

## 科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金）研究成果報告書

平成25年 6月 4日現在

機関番号：12701  
 研究種目：若手研究(B)  
 研究期間：2011～2012  
 課題番号：23700527  
 研究課題名(和文) 酸素放出過程を含めた微小血管レベルでのナノ粒子人工赤血球の流動ダイナミクス  
 研究課題名(英文) Flow Dynamics of Liposome-encapsulated Hemoglobin in Microvascular Level including Oxygen Release Process  
 研究代表者  
 百武 徹 (HYAKUTAKE TORU)  
 横浜国立大学・工学研究院・准教授  
 研究者番号：20335582

研究成果の概要(和文)：3次元モデルによるヘモグロビンと酸素の化学反応を考慮した微小血管における人工赤血球および酸素の濃度拡散の数値解析を行い、以下の結論を得た。酸素放出に関する既存の実験結果との比較より、酸素飽和度の変化に対して、本計算結果が実験結果と同様の傾向を示すことがわかった。また、人工赤血球の拡散係数が大きいほど半径方向への濃度拡散が促進され、その結果、時間の経過とともに組織を含め酸素濃度は上昇し、血管内の酸素飽和度は減少することがわかった。

研究成果の概要(英文)：Typical liposome-encapsulated hemoglobin (LEH) particles measure approximately 200-250 nm in diameter. Thus the effect of LEH will be significant at a microcirculation level, where vessel diameters are smaller than the red blood cell (RBC) diameter. Therefore, studies on RBC and LEH flow distributions at a microvessel will provide a better understanding of the effect of LEH on tissue oxygen delivery. In this study, we investigated the diffusion of oxygen and LEH in the microvessel. The simulation results showed the qualitative agreement between the simulation and the experimental data. The increase on diffusion coefficient of LEH led to the concentration diffusion to the radial direction, as a result, the oxygen concentration increased as times passed and the oxygen saturation decreased in the microvessel.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
交付決定額	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野：流体力学

科研費の分科・細目：人間医工学・医用生体工学・生体材料学

キーワード：微小循環、酸素拡散、格子ボルツマン法、人工赤血球、埋め込み境界法

## 1. 研究開始当初の背景

急速な少子高齢化の到来に伴う輸血用血液製剤不足の解消、また現行の血液製剤に対する様々なリスクの軽減を目指し、現在、赤血球製剤の代替物として、様々なタイプの人工酸素運搬体が開発中である。このうち、ヘモグロビンをリポソームに封入したカプセル型人工赤血球は、主に日本で開発が先行しており、すでに赤血球代替物としての有用性が確認されつつある。

カプセル型人工赤血球の特徴として、その直径が約200-250nmとヒトの赤血球の1/30程度であり、赤血球が到達できない微小循環部位にも容易に酸素を運搬することができると考えられ、脳梗塞や狭心症といったような様々な循環器疾患への治療薬として利用が期待されている。人工赤血球の循環器疾患への利用を念頭に置いた場合、血管内における赤血球および人工赤血球のレオロジーの挙動、および血管外への酸素の拡散現象の理

解が重要となってくる。一方、このような人工赤血球の循環器疾患に対する効果に関する研究は、主に医学的観点からいくつかの研究が行われているものの、微小血管内における各血球の挙動や運搬される酸素についての流体力学的な考察はあまりされていない。微小循環系における人工赤血球の酸素輸送プロセスをより詳細に記述し、その作用機序を解明するためには、流体力学的観点に基づいた研究も重要であると考えられる。したがって、人工赤血球の投与が微小循環系における酸素運搬能力に与える影響を調査することは大変重要である。

## 2. 研究の目的

上記のような背景のもと、微小血管内における人工赤血球の利用を考えた場合、治療薬として確立するために、人工赤血球の酸素輸送プロセスを解明する必要がある。そこで、本研究では、微小血管内における人工赤血球と酸素との化学反応および酸素の組織への拡散を考慮することにより、各血球による酸素輸送過程のモデル構築を行うことを目的とした。またこのモデルを用いて、人工赤血球の粒子径の違い、すなわち拡散係数の違いが組織への酸素拡散へ与える影響について調査を行った。解析方法としては、以前微小血管分岐部解析で行った手法をもとにしている。すなわち、血球を含む微小血管内を固液混相流と捉え、流体および人工赤血球、酸素の濃度拡散に対しては格子ボルツマン法 (Lattice Boltzmann Method, 以下 LBM と呼ぶ) を適用し、流体中における血球の運動方程式を解くことで血球の挙動を調べている。

