人工肺用中空糸膜間の微小流路における 血流速と血液ガス移動の数値解析手法に関する検討

An Investigation of a Computational Analysis Method for Blood Flow and Blood-Gas Transfer using a Micro Passage with Oxygenator[®] Hollow Fiber Membranes

○片桐伸将, 舟久保昭夫*, 築谷朋典, 巽 英介, 妙中義之, 福井康裕*

Nobumasa Katagiri, *Akio Funakubo, Tomonori Tsukiya, Eisuke Tatsumi, Taenaka Yoshiyuki, *Yasuhiro Fukui

Abstract

Computational analysis has been becoming useful approach to improving designs of blood passages in membrane oxygenators. However, most of computational analysis methods focused on fluid dynamics in the blood layer to take into account a macro design of a blood passage. We focused on the gas transfer behaviors in a hollow fiber bundle of a commercial oxygenator using computational analysis method. A micro passage model is simulated a rectangular part of a hollow fiber bundle. This computational model consists of parallel and staggered arranged two hollow fiber membranes (225 μm outer diameter and 165 μm inner diameter). Blood flows outside of hollow fibers in a direction of perpendicular to gas flow direction. Our computational analysis method deals coupled mass transfer and fluid dynamics including blood-gas reaction. In Initial blood condition, partial oxygen pressure (PO_2), partial carbon dioxide pressure (PCO_2) and hemoglobin concentration (Hb) were set at 37.7 mmHg, 45.0 mmHg and 12.0 g/dL. In Initial gas condition, PO_2 and PCO_2 were set at 713.0 mmHg and 0.0 mmHg. In each results of PO_2 and PCO_2 distributions, maximum values of PO_2 and minimum values of PCO_2 were demonstrated in the wake of a hollow fiber. Max PO_2 and min PCO_2 were 39.1 mmHg and 44.4 mmHg, 38.9 mmHg and 44.5 mmHg, and 38.7 mmHg and 44.6 mmHg at 1, 3, 5 L/min blood and gas flows, respectively. In conclusion, our computational analysis method is able to display distributions of PO_2 and PCO_2 in a micro passage among hollow fiber membranes.

Key Words

Oxygenator, Computational analysis, Gas transfer, Hollow fiber, Blood-gas reaction

1. はじめに

臨床で広く応用されている外部灌流方式の中空糸膜型人工肺は、直径数百 μm の中空糸膜数万本からなる充填体構造であるため、中空糸外側の血液層は複雑な流れ場を形成している。さらに、人工肺内における血液中の酸素および炭酸ガスの移動は、赤血球中のヘモグロビンとの化学反応を伴った非線型な物質移動現象である。このため、人工肺の設計段階での性能予測は非常に困難となり、試作人工肺を用いた血液実験による Try & Error に基づき開発が進められているのが現状である。現在までに、複雑な流れ場をもつ人工臓器に対して、コンピュータを用いた数値流体解析手法の有用性がいくつか報告されている¹⁾²⁾。しかし、人工肺の主要な機能であるガス交換機能に関しては、血中の酸素・炭酸ガスの非線形化学反応、ガス移動係数に大きく影響する膜近傍の血液流れ³⁾が重要であるが、このことを考慮した 3 次元的な酸素・炭

酸ガス濃度分布を計算し得る数値流体解析手法は確立していない。我々は、数値流体解析ソフトにガス交換膜を介した血液と酸素および炭酸ガスの化学反応に基づく物質移動現象に関するプログラムを組み込んだ新しい人工肺のガス交換解析手法を考案した。本研究は、この新規なガス交換解析手法を用いて、可視化の困難な中空糸膜間の微小な血液流れと、その微小な血液流れ場における酸素・炭酸ガス濃度分布に対する影響について検討した。

2. 方法

2.1 解析手法

コンピュータ解析には市販の数値流体解析ソフト Star-CD (CD adapco japan) を用いた。本ソフトは有限体積法の一つである Simple 法による流れと熱・物質移動の解析が可能であることから、流れと物質移動量の支配方程式が実装されているものを利用した。本検討では、人工肺特有の膜を介した物質移動と血液ガス化学反応の関係式を移動量保存方程式に組み込むためのプログラムを作成することにより、膜型人工肺内のガス移動現象の解析を可能とする手法を考案した。

