

## 粒子法による液滴の滴下挙動再現と定量的評価

夏目拓也<sup>1)</sup> 大石正道<sup>2)</sup> 大島まり<sup>2),3)</sup> 向井信彦<sup>1)</sup> (正会員)

1) 東京都市大学大学院 総合理工学研究科 2) 東京大学 生産技術研究所

3) 東京大学大学院 情報学環

## Visualization of Liquid Drop Behavior based on Particle Method and its Quantitative Evaluation

Takuya Natsume<sup>1)</sup> Masamichi Oishi<sup>2)</sup> Marie Oshima<sup>2),3)</sup> Nobuhiko Mukai<sup>1)</sup>(Member)

1) Graduate School of Integrative Science and Engineering, Tokyo City University

2) Institute of Industrial Science, The University of Tokyo

3) Initiative in Information Industries, The University of Tokyo

{natsume, mukai} @ vgl.cs.tcu.ac.jp, {oishi,marie} @ iis.u-tokyo.ac.jp

### アブストラクト

脳動脈瘤の破裂によって引き起こされるクモ膜下出血への予防術式として、海外では液体を用いて瘤内を塞栓する液体塞栓術も用いられており、歪かつ巨大な脳動脈瘤に対応可能であることから今後は有力な術式と期待されている。しかしながら、液体塞栓術は塞栓材が瘤外へ流出して健全な血管も塞栓する危険性があるため、国内では未認可である。我々は、粒子法を用いて液体塞栓術への応用を目的とした塞栓材注入シミュレーションを開発し、物理実験と比較することで精度の検証を行ってきた。しかしながら、これまでのシミュレーションで形成された液滴は物理実験のような滴下の挙動を再現できていなかったため、物理実験との比較による定量的な精度検証はできていなかった。そこで本稿では、界面張力モデルとしてポテンシャルモデルを用いることで、シミュレーションでも液滴の滴下挙動を再現し、物理実験との比較により液滴挙動の定量的評価を行う。本手法の適用により、液滴の滴下挙動が再現でき、また、滴下時刻は若干異なるが形成過程は物理実験とほぼ一致していることを確認した。

### Abstract

Overseas liquid embolization is performed as a preventive procedure for subarachnoid hemorrhage caused by rupture of cerebral aneurysms, and it is effective and prospective method because it can deal with distorted and enormous cerebral aneurysms. Liquid embolization is, however, not authorized in Japan because it has a risk that normal vessels are also embolized by embolic material flowing out of an aneurysm. We have developed a particle-based embolic material injection simulation that can be used for liquid embolization, and verified the accuracy by comparing the simulation result with the corresponding physical experiment. However, we have not verified the quantitative evaluation with the comparison to the physical experiment since the liquid block formed in the previous simulation did not drop off, while the one in the physical experiment did. Therefore, in this paper, we employ a potential model for the surface tension, and visualize the dropping behavior of the liquid in the simulation. Finally, we perform the quantitative evaluation to the liquid behavior by comparison with the physical experiment. As the result of the simulation, we have visualized liquid dropping behavior, and have confirmed that the formation process is almost the same as the physical experiment, although the dropping time is a little bit different.

## 1. まえがき

近年における日本人の死因上位には男女共に脳血管疾患があり、脳血管疾患の中には未破裂の脳動脈瘤が破裂することで生じるクモ膜下出血がある。クモ膜下出血の治療は未破裂の脳動脈瘤の大きさや位置等を考慮し、ガイドラインに沿って外科的治療の行使を検討する。外科的治療として、国内では主に2種類の術式が患者の状態によって選択されている[1]。1つ目の術式は開頭手術によるクリッピング術であり、脳動脈瘤のネック部分を金属製のクリップで塞栓する手法である。クリッピング術は全身麻酔下で行われるため、患者の負担は大きく難易度は高いが、治療効果も高い。もう1つの術式はカテーテルを用いた血管内手術によるコイル塞栓術である。コイル塞栓術は患者の負担は小さいが、再治療の可能性も高く、また、施術中に脳動脈瘤が破裂する危険性もある。これら2つの術式は既に一定の治療効果は証明されている[2]が、歪な形状や直径10mmを超える巨大な脳動脈瘤に対する治療効果は証明されていない。一方海外では、血管内手術の選択肢の一つに液体塞栓術もあり[3]、歪な形状や巨大な脳動脈瘤にも対応可能であることから今後有力な術式として期待されている。しかしながら、液体塞栓術は瘤内における血流の影響で塞栓材が瘤外へ流出し、健常な血管も塞栓する危険性があり、海外ではこの合併症が約1割の確率で発生している。したがって、液体塞栓術は安全が保障されていないため、現状国内では未認可となっている。

このため著者らは、液体塞栓術の安全性を検証するシミュレーションの前段階として塞栓材注入シミュレーションを行い、物理実験と比較することでシミュレーションの精度検証を行ってきた[4]。この研究では粒子法の中でも非圧縮性流体の解析に優れた MPS (Moving Particle Semi-implicit)法[5]を採用しており、著者らの研究以外にも田中らの赤血球変形シミュレーション[6]など MPS 法を医療応用する研究は行われている。これまでの著者らのシミュレーションでは、形成された液滴が滴下せず、物理実験との定量的評価が行えていなかった[4]。そこで、液滴の滴下挙動の再現には界面張力が重要であると考えて再検討を行った。これまでの研究では、界面張力モデルとして Nomura らの CSF (Continuum Surface Force)モデル[7]を採用していた。CSF モデルを用いた解析については、原田らのマイクロ液滴の形成[8]や鈴木らのマイクロディスペンサーのシミュレーション[9]があるが、原田らのシミュレーションは本研究で用いる塞栓材のように高粘度の流体に対応しておらず、鈴木らのシミュレーションは気液混相流での解析であるため、本研究のような2液混相流の精度検証はなされていない。また、CSF モデルは曲率や界面の単位法線ベクトルの推定で数値的に不安定となり、計算結果に悪影響を及ぼすことが分かっている。

