、

$$M(\mathbf{u}, p) = (1 - \phi)B(\mathbf{u}) + \phi F(\mathbf{u}, p) \quad (3)$$

と統一して表される。式(3)と連続の式（非圧縮性条件）を一般的な有限差分法による数値流体計算の手順に従い離散化した。Fractional step 法を用いて速度と圧力を分離して解いた。ナビエ・ストークス方程式内の移流項の離散化には 5 次精度 WENO 法を用い、各項の時間積分にはホイン法を用いた。また、圧力の計算過程で生じる大規模な連立方程式の解法として、マルチグリッド前処理付き BiCG-STAB 法を用いた。ソフトウェアの構築にあたり、実装の時間短縮のため、ポスト京プロジェクト重点課題(2)サブ課題 B にて開発中の直交格子法による数値流体計算ソフトウェアをベースとし、本ソフトウェアを式(3)に対応するよう拡張した。

作成したソフトウェアの検証のための計算例として、図 1 に示す直方体領域(10x5x5 mm, 計算格子数 130x65x65)の流体内部に固体球(R=1.5 mm)を配置し、球を x 方向に振動させたときの周囲流体の速度場と圧力場を評価した。ここで球の速度を

$$u_x = A \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \quad (4)$$

とし、 $A=0.2$ mm, $T=30$ ms とした。直方体領域の外部面の流体の境界条件として、速度勾配をゼロとし、圧力を均一に 0 Pa とした。流体の密度と粘性係数には血液の物性値を設定した。このとき球の直径と最大速度をそれぞれ代表長さ、速度としたときの、流れの特徴を決める無次元数の一つであるレイノルズ数の値は 0.1 程度である。

領域中心($y=2.5$ mm)の xz 断面における初期状態($t=0.0$ ms)での VOF, 速度, 圧力の空間分布を図 2 の上段に示す。初期状態において速度と圧力は全体でゼロとした。式(1)の定義通り、球内部の固体領域の VOF 関数 ϕ をゼロとし、流体領域の VOF 関数 ϕ を 1, また球と流体領域との間の界面は 1 格子分と設定した。また、式(4)に示す球の振動の一周期中における VOF 関数 ϕ , 速度絶対値, 圧力のスナップショットを図 2 下段にそれぞれ示す。ここで球内部の速度は全て(4)により決まるとし、内部の圧力はゼロとした。球の移動に応じて速度が変化し、連続の式を 10^{-6} 程度の誤差で満足することを確認した。また、圧力も同様に球の移動に応じて変化し、界面における値の振動はほぼ生じなかった。さらに追加計算を行い、イタレーション数を重ねた長時間スケールの計算を行った場合でも、速度・圧力ともに数値振動が生じないことを確認した。この後、仮想的に密度を増やし、より慣性が卓越した高レイノルズ流れ ($Re=1000$) においても同様の結果が得られることを確認できている。研究代表者の先行研究より、左心房内血流のレイノルズ数は約 1000 程度であり、左心房内血流の解析手法として構築したソフトウェアの有効性を示した。

平成 28 年度において、本研究における最大の技術的問題点であった流体構造連成解析手法の構築に成功した。次年度においては実際の左心房形状と動態を解析対象として導入し、数値計算の安定性や効率を検証した上で、前期中には実際の症例データを用いた血流解析を実施する。

