MPS法を用いた赤血球流れのシミュレーション

Red blood cell flow simulation using MPS method

○ 吉田 篤史 (北陸先端大院) 松澤 照男 (北陸先端大)

Atsushi YOSHIDA, School of Information Science, JAIST, 1-1 Asahidai, Nomi, Ishikawa 923-1292, JAPAN

Teruo MATSUZAWA, Center for Information Science, JAIST, 1-1 Asahidai, Nomi, Ishikawa 923-1292, JAPAN

Key Words: MPS method, Red blood cell, Elastic deformation, CFD

1. はじめに

数値流体解析における主流な手法として差分法や有限体積法, 有限要素法などが用いられる。これらの手法では, 解析領域を分割した計算格子を用いて連続体の挙動を表す微分方程式を離散化する。従って, 解析領域全体について複雑な格子や要素を作成しなければならないという問題を抱えている。また, 微分方程式の離散化の際に対流項が現れる。対流項を離散化する際には, 数値拡散や数値振動が生じるので, これらを防ぐ必要がある。特に, 界面や構造物の大変形を伴う混相流についての連成解析では格子のゆがみが著しくなり, 正確なシミュレーションを行うことが難しくなる。

これらの問題を解決する手法として, 1993年に越塚誠一らが提案したラグランジュ法に基づいたMPS法がある。ラグランジュ法では連続体を粒子集合体にとらえ, それらの粒子を用いて微分方程式を離散化する手法をとる。粒子法で用いられる各粒子は, 速度や圧力といった変数を保持しながら移動を行う。その利点として, 支配方程式に対流項が現れず, 大変形を伴う混相流の流れ解析に応用することができる。

微小血管内の血液をはじめとした生体内の流体を解析する分野では, 複数の流体が相互作用しあうことで複雑な流れ場の大変形が起こる。毛細血管内の流れにおいて, 赤血球は高い変形能を持っていることが知られており, 格子を用いる数値解析的な手法を用いて解析することは難しい。そこで, MPS法を用いて非圧縮性粘性流れである赤血球周りの流れのシミュレーションを行い, 赤血球の変形能及び流れを解析する。

2. 赤血球モデル

実際の赤血球は, 表面を覆っている赤血球膜と内部の静止流体から成り立っている。先行研究のモデルでは, 赤血球を単体の粘弾性と仮定していたが, 本研究ではより再現性を高めるために, 赤血球のモデルを図1のように定めた。

桃色, 赤色, 青色の粒子群はそれぞれ赤血球弾性膜, 赤血球内部静止流体, 血液を表している。

これらのモデルについて, 赤血球変形能の特性を再現するために1) 引っ張りばねと2) 曲げばねのモデルを実装した。以下, これらのモデルについて説明する。

Fig. 1 Red blood cell model

2. 1 引っ張りばね

赤血球膜は毛細血管における引っ張りに対して抵抗力を有している。このために, 赤血球は流れの中において内部静止流体に相当する体積を維持したまま自在に形状を変えることができる。この特性を再現するために赤血球膜に引っ張りばねを導入する。

$$F_i = E_t \frac{\Delta x}{l}$$

ここで, E_t は, 赤血球粒子の伸長弾性係数であり, Δx は現在における, 初期状態からの相対的な位置である。 l は初期状態における粒子間の距離である

2. 2 曲げばね

同様に, 赤血球膜は流れの中における曲げに対して抵抗を示す。この性質は赤血球の変形能に対して重要な役割を持っていると考えられる。本研究では, 赤血球の曲げ剛性を再現するために赤血球膜に曲げばねモデルを導入する。

$$M_i = E_b I \frac{\Delta \theta}{r}$$

ここで, E_b は, 赤血球膜粒子の曲げ弾性係数, I は断面二次モーメントであり, $\Delta \theta$ は現在における, 初期状態からの相対的な角度である。 r は初期状態における粒子間の距離である