2.1.1 流れと物質移動の支配方程式

臨床使用されている人工肺の使用範囲を参考に、血液およびガスの流れを定義した。中空糸束間の血液のせん断速度は通常 40 s^{-1} 以上であり、そのせん断速度の領域では血液の粘度は一定とみなせるので⁴⁾、血液層およびガス層における流

2008 年 10 月 2 日受理
2008 年 11 月 18 日最終原稿受理

国立循環器病センター研究所 人工臓器部

*東京電機大学理工学部 電子情報工学科

Dept. of Artificial Organs, National Cardiovascular Center Research Institute.

*Dept. of Electronic Computational Engineering, Tokyo Denki University.

れはいずれも層流として解析した。密度に関しては、血液は非圧縮性で変化なしとし、ガスは輸送成分による影響が無視できないものと考えて変化ありとした。流れは以下に示した質量保存方程式 (2-1) と Navier-Stokes 方程式 (2-2) を連立させて計算を行った。

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\rho(\nabla \mathbf{v}) \quad (2-1)$$

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} + \rho \mathbf{g} \quad (2-2)$$

ここで、 ρ : 流体密度[kg/m³], $\mathbf{v}$: 速度[m/s], p : 圧力[Pa], μ : 粘度[Pa·s], $\mathbf{g}$: 重力加速度[m/s²]である。本検討では重力の影響は無視した。

2.1.2 物質移動の要素支配方程式

物質(A)の溶媒流体(B)における移動量保存方程式 (2-3) は以下に示した支配方程式で表される。

$$\frac{\partial \rho_A}{\partial t} = -(\mathbf{v} \cdot \nabla \rho_A) + D_{AB} \nabla^2 \rho_A + S_A \quad (2-3)$$

ここで、 ρ_A : 物質(A)の濃度[kg/m³], D_{AB} : 物質(A)の流体(B)に対する拡散係数[m²/s], $\mathbf{v}$: 流体(B)の流速[m/s], S_A : 物質(A)の生成項[kg/m³/s]である。

2.1.3 膜を介した物質移動

Star-CD では固体層内の透過拡散が計算できないことから、ガス-膜-血液層間の総括物質移動係数とガス-血液層間の移動推進力となる分圧較差に基づく移動成分を (2-3)式の生成項(S_A)に組み込むこととした。物質(A)のガス-膜-血液層間の総括物質移動係数(K_A)[m/s]は、膜の透過係数(M_A)と血液層物質移動係数(k_{AB})に比較してガス層物質移動係数が無視できる程小さいことから、以下の(2-4)式のように与えられる。

$$\frac{1}{K_A} = \frac{1}{k_{AB}} + \frac{1}{M_A} \quad (2-4)$$

血液側物質移動係数(k_{AB})は、本研究が膜を介して向かい合う血液層とガス層をモデル化してメッシュ分割をしていることから、膜に接する血液層を構成する各要素において、カルマンの積分関係から導かれる水平板からの層流物質移動の式⁵⁾を採用した。それより血液側物質移動係数(k_{AB}) (2-5) 式に示す関係で表すことができる。

$$k_{AB} = \frac{0.332}{(1 - C_0)} \times \left(\frac{\rho_B}{\mu} \right)^{0.1667} \times D_{AB}^{0.6667} \times x^{-0.5} \times u_\infty^{0.5} \quad (2-5)$$

ここで、 C_0 : 膜との境界面における血液層内濃度[kg/m³], x : 物質移動の開始点からの血流方向長さ[m], u_∞ : 速度境界層外の発達した流速である。本解析手法において、 C_0 は膜を介して向かい合うガス層内分圧と平衡状態に達しているとして扱った。また流速分布の解析結果を参考に、 x は膜に接する血液要素の血流方向長さ、 u_∞ は膜に接する血液要素内の流速の一次関数として扱った。これにより、血液側物質移動係数