そこで本稿では、新たに界面張力モデルとして近藤らのポテンシャルモデル[10]も検討する。ポテンシャルモデルは CSF モデルのような曲率や法線ベクトルの推定が不要であるため、界面張力計算における数値的不安定性は改善できる。また、CSF モデルとポテンシャルモデルの精度検証を行うことで、本研究では精度の高い手法を採用する。

## 2. MPS 法

### 2.1 支配方程式

本研究では、液体塞栓術に用いる塞栓材、および物理実験で用いる瘤内の血液を模擬した水槽内の水を非圧縮性ニュートン流体として扱う。非圧縮性ニュートン流体の支配方程式は、界面張力項を加えたナビエ・ストークス方程式と、質量保存則を表す連続の式であり、次式(1)および(2)で表される。

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

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

ここで、 $\mathbf{u}$ ,  $t$ ,  $\rho$ ,  $P$ ,  $\nu$ ,  $\mathbf{g}$ , および $\mathbf{F}^{sur}$ は、それぞれ流体の速度ベクトル、時刻、密度、圧力、動粘性係数、重力加速度ベクトル、および界面張力による加速度ベクトルである。なお、式(1)の右辺第1項は圧力項、第2項は粘性項、第3項は重力加速度項、および第4項は界面張力項である。

### 2.2 粒子間相互作用モデル

MPS法[5]では、偏微分方程式を離散化する際に粒子間相互作用モデルを用いる。粒子間相互作用モデルでは、対象粒子の影響半径内にある粒子の重み付け平均を行うため、本研究では次式(3)に示す Tamai らの重み関数[11]を採用する。

$$\omega(r_{ij}) = \begin{cases} \left(\frac{r_{ij}}{r_e} - 1\right)^2 & (r_{ij} \leq r_e) \\ 0 & (r_e < r_{ij}) \end{cases} \quad (3)$$

ここで、 $r_{ij}$ および $r_e$ は、粒子 $i$ と $j$ の距離および影響半径である。なお、影響半径は計算精度と計算効率を考慮して初期粒子間距離の2-4倍程度の値を用いることが多く、本研究の影響半径は経験的に、勾配モデルおよび発散モデルで初期粒子間距離の2.1倍、ラプラシアンモデルでは初期粒子間距離の3.1倍とする。式(3)は粒子間距離が0でも重み計算は発散しない安定的な重み関数であり、MPS法で起こりうる粒子の過剰接近が生じた際に計算が不安定になることを防ぐ。また、対象粒子 $i$ の粒子数密度 $n_i$ は次式(4)で計算される。

$$n_i = \sum_{j \neq i} \omega(r_{ij}) \quad (4)$$

次に、MPS法の粒子間相互作用モデルである勾配モデル、発散モデル、およびラプラシアンモデルを示す。なお、本研究の勾配モデルは次式(5)の入部らの粒子不均等配置を考慮した勾配モデル[12]と Monaghan の人工斥力モデル[13]を MPS 法に適用した Koshizuka らの手法[5]を複合した勾配モデル[4]を用いる。

$$\langle \nabla \phi \rangle_i = \left[ \frac{1}{n_0} \sum_{j \neq i} \frac{(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i)}{r_{ij}} \otimes \frac{(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i)}{r_{ij}} \omega(r_{ij}) \right]^{-1} \left( \frac{1}{n_0} \sum_{j \neq i} \frac{(\phi_j - \hat{\phi}_i)}{r_{ij}^2} (\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i) \omega(r_{ij}) \right) \quad (5)$$

ここで、 $n_0$ 、 $\mathbf{r}$ 、 $\otimes$ 、 $\phi_j$ 、および $\hat{\phi}_i$ は、初期粒子数密度、位置ベクトル、テンソル積、対象粒子 $i$ の影響半径内の粒子 $j$ のスカラー量、および対象粒子 $i$ の影響半径内に存在する最小圧力である。次に、次式(6)に発散モデルを示す。

$$\langle \nabla \cdot \mathbf{u} \rangle_i = \frac{d}{n_0} \sum_{j \neq i} \frac{(\mathbf{u}_j - \mathbf{u}_i) \cdot (\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i)}{r_{ij}^2} \omega(r_{ij}) \quad (6)$$

ここで、 $d$ は次元数である。また、次式(7)にラプラシアンモデルを示す。

$$\langle \nabla^2 \phi \rangle_i = \frac{2d}{\lambda n_0} \sum_{j \neq i} (\phi_j - \phi_i) \omega(r_{ij}) \quad (7)$$

ここで、 $\lambda$ は規格化のためのパラメータであり、次式(8)で求められる。

$$\lambda = \frac{\sum_{j \neq i} r_{ij}^2 \omega(r_{ij})}{\sum_{j \neq i} \omega(r_{ij})} \quad (8)$$

