

ダイライザ内の流速測定 —粒子画像流速測定法を用いたヘッダ内の測定—

西田 正浩*・本間 一弘*・沼野 智一*

Velocity Measurement of the Flow in a Dialyzer: Visualization in the Header Using Particle Imaging Velocimetry

Masahiro NISHIDA,* Kazuhiro HONMA,* Tomokazu NUMANO*

Abstract Flow visualization was conducted in a dialyzer header using particle imaging velocimetry. A full-scale model for visualization and a mixed solution mixed with glycerin and a sodium iodide solution as the working fluid was used. As a result, the jet flow from the inlet collided against the center surface of the end of a hollow fiber, went outside and caused eddies in the one-third radial position from the radial terminal of the inflow header. On the other hand, the uniform flow from the end of the hollow fiber accelerated by the contraction of the outlet header and went to the outlet. It was suggested that the velocity profile near the end of the hollow fiber in the outflow header is the most reliable PIV (particle imaging velocimetry) measurement data to validate the data by the other measurement method in the end of the hollow fiber of a dialyzer.

Keywords: hollow-fiber dialyzer, flow visualization, particle imaging velocimetry, validation data, bio-fluid engineering.

1. 緒 言

腎臓の機能が著しく低下した患者には透析療法が必要不可欠である。現在の透析療法は、血液を体外に循環させ人工透析膜（半透膜）を介して血液と透析液が接することで行われている。循環した血液は、細径の送血チューブから接続部（ダイライザのヘッダ部）を介して人工透析膜内に運ばれる。人工透析膜は柔軟な素材でできた細い中空糸が、およそ1万本の束になった構造になっており、中空糸内部を血液が、中空糸外部を透析液が互いに反対向きに流れている。血液の不必要な成分は中空糸により選択透過され、中空糸外を流れる透析液がこれらを捕捉し、透析液ごと廃棄する。これにより人体に不必要な成分を体外に排泄する[1]。

人工透析では効率の高い短時間透析が要求されているので、血液と透析液の中空糸を介した接触の仕方、すなわち、双方の流れ方を調査することは非常に重要なことである。血液と透析液の中空糸を介した接触の仕方を左右するダイ

ライザ内の血液の流れ方は、中空糸内の流路抵抗により支配される。これら中空糸内の流れを調査するために、片側を開放させた条件下での直接流量計測[2]、電極を用いた計測[3]、医療計測に用いられているX線CT[4,5]やMRI（核磁気共鳴画像）[6,7]を用いた計測、あるいは流動シミュレーションを用いた解析[8,9]に関する幾つかの報告がなされている。

しかしながら、中空糸内の流路抵抗だけでなく、ダイライザのヘッダ部内での流れのふるまいによっても、中空糸内への流入のしかた、引いては透析効率が左右されることが予測できる。一方、このヘッダ部内での流れのふるまいによって、ヘッダ部自身の血液適合性が左右されることも予測できる。

流路内の流れを定量化する方法としては、近年その研究開発がめざましいPIV (particle imaging velocimetry, 粒子画像流速測定法) と呼ばれる可視化手法[10]がある。PIVでは、透明な材質の対象モデルと透明な作動流体を用いることにより、その作動流体中のトレーサ粒子の動きをビデオカメラで捉え、定量化することにより、精度の高い流れ計測が可能となる。そのような測定原理から、この計測法では、ダイライザの中空糸内の流れ計測あるいは実際の血液による流れ計測は不可能であるものの、ヘッダ部内の流れ計測は可能であると考えられる。そこで、本報では、

2004年9月28日受付, 2004年12月6日改訂
Received September 28, 2004; revised December 6, 2004.

* 産業技術総合研究所

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

PIV（粒子画像流速測定法）を用いた、ダイアライザのヘッダ部内の流れの計測を行い、その計測結果について述べる。

2. 計測方法

図1にダイアライザ形状の概要を示す。図に示すヘッダ部内(入口側および出口側)の流れを計測の対象とした。なお、対象とするダイアライザは、日機装(株)製PEPA膜ダイアライザ(有効面積 1.5 m^2 、全長 317 mm 、直径 42 mm)とした。

図2に示すように、ダイアライザに作動流体を入れてヘッダ部を可視化するために、材質には透明なアクリルを使用し、内側形状は対象とするダイアライザと同じであるが、屈折による画像の歪みをなくすために、外面形状は直方体のブロック形状とした可視化模型を作製した。また、可視化模型には、ヘッダ部の流入口からの噴流が発達した管内流れとなるように、Schillerの理論[11]に基づき、流入口には 50 mm 以上の助走区間を設けた。

計測用の作動流体を選択する上で、計測用の作動流体流れと実際の血液流れを相似にする必要がある。そこで、それぞれのレイノルズ数 Re

$$Re = \frac{UD}{\nu} = \frac{U'D'}{\nu'} \quad (1)$$

を一致させた。ここで、実際の血液流れにおける速度 U 、代表長さ D 、動粘性係数 ν とし、計測用の作動流体流れにおける速度 U' 、代表長さ D' 、動粘性係数 ν' である。