(k_{AB}) をガス層の濃度と膜近傍の血流速の関数として計算することとした。以上の(2-4)式および(2-5)式より総括物質移動係数(K_A)を求め、(2-6)式を用いて膜を介して血液に移動する物質(A)の移動速度(Sm_{AB})[kg/m³/s]を計算した。

$$Sm_{AB} = \frac{K_A \times M_A \times \alpha_{AB} \times A_C}{V_C} \times (p_{AG} - p_{AB}) \quad (2-6)$$

ここで、 M_A : 物質(A)の質量数[kg/mol], α_{AB} : 物質(A)の流体(B)に対する溶解度[mol/m³/mmHg], A_C : 膜近傍要素の接触面積[m²], V_C : 膜近傍要素の体積[m³], p_{AG} : ガス層における物質(A)の分圧[mmHg], p_{AB} : 血液層における物質(A)の分圧[mmHg]である。

2.1.4 血液層内の化学反応を伴った物質移動

本研究では、血液層の要素サイズを数百 μm としているのに対し、ヘモグロビンが約8 μm であることから、血液を様な懸濁液としている。このため、血液層の要素内のヘモグロビンは血液とともに流れることから、移流成分による濃度変化の影響を受けないとし、ガスの反応成分を拡散成分と膜移動などによる生成(消費)成分の関数として扱うこととした。まず、物質(A)の物理溶存成分に対する反応成分の要素内含量差分比(K_{CA})を計算し、反応速度(Sr_{AB})[kg/m³/s]を以下の(2-7)式のように定義した。

$$Sr_{AB} = K_{CA} \cdot \frac{\partial \rho_A}{\partial t} \quad (2-7)$$

$$K_{CA} = \frac{\Delta f_{RA}}{\Delta \rho_A}$$

ここで、 $\partial \rho_A / \partial t$: 拡散項と生成項による物質(A)の移動速度、 Δf_{RA} : 物質(A)の反応成分差分[kg/kg], $\Delta \rho_A$: 物質(A)の物理溶存成分差分[kg/kg]である。

2.1.5 反応成分の含量

一般的に血液中の酸素および炭酸ガスの総含量は、平衡状態に達した物理溶存成分とヘモグロビンや水との反応成分の和として、体積分率の百分率[vol%=10⁻²m³/m³]を用いて表される。血液中における酸素の総含量(Co_2)[vol%]は、物理的に溶存した成分とヘモグロビンと反応した成分から(2-8)式のように与えられている。ここで、 Mo_2 : 酸素の質量数[kg/mol], α_{O2B} : 酸素の血液に対する溶解度[mol/m³/mmHg], P_{O2B} : 血中酸素分圧[mmHg], Hb : ヘモグロビン濃度[g/dL], S_{O2B} : 酸素飽和度[%]である。酸素飽和度(S_{O2B})は、化学量論的に導かれた Adair の式を用いることで、オキシヘモグロビン解離曲線関係を反映した酸素分圧(P_{O2B})と pH の関数 ((2-9)式)とした。よって(2-8)式の第2項: 反応項を質量分率に換算した(2-10)式より、酸素反応成分の含量(f_{RO2B})[kg/kg]を計算した。血液中における炭酸ガスの含量(Cco_2)[vol%]は、物理的に溶存した成分と H_2O 分子と反応した後血漿中で重炭酸イオン(HCO_3)として存在する成分とそれらがヘモグロビンと反応した成分から(2-11)式のように与えられる。ここで、 M_{CO2} : 二酸化炭素の質量数[kg/mol], α_{CO2B} : 二酸化炭素の血液に対する溶解度[mol/m³/mmHg], P_{CO2B} : 血中炭酸ガス分圧[mmHg], Hb : ヘモグロビン濃度[g/dL]である。ただし、ヘモグロビンとの反応成分に係る変数 d は酸素飽和度(S_{O2B})の影響を受けるため、(2-12)式のように表され、 y_1 , y_2 は pH の2次関数で表わされる実験値を適用した。よって(2-11)式を展開して得られる第2項: 重炭酸イオン項, 第3項: 溶存炭酸ガスとヘモグロビンとの反応項, 第4項: 重炭酸イオンとヘモグロビンとの反応項の和を質量分率に換算した(2-13)式より、炭

