

# ダブルルーメンカテーテルの最適設計に関する CAE 的手法の導入

— Application of CAE methods for optimum design of double lumen catheters —

丸下 洋一<sup>1</sup>・石垣 秀記<sup>1</sup>・本橋 由香<sup>1</sup>・佐藤 敏夫<sup>1</sup>  
竹内 真一<sup>1</sup>・阿岸 鉄三<sup>2</sup>

(2012 年 3 月 6 日 受理)

キーワード:

ダブルルーメンカテーテル、CAE、再循環、脱血 - 返血孔間距離、PIV

## 1. はじめに

従来、急性腎不全あるいは慢性腎不全の急性増悪時の緊急透析や維持血液透析患者の内シャント閉塞に対し、その一時的バスキュラーアクセスとしてダブルルーメンカテーテル (DLC) が用いられてきた<sup>(1)</sup>。しかし、我が国では維持血液透析患者の高齢化や長期予後の改善に伴い、自己血管の荒廃といったバスキュラーアクセストラブルが増加しており、そのためより長期に DLC を使用することが求められている。さらに、血漿交換療法や免疫吸着療法、脂質吸着療法など体外循環を必要とする治療法が開発され、DLC をより長期間留置する機会が増加すると共に、CHDF 療法が確立して DLC を 24 時間安定して連続使用できる機能が求められている<sup>(2)</sup>。DLC 留置後のトラブルとしては、脱血不良、血栓形成、血管閉塞、感染、浮腫などが挙げられるが、最も問題となるのは脱血不良による血液浄化療法の中絶である<sup>(3)</sup>。脱血不良の原因としては、カテーテル内血栓、へばりつき現象、フィブリン鞘の形成や静脈内血栓などが挙げられ、これらのトラブルを防止する

ために、素材、断面構造 (隔壁二層型、同軸二層型)、先端形状 (サイドホール、エンドホール、コアクシャル)、脱血孔・返血孔の位置や数およびその間隔、カテーテル長さ、コーティング剤の有無とその種類などに工夫をこらした数多くの DLC が発売・臨床使用されている<sup>(2)</sup> が、必ずしも満足した結果が得られているとは言えない。また、カテーテルの選択については使用する医師の経験的な判断に委ねられることが多く、カテーテルの臨床評価も同一患者に同一条件で複数のカテーテルを比較検討するのは困難で、客観性に乏しいものになりがちである。そこで、模擬循環回路を用いることで、同一条件下で断面構造や先端形状、あるいは脱血孔・送血孔の位置や数、間隔が異なる複数の DLC に対して、へばりつき現象の発生や再循環について比較・検討した報告例<sup>(4)</sup> もあるが、市販の DLC を使用しているため、例えば純粋に脱血 - 返血孔間距離による影響だけを調べようとしても、先端形状などその他のパラメータも異なっている場合が多く、純粋に 1 つのパラメータが及ぼす影響について調べたとは言えない側面があった。

<sup>1</sup> Yoichi Marushita, Hideki Ishigaki, Yuka Motohashi, Toshio Sato and Shinichi Takeuchi : Graduate School of Engineering, Tooin University of Yokohama, 1614 Kurogane-cho, Aoba-ku, Japan 225-8503

<sup>2</sup> Tetsuzo Agishi : Faculty of Medicine, Oita University

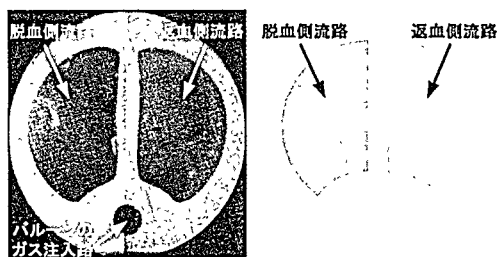
一方、工業分野の製品開発においては、試作品をつくる前に多くの条件についてコンピュータ上でシミュレーションを行うことで主要な設計パラメータを見出し、さらにそれらの変化が製品性能にどのような影響を及ぼすかを明らかにすることで設計パラメータの最適値を見出すCAE (Computer Aided Engineering) が導入されている。そこで本報告では、現時点で把握されているDLCの問題点を効率的に解決していくための手法の1つとして、DLCの各パラメータの最適値の決定にCAEを導入することについて検討した。ここではその具体例としてサイドホール型DLCの脱血流量及び脱血-返血孔間距離がDLC周辺の血液流れに与える影響について理論的及び実験的に検討した。