原寸の可視化模型を用いて計測する場合、 $D=D'$ であるため、 $\nu=\nu'$ すなわち計測用の作動流体と血液の動粘性係数が同じであれば、いかなる駆動流量条件でも計測用の作動流体流れは実際の血液流れと相似のみならず同一になる。計測用の作動流体には、可視化模型のアクリルと同じ屈折率(1.49)をもつ64 wt%よう化ナトリウム水溶液[12, 13]が候補として挙げられる。しかしながら、この溶液の動粘性係数は $1.8 \times 10^{-6}\text{ m}^2/\text{s}$ (液温 25°C において)であり、血液の動粘性係数($3.0 \times 10^{-6}\text{ m}^2/\text{s}$ 、液温 37°C において[14])の約0.6倍であるため、駆動流量条件を実際の血液を用いた駆動条件の約0.6倍に設定しなければならない。そこで、動粘性係数の高いグリセリンをこの64 wt%よう化ナトリウム水溶液に混合して[15]、血液と動粘性係数が同じく、しかもアクリルと同じ屈折率をもつ溶液を調製することを試みた。

図3に、動粘性係数と混合溶液中のグリセリンの質量濃度との関係を示す。動粘性係数の測定には細管式動粘度計を用いた。その結果、動粘性係数は、グリセリン質量濃度に対して一定に増加し、

$$\nu = 1.748 + 0.128c \quad (2)$$

という関係式が得られた。ここで、混合溶液の動粘性係数 $\nu(\times 10^{-6}\text{ m}^2/\text{s})$ 、グリセリンの質量濃度 $c(\text{wt}\%)$ である。したがって、64 wt%のよう化ナトリウム水溶液を90 wt%、グリセリンを10 wt%混合した溶液(以下、NaIグ

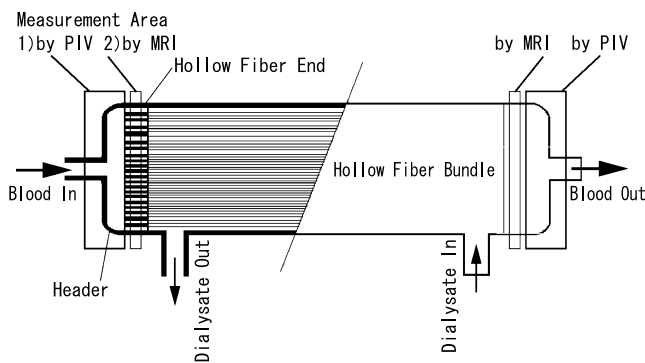


図1 ダイアライザの測定領域

Fig. 1 Measurement areas in a dialyzer.

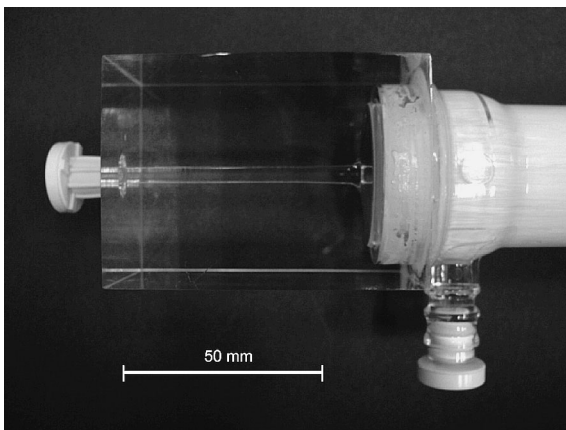


図2 ダイアライザの可視化模型

Fig. 2 Visualization model of a dialyzer.

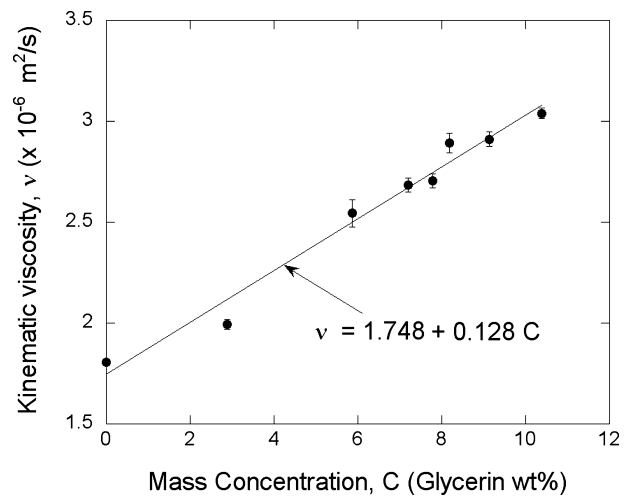


図3 グリセリンと64 wt%よう化ナトリウム水溶液の混合溶液中のグリセリンの質量濃度による動粘性係数の変化

Fig. 3 Kinematic viscosity as a function of glycerin mass concentration in a solution mixed with glycerin and 64 wt% sodium iodide solution.