$$Co_2 = \frac{M_{O_2} \cdot \alpha_{O_2B}}{\rho_{O_2}} \times 10^2 \times P_{O_2B} + 1.34 \times Hb \times \frac{S_{O_2B}}{100} \quad (2-8)$$

$$\frac{S_{O_2B}}{100} = fs(P_{O_2B}, pH) \quad (2-9)$$

$$f_{RO2B}(P_{O_2B}, pH, Hb) = \frac{\rho_{O_2}}{\rho_B} \times 10^{-2} \times 1.34 \times Hb \times f_s(P_{O_2B}, pH) \quad (2-10)$$

$$Cco_2 = \frac{M_{CO_2} \cdot \alpha_{CO_2B}}{\rho_{CO_2}} \times 10^2 \times P_{CO_2B} \times (1 + 10^{pH-6.11}) \times \left\{ 1 + (d-1) \times \frac{3Hb}{100} \right\} \quad (2-11)$$

$$d = (y_1 - y_2) \times \left(1 - \frac{S_{O_2B}}{100} \right) - y_2 \quad (2-12)$$

$$y_1 = -0.098808 \times pH^2 + 1.161299 \times pH - 2.792475$$

$$y_2 = -0.080959 \times pH^2 + 0.904919 \times pH - 1.1673734$$

$$f_{RCO2B}(P_{CO_2B}, P_{O_2B}, pH, Hb) = \frac{\rho_{CO_2}}{\rho_B} \times \left\{ f_{HCO_3^-}(P_{CO_2B}, pH) + f_{Hb}(P_{CO_2B}, P_{O_2B}, Hb) + f_{H^+HCO_3^-}(P_{CO_2B}, P_{O_2B}, pH, Hb) \right\} \quad (2-13)$$

酸ガス反応成分の含量(f_{RCO2B})[kg/kg]を計算した。

本研究では、計算上の変数を少なくするために、ほぼ一定と見なせるヘモグロビン濃度(Hb)を定数 12.0 g/dL とし、重炭酸イオン(HCO_3^-)の緩衝作用を無視して pH も定数 7.40 とした。

2.2 解析形状およびメッシュ分割条件

Fig. 1 Referred bundle structure (left) and calculated total geometry of micro passage model (right). This model has blood passage among staggered arranged hollow fibers and gas passages (bottom).

参照した人工肺の中空糸束は、並列配系した中空糸からなる簾状シートを血液主流方向に積層配置することにより直方体状の束形状を有している(Fig. 1 left). 解析対象とした微小流路モデルは、中空糸膜よりなる充填体構造の血液流入側の一部(血流方向に血液流入面から中空糸2本目の軸までの長さ 488 μ m, 血流およびガス流に対して垂直方向に隣り合う中空糸膜軸間距離 238 μ m)を模擬した(Fig. 1 right). 本モデルは、血液層とその周りに千鳥配置された内径 165 μ m, 外径 225 μ m の円筒状の中空糸膜および中空糸膜内部のガス層より構成されている(Fig. 1 bottom).

我々は、将来的に微小流路モデルを複数連結することで、人工肺を模擬した解析を行うことを計画している。そこで、

本研究における微小流路モデルのメッシュ分割は、解析を行う際の計算時間を軽減するために、膜形状を損なわない範囲で可能な限り粗くした(Fig. 1 right). 要素数は血液層部分が 11,520, 中空糸膜部分が 2,560, ガス層部分が 10,240 で総要素数 24,320 とした。ただし、物質移動に影響の大きいと考えられる血液層流速分布の検討には、2 倍のメッシュ分割条件で解析を行った。また、本メッシュ分割条件による誤差評価の為に、膜移動計算に影響する膜近接血液層およびガス層の膜径方向を除いて、2 倍のメッシュ分割条件で物質移動解析を行った。そして、各血液層流出面における面積、反応成分も含めた総含量(体積分率)および流量の積を総和して求められる物質流出量[mL/min]を用いて、2 倍のメッシュ分割による解析結果に対する本メッシュ分割による解析結果の相対誤差を算出した。

