

血流モデルの構築に向けた粒子法シミュレーション
Particle method simulation for the construction of the blood flow model

橋本貴法^{1*}, 岡本尚大^{2*}, 松島正知^{1*}

同志社大学生命医科学部¹

同志社大学生命医科学研究科²

HASHIMOTO Takanori¹, OKAMOTO Naohiro² and MATSUSHIMA Masatomo¹

Faculty of Life and Medical Sciences, Doshisha University¹

Graduate School of Life and Medical Sciences, Doshisha University²

1. はじめに

現在、我が国において心疾患、脳血管疾患は悪性新生物に次いで多い死因であり、それらの疾患は動脈瘤の破裂や動脈硬化といった血管病変が主な原因となっている。そのため、血管病変の発生や進展の機序を知ることが重要である。これらの血管病変には血行動態と血管壁の関係が大きく影響を及ぼす。そのため、血行力学的観点から病変の要因解明へのアプローチは多く試みられている。しかし、血液は体積の約半分が細胞成分によって占められるため、流動特性は非ニュートン性を示し、再現は困難である。細胞成分を考慮したシミュレーションによって血行動態を再現する場合、大型計算機を用いた大規模なシミュレーションになる。本研究では簡易に細胞成分を考慮した血流シミュレーションを可能にすることで、血流の大まかな流動特性を捉えることを目的とし、既存のシミュレーションへ端緒的な役割を果たすシミュレーションを目指す。

2. MPS法を用いた離散化

簡易的に細胞成分を考慮するためにMPS法を簡略化した手法を用いて計算を行った。支配方程式は式(1)に示すナビエ・ストークス方程式と式(2)に示す連続の式である。

$$\frac{D\mathbf{u}}{Dt} = -\frac{1}{\rho}\nabla P + \frac{\mu}{\rho}\nabla^2\mathbf{u} + \mathbf{g} \quad (1)$$

$$\frac{D\rho}{Dt} = 0 \quad (2)$$

$\rho[\text{kg/m}^3]$ は流体の密度、 $\mathbf{u}[\text{m/s}]$ は流速、 $P[\text{Pa}]$ は圧力、 $\mu[\text{Pa}\cdot\text{s}]$ は粘性係数、 $\mathbf{g}[\text{m/s}^2]$ は重力加速度である。

2.1 重み関数

粒子間相互作用モデルを用いて、微分方程式の離散化を行う。式(3)による重み関数 $w(r)$ に基づいて粒子間の相互作用を計算する。

$$w(r) = \begin{cases} \frac{r_e}{r} - 1 & (r \leq r_e) \\ 0 & (r > r_e) \end{cases} \quad (3)$$

r は粒子間距離、 r_e は影響半径である。粒子 i の影響半径内の近傍粒子 j との重み関数の総和を粒子数密度 n_i とし、式(4)で定義する。

$$n_i = \sum_{j \neq i} w(|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i|) \quad (4)$$

また計算初期配置における粒子の粒子数密度を基準粒子数密度 n^0 とする。

2.2 勾配モデル

勾配演算子の離散化は次式 (5) で行う。

$$\langle \nabla \phi \rangle_i = \frac{d}{n^0} \sum_{j \neq i} \left[\frac{\phi_j - \phi_i(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i)}{|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i|^2} w(|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i|) \right] \quad (5)$$

$\mathbf{r}_i$, $\mathbf{r}_j$ は粒子 i と粒子 j の位置ベクトル, d は次元数である。

2.3 ラプラシアンモデル

ラプラシアンモデルの離散化は次式 (6) で行う。

$$\langle \nabla^2 \phi \rangle_i = \frac{2d}{\lambda n^0} \sum_{j \neq i} [(\phi_j - \phi_i) w(|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i|)] \quad (6)$$

係数 λ は次式 (7) で示される。

$$\lambda = \frac{\sum_{j \neq i} [|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i|^2 w(|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i|)]}{\sum_{j \neq i} w(|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i|)} \quad (7)$$

