

〔原著論文〕

# 粒子法を用いた赤血球の変形シミュレーション

東京大学 工学部 田中正幸†  
東京大学 工学部 越塚誠一

赤血球は静止流体中において両凹円盤状、流れ中においてカップ状と非常に特異な形状をしている。本研究では赤血球膜と伸びと曲げの2種類のバネによりモデル化し、粒子法の1つである Moving Particle Semi-implicit (MPS) 法と組み合わせることで静止流体中と流れ中における変形シミュレーションを行った。また、変形指数という変形の度合いを表す無次元数を用いて実験値との比較を行った。

## Simulation of Red Blood Cell Deformation Using a Particle Method

Masayuki TANAKA, The Department of Engineering, The University of Tokyo  
Seiichi KOSHIZUKA, The Department of Engineering, The University of Tokyo

(Received 5 September, 2006; in revised form 13 November, 2006)

A red blood cell (RBC) shows a biconcave shape in a static fluid, while it shows a cup shape in a flow. In this study, the RBC membrane is modeled by stretching springs and bending springs and the fluid is calculated by the Moving Particle Semi-implicit (MPS) method. The RBC became to the biconcave shape in a static fluid, as well as it is deformed to the cup shape in a flow. It is shown that the specific shapes of an RBC can be explained by normal mechanics of elasticity.

(KEY WORDS): Particle Method, Red Blood Cell, Deformation, Spring Model, Biomechanics

### 1 緒言

酸素を全身に送るはたらきをする赤血球は静止流体中においては直径約  $8 \mu\text{m}$  の両凹円盤状、流れ中においては片側だけが凹んだカップ状と、非常に特異な形状をしており、流れの中で絶えず外力が加わっているにも関わらず破壊されることなく自由に变形して流れる<sup>1)2)3)</sup>。また外力によって变形した後外力を取り去ると元の両凹円盤状へと戻るといった性質がある。この形状は球に比べて体積あたりの表面積の割合が大きく、酸素等の物質を生体内の組織において交換するのに有利であることはわかっているが、なぜこのような形状になるのかはまだ十分には明らかにされていない。また、変形能の非常に高い正常赤血球は自身よりも細い毛細血管中をも通過することができるが、古くなった赤血球や遺伝性球状赤血球症に見られるような球状赤血球は変形能が低く、細い流路を通過することができない。これらの赤血球は

脾臓で捕獲され、破壊される。遺伝性球状赤血球症では多くの赤血球が破壊され、貧血や脾腫等の症状を引き起こすことになる。

赤血球の構造は膜構造と細胞質内構造とに分けることができるが、細胞質内構造には特異な構造物はなく、赤血球の変形能は赤血球膜構造に起因すると考えられる。赤血球膜は約  $7\text{nm}$  のリン脂質二重層とその直下に裏打ちされた細胞骨格から構成されている。細胞骨格は網目構造をしており、二重層の直下に六角形構造により繋がっている。この膜二重層と細胞骨格により、赤血球膜は自由に变形する性質を持つ。また、赤血球膜は引っ張り方向に非常に強い抵抗を示し、変形過程において表面積はほとんど変化しない。

和田・小林<sup>4)</sup>は3次元において初期状態を球状とした赤血球膜の体積を減少させながら面内变形によるバネ、曲げによるバネ、面積変化によるバネのエネルギー最小化問題を解くことで両凹円盤状が表れることを示した。坪田ら<sup>5)</sup>や藤田・青木<sup>6)</sup>は粒子法を用いて2次

\*〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1

†E-mail: tanaka@mps.q.t.u-tokyo.ac.jp

元流体中において流れ中における赤血球の変形を解析しているが、3次元での解析は行っていない。坂東・大場<sup>7)</sup>は Immersed Boundary 法を用いて3次元流れ中において両凹円盤状の赤血球がカップ状となって流れる様子を解析している。しかし、このモデルでは両凹円盤形状を初期状態として与えているため、なぜ両凹円盤状となるのかという問いに対する答えにはなっていない。山田ら<sup>8)</sup>は Immersed Boundary 法を用いて3次元において赤血球が両凹円盤状となる様子、その両凹円盤状赤血球が流れ中においてカップ状に変形して流れる様子の解析を行っている。田中ら<sup>9)</sup>は SPH 法を用いて3次元流体中において赤血球が狭窄部を通過する解析を行っているが、赤血球膜に曲げ剛性が含まれておらず、静止流体中における両凹円盤状、流れ中におけるカップ状という形状を再現してはいない。Pozrikidis<sup>10)</sup>は赤血球が両凹円盤状になる様子、せん断流れ中において回転運動をする様子の解析を行っている。Queguiner ら<sup>11)</sup>は流体中におけるカプセルのシミュレーションを行っている。