2.3 物性値および境界条件

血液の密度、粘度は 37°C の人血の値を参考にした⁴⁾。血液

Table1 Properties

Blood layer	
Density	1056 kg/m ³
Viscosity	3.30x10 ⁻³ Pa·s
Hb	12.0 g/dL
pH	7.40
O ₂ diffusivity	2.127x10 ⁻⁹ m ² /s
CO ₂ diffusivity	1.456x10 ⁻⁹ m ² /s
O ₂ solubility	1.257 x10 ⁻³ mol/m ³ /mmHg
CO ₂ solubility	3.140 x10 ⁻³ mol/m ³ /mmHg
Gas layer	
Density	1.259 kg/m ³
Viscosity	18.2x10 ⁻⁶ Pa·s
O ₂ diffusivity	22.23x10 ⁻⁶ m ² /s
CO ₂ diffusivity	17.79x10 ⁻⁶ m ² /s
Membrane layer	
O ₂ permeability	34.0x10 ⁻⁵ m ³ (STP)/m ² /s/mmHg
CO ₂ permeability	34.0x10 ⁻⁵ m ³ (STP)/m ² /s/mmHg

中のガス拡散係数は過去の実験的研究にて報告されたものを

Fig. 2 Boundary surfaces are set as shown in this figure.

Table2 Boundary combinations of flow rates and initial inlet velocities and Reynolds numbers

Blood velocity analysis

Symbol	Blood flow rate	Initial velocity	Re
Q1	1.00 L/min	3.03×10^{-3} m/s	0.4
Q3	3.00 L/min	9.07×10^{-3} m/s	1.3
Q9	9.00 L/min	2.72×10^{-2} m/s	3.9
Q100	1.00×10^2 L/min	3.03×10^{-1} m/s	40
Q1000	1.00×10^3 L/min	3.03 m/s	400

Mass transfer analysis

Symbol	Blood flow rate (Initial velocity)	Gas flow rate (Initial velocity)
Q1V1	1.00 L/min (3.03×10^{-3} m/s)	1.00 L/min (4.06×10^{-2} m/s)
Q3V3	3.00 L/min (9.07×10^{-3} m/s)	3.00 L/min (1.22×10^{-1} m/s)
Q5V5	5.00 L/min (1.51×10^{-3} m/s)	5.00 L/min (2.03×10^{-3} m/s)

参考にした (Table1) ⁶⁾. Fig. 2 に定義した境界面を示した. 血液層側の境界面は, Fig. 2 の血液層上面から一様流入, 下面から自由流出とした. ガス層側の境界面は, Fig.2 のガス層前面 2 箇所から一様流入, 背面から自由流出とした. 中空糸膜内面および外面は, 流速 0 m/s の壁面とした. 血流速およびガス流速条件は, 参照人工肺に対して想定した流量からその局所部分となる本モデルの平均流速を算出し, 初期流入速度として用いた. 血液層流速分布の解析には, 通常使用しない範囲も検討するため, 設定血流量(Q)=1, 3, 9, 100, 1000 L/min とした. 血液層濃度分布の解析には, 設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min, 血液ガス流量比(V/Q)=1 となるように設定ガス流量(V)=1, 3, 5 L/min とした. 以上の各流量, 本モデルにおける初期流入速度および中空糸膜の直径を代表長さとするレイノルズ数(Re)の組み合わせを Table2 に示した. 初期流入酸素・炭酸ガス濃度は, 血液層がそれぞれ 37.7 mmHg, 45.0 mmHg, ガス層がそれぞれ 713.0 mmHg, 0.0 mmHg とした.

3. 結果

3.1 血液層流速分布

血液層の流速ベクトル分布図を Fig.3~7 に示した. 特に, 濃度分布に影響しうる流れの剥離や渦を観察するため, 中空糸膜後流について示した. また, 各条件の速度差が大きいため, スケールの Min, Max 値は各解析結果に依存させた. 血液の初期流入速度 3.03×10^{-3} , 9.07×10^{-3} , 2.72×10^{-2} および

3.03×10^{-1} m/s の条件における解析結果からは物質移動に影響を与えるような明らかな流れの剥離や渦の形成はみられず, 微小流路に沿った流れを示していた. 血液の初期流入速度 3.03 m/s において, 明らかな流れの剥離や渦が観察されるようになったが, 参照人工肺における設定血流量が 1000 L/min と非現実的な高流量である.