## 2. 実験方法

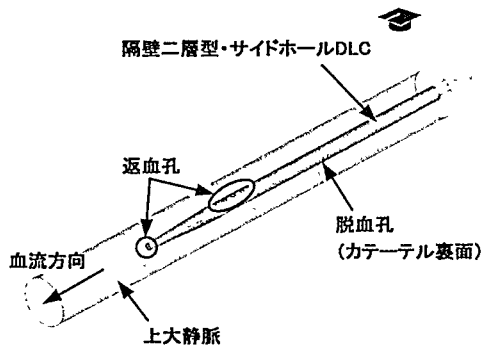
### 2.1 有限要素法 (FEM) によるDLCの流れ解析

日本透析医学会のガイドラインによれば、DLCの留置は右内頸静脈アプローチが最も良いとされている<sup>(5)</sup> ことから、ここでは右内頸静脈からアプローチし、その先端部を上大静脈に留置した場合を想定してDLCの流れ解析を試みた。本報告では、この流れ解析に汎用熱流体解析ソフトウェア ANSYS CFX (サイバネットシステム) を使用した。

解析対象となるDLCには、隔壁二層型・サイドホールのブラッドマックス (ニプロ) を取り上げた。このDLCは、脱血孔と返血孔の間に取り付けられたバルーンを膨らませることで血管内スペースを保持し、へばりつき現象による脱血不良を防止できるバルーン付きDLC (B-DLC) である<sup>(6)</sup> が、この解析ではバルーンは膨らませなかった。上大静脈の内径は12mmとし、そこに実物と同じ外径3.5mmのDLCを挿入したFig.1に示す解析モデルを作成した。DLC内には、脱血側及び返血側流路として、それぞれ内径2mmの半月状流路を作成した。また、DLC先端から



(a) DLC 断面図 (左は実物、右は解析モデル)



(b) 上大静脈に留置したDLC解析モデル

Fig.1 隔壁二層型・サイドホールDLCの解析モデル

56mmの位置を基準に直径1.2mmの脱血孔を中枢側に向かって2.7mm間隔ごとに3個配置した。一方、返血孔としては、DLC先端に直径1.4mmの孔と、先端から23mmの位置を基準に直径1.2mmの孔を2.7mm間隔ごとに3個配置した。

解析結果はあくまで実物を近似的にモデル化して求めたものであり、必ず誤差が存在することから、CAEによる解析結果の値を実際のDLCの設計に用いるためには、実験結果との比較によって解析結果の検証を行う必要がある。本報告では解析結果の検証を行う指標として再循環率に着目した。過去に血管内血流量が少なくなるほど、脱血流量が多くなるほど再循環率が高くなるという実験結果が報告<sup>(7)</sup> されていることから、ここでは意図的に再循環率が高くなるように血流量を通常の大静脈血流量に比べて低い400ml/minと設定した。また、脱血流量は150、200、250、300ml/minと変化させた。さらに、