また、赤血球の変形能に関する実験も多く行われている。Tsukada et al.<sup>14)</sup>や Jeong et al.<sup>15)</sup>は変形指数 (Deformation Index) と呼ばれる変形の度合いを表す無次元数を用いてそれぞれ生体外、生体内において流速と変形指数の関係を測定している。

3次元流体中において赤血球が両凹円盤状であることを説明付け、なおかつ流れ中での解析を行い実験値と比較した例はない。そこで本研究では大変形を容易に計算することのできる粒子法の一つである Moving Particle Semi-implicit (MPS) 法<sup>12)13)</sup>とバネモデルを用いて赤血球膜の特性を通常の弾性力学によりモデル化し、静止流体中において両凹円盤状になる様子と流れ中においてカップ状になる様子のシミュレーションを行うことを目的とする。また、Tsukada et al. の実験結果と比較を行い、赤血球膜のメカニズムについて考察する。

## 2 MPS 法

### 2.1 支配方程式

本研究では毛細血管中の流れを非圧縮性として解析を行った。非圧縮流れの支配方程式は以下に示す連続の式と Navier-Stokes 方程式である。

$$\frac{D\rho}{Dt} = 0 \quad (1)$$

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

### 2.2 粒子間相互作用モデル

MPS 法では Navier-Stokes 方程式中の微分演算子を粒子間相互作用に置き換えて計算する。粒子間相互作用は

以下の重み関数を用いて計算される。

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

ここで、 $r$  は粒子間の距離であり、 $r_e$  は影響半径、つまり、粒子間の相互作用が及ぶ距離である。この重み関数を用いて、粒子  $i$  の粒子数密度  $n$  を以下のように定義する。

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

これらを用いてグラディエントとラプラシアンはそれぞれ次のようにモデル化される。

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

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

ここで  $n^0$  は粒子数密度の一定値である。これについては 2.3 節において記述する。

### 2.3 非圧縮条件

MPS 法において非圧縮条件、つまり連続の式を満たすことは、粒子数密度が一定であるという条件に置き換えられる。この粒子数密度の一定値を  $n^0$  とする。具体的な計算方法としては圧力項以外を計算し粒子を移流させた後に、粒子数密度が一定になるように圧力項を陰的に解き粒子配置の補正を行う。その際の圧力計算の式は以下の式で与えられる。

$$\nabla^2 P^{n+1} = -\frac{\rho}{\Delta t^2} \frac{n^* - n^0}{n^0} \quad (7)$$

ここで、 $n^*$  は移流項により粒子を移動させた後の一時的な粒子数密度である。

### 2.4 負圧計算

通常の MPS 法では負圧は計算されない。これは自由表面粒子の圧力値が 0 であるという境界条件を用いて式 (7) のポアソン方程式を解くためである。自由表面粒子は粒子数密度が低いことにより判定される。しかし、赤血球膜面、および内部には負圧が生じるため、本研究では赤血球粒子に限って自由表面の境界条件を用いず負圧を計算するものとする。赤血球の周りに流体が満たされている状態ならば赤血球内に自由表面が発生することはないので、負圧を計算しても不自然な挙動が表れることはない。

### 3 赤血球のモデル化

#### 3.1 赤血球粒子

本研究では赤血球膜と赤血球内部流体ともに粒子の集合として表現した．粒子間距離を  $l_0 = 1.0\mu\text{m}$  とし，1 個の赤血球には 389 個の粒子を用いた．そのうち，最外部にある 186 個の粒子を赤血球膜粒子とし，その膜粒子に Fig.1 のように膜が三角形で区切られるようにつながりを持たせ，以下に示す 2 種類のバネの力を与える．その他の 203 個の粒子は赤血球内部粒子である．赤血球の膜粒子と内部粒子ともに血漿と同じ物性値を持つ流体であるとして解析を行うものとする．