### 2.3 界面張力項

これまで著者らは界面張力計算として、Nomura らの CSF モデル[7]を用いていた。しかしながら、CSF モデルは曲率と法線ベクトルの推定を行うため、数値的に不安定になりやすい。

そこで本研究では、界面張力が生じる際の粒子間における分子間力を評価する近藤らのポテンシャルモデル[10]を新たに採用する。ポテンシャルモデルは CSF モデルのように界面の曲率や法線ベクトルを推定する必要はないが、粒子が不均等配置である際に計算が不安定になることも報告されている。

#### 2.3.1 ポテンシャルモデル

ポテンシャルモデルは、対象粒子の影響半径内に存在する粒子が近距離であれば斥力、遠距離であれば引力が働くように設計されており、次式(9)で表される。

$$\langle \mathbf{F}^{sur} \rangle_i = C \sum_{j \neq i} \mathbf{f}^{ip}(r_{ij}) \frac{(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i)}{r_{ij}} \quad (9)$$

ここで、 $C$ および $\mathbf{f}^{ip}$ は、ポテンシャル係数および粒子間力であり、粒子間力 $\mathbf{f}^{ip}$ は次式(10)となる。

$$\mathbf{f}^{ip}(r_{ij}) = \begin{cases} (r_{ij} - l_0)(r_{ij} - r_e^{st}) & (r_{ij} \leq r_e^{st}) \\ 0 & (r_e^{st} < r_{ij}) \end{cases} \quad (10)$$

ここで、 $l_0$ および $r_e^{st}$ は、初期粒子間距離およびポテンシャルモデルで用いる影響半径であり、ラプラシアンモデルと同様に $r_e^{st} = 3.1l_0$ とする。式(10)の概形を図 1 に示す。

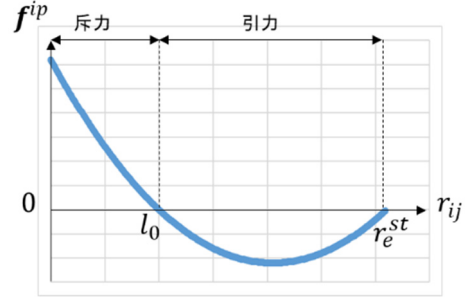


図 1 粒子間力の概形

なお、図 1 の横軸は粒子間距離であり、縦軸は粒子間力である。前述したようにポテンシャルモデルは初期粒子間距離 $l_0$ を境に斥力と引力が入れ替わる。次に、式(9)のポテンシャル係数 $C$ は、接触した 2 流体を引き離す際に 1 粒子が占める界面の面積 $l_0^2$ を 2 個形成するのに必要なエネルギーとして求められる。ここで、2 流体を引き離す際の、ポテンシャル係数を求めるための粒子配置と粒子が占める面積の概念図を図 2 に示す。

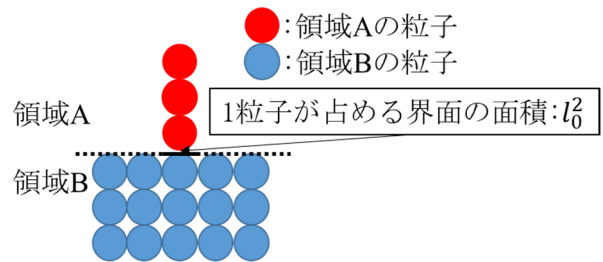


図 2 粒子配置と界面の面積

ここで、赤色粒子および青色粒子は、領域 A に存在する流体の粒子および領域 B に存在する流体の粒子である。なお、領域 A と B の流体は同じ流体であり、次式(11)を用いてポテンシャル係数を求める。

$$2\sigma l_0^2 = C \sum_{i \in A, j \in B} \phi^{ip}(r_{ij}) \quad (11)$$

ここで、 $\sigma$ および $\phi^{ip}$ は、界面張力係数およびポテンシャル関数である。また、式(11)で用いるポテンシャル関数 $\phi^{ip}$ を次式(12)に示す。

$$\phi^{ip}(r_{ij}) = \begin{cases} \frac{1}{3} \left( \frac{3}{2} l_0 - \frac{1}{2} r_e^{st} - r_{ij} \right) (r_{ij} - r_e^{st})^2 & (r_{ij} \leq r_e^{st}) \\ 0 & (r_e^{st} < r_{ij}) \end{cases} \quad (12)$$

### 3 界面張力項の精度検証

従来研究で用いた CSF モデルと新たに導入したポテンシャルモデルについて、Nomura らや近藤らも行った液滴振動シミュレーションと Lamb の理論解を比較し精度検証を行った。なお、Nomura らや近藤らと同様に理論値の半周期 $T/2$ と1周期 $T$ に対して精度検証を行う。立方体を液体の初期状態とし、半径 $r$ の球へと変形する液滴振動周期は、次式(13)および(14)で表される。