λ は中心差分と同様の扱いとなるための係数である。

2.4 圧力項の算出

MPS法では半陰解法を用いて圧力計算を行う。本研究では式 (8) により影響半径内の粒子数密度の変化量から圧力を求め、半陰解法の手順を簡略化した。

$$P_i = \sum_{i \neq j} (n_i + n_j - \alpha n^0) \quad (8)$$

P_i は粒子 i の圧力, n_i , n_j は粒子 i と影響半径内の粒子 j の粒子数密度, α は係数である。係数 α は粒子 i と粒子 j の種類が同じ場合は $\alpha = 2$ とし, 2粒子間の粒子数密度の変化量を求め, 圧力として用いる。また粒子 i と粒子 j の種類が異なる場合は $\alpha < 2$ とすることで, 粒子数密度の変化量を相対的に大き

くする。そのため, 各種類の粒子は同じ種類の粒子同士で見かけ上引き合う効果をもつ。この手法を利用して血漿, 赤血球, 血小板のモデル化を考案した。モデル化した赤血球の挙動を図 1, 血小板粘着モデルを図 2 に示す。青粒子が血漿粒子, 赤粒子が赤血球粒子, 黄色粒子が血小板粒子, 白粒子が壁粒子, 赤褐色粒子は損傷壁粒子である。

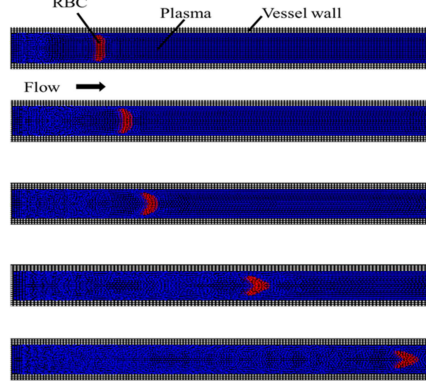


Fig. 1 Blood flow simulation for motion of RBC

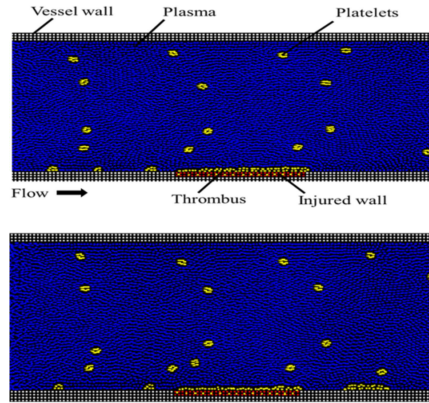


Fig. 2 Blood flow simulation for platelets aggregation

3. 脳動脈瘤内の血流シミュレーション

血漿粒子, 赤血球粒子, 血小板粒子, 血管壁粒子から構成される血流モデルを用いて脳動脈瘤内の血流シミュレーションを行った。

3.1 シミュレーション条件

脳動脈瘤の基準寸法は瘤の直径 $D = 4.3[\text{mm}]$, 中心高さ $H = 3.4[\text{mm}]$, ネック部の幅 $N = 4.1[\text{mm}]$, 動脈直径 $d = 2.7[\text{mm}]$, 血管厚さ $t = 0.2[\text{mm}]$ とした。血流の流入速度は定常流れの層流とした。各成分の粒子数は血漿粒子数 1.8×10^6 個, 赤血球粒子は 1.6×10^6 個, 血小板粒子は 2.04×10^5 個とした。計算回数を 1×10^4 回, 6×10^4 回とし, シミュレーションを行った。実験環境は OS : Windows 7 pro, CPU : Intel (R) Core (TM) i7 CPU 950 @ 3.07GHz 3.07GHz, メモリ : (RAM) 12.0GB を使用した。開発ソフトは Flash develop (Flash Develop project) を用いた。