リセリン水溶液) を作動流体に用いれば、動粘性係数が血液と同じであるため、いかなる駆動流量条件でも、実際の血液流れと同一になる。

また、図 4 に示すように、アッペ屈折率計を用いて測定した混合溶液の屈折率は、グリセリン自体の屈折率が 1.48 ということもあり、グリセリンの質量濃度によってそれほど変化しなかった。

以上より、可視化用の原寸模型、および計測用の作動流体に NaI グリセリン水溶液を用いれば、いかなる駆動流量でも、表 1 に示すような比重の違い、あるいは後述の通り、ニュートン流体であること以外は、流れは実際の血液流れと同一になる。ただし、比重の違いは、この場合、流れのふるまいには影響しない。

図 5 に計測装置の概要を示す。上述ダイアライザの可視化用の原寸模型を閉回路に接続し、作動流体をローラー型血液ポンプ(日機装社製 DKP-22)にて循環させた。本計測では、血液ポンプの駆動流量は、臨床において最も一般的な血流量である毎分 200 mL に設定した。また、中空糸内外で圧力を均等にするために、透析液相当の液として同じ作動流体を透析液側に充填したが、透析液側の循環は行

わなかった。作動流体中には、粒径 10 μm の銀めっきガラス粒子(Dantec Dynamics 社製 S-HGS, 比重 1.4) をトレーサとして、作動流体 2 L 中およそ 0.04 g の割合で混入した。ダイアライザの中空糸の内径はおよそ 210 μm であるので、目詰まりしないような粒径の粒子を選択した。このトレーサの動きを、7 W アルゴンイオンレーザー(Lixel 社製 95-7) を光源とする厚さ 1.6 mm のレーザーシートにより照射し、高速ビデオカメラ(Photron 社製 Ultima-UV)により撮影した。撮影速度は、流れの状態にもよるが、主に毎秒 500 ~ 2,250 コマにて撮影した。

ダイアライザのヘッダ部内の流れのふるまいを把握するためには、レーザーシートを、ダイアライザの中心軸(Z軸, 図 5 参照) を含み、上下に映し出す平面(YZ 平面)に照射して可視化した。ヘッダ部は軸方向(Z方向)には隙間が小さいため、得られる画像は、Z方向に短く Y 方向に長い。そこで、図 6 に示すように、Y 方向に 3 分割した画像と全体画像を撮影し、この 3 分割した画像を適当な縮小率で縮小した画像を全体画像に厳密に重ね合わせることで、3 分割した画像の全体画像に対する位置を決定した。これより、全体画像から計測するのに対し、空間分解能をおよそ 3 倍に拡大することができた。

撮影した画像の解析には、PIV の中でも PTV 法 (particle tracking velocimetry : 粒子追跡法) の一手法である 4 時刻粒子追跡法[16] (図 7) を用いて、レーザーシート面上のトレーサの速度を算出した。求められる速度は、レーザーシート上の 2 次元的速度分布が算出される。ここで、用いた血液ポンプはローラーポンプであり、脈動流れを発生させるため、入口ヘッダ内流れは血液ポンプの周期とともに変動したが、本測定では大まかな流れのふるまいを把握するために、測定結果はすべて平均操作を行ったものを表示した。

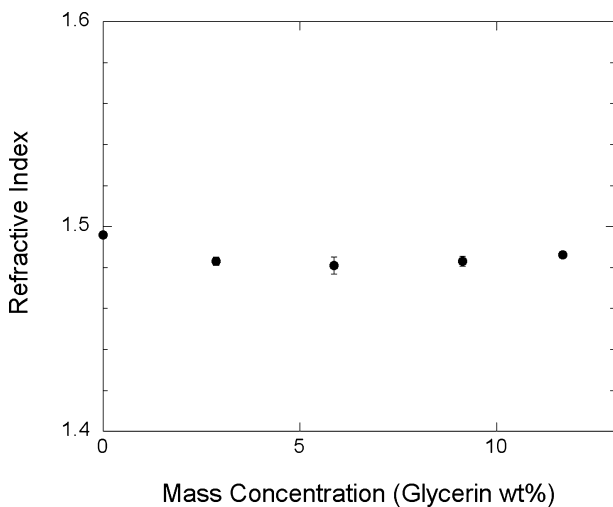


図 4 グリセリンと 64 wt% よう化ナトリウム水溶液の混合溶液中のグリセリンの質量濃度による屈折率の変化

Fig. 4 Refractive index as a function of glycerin mass concentration in a solution mixed with glycerin and 64 wt% sodium iodide solution.

表 1 作動流体の物性値
Table 1 Physical properties of the working fluid.

	Density ($\times 10^3 \text{ kg/m}^3$)	Kinematic viscosity ($\times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$)	Refractive index
Blood	1.056	3.0	—
NaI and glycerin solution	1.87	3.0	1.49

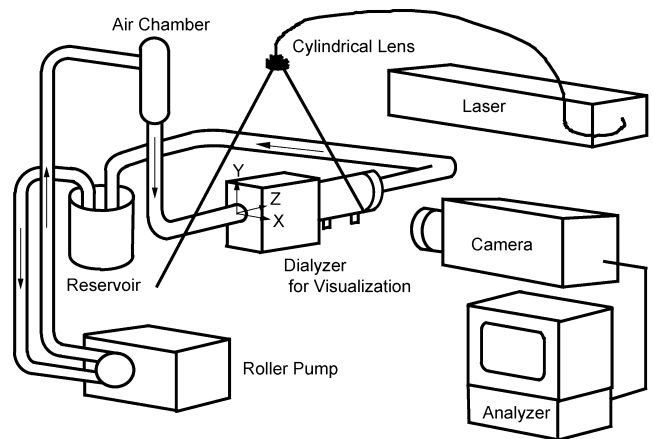


図 5 実験装置の概要

Fig. 5 Schematic diagram of the experimental apparatus.