以上のようにして, 粒子に定義される力およびモーメントを従来のMPS法に実装させるアルゴリズムを追加させる。

Fig. 2 Tensile spring of particle

Fig. 3 Bend spring of particle

3. 毛細血管における流れ解析

3. 1 計算領域及び計算条件

赤血球の流れシミュレーションのためのモデルを構築する。以下の図に示す、 $x=30[\mu\text{m}]$, $y=15[\mu\text{m}]$ の円管内上側に配置された直径 $8[\mu\text{m}]$, 厚さ $2[\mu\text{m}]$ の赤血球モデルに流速 $4[\text{mm/s}]$ のポアズイユ流を与え、赤血球の変形を観察した。

Fig. 4 Red blood corpuscle arranged in jurisdiction

3. 2 赤血球モデルの条件

赤血球及び血液の計算条件を表 1 に示す。赤血球の伸長弾性係数は、 $0.05[\text{MPa}]$ また、赤血球膜モデルの断面二次モーメントを $2.083 \times 10^{-8}[\text{m}^4]$ と置き、曲げ弾性係数は $1.202 \times 10^{-5}[\text{MPa}]$ に設定した。これを赤血球モデル 1 とした。また、硬化した赤血球として曲げ弾性係数を $1.202 \times 10^{-2}[\text{MPa}]$ に設定した赤血球モデル 2 とする。この二つのモデルのシミュレーション結果を比較する。

Table 1 Calculation condition

Total particle number	5652
Density(Blood)	$1060.0[\text{kg/m}^3]$
Density(IntracytoplasmicPart)	$1060.0[\text{kg/m}^3]$
Inflow	$0.004[\text{m/s}]$
Reynolds Number	0.015

4. 計算結果

Fig.5, Fig.6, Fig.7 および Fig.8 にそれぞれ、 $0.00077[\text{s}]$, $0.00100[\text{s}]$ の時に赤血球モデル 1 及び 2 の血管流れのシミュレーションの結果を示す。

Fig.5, Fig.6 から並行平板中に配置された赤血球単体モデルの赤血球が流れの中で変形している様子が分かる。この図からポアズイユ流を受けた両赤血球モデルとも中央部から変形を起こしている様子が見て取れる。Fig.7, Fig.8 から最終的には、両モデルとも毛細血管流れの特徴であるパラシュート型に変形しているが、その形状に違いが見られる。モデル 1 では、赤血球形状は凸型となるパラシュート形状であるが、より曲げ剛性を高くしたモデル 2 では中央部分が膨らんでいる。実際医学的にも、赤血球が老化して硬化すると、小球形状になることが知られており、本シミュレーションが有効であったと考えられる。

Fig. 5 Flow simulation of red blood cell model1 (0.00077[s])

Fig. 6 Flow simulation of red blood cell model12 (0.00077[s])

Fig. 7 Flow simulation of red blood cell model1 (0.00100[s])

Fig. 8 Flow simulation of red blood cell model2 (0.00100[s])

5. まとめ

MPS 法を用いて、血管内の赤血球、血液、血管をそれぞれ異なった物性値を持つ粒子とおくモデルを構築し、実際の毛細血管における流れを再現するシミュレーションを行った。この結果、赤血球がパラシュート型に変形する様子を確認した。医療画像などとの比較から本研究で示したモデルの有効であることを確認した。

参考文献

- (1) 土岐洋平, 渡邊正宏, 松澤照男, "MPS 法による赤血球弾性変形シミュレーション," 第 18 回計算力学講演会 (2005), pp. 61-62.
- (2) 足立伸之, 渡邊正宏, 松澤照男, "MPS 法による赤血球と流体の二相流れ解析," 第 18 回数値流体力学シンポジウム(2004), C2-3.
- (3) 越塚誠一, "粒子法," 丸善(2005)
- (4) Koshizuka, S., Tamako, H., and Oka, Y. "A Particle Method for Incompressible Viscous Flow with Fluid Fragmentation," Computational Fluid Dynamics J.
- (5) 坂東潔, 大場謙吉, "Immersed Boundary Method による赤血球の変形の数値シミュレーション," 日本機械学会第 17 回計算力学学会講演, (2004), pp. 193-194.