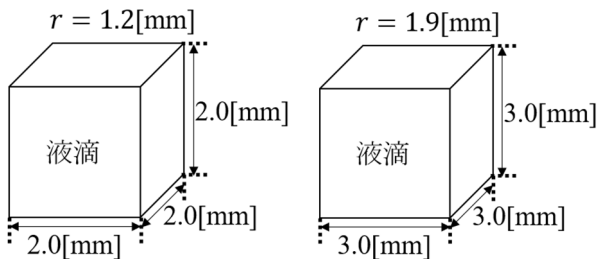
$$T = \frac{2\pi}{k} \quad (13)$$

$$k^2 = (s-1)s(s+2) \frac{\sigma}{\rho r^3} \quad (14)$$

ここで、 $T$ 、 $s$ 、および $r$ は、液滴の振動周期、振動モードの次数、および球の半径である。なお、振動モードの次数 $s$ は対象となる液滴の初期形状によって異なり、立方体の場合、振動モードの次数は4である。また、初期状態における一辺の長さ $l$ の立方体に対して、球の半径 $r$ は次式で(15)求められる。

$$l^3 = \frac{4}{3}\pi r^3 \quad (15)$$

界面張力の精度検証を行うため、図 3 に示す立方体を初期状態とした液滴の振動シミュレーションを行った。なお、液滴を構成する粒子の大きさは、塞栓材注入シミュレーション[4]で用いた粒子の大きさ (0.1[mm])と同一である。



(a) 粒子数 20<sup>3</sup> (b) 粒子数 30<sup>3</sup>  
図 3 液滴振動シミュレーションの初期粒子配置

ここで、図 3(a)および(b)は、一辺の粒子数が 20 個の立方体および 30 個の立方体であり、図 3(a)の総粒子数は 8,000 個、(b)の総粒子数は 27,000 個である。2つのモデルを用意したのは、粒子数の違いによる振動の変化を調べるためである。式(13)、(14)、および(15)より図 3(a)の半周期は約 1.9[ms]、1 周期は約 3.8[ms]であり、(b)の半周期は約 3.5[ms]、1 周期は約 7.0[ms]となる。次に、液滴の物性値とシミュレーション条件およびシミュレーション環境を表 1 および表 2 示す。なお、本研究は CUDA (Compute Unified Device Architecture) と C++を用いた GPU による並列計算を行っており、式(1)の全ての項に対して、並列化処理を行い、また、式(1)において陰的計算を行う粘性項と圧力項は Bi-CGSTAB 法[14]を用いて計算する。

表 1 液滴の物性値とシミュレーション条件

パラメータ	値	単位
密度	$1.0 \times 10^3$	kg/m <sup>3</sup>
動粘性係数	$1.0 \times 10^{-6}$	m <sup>2</sup> /s
重力加速度	0.0	m/s <sup>2</sup>
界面張力係数	$7.28 \times 10^{-2}$	N/m
初期粒子間距離	$1.0 \times 10^{-4}$	m
時間刻み幅	$1.0 \times 10^{-6}$	s

表 2 シミュレーション環境

OS	Ubuntu 16.04LTS
CPU	Inter Core i7-7700 3.60GHz
Memory	16GB
GPU	GeForce GTX 1060 (Memory 6GB)

ここで、図 3(a)の総粒子数 8,000 個を初期状態とし、CSF モデルとポテンシャルモデルの両方で行った液滴振動シミュレーションの結果を図 4 に示す。

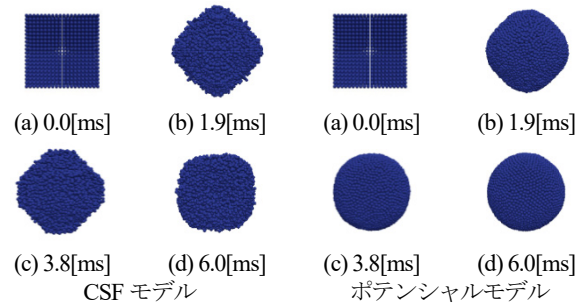
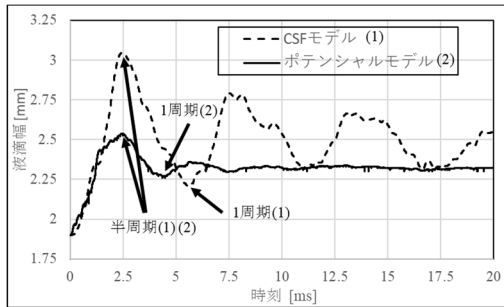


図 4 液滴振動シミュレーションの結果

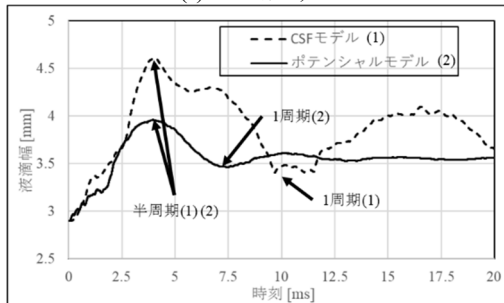
図 4(a)は、CSF モデルおよびポテンシャルモデル共に初期状態を示し、図 4(b)は、1.9[ms]つまり半周期後の様子であり、CSF モデルおよびポテンシャルモデル共に初期状態から 45 度回転した形状に変形している。図 4(b)で CSF モデルの界面境界付近の粒子が滑らかではないが、これは曲率と単位法線ベクトルの推定によって数値的に不安定となっている影響である。また、ポテンシャルモデルでは CSF モデルに比べて角が丸みを帯びており、この現象は近藤らの研究[10]でも見られる。これは、シミュレーションが進むにつれて、粒子が不均等配置になり、特に角が不均等配置による数値的不安定性の影響を受けて、液滴の振動エネルギーが減衰しているためだと考えられる。図 4(c)は、3.8[ms]つまり 1 周期後の様子である。理論上では初期状態に近い形状に戻るはずであるが、CSF モデルは半周期(1.9[ms])後の形状に近く初期状態の形状に戻っていない。一方、ポテンシャルモデルも初期状態の形状に戻っておらず、半周期(1.9[ms])後の形状よりは角に丸みを帯びており、安定状態になりつつある。図 4(d)は、6.0[ms]後の様子であり、CSF モデルは少し遅れて立方体に近い形状に戻っているが、ポテンシャルモデルは図 4(c)の段階で安定状態になりつつあったため、6.0[ms]後では完全に球となり、液滴の振動は起こっていない。