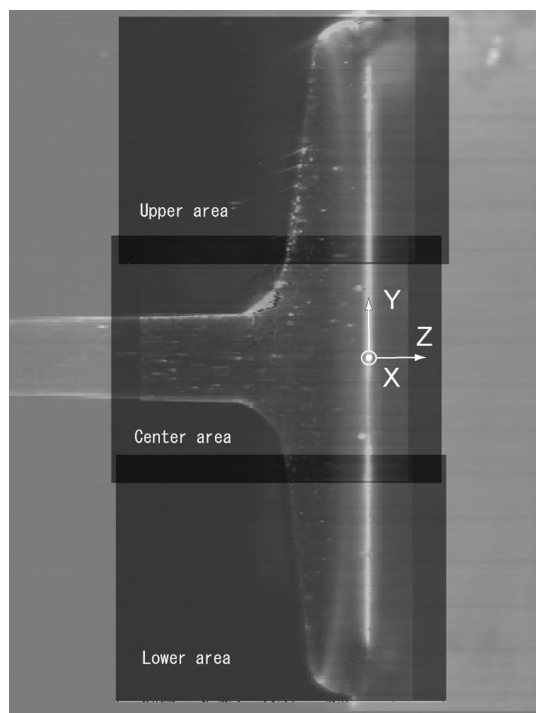


図6 NaI グリセリン水溶液による3つの領域に分割したダイアライザのヘッダ内流れの可視化画像

Fig. 6 Flow visualization image of a dialyzer header dividing into three areas with a sodium iodide and glycerin solution.

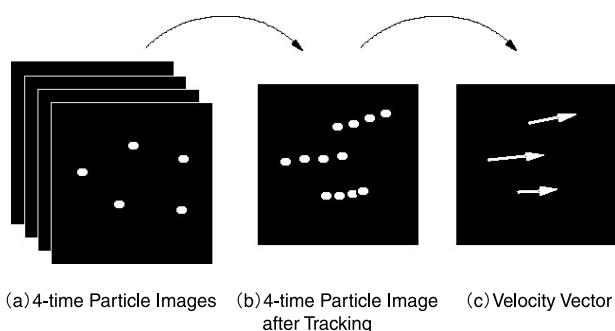


図7 4時刻粒子追跡法の概要

Fig. 7 Schematic diagram of 4-time particle tracking velocimetry.

3. 結果

3.1 PIVによる計測結果

図8に、PIVによる計測から得られた入口ヘッダにおける速度ベクトル図を示す。ヘッダの流入口から発達した円管内流れが流れ込み、噴流となって中空糸中央表面にぶつかった後、外側に向い、ヘッダの端から3分の1程度の半径位置（ヘッダの端から直径の6分の1程度の位置）を中心に渦が生じており、この渦によってヘッダの端付近が洗い流されていることがわかる。

図9に、出口ヘッダにおける速度ベクトル図を示す。中空糸端面から一様な速度で流れ出した流れが、ヘッダの流出

口の狭窄とともに加速し、流出口のかなりの部分で一様な速度で流れ出ており、よどみは生じていないことがわかる。

図10に、図8の結果を元にした入口ヘッダにおける中空糸端面近傍流れの軸方向（Z方向）速度成分の分布を示す。端面から1.12～0.67 mmの領域を端面からの第2プロット、端面から0.67～0.22 mmの領域を端面からの第1プロット、端面から0.22～0 mmの領域を端面からの第0プロットと定義し、図10(a)に端面から第2プロットの速度分布、図10(b)に端面から第1プロットの速度分布をそれぞれ示す。図10(a)および図10(b)の分布から、ヘッダの流入口から流れ込んだ噴流が中空糸端面の存在により減衰し、中空糸端面からおよそ0.44 mmの箇所ではヘッダ中央の流速がおよそ0.1 m/sにまで減速していることがわかる。

ここで、入口ヘッダから中空糸端面への流入速度に対応する第0プロットのデータは計測できなかった。そこで、図10(c)には、第2プロットおよび第1プロットから外挿補間により推測したものを第0プロットの速度成分の分布として示した。しかしながら、図に示される通り、速度のばらつきが大きい速度分布となった。

図11に、図9の結果を元にした出口ヘッダにおける中空糸端面近傍流れの軸方向速度成分の分布を示す。前述と同様に、端面から0～0.22 mmの領域を端面からの第0プロット、端面から0.22～0.67 mmの領域を端面からの第1プロット、端面から0.67～1.11 mmの領域を端面からの第2プロットと定義し、図11(b)に端面から第1プロットの速度分布、図11(c)に端面から第2プロットの速度分布をそれぞれ示す。出口ヘッダ内の流れには噴流などの急激な変化は存在せず、一様流れとなった。中空糸端面からおよそ0.44 mmの箇所において、流出速度はおよそ0.01 m/sであった。

ここでも、中空糸端面から出口ヘッダへの流出速度に対応する第0プロットのデータは計測できず、図11(a)には、第2プロットおよび第1プロットから推測した第0プロットの速度成分の分布を示した。図に示される通り、速度のばらつきが小さい速度分布となった。しかしながら、第0プロットは、第1および第2プロットとはほぼ同じであった。