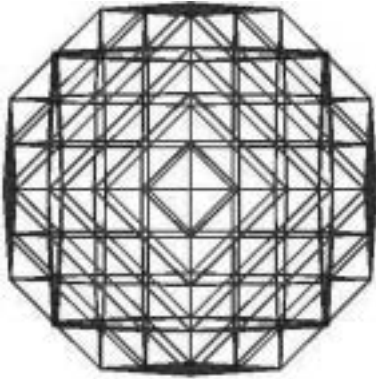


図 1 Initial state of RBC

#### 3.2 伸び方向のバネ

赤血球膜は伸び方向の力に対しては非常に大きな抵抗力を持ち，大きく変形する場合においても表面積はほとんど変化しない．これは薄膜弾性体としての性質であり，この離散的なモデルとして各膜粒子間の距離を一定かつ均一に保つような力を加える．粒子  $i$  と粒子  $j$  が伸びバネで接続されている場合，各粒子  $i$  に働く力  $[\mathbf{F}_s]_i$  は以下の式で与えられる．

$$[\mathbf{F}_s]_i = k_s(|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i| - l_0) \frac{\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i}{|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i|} \quad (8)$$

$$[\mathbf{F}_s]_j = -[\mathbf{F}_s]_i \quad (9)$$

ここで  $l$  は粒子間の距離， $l_0$  は初期状態における膜粒子の平均粒子間距離， $k_s$  は伸び方向のバネ定数である．このバネの力と MPS 法の新圧縮条件が赤血球膜の表面積一定条件に大きく関わっている．和田らのモデルでは表面積を一定に保つためのバネが用いられているが，これはメッシュがつぶれてしまわないための条件であり，物理的な意味を持つものではない．また MPS 法を用いて新圧縮流体を解析する本モデルではそのような条件は必要ではないため，面積に関するバネは用いていない．

#### 3.3 曲げ方向のバネ

赤血球膜を厚みを持った弾性体とすると伸びに対する抵抗だけでなく曲げに対する抵抗も生じる．本研究では隣り合った三角形に以下のような力  $\mathbf{F}_b$  を加えることにより，赤血球膜の曲げに対する抵抗をモデル化した．Fig.2 のように 2 つの隣り合った三角形要素の各粒子に働く力  $\mathbf{F}_b$  は以下ようになる．

$$[\mathbf{F}_b]_i = [\mathbf{F}_b]_j = -\frac{[\mathbf{F}_b]_k + [\mathbf{F}_b]_l}{2} \quad (10)$$

$$[\mathbf{F}_b]_k = k_b \tan\left(\frac{\pi - \theta}{2}\right) \mathbf{n}_k \quad (11)$$

$$[\mathbf{F}_b]_l = k_b \tan\left(\frac{\pi - \theta}{2}\right) \mathbf{n}_l \quad (12)$$

ここで  $\theta$  は隣り合った三角形がなす角度であり， $k_b$  は曲げ方向のバネ定数である． $\mathbf{n}_k$ ， $\mathbf{n}_l$  はそれぞれ Fig.2 における三角形  $ikj$  と三角形  $ijl$  の法線ベクトルである． $\theta = \pi$ ，つまり完全に水平な場合には力がはたらかず， $\theta = 0$ ，つまり完全に折れている場合には無限大の力がはたらく．局所的に見るとこのバネは隣り合った面を水平に保とうとするはたらきがあり，赤血球膜全体に適用すると膜を球状にしようとするはたらきがある．

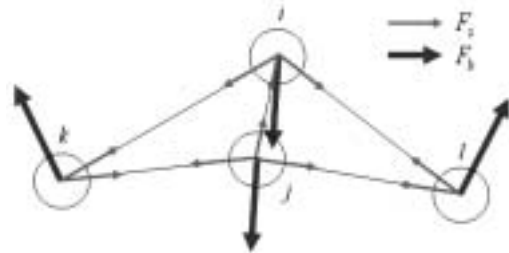


図 2 Spring model

#### 3.4 流体との連成

本研究では外部流体，赤血球内部流体，および膜という 3 種類の物性を扱うが，それぞれに関しての新圧縮条件を解くわけではなく，MPS 法を用いて全てを同時に統一的に解いている．これにより全ての物質に関して新圧縮条件が満たされる．