Fig. 3 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of Re=0.4. There was no obvious eddy and separation in the wake of hollow fiber.

Fig. 4 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of Re=1.3. There was no obvious eddy and separation in the wake of hollow fiber.

Fig. 5 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of Re=3.9. There was no obvious eddy and separation in the wake of hollow fiber.

Fig. 6 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of $Re=40$. There was stagnant flow in the wake of hollow fiber.

Fig. 7 This vector distribution showed a result of numerical velocity calculation in condition of $Re=400$. There were obvious eddies in the wake of hollow fiber.

Fig. 8 Distributions of O_2 concentration in the blood layer are shown in contour plots. Each result is a section

Fig. 9 Distributions of CO_2 concentration in the blood layer are shown in contour plots. Each result is a section of a blood layer at the gas outlet.

3.2 血液層酸素濃度分布および血液層炭酸ガス濃度分布

血液層の濃度等高線分布図は、ガス流出側の血液層断面にて比較し、酸素濃度分布を Fig. 8、炭酸ガス濃度分布を Fig. 9 に示した。各設定流量条件によるスケールの Min, Max 値は酸素濃度分布および炭酸ガス濃度分布でそれぞれ統一した。いずれの濃度分布においても、中空糸膜に接した部分より拡散した成分が上面からの流れにより対流移動しており、膜近傍の濃度こう配は膜後流部分まで発達し続け、その後拡散している様子が見られた。酸素濃度分布は膜後流部分で最大値を示し、設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min に対し、それぞれ 39.1, 38.9, 38.7 mmHg であった。炭酸ガス濃度分布は膜後流部分で最小値を示し、設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min に対し、それぞれ 44.4, 44.5, 44.6 mmHg であった。血液流速の増加に対して、対流による移動成分の増加により、ガス交換に伴う濃度上昇が抑制されていた。

3.3 メッシュ分割サイズによる血液層流出面の酸素流出量と炭酸ガス流出量の比較

流れと物質移動を総合的に反映する指標として、血液層流出面の酸素流出量[mL/min]と炭酸ガス流出量[mL/min]を用いて、前述のメッシュ分割による解析結果と2倍のメッシュ分割による解析結果を比較した。設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min に対し、酸素流出量[mL/min]の相対誤差はそれぞれ 0.43, 0.26, 0.18 %, 炭酸ガス流出量[mL/min]の相対誤差はそれぞれ -0.20, -0.14, -0.11 % であった。

4. 考察

4.1 血液層流速分布

通常の人工肺使用範囲におけるレイノルズ数領域では、血液側の流速分布は流路に沿った流れを示していた。単体の円筒形状の周りの流れに関しては、層流域であるレイノルズ数 1 付近から後流にて一時的な停滞や剥離が生じ始めることが知られている。しかし、本検討のメッシュ分割に基づく中空糸の千鳥配列からなる円管群の計算では、中空糸後流において物質移動に影響を与えるような流れの停滞や剥離は、レイノルズ数(Re)=40 まで確認されなかった。これは、後流側の中空糸膜により流れが影響を受けるためと考えられ、通常の人工肺使用条件では停滞や剥離の影響は無視できるものと推察された。この結果は、これまでの人工肺に関する流体力学の研究による報告⁷⁾⁸⁾と一致するものであった。