3.2 MRIによる計測結果との比較

ダイアライザのPIVによる測定を補完する計測方法としてMRIによる計測が挙げられる。理由としては、PIVと異なり、MRIでは中空糸内の流れあるいは実際の血液による流れ計測が可能であり、また、作動流体中にトレーサを混入する必要はないからである。その一方で、MRIにおけるTOF効果を採用する計測の場合、得られる結果は間接計測値であり、また、層流の場合には高い精度での速度測定が可能であるが、乱れなどが生じる場合、測定結果に誤差を伴う[17, 18]。しかしながら、PIVによる計測は、血液

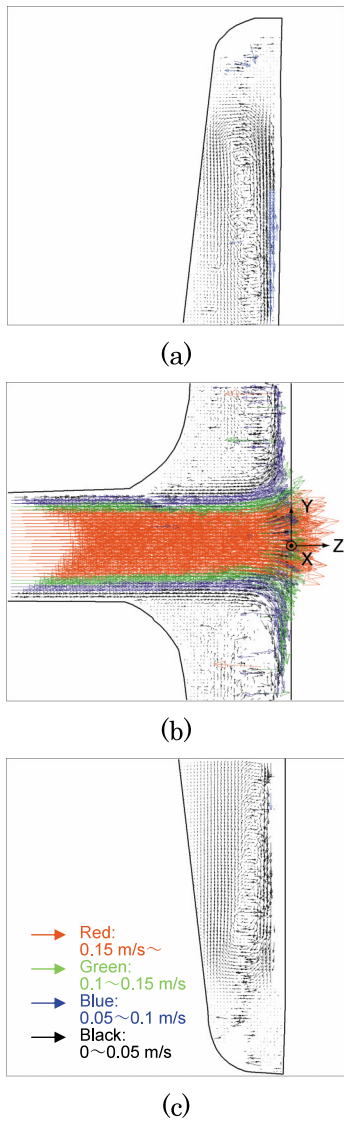


図 8 入口ヘッダにおける Y 平面上の速度ベクトル分布
 (a) 上部, (b) 中心部, (c) 下部.
Fig. 8 Velocity vector map on the Y plane in the inflow header.
 (a) Upper area, (b) center area, (c) lower area.

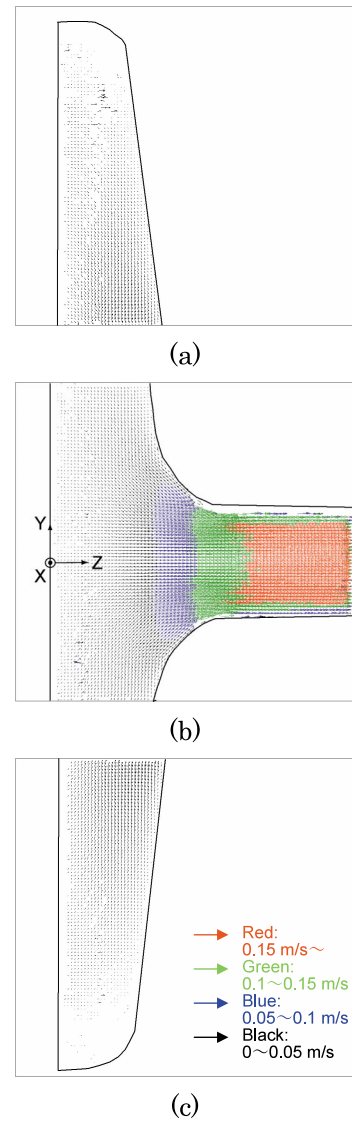


図 9 出口ヘッダにおける Y 平面上の速度ベクトル分布
 (a) 上部, (b) 中心部, (c) 下部.
Fig. 9 Velocity vector map on the Y plane in the outflow header.
 (a) Upper area, (b) center area, (c) lower area.

を用いた計測ではなく、ニュートン流体である NaI グリセリン水溶液を用いた計測であるため、その妥当性を検討するために、MRI による計測により、血液流れを用いた計測結果と NaI グリセリン水溶液を用いた計測結果が同じであるかどうか比較した。撮影装置は Bruker 社製 Biospec 20/30 System (2.0 T 超伝導マグネット) に内径 140 mm の送受信用バードゲージコイルを使用した。使用するパルスシーケンスはスピンエコー法を用い、繰り返し時間 (TR) 2,500 ms, エコー時間 (TE) 25 ms, FOV 7 cm, スライス厚 3 mm の撮影条件で撮影した。図 12 に、MRI による血液を用いて計測した速度分布の結果と NaI グリセリン水溶液を用いて計測した速度分布の結果の比較を示す。ここで、TOFR (time of flight ratio) は、流れの効果で起き

た信号強度変化を示す。

図 12(a)には、入口ヘッダにおける中空糸端面内の流れの速度分布の結果を、図 12(b)には、出口ヘッダにおける中空糸端面内の流れの速度分布の結果を示す。これらの結果から、血液および NaI グリセリン水溶液を用いた場合、流体の種類によって流れの速度分布は大きく変化しないことがわかった。しかしながら、中空糸端面内の速度分布は、入口ヘッダから出口ヘッダに向けて 30%程度減少した。その理由として、入口ヘッダ内では、流れが急変しているために、中空糸内への流入時に渦が生じ、生じる流体のスピニングなどが原因となり、速度が多く見積もられるのではないかと考えられる (図 12(a))。