DLC の接続方法も通常の順接続の他に、より顕著に再循環が発生する逆接続についても解析を行った。血管内を流れる流体は、質量濃度 100% の塩化ナトリウム (NaCl) 水溶液とした。血管内および DLC 内を流れる流体はニュートン流体と仮定し、その粘性率は実験結果との比較を行うことを考慮して、25℃の水の粘性率 (0.897mPa・s) に設定した。一方、脱血されてダイライザで浄化された後、返血孔から再び血管内に流出する流体は水 (濃度 0% の NaCl 水溶液と同義) とした。この返血孔から流出した水の一部が脱血孔に再度流れ込む再循環の発生を解析するためには NaCl 水溶液の拡散係数が必要であるが、ここでは平均拡散係数として  $1.6 \times 10^{-5} \text{cm}^2/\text{s}$  (25℃) と定義した<sup>(8)</sup>。再循環が発生しなければ、脱血側流路内では NaCl 水溶液の濃度が 100% になるはずであるが、返血孔から水を流出させているため、再循環が発生すれば脱血孔で水と混じり合い、その結果、脱血側流路内の NaCl 水溶液濃度は低下する。

日本透析医学会のガイドラインによれば、ダイライザの動脈側サンプルポートにおける溶質の濃度を A、静脈側の濃度を V、血管内の濃度を S として、再循環率 R は (1) 式より計算できる<sup>(5)</sup>。

$$R = \frac{S-A}{S-V} \times 100 [\%] \quad (1)$$

解析では血管内を流れる NaCl 水溶液濃度 S は 1 (100%) であり、返血孔から血管内に流出する NaCl 水溶液濃度 V は 0 (0%) であることから、脱血側流路における NaCl 水溶液濃度 A を計算し、それを血管内を流れる NaCl 水溶液濃度 S (=1.0) から引いた  $R = (1 - A) \times 100 [\%]$  で再循環率 R を求めた。

## 2.2 脱血 - 返血孔間距離が再循環率に与える影響

次に、脱血 - 返血孔間距離  $L_{AV}$  が再循環率に与える影響を調べるために、 $L_{AV}$  が異なる解析モデルの作成を行った。まず、DLC 先端から 21mm の位置を基準に直径 1.2mm の返

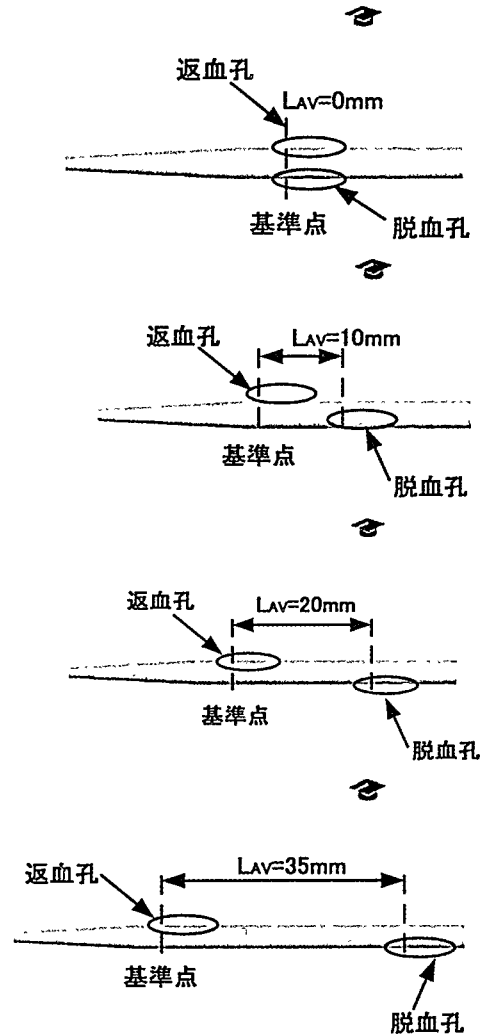


Fig.2 各脱血・返血孔間距離  $L_{AV}$  ごとの解析モデル

血孔を中枢側に向かって 2.7mm 間隔ごとに 3 個配置した。次に、脱血孔として返血孔を配置した面の反対面に DLC 先端から 21mm の位置を基準に直径 1.2mm の脱血孔を 2.7mm 間隔ごとに 3 個配置した。この状態では、返血孔のちょうど反対側に脱血孔が位置することになるが、この距離を脱血 - 返血孔間距離  $L_{AV}=0\text{mm}$  とした。次に、返血孔は固定して DLC 先端から 31mm の位置を基準に直径 1.2mm の脱血孔を 2.7mm 間隔ごとに 3 個配置したモデルを作成し、これを  $L_{AV}=10\text{mm}$