## 3. 研究の方法

本研究では、流体の解析に格子ボルツマン法 (Lattice Boltzmann method: LBM) を適用した。格子ボルツマン法とは流体を有限個の速度を持つ多数の仮想粒子の集合体と仮定し、各粒子の衝突と並進とを粒子の速度分布関数を用いて逐次計算することで、巨視的な流れ場、圧力場、および濃度場などを計算する手法であり、従来手法では扱いにくい複雑形状の流れの解析を行うことが可能である。このような計算上の利点は微小血管など今後形状が複雑になることが予想される流れや混相流の解析に有効であると考えられる。LBM に関してはいくつかのモデルが提案されているが、本計算では 3 次元 15 速度モデルを用いた。本手法では、計算領域を正方形格子に分割し、各格子点において次式に示す速度分布関数  $f_i$  ( $i = 1, 2, 3, \dots, 15$ ) の時間発展式を計算する。

$$f_i(\mathbf{x} + \mathbf{c}_i \Delta x, t + \Delta t) - f_i(\mathbf{x}, t) = -\frac{1}{\tau} \{f_i(\mathbf{x}, t) - f_i^{eq}(\mathbf{x}, t)\}$$

また、局所平衡分布関数  $f_i^{eq}$  は次のように与

えられる。

$$f_i^{eq} = E_i \rho \left\{ 1 + 3\mathbf{c}_i \cdot \mathbf{u} + \frac{9}{2} (\mathbf{c}_i \cdot \mathbf{u})^2 - \frac{3}{2} \mathbf{u} \cdot \mathbf{u} \right\}$$

ここで、3次元15速度モデルでは  $E_1 = 2/9$ ,  $E_2 = E_3 = E_4 = E_5 = E_6 = E_7 = 1/9$ ,  $E_8 = E_9 = E_{10} = E_{11} = E_{12} = E_{13} = E_{14} = E_{15} = 1/72$  である。流体の密度  $\rho$  および流速  $\mathbf{u}$  を速度分布関数  $f_i$  によって計算する。

また、本研究では血管内や組織で拡散する人工赤血球および酸素の濃度を計算するために新たな分布関数を導入する。人工赤血球の濃度  $C_1$  および酸素の濃度  $C_2$  を表す新たな速度分布関数  $g_{1i}$ ,  $g_{2i}$  を導入し、速度分布関数  $f_i$  と  $g_{1i}$ ,  $g_{2i}$  を連立させて同時に計算を行う。

濃度を表すための速度分布関数  $g_{1i}$ ,  $g_{2i}$  ( $i = 1, 2, 3, \dots, 15$ ) の時間発展式は次式で与えられる。

$$g_{1i}(\mathbf{x} + \mathbf{c}_i \Delta x, t + \Delta t) - g_{1i}(\mathbf{x}, t) = -\frac{1}{\tau_{g1}} \{g_{1i}(\mathbf{x}, t) - g_{1i}^{eq}(\mathbf{x}, t)\}$$

$$g_{2i}(\mathbf{x} + \mathbf{c}_i \Delta x, t + \Delta t) - g_{2i}(\mathbf{x}, t) = -\frac{1}{\tau_{g2}} \{g_{2i}(\mathbf{x}, t) - g_{2i}^{eq}(\mathbf{x}, t)\}$$

ここで、局所平衡分布関数  $g_{1i}^{eq}$  および  $g_{2i}^{eq}$  は次式で与えられる。

$$g_{1i}^{eq} = E_i C_1 (1 + 3\mathbf{c}_i \cdot \mathbf{u})$$

$$g_{2i}^{eq} = E_i C_2 (1 + 3\mathbf{c}_i \cdot \mathbf{u})$$

また、粘性係数  $\nu$ , および各成分の拡散係数  $D_g$  は以下のように表される。

$$\nu = \frac{1}{3} \left( \tau_f - \frac{1}{2} \right) \Delta x$$

$$D_g = \frac{1}{3} \left( \tau_g - \frac{1}{2} \right) \Delta x$$

赤血球の形状に関して、変形していない状態を Evans and Fung によって提案された式により両凸形状をもとに 3 次元赤血球形状を決定した。ここで、赤血球膜を図 1 のように経度方向 30 点、緯度方向 30 点の計 900 点の節点で表現し、計算開始後は Immersed boundary 法を用いて赤血球膜と流体との連成解析を行った。また、赤血球膜モデルに関しては neo-Hookean モデルを考え、赤血球膜を表す節点にかかる力を次のように考えた。