#### 3.5 物性値

血漿の密度は  $1.03 \times 10^3 \text{kg/m}^3$ ，動粘性係数は  $1.2 \times 10^{-6} \text{m}^2/\text{s}$  であるが，実際の毛細血管中の流れは赤血球の変形能の影響で非ニュートン性を示す．その見かけの動粘性係数は  $1.0 \times 10^{-7} \text{m}^2/\text{s}$  である．しかし，血漿自体はニュートン流体であるので，本研究では流体粒子は全て密度  $\rho = 1.0 \times 10^3 [\text{kg/m}^3]$ ，動粘性係数  $\nu = 1.0 \times 10^{-7} [\text{m}^2/\text{s}]$  のニュートン流体として扱った．また，

毛細血管中の平均流速は  $0.5 \sim 1.0 \times 10^{-3} m/s$  なので、代表長さを  $10 \mu m$  とすると、レイノルズ数は  $1.0 \times 10^{-3} \sim 1.0 \times 10^{-2}$  である。

#### 4 シミュレーション

##### 4.1 静止流体中におけるシミュレーション

実際の赤血球は静止流体中において両凹円盤状である。その形状をシミュレーションにより実現できるかどうかを調べるために静止流体中における変形シミュレーションを行った。ここでは和田らの方法を参考にし、球状を初期状態として赤血球にバネの力を加え、表面積を一定に保ちつつ表面積と体積の比率が実際の赤血球のものと同じになるまで体積を減少させた。具体的には球状を初期状態とした場合、体積を初期状態の 60% にする。非圧縮流体を扱う MPS 法の場合、各粒子が一定の堆積を持っていると考えることができる。そのため、赤血球の体積を変化させることは赤血球内部の粒子数を変化させることと同じである。ここでは赤血球の内部粒子数を初期状態の 60% にする。

Fig.1 に示した初期状態の周囲は流体で取り囲まれており、流速や外力はないものとする。これに 2 種類のバネの力を加えつつ  $3.0 \times 10^{-4} s$  に 1 個の割合で粒子を抜き取っていく。この際、膜の近傍にある粒子が取り除かれると膜付近で負圧が発生し、膜が不自然に変形してしまうため、赤血球の中心部に最も近い粒子を取り除くものとする。 $t = 3.0 \times 10^{-2} [s]$  において、赤血球の体積が初期状態の 60%、つまり内部粒子数が 121 個となり、これ以降は体積を変化させないようにすると、Fig.3 に示すような変形が見られた。

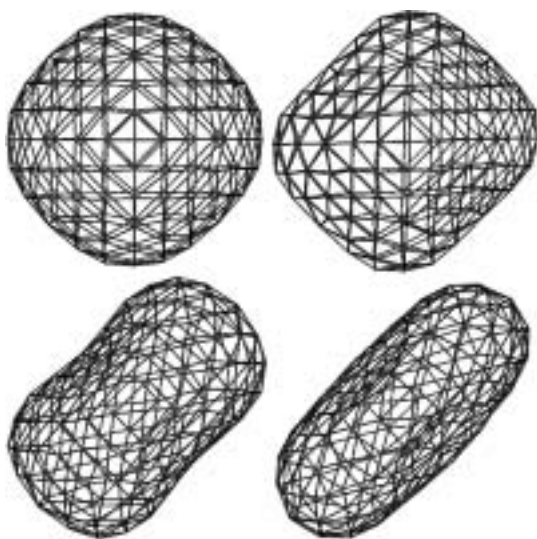


図 3 Deformation from sphere to biconcave shape

格子状に粒子が配置されたいびつな初期状態から解析開始直後にきれいな球状となり、球状のまま徐々に体積が減少していく。その後  $t = 2.0 \times 10^{-2} [s]$  において急激に変形が起こり、最終的に  $t = 6.0 \times 10^{-2} [s]$  において直径  $10 \mu m$ 、厚さ  $3 \mu m$  の両凹円盤状となり、これ以降は変形しない。この解析において、各バネ定数を  $k_s = 1.0 \times 10^{-6} [N/m]$ 、 $k_b = 1.0 \times 10^{-12} [N]$  とした。ここで、これらの値とは大きく異なる値を用いると膜らしい挙動とはならなかった。膜らしい挙動となるおおよその範囲は、 $1.0 \times 10^{-7} < k_s < 1.0 \times 10^{-5}$ 、 $1.0 \times 10^{-13} < k_b < 1.0 \times 10^{-11}$  だった。また、曲げ方向のバネ定数を大きくすると赤血球は球状となり変形しにくくなるという性質が見られた。逆に曲げ方向のバネ定数を小さくすると変形しやすくなった。