次に、モデルの違いによる液滴幅の変化を図 5 に示す。ここで、図 5(a)および(b)の横軸は時刻、縦軸は液滴幅である。なお、

液滴振動シミュレーションによる測定値として、液滴幅が最大となる時刻を半周期とし、半周期以降で液滴幅が最小となる時刻を1周期とする。図 5(a)および(b)より、CSF モデルならびにポテンシャルモデルの半周期と1周期の時刻、シミュレーション結果と理論値との相対誤差を表 3 および表 4 に示す。



(a) 粒子数 8,000



(b) 粒子数 27,000  
図 5 液滴幅の変化

表 3 振動周期時刻と理論値との相対誤差 (粒子数 8,000)

	半周期 [ms]	誤差	1 周期 [ms]	誤差
CSF	2.5	32%	5.6	47%
ポテンシャル	2.5	32%	4.3	13%

表 4 振動周期時刻と理論値との相対誤差 (粒子数 27,000)

	半周期 [ms]	誤差	1 周期 [ms]	誤差
CSF	4.0	14%	9.6	37%
ポテンシャル	4.0	14%	7.2	3%

表 3 および表 4 より、CSF モデルとポテンシャルモデル共に半周期での相対誤差は同値であるが、1 周期では CSF モデルの相対誤差が増加しているのに対して、ポテンシャルモデルは大幅に減少していることが判る。

図 5(a), (b) および表 3, 4 より、CSF モデルでは数値的不安定性による振動が生じ、理論値との相対誤差は大きい。ポテンシャルモデルは理論値との相対誤差は小さく安定していることが判る。また、粒子数 8,000 個、27,000 個の場合では、27,000 個の方が理論値との誤差が少ないことも判った。

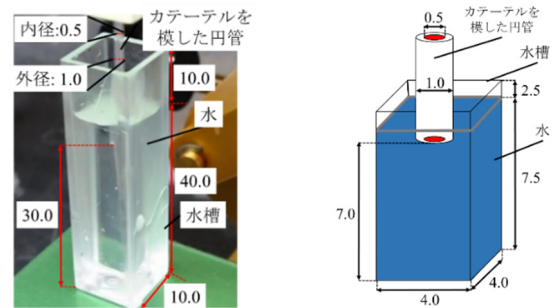
## 4 シミュレーション

### 4.1 シミュレーション条件

本研究の物理実験とシミュレーションの条件を表 5 に、また、物理実験およびシミュレーションモデルの環境を図 6 に示す。

表 5 物理実験とシミュレーションの条件

パラメータ	値	単位
密度 (水)	$1.0 \times 10^3$	$kg/m^3$
密度 (塞栓材)	$1.182 \times 10^3$	$kg/m^3$
動粘性係数 (水)	$1.0 \times 10^{-6}$	$m^2/s$
動粘性係数 (塞栓材)	$628.43 \times 10^{-6}$	$m^2/s$
重力加速度	9.8	$m/s^2$
界面張力係数	$10.8 \times 10^{-3}$	$N/m$
流入速度	$8.5 \times 10^{-3}$	$m/s$
初期粒子間距離	$1.0 \times 10^{-4}$	$m$
初期総粒子数	約 $211 \times 10^3$	個
時間刻み幅	$1.0 \times 10^{-4}$	$s$



(a) 物理実験 (b) シミュレーション  
図 6 物理実験およびシミュレーションモデルの環境 [mm]

ここで、図 6(a) および (b) の物理実験とシミュレーションの環境で、カテーテルの内径および外径は同じであるが、シミュレーションの方が水槽のサイズは小さい。これは、シミュレーションモデルのサイズを物理実験のサイズに一致させるためには、大量の計算リソースが必要となるためである。ただし、著者らのこれまでの研究では、シミュレーションモデルの水槽の幅と奥行きを 3.0 [mm] としていたために、シミュレーションが進むにつれて巨大化する液滴が水槽の側面に接触していた[4]。そこで、定量的評価のために行った物理実験で形成される液滴の最大幅、および計算リソースを考慮して本研究では、水槽の幅と奥行きを 4.0 [mm] と 1.0 [mm] 拡張することで液滴の水槽側面への接触を防ぐ。また、シミュレーション条件として、ポテンシャルモデルを用いることで塞栓材とカテーテルの濡れ性を考慮することは可能であるが、本研究で濡れ性は考慮しない。これは、物理実験において液滴が形成される過程で液滴のカテーテルとの接触角が動的に変化するためである。つまり、ポテンシャルモデルでは予め定められた接触角になるように挙動を強制する必要があり、この手法では正しい液滴の形成過程をシミュレーションできないからである。なお、シミュレーション環境は表 2 のとおりである。