$$\mathbf{T} = T_e \mathbf{t} + T_b \mathbf{n}$$

ここで、 $\mathbf{t}$ ,  $\mathbf{n}$  はそれぞれ赤血球膜上での接線方向および法線方向を示す。  $T_e$ ,  $T_b$  はそれぞれ、節点にかかる張力および曲げ抵抗を表している。2次元膜において表面にかかる張力  $T_{e1}$ ,  $T_{e2}$  は以下のように表される。

$$T_{e1} = \frac{E_s}{\varepsilon_1 \varepsilon_2} (\varepsilon_1^2 - \frac{1}{(\varepsilon_1 \varepsilon_2)^2})$$

$$T_{e2} = \frac{E_s}{\varepsilon_1 \varepsilon_2} (\varepsilon_2^2 - \frac{1}{(\varepsilon_1 \varepsilon_2)^2})$$

ここで、 $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ は各方向の節点間距離の伸長率、 $E_s$ は膜の弾性係数、 $h$ は膜厚を示している。 $T_b$ に関しては次の曲げ抵抗を考えた。

$$T_b = \frac{d}{dl} [E_b (\kappa - \kappa_0)]$$

ここで、 $\kappa$ は曲率、 $\kappa_0$ は初期形状の曲率、 $E_b$ は曲げ係数、 $l$ は膜表面に沿った弧長を示している。このモデルは厳密に赤血球膜を表現している訳ではないが、特徴的な赤血球運動特性（軸集中や tank-treading motion）を再現できており、本研究の目的である微小血管内における人工赤血球の酸素運搬過程を調べる際にはこの簡単なモデルで問題ないと考えられる。

血漿赤血球膜の連成問題には埋込み境界法を用いた。埋め込み境界法では、赤血球の膜節点にかかる力をその付近の流体の力から求め、流体の速度によって膜の形状を変化させることで、血漿と赤血球膜の相互作用を考える。

酸化した人工赤血球および赤血球と酸素の化学反応に関して、血漿中における酸素生成の時間変化を以下のように考える。

$$\alpha \frac{\partial P}{\partial t} = k^{\text{Hb}} [\text{Hb}] \left[ S^{\text{Hb}} - \left( 1 - S^{\text{Hb}} \left( \frac{P}{P_{50}^{\text{Hb}}} \right)^n \right) \right]$$

ここで  $\alpha$  は溶解定数、 $k^{\text{Hb}}$  は解離速度、 $[\text{Hb}]$  はヘモグロビン濃度、 $S^{\text{Hb}}$  は酸素飽和度、 $P$  は酸素分圧、 $P_{50}^{\text{Hb}}$  は酸素飽和度が 50% のときの酸素分圧を示している。ここで酸素飽和度  $S^{\text{Hb}}$  は酸化ヘモグロビン濃度  $[\text{Hb}(\text{O}_2)]$  とヘモグロビン濃度を用いて次式で与えられる。

$$S^{\text{Hb}} = \frac{[\text{HbO}_2]}{[\text{Hb}]}$$

また、ヘモグロビンの酸素結合による酸化ヘモグロビン生成の時間変化を以下のように考える。

$$\frac{\partial S^{\text{Hb}}}{\partial t} = -k^{\text{Hb}} \left[ S^{\text{Hb}} - \left( 1 - S^{\text{Hb}} \left( \frac{P}{P_{50}^{\text{Hb}}} \right)^n \right) \right]$$

酸素供給過程を評価する上で実際の微小血管内を考えた場合、酸素は血管から血管壁を通過し組織へ放出される。また、血管内において酸素はヘモグロビンとの結合や解離といった化学反応を繰り返している。そこで本研究では、血管の周りに組織を配置し、血