3.2 シミュレーション結果

シミュレーション結果を図 3, 図 4, 図 5 に示す。青粒子が血漿粒子, 赤粒子が赤血球粒子, 黄色粒子が血小板粒子, 白粒子が壁粒子である。

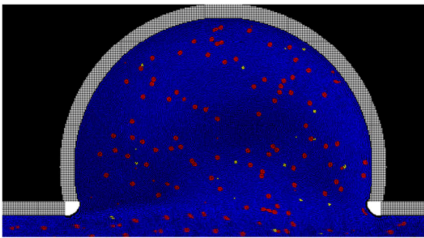


Fig. 3 The result of blood flow simulation in aneurysm (The number of calculations: 1×10^4)

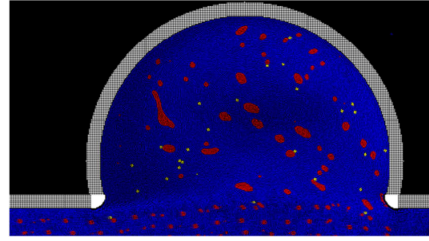


Fig. 4 The result of blood flow simulation in aneurysm (The number of calculations: 3×10^4)

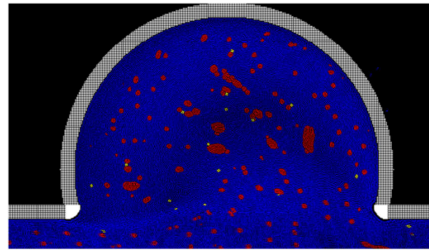


Fig. 5 The result of blood flow simulation in aneurysm (The number of calculations: 6×10^4)

4. 考察

計算回数を大きくしていくと瘤内で細胞成分の凝集が増加し, 瘤外へ流出していることが示された。このように凝集した細胞成分は瘤から血管内へ流出し, 脳の細い血管などを詰まらせる危険性がある。また細胞成分の停滞は動脈瘤の治療法であるコイル塞栓術において重要な指標である。コイル塞栓術はコイルを瘤内に挿入し, 血流を停滞させ血栓化を誘発することで, 瘤の成長を予防する治療法である。現在, 血栓が十分に形成されるためのコイル充填率の評価は流れのよどみのみで評価されている。血栓化は細胞成分によって誘発されるため, 流れの停滞だけではなく, 細胞成分の挙動を考慮することで, より適切な評価ができると考える。流れと細胞成分の停滞, また形状の相互の関係を評価していく必要があ

る。また本シミュレーションの開発環境と条件の元で、計算回数 1×10^4 回実行するために3時間程度の時間を要した。既存の赤血球を考慮したシミュレーション¹⁾では 1.2×10^5 個の赤血球粒子から構成されるシミュレーションを計算回数 1×10^3 回実行するために80個のCPUを用いて、12時間も時間を要する。以上のことから本研究の血流シミュレーションは非常に簡易的に細胞成分を考慮することが可能となっているといえる。

5. まとめ

MPS法を簡略化した手法による血流のモデル化を考案し、血流シミュレーションを行った。本研究の方法により、大きな計算機環境を必要とせず、簡易に血流の機序を考慮した試計算が可能となる。脳動脈瘤内の血流シミュレーションでは瘤直径、ネック幅の変更など複数形状に対してシミュレーションを行うことができ、簡易に血行動態を再現することができる。またシミュレーション結果から赤血球の凝集や連鎖が結果として示された。これは細胞成分を考慮したことによる成果だといえる。今後、単層流のニュートン流体として扱った場合の血行動態と評価していく必要がある。このように簡易的に血流シミュレーションを行うことで、大型計算機を必要とするシミュレーションへの端緒としての役割を果たせるといえる。また本研究によるシミュレーションを評価方法などの組み合わせに用いることで、既存の血液をニュートン流体として扱うシミュレーションをより現実問題に近いものにでき、将来的には梗塞症の予知や予防方法の確立に役立つと考える。