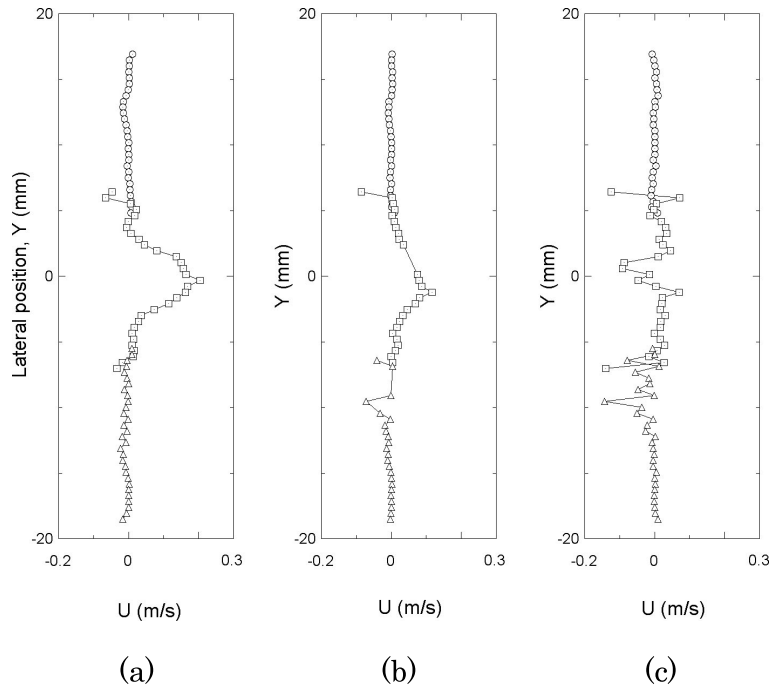


図 10 入口ヘッダ内の軸方向速度成分の分布

(a)中空糸端面から 1.12~0.67 mm の領域における分布, (b)中空糸端面から 0.67~0.22 mm の領域における分布, (c)図 10(a)と (b)から予測された中空糸端面の表面における分布.

Fig. 10 Profiles of the velocity component in the z direction in the inflow header.

(a) Profile in the area at a distance of 1.12–0.67 mm from the hollow fiber end, (b) profile in the area at a distance of 0.67–0.22 mm from the hollow fiber end, (c) predicted profile from Figs. 10 (a) and (b) on the surface of the hollow fiber end.

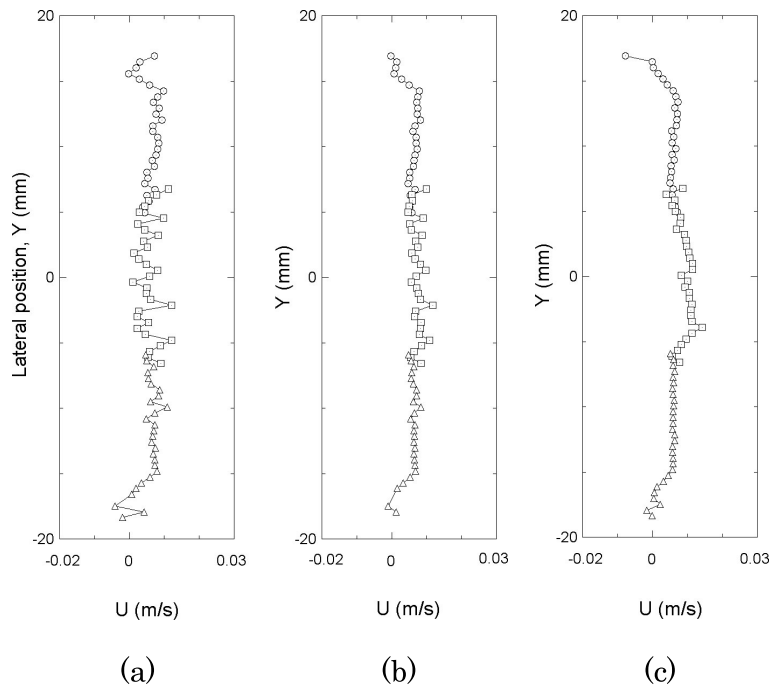


図 11 出口ヘッダ内の軸方向速度成分の分布

(a) 図 11(b)と (c)から予測された中空糸端面の表面における分布, (b) 中空糸端面から 0.22 ~ 0.67 mm の領域における分布, (c) 中空糸端面から 0.67 ~ 1.12 mm の領域における分布.

Fig. 11 Profiles of the velocity component in the z direction in the inflow header.

(a) Predicted profile from Figs. 11 (b) and (c) on the surface of the hollow fiber end, (b) profile in the area at a distance of 0.22–0.67 mm from the hollow fiber end, (c) profile in the area at a distance of 0.67–1.11 mm from the hollow fiber end.