管内では酸素とヘモグロビンとの化学反応を考慮した微小血管系における酸素放出過程のモデル構築を行った。本研究の対象となった 3 次元微小血管モデルの計算領域を図 1 に示す。計算領域は、 $L_x \times L_y \times L_z = 15\mu\text{m} \times 15\mu\text{m} \times 15\mu\text{m}$  として、その中に直径  $D_v = 10\mu\text{m}$  の血管を配置した。また、赤血球の直径は  $D_R = 7.82\mu\text{m}$  とし、血管内のヘマトクリットは 18.1% とした。計算におけるパラメータは、血漿の密度および動粘度をそれぞれ、 $\rho = 1.0 \times 10^3 \text{ m}^3/\text{s}$ 、 $\nu_s = 1.2 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$  とし、赤血球内部の動粘度は  $\nu_R = 6.0 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$  とした。また、本計算におけるレイノルズ数  $Re = \rho u_m D_v / \mu$  ( $u_m$ : 血管内の平均流速、 $\mu$ : 血漿粘度) は  $Re = 0.1$  とした。実際の微小血管内は  $Re = 0.001$  程度と考えられるが、本計算では、ストークス近似の成り立つ範囲 ( $Re < 1$ ) では流体現象は同様であるものとし、キャピラリー数  $Ca = u_m \mu / E_s$  を一致させて解析を行っている。そのため、赤血球膜の弾性係数  $E_s$  および曲げ係数  $E_b$  の実際の値はそれぞれ、 $E_s = 6.0 \times 10^{-6} \text{ N/s}$ 、 $E_b = 2.0 \times 10^{-19} \text{ N/s}$  であるのに対して、本計算では、 $E_s = 6.0 \times 10^{-4} \text{ N/s}$ 、 $E_b = 2.0 \times 10^{-17} \text{ N/s}$  とした。実際の 100 倍の値を用いて計算を行った。このとき、キャピラリー数は  $Ca = 0.024$  である。境界条件は、 $y$ - $z$  面の境界には圧力差のある周期境界条件、 $x$ - $y$  面および  $x$ - $z$  面の境界には周期境界条件を用いた。

また、本研究における 3 次元モデルでは人工赤血球および酸素の挙動に関して濃度変化を用いて評価した。そのため、人工赤血球は血管壁面上において適切な境界条件を設定する必要がある。まず、人工赤血球の血管壁面上の境界条件について示す。本研究ではヘモグロビンをリポソームで封入したカプセル型人工赤血球を対象としているため、人工赤血球は血管壁を通過せず血管内のみ存在するものとした。そこで本研究では、人工赤血球の血管壁面上の境界条件としてすべりなし境界条件を適用した。一方、酸素は血管内から血管壁を通過して組織に拡散するため、血管壁面上には境界を設けず計算を行った。

次に、本解析における拡散係数について示す。現在、人工赤血球はヘモグロビンをリポソームで封入した細胞型ヘモグロビンとヘモグロビン単体として取り扱う非細胞型ヘモグロビンの開発が進められている。細胞型ヘモグロビンは直径が 300nm 程度であるのに対して、非細胞型ヘモグロビンは直径が 2nm 程度である。そのため、直径 300nm の細胞型ヘモグロビンの拡散係数は  $D = 1.26 \times 10^{-12} \text{ m}^2/\text{s}$ 、直径 2nm の非細胞型ヘモグロビンの拡散係数は  $D = 1.89 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$  である。しかし、その拡散係数を本計算手法に適用させ LBM の濃度拡散を行うと、緩和時間  $\tau_g$  が  $\tau_g = 0.5$  に非常に近い値となり、計算が不安定に

なる。そのため、本計算ではチーレ数 $\phi = R(k/D)^{0.5}$  ( $R$ : 粒子半径,  $k$ : 反応速度定数,  $D$ : 拡散係数) を一致させて計算を行った。従って、実際は非細胞型ヘモグロビンの拡散係数が  $D = 1.89 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$ , 血漿中での反応速度定数が  $k = 44 \text{ s}^{-1}$  であるのに対して、本計算では非細胞型ヘモグロビンの拡散係数を  $D = 1.2 \times 10^{-8} \text{ m}^2/\text{s}$ , 反応速度定数を  $k = 4400 \text{ s}^{-1}$  (Case 1) としている。また、細胞型ヘモグロビンの場合は、実際は拡散係数が  $D = 1.26 \times 10^{-12} \text{ m}^2/\text{s}$  であるのに対して、本計算では拡散係数を  $D = 1.2 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$ , 反応速度定数を  $k = 4400 \text{ s}^{-1}$  (Case 2) としている。また、拡散しない場合として  $D = 0.0$  の計算を比較のため行った (Case 3)。これは人工赤血球がなく、赤血球のみが存在する場合を想定している。