##### 4.2 流れ中におけるシミュレーション

実際の赤血球は血管中をカップ状に変形して流れる。この変形は粘性流の速度勾配によるものであり、流線の乱れを押さえ、抵抗を低くする作用がある。ヘマトクリットの高い部分では血液は非ニュートン性を示し、見かけの粘性は低くなる。この流れ中においてカップ状となるという性質をシミュレーションにおいて実現できるかどうかを調べるための解析を行った。

この解析における計算条件を以下に示す。初期状態において Fig.4 のように両凹円盤状の赤血球を流路に対して垂直に配置し、流体全体に圧力勾配に相当する一様な外力を加えることにより流速を与えた。ただし、赤血球膜内側にも流体粒子が満たされており、流路の両端は周期境界により繋がっている。本解析において各バネ定数を  $k_s = 1.0 \times 10^{-6} [N/m]$ 、 $k_b = 1.0 \times 10^{-12} [N]$  とした。平均流速は  $u = 3.33 \times 10^{-4} [m/s]$  であり、赤血球のない状態ではポアズイユ流れになる。また、周期境界部における圧力を 0 とし、この値を基準に個々の粒子の圧力値を求めている。この解析の結果、初期状態において両凹円盤状だった赤血球が Fig.5 のようにカップ状に変形して流れた。Fig.5 は赤血球膜と壁のみ描画し

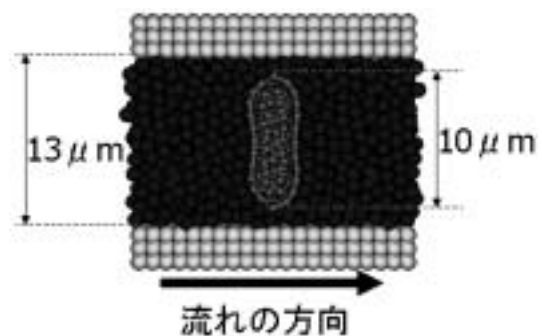


図 4 cross-section of the channel

ているが実際には赤血球膜の内側と外側の両方に流体粒子が存在する．一度カップ状に変形してしまうと、その後はほとんど変形せず、安定して流れていく．また、流れを止めると元の両凹円盤状に戻った．Fig.5 において赤血球は片側に若干傾いた非対称な形状をしている．毛細血管のような低レイノルズ流れ中において何故このような非対称性が現れるのかは定かではないが、実際の血管中においてもこのような非対称な形状となることが観測されている．

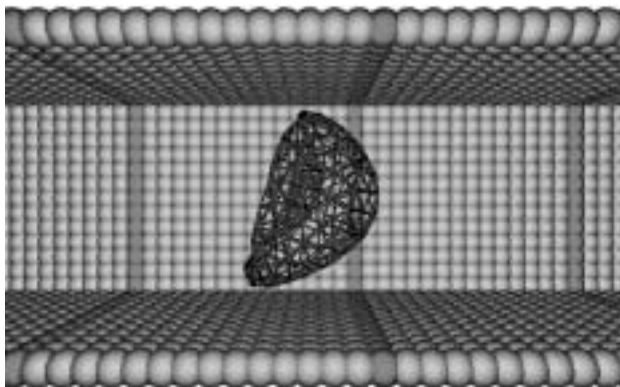


図5 RBC in the flow deforming to a cup shape

### 4.3 実験との比較

Tsukada et al. および Jeong et al. が用いた変形指数の定義を以下に示す．変形指数  $DI$  は赤血球の流れ方向の長さ  $l$  と流れと垂直方向の長さ  $w$  を用いて以下のように表される．

$$DI = \frac{l}{w} \quad (13)$$

ここでは Tsukada et al. の実験を模擬するシミュレーションを行い、変形指数を実験値と比較した．入口と出口が一辺  $13\mu\text{m}$  の正方形断面を持つ流路であり、途中で幅  $9\mu\text{m}$  となる．変形指数の測定はこの細い部分で行った．速度と変形指数のプロットをしたのが Fig.6 である．この図を見ると速度 0 の状態から急激に変形指数が上昇しその後速度が大きくなるにつれて変形指数が徐々に大きくなるという傾向は実験結果と一致しているが、シミュレーション結果は実験値よりもやや小さい値となっている．しかし実験結果にもかなりのばらつきがあるため、定量的な一致は非常に良いと言える．