### 4.2 シミュレーション結果

本シミュレーションの結果を図 7 に示す。なお、塞栓材の視認性向上のため、水槽内の水粒子は非描画である。図 7(a) は初期状態、図 7(b) は塞栓材注入後 3.0 [s] に相当する時刻であり、円管を介して注入された塞栓材が液滴を形成し始めている。図 7(c), (d), および (e) では、各時刻において液滴が徐々に巨大化

する過程を示し、図 7(f)では液滴が滴下している様子が確認できる。なお、濡れ性は考慮していないため、液滴がカテーテル先端に接触していない。

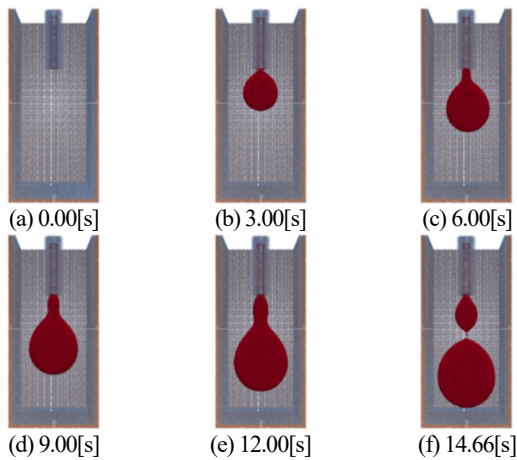


図 7 本シミュレーション結果

### 4.3 界面張力項による比較

従来研究で用いた CSF モデルと本研究で新たに導入したポテンシャルモデルによる、塞栓材注入シミュレーションによって形成された液滴の形状比較を図 8 に示す。

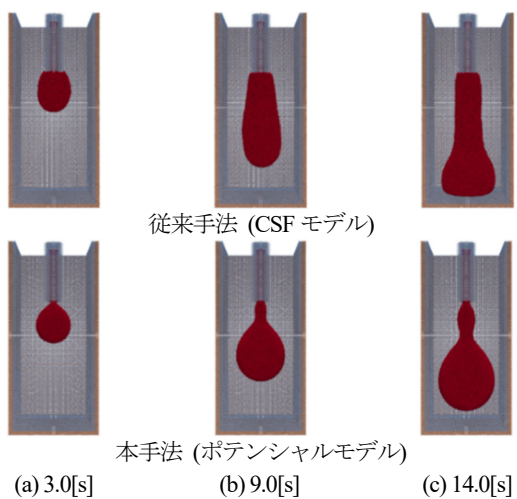
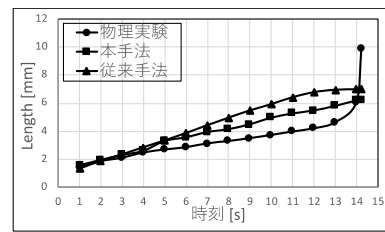


図 8 液滴の形状比較

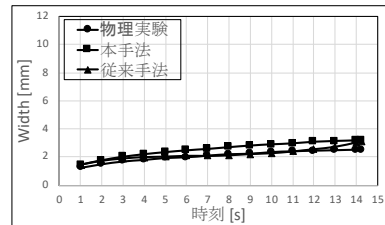
図 8(a)の 3.0[s]後において、従来手法ではカテーテル先端に液滴が接触しているが、本手法では濡れ性を考慮していないため、液滴はカテーテルに接触していない。図 8(b)の 9.0[s]後において、従来手法の液滴は水槽に沿って長く伸びているが、本手法の液滴は丸く形成されている。図 8(c)の 14.0[s]後、従来手法の液滴は水槽の底面に接触して液滴の形状が保持できなくなっているが、本手法の液滴は水槽の底面に接触せず依然として液滴の形状が保持されている。したがって、界面を構成する粒子の数が少ない場合、CSF モデルではシミュレーションが進むにつれて液滴が保持できなくなっているが、ポテンシャルモデルでは液滴が形状を保持できているため、本研究では界面張力モデルとしてポテンシャルモデルを採用することとする。

## 5 評価

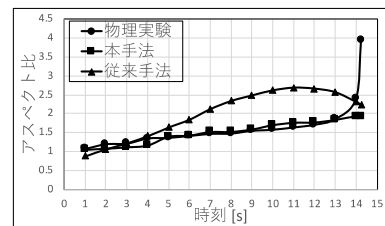
本研究のシミュレーション精度を検証するため、物理実験との比較による定量的評価を行う。比較対象は、液滴の長さ、幅、およびアスペクト比 (長さ/幅)であり、物理実験、本手法、および従来手法で形成された液滴の形状を比較する。液滴の長さ、幅、およびアスペクト比のグラフを図 9 に示す。なお、物理実験と本シミュレーションの比較は塞栓材注入直後の 0[s]からではなく、1.03[s]から行った。これは、物理実験において塞栓材注入の初期段階では流入速度が安定せず、液滴形成から滴下までに理論値よりも多くの時間を要するためである。一方、2 回目以降の滴下で流入速度は安定するが、1 回目に滴下した液滴の一部がカテーテル先端に残留しており、残留している液滴の体積を調べたところ、残留液滴の体積が注入開始 1.03[s]後に相当することが判明したため、塞栓材注入開始 1.03[s]後からの比較を行った。終了時刻は本シミュレーションによって形成された液滴が滴下する 14.66[s]までとする。