最後に、本解析における人工赤血球濃度および酸素濃度の初期条件を示す。人工赤血球は、酸素飽和度が 100% の人工赤血球を仮定し、初期状態において血管内に一様に分布させる。一方、酸素は計算領域全体に濃度 0 となるように初期配置をして計算を行った。化学反応に関するパラメータは、血管内のヘモグロビン濃度は  $[\text{Hb}] = 400 \text{ g/dl}$  とした。また、ヒル係数は  $n = 2.2$  とし、酸素飽和度が 50% における酸素分圧は  $P_{50} = 29.3 \text{ mmHg}$  とした。

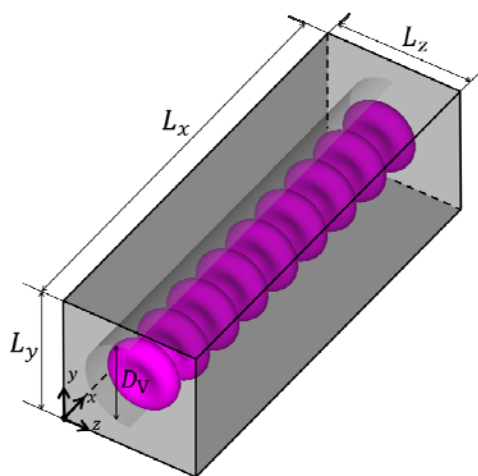


図1 計算領域

#### 4. 研究成果

まず、人工赤血球および酸素の挙動を調べるために、半径方向への濃度拡散の時間変化を示す。Case 2 における人工赤血球の半径方向への濃度拡散の時間変化を図2に示す。ここで、縦軸は酸素飽和度を示し、全人工赤血球に対する酸化した人工赤血球の割合を表す。この結果から、人工赤血球の濃度は血管内のみで化学反応を起こしながら拡散することがわかる。また、Case 2 における酸素の

半径方向への濃度拡散の時間変化を図3に示す。ここで、縦軸の酸素濃度は酸素分圧 100mmHg における酸素濃度で無次元化している。この結果から、酸素は血管壁を通過し、組織を含めた領域全体に拡散することがわかる。

次に、人工赤血球の拡散係数の違いによる影響を調べるために、人工赤血球の拡散係数を、 $D = 1.2 \times 10^{-8} \text{ m}^2/\text{s}$  (Case 1),  $1.2 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$  (Case 2),  $0.0 \text{ m}^2/\text{s}$  (Case 3) と変化させて計算を行った。各 Case における人工赤血球濃度の時間変化を図4に示す。ここで、縦軸は酸素飽和度を示し、全人工赤血球に対する酸化した人工赤血球の割合を表している。図4より、いずれの拡散係数においても化学反応を起こしながら拡散していくため時間経過とともに酸素飽和度は減少していくことがわかる。また、拡散係数が大きい場合 (Case 1), 時間経過とともに多くの酸素を放出し、酸素飽和度は小さくなることがわかる。

次に、各 Case での  $t = 4.34 \times 10^{-4} \text{ s}$  における人工赤血球および酸素濃度分布の比較を行う。それぞれの濃度分布を図5, 6に示す。

Case 1 と、Case 2, Case 3 とを比較した場合、濃度分布に大きな差があることがわかる。図5の血管壁付近 ( $L_y = 2.5, 12.5 \mu\text{m}$ ) において酸素飽和度に大きな差があることから、血管壁付近の濃度分布の差によって図6で示すような酸素供給に影響を与えていることが考えられる。このメカニズムについて以下に考察する。拡散係数が小さい場合 (Case 2), つまり人工赤血球が細胞型ヘモグロビンタイプの場合、半径方向への移動があまり起こらない。つまり、化学変化のみによって濃度変化が起こるため、結果として半径方向の人工赤血球の濃度勾配が大きくなる。また、時間の経過とともに壁面付近では濃度が小さくなっていくため化学反応が起こらなくなる。同様のことが、拡散係数が 0 (Case 3) の赤血球のみを想定した場合にも言える。その一方、拡散係数が大きい場合 (Case 1), つまり人工赤血球が非細胞型ヘモグロビンタイプの場合、化学反応による半径方向の濃度変化は半径方向への拡散によって緩和され、人工赤血球の半径方向の濃度勾配が小さくなる。その結果、壁面付近では濃度が大きくなるため、化学反応が起こりやすくなる。化学反応が起こりやすいことで、人工赤血球は酸素を放出するため人工赤血球の濃度は低下する。化学反応によって血管壁付近の人工赤血球の濃度が低下することで、中心付近の人工赤血球が半径方向の濃度差による拡散で血管壁方向に移動し、壁面付近の人工赤血球の濃度が大きくなるというサイクルができる。人工赤血球の拡散係数が大きいことで、このサイクルが促進されることが考えられる。以上のメカニズムは、粒子径の違いにより、同じ酸素