## 5 考察

### 5.1 バネ定数とヤング率の関係

ヤング率と伸びの関係は次式で表される．

$$\frac{F}{S} = E \frac{\Delta l}{l_0} \quad (14)$$

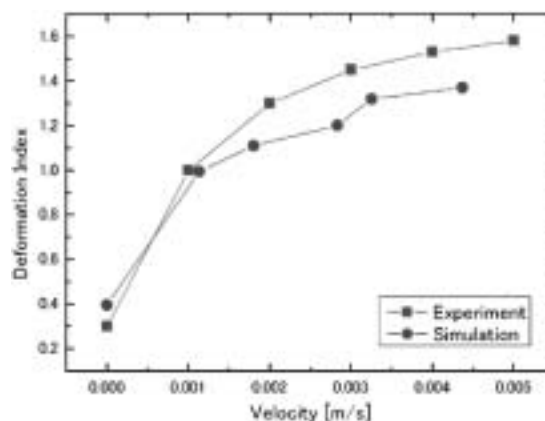


図6 Relation of velocity and deformation index

ただし、 $F$  は引っ張りの力、 $S$  は断面積、 $E$  はヤング率、 $\Delta l (= l - l_0)$  は伸びである．式 (8)(9)(14) より、伸び方向のバネ定数とヤング率の関係は次式で表される．

$$k_s = \frac{ES}{l_0} \quad (15)$$

また、ヤング率と曲げの関係は、

$$h = \frac{WL^3}{4Ea^2S} \quad (16)$$

である．ただし、Fig.7 に示すように、 $h$  はたわみ量、 $W$  は荷重、 $L$  は固定点間の距離、 $a$  は膜の厚さである．ここで、Fig.7 で表される状態を、Fig.2 の曲げ方向のバネに対応付けて考える．式 (10)(11)(12)(16) より、ヤング率と曲げ方向のバネの関係は以下ようになる．

$$k_b = \frac{Ea^2S}{2l_0^2 \sin^2(\theta/2)} \quad (17)$$

赤血球のヤング率を  $E = 1.0[\text{MPa}]$ 、膜の厚さを  $a = 7[\text{nm}]$  とすると、伸び方向のバネ定数の理論値は  $k_s^* = 1.0 \times 10^{-2}[\text{N/m}]$  であり、実際に用いた値  $k_s = 1.0 \times 10^{-6}[\text{N/m}]$  とは全く異なるオーダーとなっている．もし伸び方向のバネ定数に理論的に得られる値を用いると、膜の三角形が正三角形になろうとする力が強くはたらく、正三角形の集合からなる幾何学的な形状となり、全く変形しなくなる．従って計算上は伸び方向のバネ定数を小さくする必要がある．本研究で用いた値は、経験的に決めたものである．また、曲げ方向のバネ定数の理論値は  $k_b^* = 1.75 \times 10^{-13}[\text{N}]$  であり、これは本研究で用いた値  $k_b = 1.0 \times 10^{-12}[\text{N}]$  との間におよそ 5.7 倍の差異が見られたがオーダーは同じものとなっている．赤血球のヤング率や膜の厚さにはかなりの誤差があると考えられるので、良い一致が得られたと言える．なお、粒子間距離を変更した場合はバネ定数も適宜変更する必要がある．

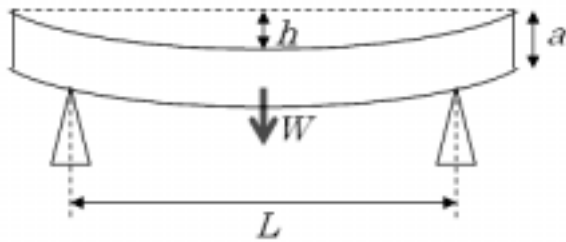


図7 Force and bending

## 5.2 表面積

実際の赤血球は引っ張り方向に非常に強い抵抗を持ち、表面積はほとんど変化しないと考えられる．実際伸び方向のバネ定数に理論値を用いた場合、表面積はほとんど変化しない．しかし、5.1節で述べたように伸び方向のバネ定数を意図的に弱くしたため、表面積一定条件は厳密には満たされていない．Fig.8は球状から両凹円盤状への変形過程における表面積の変動の様子である．変形途中において表面積に大きな変動が見られる．ただし、初期状態において赤血球を直径  $8.0\mu\text{m}$  の球としているので、表面積の理論値は  $S = 2.01 \times 10^{-10} [\text{m}^2]$  であり、最終的な表面積はその値付近に落ち着いている．従って表面積一定条件はほぼ満たされていると言える．