参考文献

- 1) 大島まり, 脳血管障害における医用画像に基づく血流シミュレーション, 流れ, vol. 21, (2002), pp. 122-128.
- 2) 厚生労働省, 平成26年人口動態統計月報年計の概況, (2014), pp. 8-13
- 3) 鳥井亮, 大島まり, 小林敏雄・ほか2名, Image-Based 血流数値シミュレーションにおける断面弾性の影響, 日本機械学会論文集, vol.70, no.697, (2003), pp.70-77.
- 4) Alvaro Valencia, Francisco Solis, Blood flow Dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery, computers & structures, vol. 84, (2006), pp.1326-1337.
- 5) 坪田健一, 鎌田裕其, 和田成生, 山口隆美, 血液流れにおける血球間の力学的相互作用の粒子法シミュレーション, 日本機械学会第17回計算力学講演会講演論文特集, (2004), pp. 69-70.
- 6) 杉山和靖, 伊井仁志, 高木周, 松本洋一郎, 超大規模並列計算に適した流体・構造連成手法の開発と血流シミュレーションへの適用, 流れ, vol. 32, (2013), pp. 139-143
- 7) 菅原基晃, 前田信治, 血液のレオロジーと血流, (2003), pp. 2-66, コロナ社.
- 8) 山田宏, 心臓・血管のモデル化とシミュレーション, 日本シミュレーション学会小特集, vol. 18, no. 4, (1999), pp. 20-24.
- 9) 越塚誠一, 柴田和也, 室谷浩平, 粒子法入門, (2014), pp. 16-55, 丸善出版株式会社.

- 10) “混相流”, EL-ELEMENT,
<http://el-element.com/labs/flow/>,
(2015-4-20).
- 11) 坪田健一, 和田成生, 山口隆美, 赤血
球の変形能が血流に及ぼす影響, 日本
機械学会論文集, vol. 72, no. 718,
(2006), pp. 99-105.
- 12) Colin Moock, 詳説 Action Script 3.0,
(2008), pp3-7, 株式会社オライリー・
ジャパン.
- 13) 篠原幸人, 小川彰, 鈴木則宏・ほか 2
人, 脳卒中治療ガイドライン 2009,
(2009),
pp. 235-240.
- 14) Luciana Parlea, Rebecca Fahrig,
David W.Holdsworth, Stephen P.An
analysis of the Geometry of Saccular
Intracranial Anuerysms, American
Society of Neurodiology, vol. 20,
(1999), pp. 1079-1089.
- 15) Shakil AHMED, Iliji D.SUTALO,
Helen KAVNOUDIAS ,
HEMODYNAMICS AND STRESS
DISTRIBUTION IN A CEREBRAL
IN A CEREBRAL ANEURYSM
PARTIALLY BLOCKED WITH COIL,
Fifth International Conference on
CFD in the Process Industries ,
(2006), pp. 1-6.
- 16) Tomohiro Otani, Masanori
Nakamura, Toshiyuki Fujinaka・ほ
か 4 人, Computational fluid dynamics
of blood flow in coil-embolized
aneurysms, vol. 51, (2013), pp.
901-910.
- 17) “未破裂脳動脈瘤”, 脳神経外科疾患
情報ページ,
[http://square.umin.ac.jp/neuroinf/me
dical/102.html](http://square.umin.ac.jp/neuroinf/medical/102.html), (2016-2-3).
- 18) “動脈瘤について”, 熊本大学大学院医
学薬学研究部心臓血管外科,
[http://www2.kuh.kumamoto-u.ac.jp/c
vs/info_aneurysm1.html](http://www2.kuh.kumamoto-u.ac.jp/cvs/info_aneurysm1.html), (2016-2-3)
- 19) Ken-ichi Tsubota, Shigeo Wada,
Hiroki Kamada・ほか 3 人, A Particle
Method for Blood Flow
Simulation-Application to Flowing
Red Blood Cells and Platelets-,
Jurnal of the Earth Simulator, vol. 5,
March 2006, pp. 2-7.