(a) 液滴の長さ



(b) 液滴の幅



(c) 液滴のアスペクト比

図 9 液滴形状の変化

図 9 のグラフは横軸が時刻、縦軸は液滴の長さ、幅、およびアスペクト比である。図 9(a)より、時刻 4.0[s]までは物理実験、本手法、および従来手法の液滴の長さはほぼ等しいが、時刻 4.0[s]以降は従来手法および本手法の方が物理実験に比べて長くなっており、12.0[s]後に本手法では最大約 1.29[mm]の差が、従来手法では最大約 2.59[mm]の差が生じている。また、図 9(b)より、液滴の幅に関しては物理実験と従来手法の差はほぼなく、本手法との差も時刻 14.0[s]後に最大で約 0.67[mm]とはなるものの長さの差に比べれば大きな差は生じていない。さらに、図

9(c)より、物理実験と従来手法では5.0[s]以降大きな差が生じているが、物理実験と本手法での液滴のアスペクト比は、時刻5.0[s]以降、13.0[s]までの間ほぼ一致していることから、物理実験と本手法のシミュレーションによって形成された液滴は同様な成長過程を示していることが判る。

## 6. 物理実験との整合性

前述の評価より、本手法を用いたシミュレーションは物理実験と同様な液滴形成過程を示すことが判った。しかしながら、物理実験とシミュレーションの水槽サイズが一致していないため正確な液滴形成過程の比較は行えない。そこで、表6に示す計算機環境を用いることでシミュレーションの計算リソースを拡張し、表7に示す統一後の水槽サイズを用いて物理実験およびシミュレーションを行った。物理実験と本シミュレーションの結果を図10に示す。なお、水槽サイズ以外の条件は4.1と同一である。

表6 拡張された計算機環境

OS	Arch Linux
CPU	Intel(R) Xeon(R) CPU E5-1650 v3 (3.5 GHz)
Memory	32GB
GPU	Tesla K40 (Memory 12GB)

表7 水槽サイズの変更 [mm]

	統一前		統一後
	図6(a)	図6(b)	
幅および奥行	10.0	4.0	5.0
高さ	50.0	10.0	20.0
水位	40.0	7.5	17.5
底面から円管先端までの距離	30.0	7.0	15.0

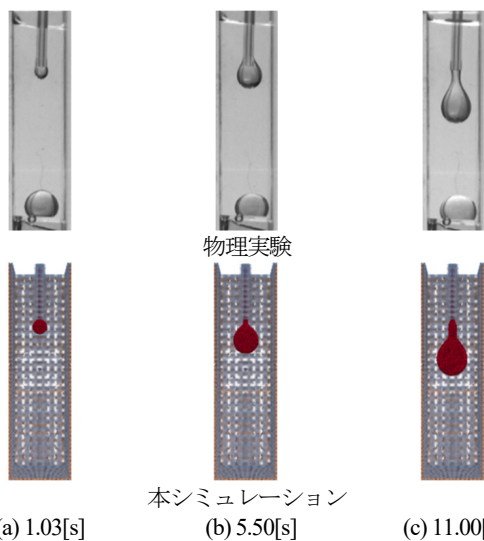


図10 統一サイズを用いた物理実験とシミュレーションの結果

図10(a), (b), および(c)において、本シミュレーションでは液滴のカテーテル先端との濡れ性を考慮していないため、カテーテル先端では物理実験と本シミュレーションでは形状が異なる

ように見えるが、図10(c)では、物理実験および本シミュレーション共に液滴とカテーテルの間で、滴下直前に発生する液滴の括れが生じていることを確認できる。次に、物理実験と本シミュレーションの液滴滴下時の様子を図11に示す。



(a) 物理実験 (11.72[s]) (b) 本シミュレーション (14.00[s])  
図11 液滴滴下時刻と液滴の形状

図11(a)および(b)より、物理実験と本手法の液滴滴下時刻は、2.38秒の差がある。これは本手法がカテーテル先端に接触していないためだと考えられる。また、図11(a)に示す物理実験の滴下時に液滴とカテーテルとの間が非常に長く伸びているのに対し、(b)の本シミュレーションでは滴下時に液滴があまり伸びていない。これは塞栓材が高分子流体であるため非ニュートン流体的な粘弾性の挙動を示すが、本シミュレーションでは塞栓材をニュートン流体として扱っているため、粘弾性流体の挙動を再現できていないためである。

## 7. まとめ

本研究では、液滴振動シミュレーションによって、界面を構成する粒子の数が少ない場合に、CSFモデルに比べてポテンシャルモデルの方が精度良く計算できることを確認し、脳動脈瘤塞栓術を対象とした塞栓材注入シミュレーションを行った。新たにポテンシャルモデルを導入したことによって、液滴の滴下挙動を再現することができ、物理実験との比較で液滴の形状と液滴の滴下時刻を定量的に評価したところ、本手法によって形成された液滴は滴下時刻こそ2秒程度の差はあるものの、形成過程は物理実験とほぼ一致していることから、物理的に正確な液滴形成のシミュレーションが可能となった。

しかしながら、現在のシミュレーションでは液滴とカテーテル先端との濡れ性を考慮していないため、物理実験との違いが生じている。したがって今後は、カテーテル先端と塞栓材との濡れ性を考慮し、動的に変化する接触角への対応を検討することで、カテーテル先端への接触を再現し、さらに精度の高いシミュレーション手法を開発する必要がある。また、水槽ではなく実患者のデータを基にした脳動脈瘤モデルへの適用も行う必要がある。

## 参考文献

[1] 宮地 茂, 野田 篤, 根来 真, 高安正和, 岡本 剛, 吉田 純, “未破裂脳動脈瘤の治療-観血的治療と血管内治療の比較-”, 脳卒中の外科, Vol.27, No.3, pp.162-169, 1999.