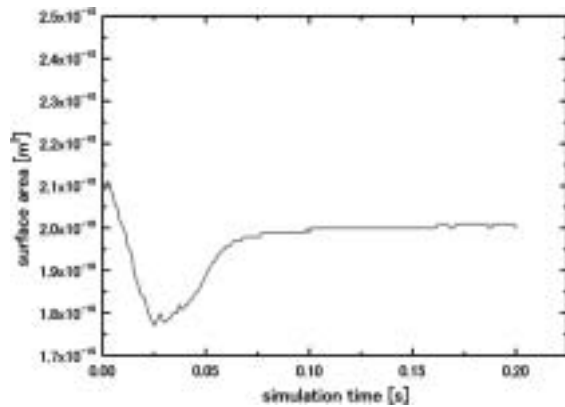


図8 Variation of surface area

## 5.3 静止流体中における解析に関する考察

静止流体中において赤血球が球状から両凹円盤状へと変形する過程において、凹みが生じる部分 (cave) と丸みを帯びている部分 (edge) の2つの点について圧力値を測定した．その結果が Fig.9 である．この結果より、両凹円盤状の凹み部分は内部から強い負圧によって引っ張られることによって生じると言える．なお本研究では非圧縮性流体を扱っているため、圧力は相対値である．4.2節に示したように圧力の基準値を0としているのでここでいう負圧はその基準値からの相対値である．

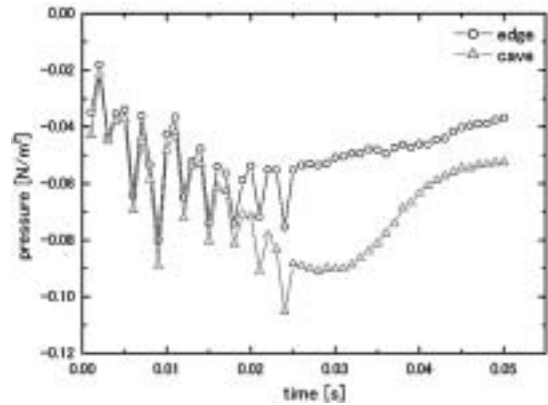


図9 Pressure of two points

## 5.4 流れ中の解析に関する考察

### 5.4.1 流路形状の影響

実際の血管は円管であるが、本研究では流路を全て矩形流路としている．ここで、流路を幅  $13\mu\text{m}$  の矩形流路から直径  $13\mu\text{m}$  の円管に変更し、同様の計算を行ったところ、ほぼ同じ結果が得られた．このことから、流路が矩形流路であることの影響はほとんどないと言える．

### 5.4.2 赤血球の初期配置の影響

初期状態における赤血球の向きを流路に対して垂直な方向から平行な方向へと変更しても、赤血球はカップ状に変形し、ほぼ同様の結果が得られた．つまり、流れ中において赤血球がカップ状に変形するのは初期配置には関係なく、流れの状態によって決まるものであると言える．

### 5.4.3 バネの力と粘性力の釣り合い

毛細血管のように  $1.0 \times 10^{-2}$  程度の低レイノルズ数流れにおいては、圧力よりも粘性力が支配的になると考えられる．ここでは粘性力と圧力とバネの力に関する評価を行った．力を測定するのはカップ状の凹み部分にある粒子とする．Fig.10は赤血球が流路中をカップ状となって流れる際に、上記の測定点にはたらくバネの力、粘性による力、圧力による力の大きさをそれぞれ加速度としてプロットしたものである．最初から最後まで粘性力とバネ力が支配的であり、全体的に粘性力の方が強くなっている．圧力は終始ほとんどはたらいっていない．また、凹み部分だけでなく、他の部分についてもほぼ同様の結果が得られた．また、曲げ方向のバネの力を0として流れ中の解析を行ったところ、結果はほとんど変わらなかった．このことから流れ中での解析では伸び方向のバネに比べて曲げ方向のバネの力が弱く、曲げ方向のバネの力がほとんど効いていないと考えられる．