分圧でも酸素供給の量が異なってくることを意味しており，組織への酸素供給の観点から，人工赤血球の設計時には，適切な粒子径を選定する必要があるだろう。

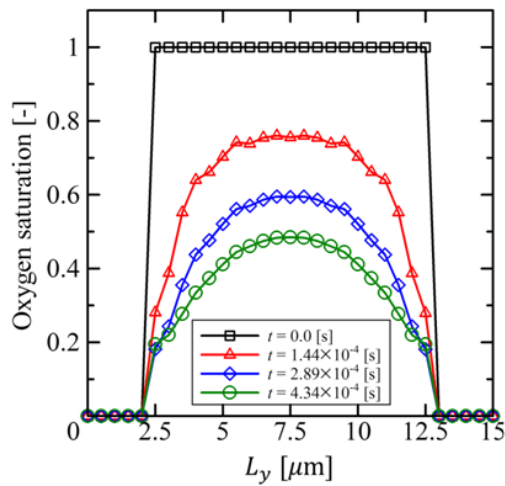


図2 人工赤血球の濃度拡散の時間変化 (Case 2)

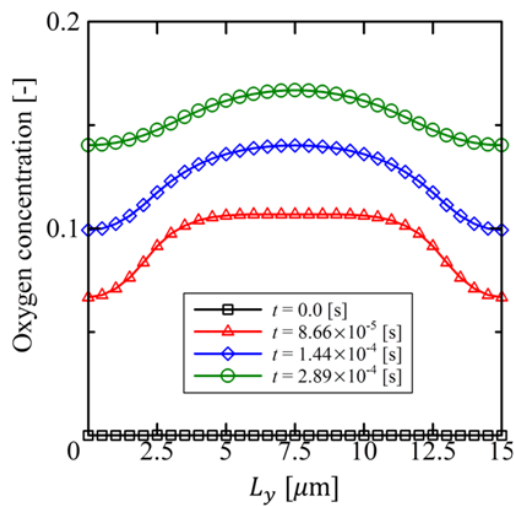


図3 酸素の濃度拡散の時間変化 (Case 2)