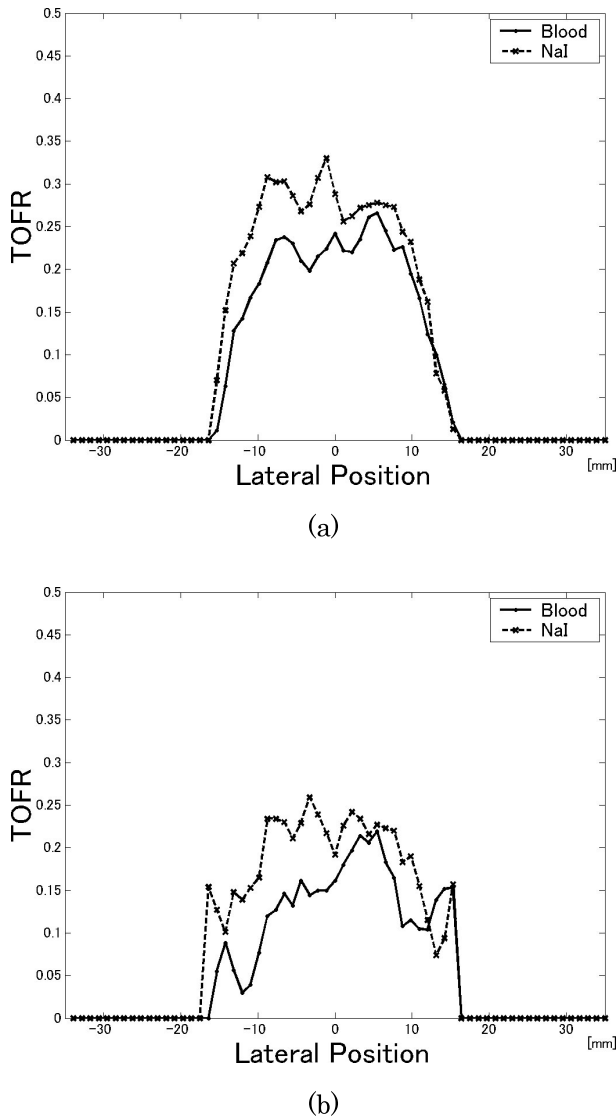


図 12 MRI測定による中空糸端面内の速度分布
 (a) 入口ヘッダ側の分布, (b) 出口ヘッダ側の分布.
 Fig. 12 Velocity profiles in the end of hollow fiber using MRI measurements.
 (a) Profile in the inflow header side, (b) profile in the outflow header side.

4. 考 察

入口ヘッダから中空糸端面への流入速度および中空糸端面から出口ヘッダへの流出速度は、中空糸内の透析効率を予測するのみならず、MRIによる測定など他の中空糸内の流れ測定から得られる計測結果を定量化する上でも重要である。少なくとも、本手法におけるMRIによる計測から得られる結果は間接計測値であるため、PIVによる計測から得られる結果から、速度の直接計測値を提供できれば、その検定結果を基に、MRIによる血液を作動流体とした速度分布の定量化が可能となるからである。

結果に示す通り、PIVによる計測では、壁の極近傍の流れの可視化が困難であるため、中空糸端面内への流入速度

あるいは中空糸端面からの流出速度は外挿補間により推測した。しかしながら、中空糸端面内への流入流れは、入口ヘッダ内に渦が形成され、位置により流速が急激に変化するため、図 10(c)に示すように、仮に、流入速度すなわち第 0 プロットの速度分布を、第 2 プロットおよび第 1 プロットから推測したとしても、速度分布のばらつきが大きくなり、現状では信頼性に乏しい。

一方で、中空糸端面からの流出流れは、流れが一様であるため、図 11(a)に示すように、流出速度すなわち第 0 プロットの速度分布を、第 2 プロットおよび第 1 プロットから推測すると、速度分布のばらつきが小さく、ある程度信頼性のある分布が得られる。しかしながら、第 0、第 1 および第 2 プロットはほぼ同じ速度分布であり、誤差が増幅されがちな予測による第 0 プロットの分布よりも、実測した第 1 プロットの方が確実なデータであると考えられる。

以上より、PIVによる計測から得られるその検定のための信頼性に足る唯一のデータは、現状、出口ヘッダの中空糸端面からおよそ 0.44 mm の領域の平均速度に近似できる中空糸端面からの流出速度ということになる。これは、本手法におけるMRIによる計測から得られるその検定のための信頼性に足る唯一のデータが、結果に述べた通り、出口ヘッダの中空糸端面内の流出速度であることに対応する。

5. 結 論

1) PIVによるダイアライザのヘッダ内の流れ測定において、可視化用の原寸模型、および 64 wt% のよう化ナトリウム水溶液 90 wt% とグリセリン 10 wt% とを混合した作動流体を用いれば、実際の血液流れと同じ駆動流量条件で、流れはほぼ同一になる。

2) ダイアライザの入口ヘッダにおける流れは、送血チューブから噴流が流れ込み、中空糸中央表面にぶつかった後、外側に向い、ヘッダの端から 3 分の 1 程度の半径位置を中心に渦が生じる。一方で、出口ヘッダにおける流れは、中空糸端面から一様な速度で流れ出した流れが、ヘッダの狭窄とともに加速し、送血チューブに流れ出る。

3) MRIによる比較結果から、上記作動流体を用いた流れ測定の結果は、血液を用いた流れ測定の結果とほぼ同じである。

4) ダイアライザ内の流れ計測において、MRIによる計測から得られる出口ヘッダにおける中空糸内の速度分布の結果は、PIVによる計測から得られる出口ヘッダにおける中空糸端面付近の速度分布の結果により定量化できる。

謝辞 本研究を進めるにあたり、協力頂いた日機装(株)の塚本雄貴氏、中尾通治氏および林清秀氏に謝意を表します。また、実験および解析に協力された産業技術総合研究所の折田豊樹氏、ならびに実験に協力された東京理科大学