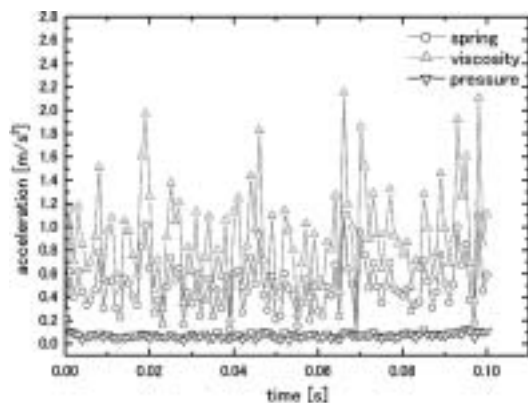


図 10 Acceleration by pressure, viscosity and springs

## 6 結 言

本研究では赤血球膜モデルとして伸びと曲げによる 2 種類のパネを用いたモデルを構築し、そのパネモデルと MPS 法を組み合わせることにより赤血球と流体との相互作用のシミュレーションを行った。この手法により、赤血球が静止流体中において両凹円盤状となることを力学的に説明し、なおかつそのモデルを用いて流れ中においてカップ状に変形して流れることのシミュレーションを行うことができた。また、変形指数を用いてシミュレーション結果と実験結果を比較したところ、非常に良い一致が得られた。本研究により、静止流体中において両凹円盤状、流れ中においてカップ状という赤血球の特異な形状が特別な内部構造によるものではなく、通常の弾性力学により説明できることを示した。ただし、伸び方向のパネが実際よりも弱いものであるという問題があり、また、スケールを変えた場合のパネ定数の変化の調査や複数の赤血球が作用する様子の解析等は今後の課題である。

謝辞：本研究は科学技術振興機構 (JST)・戦略的創造研究推進事業 (CREST) の支援により行われた。ここに感謝の意を記します。

### 引用文献

- 1) Boal, D. , *Mechanics of the Cell*, Cambridge Press (2002).
- 2) 三輪史朗, *赤血球*, 医学書院 (1998).
- 3) 野村武夫, 古沢新平, *赤血球*, 中外医学社 (1994).

- 4) 和田成生, 小林亮, 膨潤赤血球の体積減少に伴う形状変化の数値シミュレーション, *日本機化学会論文集 (A 編)*, **69**, 14-21, (2003).
- 5) 坪田健一, 和田成生, 山口隆美, 血流に及ぼす赤血球の変形能の影響 (粒子法シミュレーションによる検討), *日本機化学会第 17 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集*, **04**, 241-242 (2005).
- 6) 藤田幸多雄, 青木尊之, 粒子法を用いた複雑形状のミクروسケール血流シミュレーション, *日本機化学会第 17 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集*, **04**, 245-246 (2005).
- 7) 坂東潔, 大場謙吉, 赤血球の変形に関するモデル化と数値シミュレーション, *日本機化学会第 17 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集*, **04**, 237-238 (2005).
- 8) 山田雄士, Immersed-Boundary 法による変形ベシクルの流動解析, 第 18 回流体工学シンポジウム
- 9) 田中伸厚, 早川裕次郎, 高野龍雄, 微小循環スケールの血液流れの数値解析と結果の CG による可視化, *可視化情報*, **26**, 140-145 (2006).
- 10) C. Pozrikidis, Numerical Simulation of the Flow-Induced Deformation of Red Blood Cells, *Annals of Biomedical Engineering*, **31**, 1194-1205 (2003).
- 11) C. Queguiner, D. Barthes-Biesel, Axisymmetric Motion of Capsules Through Cylindrical Channels, *J. Fluid Mech.*, **348**, 349-376 (1997).
- 12) S. Koshizuka and Y. Oka, Moving-Particle Semi-implicit Method for Fragmentation of Incompressible Fluid, *Nuclear Science and Engineering*, **123**, 421-434 (1996).
- 13) 越塚誠一, *粒子法*, 丸善 (2005).
- 14) K. Tsukada, E. Sekizuka, C. Oshio and H. Minamitani, Direct Measurement of Erythrocyte Deformability in Diabetes Mellitus with a Transparent Microchannel Capillary Model and High-Speed Video Camera System, *Microvascular Research*, **61**, 231-239 (2001).
- 15) J. H. Jeong, Y. Sugii, M. Minamiyama and K. Okamoto, Measurement of RBC deformation and velocity in capillaries in vivo, *Microvascular Research*, **71**, 212-217 (2006).