- [2] 滝 和郎, “脳動脈瘤治療の現状と問題点 (<特集>脳動脈瘤の治療)”, 脳神経外科ジャーナル, Vol.15, No.12, pp.822-826, 2006.
- [3] Andrew J. Molyneux, Saruhan Cekirge, Isil Saatci, and Gyula Gál, “Cerebral Aneurysm Multicenter European Onyx (CAMEO) Trial: Results of a Prospective Observational Study in 20 European Centers”, AJNR Am J Neuroradiol, Vol.25, No.1, pp.39-51, 2004.
- [4] 夏目拓也, 大石正道, 向井信彦, 大島まり, “脳動脈瘤塞栓術を対象とした安定的な液体注入シミュレーション”, NICOGRAPH2018, pp.48-55, 2018.
- [5] S.Koshizuka and Y.Oka, “Moving-Particle Semi-Implicit Method for Fragmentation of Incompressible Fluid”, Nuclear Science and Engineering, Vol.123, pp.421-434, 1996.
- [6] 田中正幸, 越塚誠一, “粒子法を用いた赤血球の変形シミュレーション”, 日本流体力学会誌「ながれ」, Vol.26, No.1, 2007.
- [7] K.Nomura, S.Koshizuka, Y.Oka, and H.Obata, “Numerical Analysis of Droplet Breakup Behavior using Particle Method”, Journal of Nuclear Science and Technology, Vol.38, No.12, pp.1057-1064, 2001.
- [8] 原田隆宏, 鈴木幸人, 越塚誠一, 荒川貴博, 庄子習一, “MPS法を用いたマイクロ混相流 3次元解析”, 日本機械学会論文集 (B編), Vol.73, No.726, pp.437-444, 2007.
- [9] 鈴木幸人, 大野浩誠, 越塚誠一, “MPS法によるマイクロディスプレイのシミュレーション”, 日本機械学会論文集 (B編), Vol.73, No.728, pp.981-988, 2007.
- [10] 近藤雅裕, 越塚誠一, 滝本正人, “MPS法による粒子間ポテンシャル力を用いた表面張力モデル”, Transactions of JSCES, Paper No.20070021, 2007.
- [11] T.Tamai and S.Koshizuka, “Least Squares Moving Particle Semi-Implicit Method”, Computational Particle Mechanics, Vol.1, Issue.3, pp.277-305, 2014.
- [12] 入部綱清, 仲座栄三, “MPS法における勾配計算の高精度化とその応用”, 土木学会論文集 B2 (海岸工学), Vol.66, No.1, pp.46-50, 2010.
- [13] J.J.Monaghan, “SPH without a Tensile Instability”, Journal of Computational Physics, Vol.159, Issue.2, pp.290-311, 2000.
- [14] H.A.van der Vorst, “Bi-CGSTAB: A Fast and Smoothly Converging Variant of Bi-CG for the Solution of Nonsymmetric Linear Systems”, SIAM Journal on Scientific and Statistical Computing, Vol.13, Issue.2, pp.631-644, 1992.

## 夏目 拓也



2017年, 東京都市大学知識工学部卒業。2019年, 同大学大学院工学研究科修士課程修了。現在, 同大学大学院総合理工学研

究科博士後期課程在学中。コンピュータグラフィックスに興味を持ち, 現在, 流体解析の医療応用に関する研究に従事。日本機械学会学生会員, 日本バイオレオロジー学会学生会員。

## 大石 正道



1998年, 早稲田大学工学部卒業。同年三井造船(株)(現 三井E&Sホールディングス(株))入社。2001年, 東京大学生産技術研究所技術専門職員。光学技術を使用したフローの可視化に関する研究に従事。日本機械学会および可視化情報学会会員。

## 大島 まり



1984年, 筑波大学第三学群基礎工学類卒業。1986年, 東京大学大学院工学研究科博士前期課程修了。1992年, 同大学大学院博士後期課程修了。博士(工学)。同年東京大学生産技術研究所助手。1998年, 同研究所講師。1999年, 筑波大学・東京大学生産技術研究所併任助教授。2000年, 東京大学生産技術研究所助教授。2005年, 同研究所教授。2006年, 東京大学大学院情報学環教授。血行力学解析の可視化に関する研究に従事。日本機械学会および可視化情報学会会員。2017年度, 日本機械学会会長(第95期)。

## 向井 信彦



1983年, 大阪大学基礎工学部卒業。1985年, 同大学大学院博士前期課程修了。同年三菱電機(株)入社。1997年, コーネル大学コンピュータサイエンス修士課程修了。2001年, 大阪大学大学院博士後期課程修了。博士(工学)。2002年, 武蔵工業大学(現東京都市大学)工学部助教授。2007年, 同大学知識工学部教授。画像工学に関する研究に従事。ACM, 芸術科学会, 映像情報メディア学会など各会員。