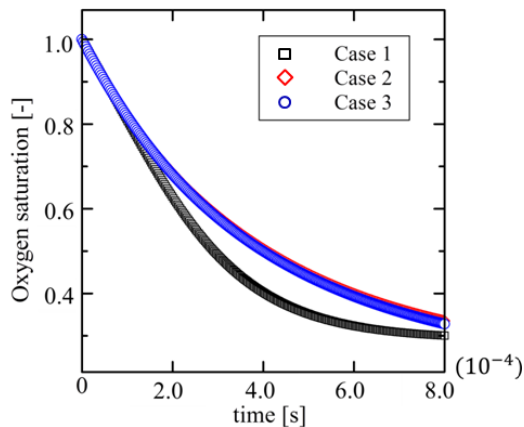


図4 人工赤血球の拡散係数の違いによる影響

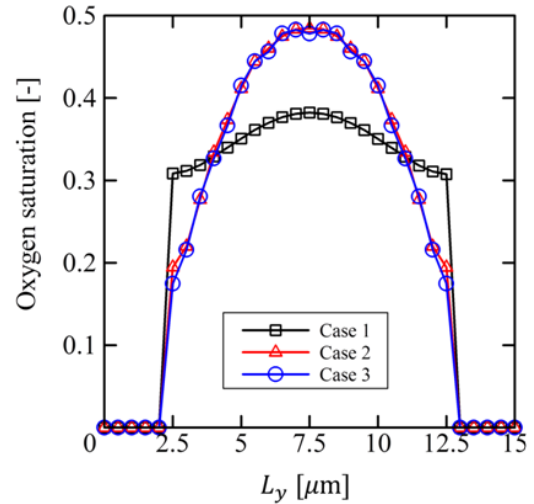


図5 人工赤血球の濃度分布

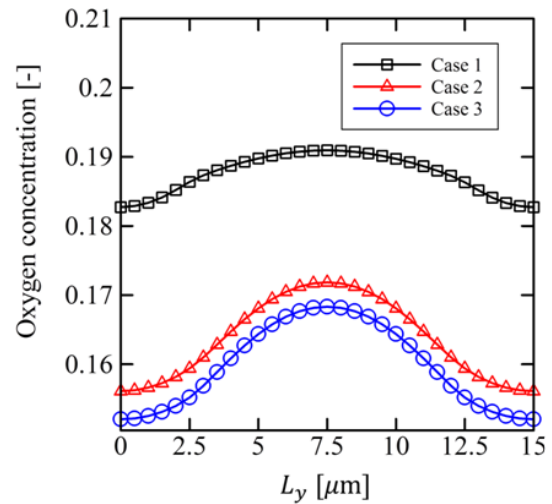


図6 酸素の濃度分布

## 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕 (計0件)

〔学会発表〕 (計13件)

- ① 岸本卓巳, 矢野圭佑, 百武徹, ”微小循環系における人工赤血球の酸素運搬過程に関する数値解析的研究”, 日本機械学会関東学生会第52回学生員卒業研究発表講演会, 2013.3.15, 首都大学東京南大沢キャンパス, 八王子市
- ② 齋藤昂, 本郷智明, 百武徹, ”微小血管狭さく内における赤血球同士の干渉に関する数値解析”, 日本機械学会関東学生会第52回学生員卒業研究発表講演会, 2013.3.15, 首都大学東京南大沢キャンパス, 八王子市
- ③ 矢野圭佑, 岸本卓巳, 百武徹, ”微小血管内

における人工赤血球の酸素輸送モデルに関する研究”，第25回バイオエンジニアリング講演会，2013.1.10，(独)産業技術総合研究所つくばセンター，つくば市

④天明優太，百武徹，”高分子の影響に基づく赤血球集合現象のモデル化”，第25回バイオエンジニアリング講演会，2013.1.10，(独)産業技術総合研究所つくばセンター，つくば市

⑤百武徹，”微小血管内における人工赤血球の酸素運搬モデルに関する研究”，第19回日本血液代替物学会年次大会，2012.10.26，旭川市大雪クリスタルホール，旭川市

⑥百武徹，”微小循環系における人工赤血球の酸素運搬過程に関する数値解析”，第4回マイクロ・ナノ工学シンポジウム，2012.10.24，北九州国際会議場，北九州市

⑦天明優太，百武徹，”分子レベルの現象に基づく赤血球集合現象に関する数値解析的研究”，日本機械学会関東学生会第51回学生員卒業研究発表講演会，2012.3.9，日本大学，習志野市

⑧本郷智明，百武徹，”微小血管内狭窄流れに対する人工赤血球効果に関する数値解析”，日本機械学会関東学生会第51回学生員卒業研究発表講演会，2012.3.9，日本大学，習志野市

⑨矢野圭佑，百武徹，”微小血管内における人工赤血球の流動特性に関する数値解析”，第24回バイオエンジニアリング講演会，2012.1.8，大阪大学，豊中市

⑩百武徹，”微小血管内における人工赤血球動態に関する流体シミュレーション”，第18回日本血液代替物学会，2011.10.28，北海道大学，札幌市

⑪百武徹，矢野圭佑，井丸大幹，柳瀬眞一郎 “赤血球を伴う微小血管内での人工赤血球動態に関する数値解析的研究”，日本流体力学会年会2011，2011.9.7，首都大学東京 南大沢キャンパス，八王子市

⑫百武徹，”微小血管内の人工赤血球/赤血球動態に関する流体シミュレーション”，第137回流体懇話会，2011.6.24，電気通信大学，調布市

⑬百武徹，足立文也，赤木裕貴，柳瀬眞一郎，”流体シミュレーションを用いた微小血管内の人工赤血球動態に関する研究”，第34回日本バイオレオロジー学会年会，2011.6.4，関西大学，吹田市

〔図書〕(計0件)

〔産業財産権〕

○出願状況(計0件)

名称：

発明者：

権利者：

種類：

番号：

出願年月日：

国内外の別：

○取得状況(計0件)

名称：

発明者：

権利者：

種類：

番号：

取得年月日：

国内外の別：

〔その他〕

ホームページ等

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

百武 徹 (HYAKUTAKE TORU)

横浜国立大学・工学研究院・准教授

研究者番号：20335582

### (2) 研究分担者

( )

研究者番号：

### (3) 連携研究者

( )

研究者番号：