4.2 血液層酸素および炭酸ガス濃度分布

濃度分布の解析結果より、まず上流側中空糸膜近傍で血液が急な濃度こう配を持ち、次にこの血液が中空糸膜後流つまり交互に配置された中空糸膜間において濃度拡散や反応による生成・消費が進行し、同時に上流側で十分拡散していた血液が下流側中空糸膜近傍で急な濃度こう配を持つことを繰り返すことによって、血液中の溶存ガス成分が形成する濃度境界膜が発達することなく効率よく物質移動している様子が見られた。また血流速上昇に伴い、膜後流の濃度変化が小さくなり、交互に配置された中空糸膜間でガス成分の移動割合が減少していることがわかった。以上より、人工肺のように血液容積と血流量範囲に制限を有することから低レイノルズ数領域となる円管群内の溶媒流れ場において、溶存ガスの移動効率を増すためには、ガス成分の拡散速度に比較して移流速度を小さくするために局所血流速を遅くすることと、膜後流で拡散および反応が進行するスペースを確保するための流路細分化が効果的であると考えられた。ただし、血流速の低下はデバイス内の血栓防止に不利に働き、流路細分化は血液側圧力損失低減に不利に働くため、これらの要因とのバランスを考慮して中空糸膜の配糸構造を設計する必要がある。

血流速上昇に伴い移流成分が増すことで、膜後流部分の濃度変化が減少しているのに比較して、中空糸膜近傍で濃度境界膜にほぼ減少が見られなかった。これについては、(2-5)式に

て血液側物質移動係数の計算に膜近傍の流速を組み込んだためであると考えられる。解析結果における膜近傍要素の血流速最大値は、設定血流量(Q)=1, 3, 5 L/min に対し、それぞれ 1.62×10^{-3} , 4.92×10^{-3} , 8.30×10^{-3} m/s であった。これらと(2-4)式、(2-5)式および物性値(Table1)から、酸素の総括物質移動係数(K_{O_2})はそれぞれ 4.95×10^{-5} , 8.61×10^{-5} , 1.12×10^{-4} m/s, 炭酸ガスの総括物質移動係数(K_{CO_2})はそれぞれ 3.66×10^{-5} , 6.28×10^{-5} , 8.07×10^{-5} m/s と血流速上昇に伴い増加していた。

酸素に比較して血液層とガス層間の濃度較差が低く、膜の総括物質移動係数も少なかった炭酸ガスの濃度分布において、移流成分に対する拡散および膜消費成分による濃度境界膜が酸素分布と同様であった。これは二酸化炭素の血液に対する溶解度を酸素のそれに比較して約 25 倍に設定していることと、血液層内の反応速度の違いによるものと考えられた。

5. まとめ

人工肺用中空糸膜からなる千鳥配置構造の一部を模した微小流路モデルに対し、考案した膜移動成分と血液ガス間の化学反応成分を伴った流れと物質移動の数値解析手法を用いて、酸素・炭酸ガス移動の数値計算を行った。本研究にて、可視化の困難な中空糸膜間の微小流路における酸素および炭酸ガスの濃度分布が得られ、低レイノルズ数領域の血液層において物質移動している様子を視覚的に推察することが可能であった。

6. 参考文献

- 1) P.W.T. Dierickx, D.De Watcher, P.R. Verdonck: Blood flow around hollow fibers. Artificial Organs23(9): 610-617,2000
- 2) Mark J. Gartner, Carl R. Wilhelm, Kenneth L. Gage, M. Charlene Fabrizio, William R. Wagner: Modeling Flow Effects on Thrombotic Deposition in a Membrane Oxygenator. Artificial Organs24(1): 29-36, 2000
- 3) 加藤滋雄, 吉田文武: 新しい膜型人工肺について. 人工臓器 3: 324-329,1974
- 4) David O. Cooney: 医工学. (株) アイ・ピー・シー: 29-38,1984
- 5) 小林清, 飯田嘉宏: 新版移動論. (株) 朝倉書店: 211-213,1996
- 6) Katoh, S., Yoshida, F.: Rate of absorption of oxygen into blood under turbulent conditions. Chem. Eng. J. 3: 276-285, 1972
- 7) 舟久保昭夫, 福井康裕: 人工肺中空糸膜周囲の血液流れの検討. 人工臓器 23(1): 228-233
- 8) 樫村隆司, 千葉 浩, 竹澤真吾, 酒井清孝, 中西 光, 井上政昭: 外部灌流型人工肺のガス交換能の評価. 人工臓器 16(1): 670-673, 1987