大学院生の児玉卓之，杉山大介，千田高寛の各君に謝意を表す。

文 献

1. Ofsthun NJ, Leypoldt JK: Ultrafiltration and backfiltration during hemodialysis. *Artif Organs*. **19**: 1143-1161, 1995.
2. Agishi T, Ota K, Nose Y: Is hollow fibre occlusion due to maldistribution of blood? *Proc Eur Dial Transplant Assoc*. **12**: 519-525, 1975.
3. Ishiwata K, Yamamoto K, Kohori F, Sakai K, Fukuda M, Hiyoshi T: Technical evaluation of dialysate flow in a hollow fiber dialyzer. *J Artif Organs*. **5**: 251-256, 2002.
4. Ronco C, Brendolan A, Crepaldi C, Rodighiero M, Scabardi M: Blood and dialysate flow distributions in hollow-fiber hemodialyzers analyzed by computerized helical scanning technique. *J Am Soc Nephrol*. **13** (Suppl 1): S53-S61, 2002.
5. Sakai Y, Wada S, Matsumoto H, Suyama T, Ohno O, Annno I: Nondestructive evaluation of blood flow in a dialyzer using X-ray computed tomography. *J Artif Organs*. **6**: 197-204, 2003.
6. Zhang J, Parker DL, Leypoldt JK: Flow distributions in hollow fiber hemodialyzers using magnetic resonance fourie velocity imaging. *ASAIO J*. **41**: M678-M682, 1995.
7. Poh CK, Hardy PA, Liao Z, Huang Z, Clark WR, Gao D: Effect of flow baffles on the dialysate flow distribution of hollow-fiber hemodialyzers: a noninvasive experimental study using MRI. *J Biomech Eng*. **125**: 481-489, 2003.
8. Suzuki Y, Kohori F, Sakai K: Computer-aided design of hollow-fiber dialyzers. *J Artif Organs*. **4**: 326-330, 2001.
9. 大須賀敏明, 池平博夫, 小島隆行, 本間一弘, 山根慎滋, 内藤秀宗: 中空糸透析器の流動シミュレーション. *情報処理学会論文誌*. **43** (8): 2687-2696, 2002.
10. 可視化情報学会編: PIVハンドブック. 森北出版, 東京, 2002, pp. 1-12.
11. Schiller L: Untersuchung über laminare und turbulente Strömung. *Z Ang Math Mech*. **2**: S.96, 1922.
12. 桜井昭雄, 中島 健, 松本隆一: LDVによるバンドル内の流れの計測. *日本機械学会講演論文集*. **814** (5): 62-64, 1981.
13. 西田正浩, 山根隆志, B. Asztalos: 遠心血液ポンプ内流れの可視化定量解析. *機械技術研究所所報*. **52**: 74-92, 1998.
14. Cooney DO (権藤晋一郎訳): 医工学. アイピーシー, 東京, 1984, p. 30.
15. Baldwin JT, Deutsch S, Geselowitz DB, Tarbell JM: LDA Measurements of mean velocity and Reynolds stress fields with in an artificial heart ventricle. *J Biomech Eng*. **116**: 190-200, 1994.
16. 小林敏雄, 佐々木伸夫, 石原智夫, 佐賀徹雄, 上村康幸: 可視化技術と画像処理技術の円柱まわり流れへの適応. 流れの

可視化. **2** (Suppl): 41-46, 1982.

17. 石川 徹: MRIの原理と応用. 通商産業研究社, 東京, 1999, pp. 48-53, pp.107-118.
18. Bradley W, Waluch V, Lai K, Fernandez E, Spalter C: The appearance of rapidly flowing blood on magnetic resonance images. *Am J Roentgenol*. **143**: 1167-1174, 1984.

西田 正浩 (ニシダ マサヒロ)

1995年慶應義塾大学大学院理工学研究科博士課程生体医工学専攻修了。同年博士（工学）。同年工業技術院機械技術研究所入所。2001年組織改編により産業技術総合研究所。現在、産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門人工臓器・生体材料グループ主任研究員。主に循環器系医療機器（人工心臓，ダイアラライザ等）内の実験／数値流体力学解析および設計評価に従事。



日本エム・イー学会，日本機械学会，可視化情報学会，ライフサポート学会，日本人工臓器学会，国際人工臓器学会，米人工臓器学会，各会員。

本間 一弘 (ホンマ カズヒロ)

昭和51年工学院大学工学部電気工学科卒業。昭和53年同大学大学院修士課程修了。現在は独立行政法人産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門医用計測グループに所属し，東京大学医学部大学院および茨城県立医療大学の非常勤講師を兼任。医用画像工学（画像再構成，画像処理，画像表示），MRI技術の研究に従事。



電子通信情報学会，日本医用画像工学会，日本磁気共鳴医学会，日本医学放射線学会などの会員。

沼野 智一 (ヌmano トモカズ)

平成15年茨城県立医療大学保健医療科学研究科修了。現在，日本大学大学院理工学研究科博士後期課程在学中。平成8年医療法人社団圭春会小張総合病院診療放射線技師。平成15年（独）産業技術総合研究所非常勤職員，現在に至る。MRIパルスシーケンスの開発（特に拡散強調画像パルスシーケンス）などの研究に従事。



日本エム・イー学会，日本磁気共鳴医学会，日本放射線技術学会，日本医学物理学会などの会員。