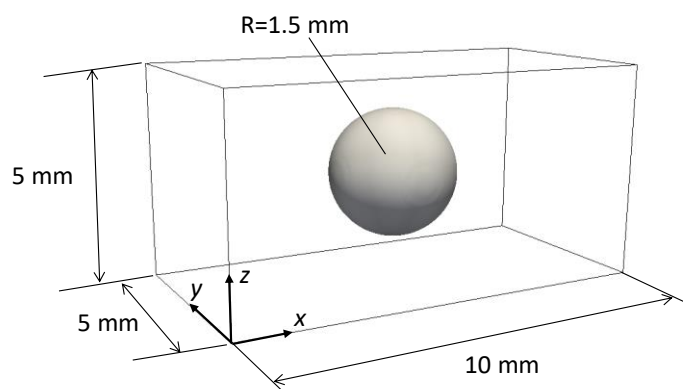


図1 計算例に用いた計算領域

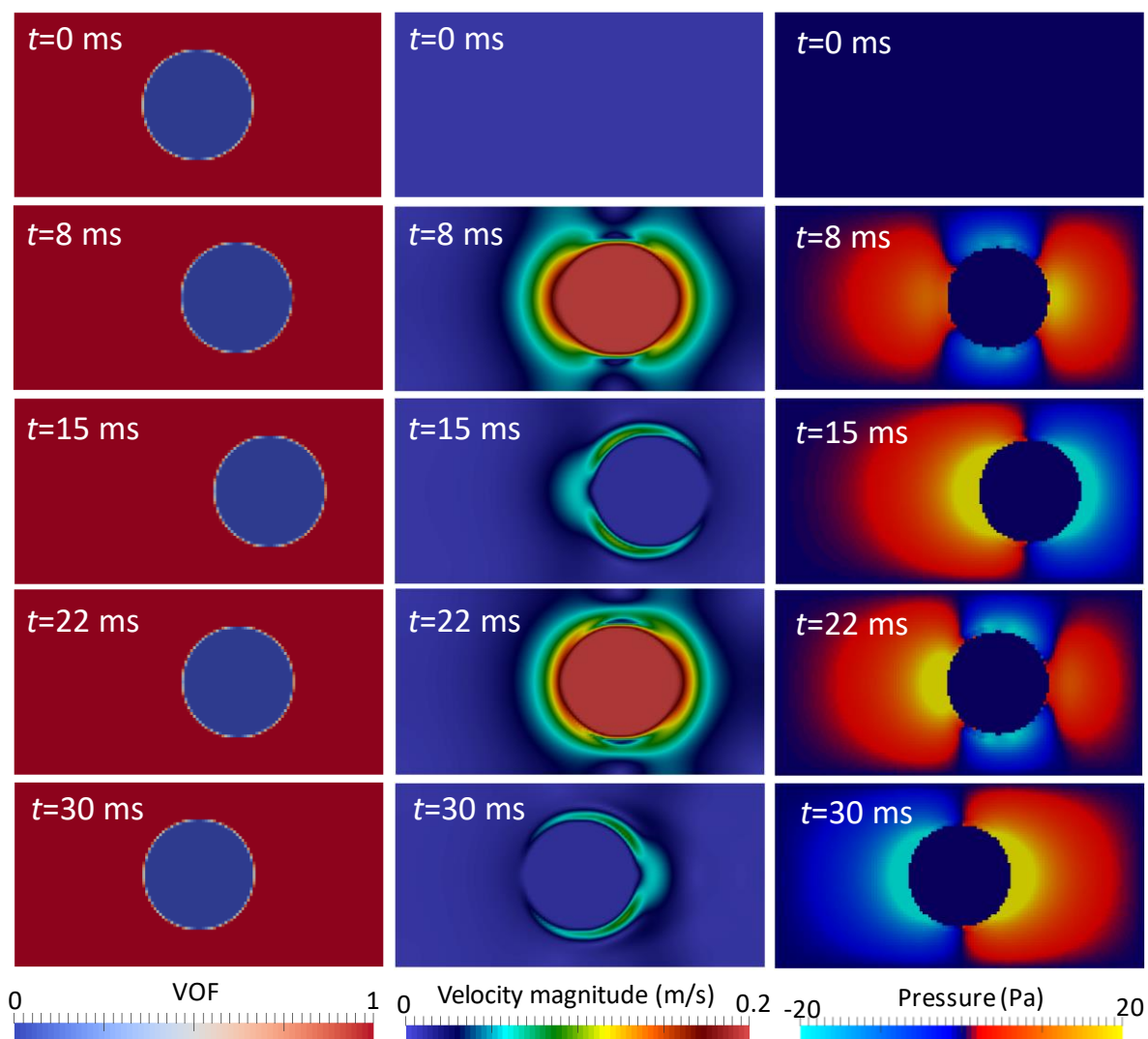


図2 VOF(左), 速度絶対値 (中央), 圧力(右)のスナップショット

キーワード：左心房，数値流体計算，直交格子法，患者個別解析

研究経費（H28年度）の内訳

備品費	消耗品費	旅費	謝金	その他	合計
円	330000 円	円	円	7000 円	400000 円

共同研究者等

(1) 共同研究者（氏名・所属）

(2) 研究協力者（氏名・所属・学年（学生の場合））

田中正夫 大阪大学大学院基礎工学研究科機能創成専攻

小林洋 大阪大学大学院基礎工学研究科機能創成専攻

水牧恵理 基礎工学部システム科学科 学部4年

発表論文等（平成29年3月31日現在）

〔雑誌論文〕 なし

〔著書〕 なし

〔学会発表〕 1件

水牧恵理，大谷智仁，小林洋，田中正夫，左心房形状および動態の病的変化が左心房内の血流動態に与える影響の数値流体解析，日本機械学会 関西学生会平成28年度学生員卒業研究発表講演会，2017年3月（**Best Presentation Award**）

〔その他〕 招待講演1件

大谷智仁，循環器系疾患の患者個別治療にむけた計算力学解析の試み，統計数理研究所 数学協働プログラム ワークショップ「工学と現代数学の接点を求めて（2）」，2016年12月

外部資金獲得状況・申請状況（本研究課題に関連して、科研費、JST等の競争的資金、受託研究、奨学寄付金等を受給された場合、また、申請された場合はその状況を記入ください）

参考となるHP等