とした。以下、同様にして DLC 先端から 41mm の位置を基準に脱血孔を配置したモデルを  $L_{AV}=20\text{mm}$ 、DLC 先端から 56mm の位置を基準に脱血孔を配置したモデルを  $L_{AV}=35\text{mm}$  とした。ちなみに  $L_{AV}=35\text{mm}$  が、市販されているブラッドマックスの脱血-返血孔間距離に相当する。

### 2.3 シングルパス方式による模擬循環回路を用いた再循環率 R の評価

DLC の流れ解析から得られた解析結果の検証のため、Fig.3 に示すシングルパス方式の模擬循環回路を用いた再循環率 R の評価実験を行った。DLC を留置する模擬血管には上大静脈を模擬して内径 12mm の塩化ビニル製チューブを使用した。この模擬血管内に定流量ポンプを用い、あらかじめ温度 25℃、濃度 0.005% に調整したビタミン B<sub>2</sub> (VB<sub>2</sub>) 水溶液を解析と同じ 400ml/min の流量で流した。DLC はその先端部が模擬血管の中心に位置するように挿入し、脱血孔及び返血孔に血液回路を接続した。DLC の脱血流量は多人数透析用患者監視装置 (DCS-72、日機装) のローラーポンプを使って解析と同様に 150、200、250、300ml/min と変化させた。また、透析液には水を用い、その流量は 500ml/min とした。そして、模擬血管内や血液回路内の VB<sub>2</sub> 水溶液の流れの状態が安定する透析開始から 3 分後にダイアライザの動脈側 (A) および静脈側 (V) サンプリングポートからそれぞれサ

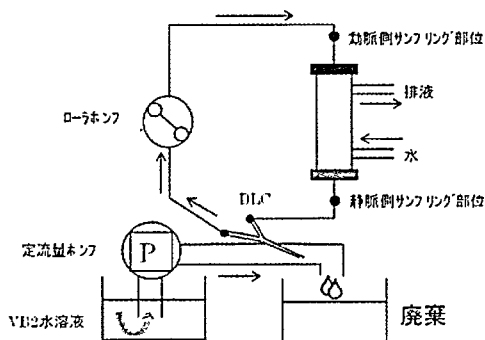


Fig.3 シングルパス方式による模擬循環回路

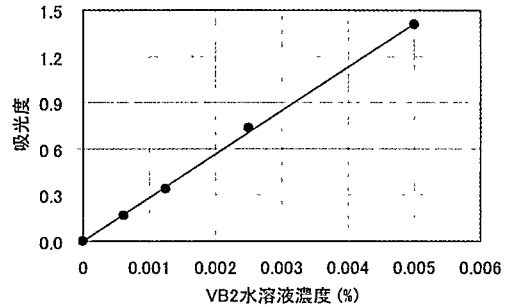


Fig.4 VB<sub>2</sub>水溶液濃度と吸光度の関係を表す校正曲線

ンプル溶液を採取し、そのサンプル溶液の濃度から、(1)式に従って R を求めた。S はあらかじめ調整した VB<sub>2</sub> 水溶液濃度を表す。ここでは、分光光度計 (UVmini-1240、島津製作所) を使って VB<sub>2</sub> 水溶液の吸光度を測定し、あらかじめ作成しておいた吸光度と VB<sub>2</sub> 水溶液濃度の関係を表す Fig.4 の校正曲線から各サンプリングポートにおける VB<sub>2</sub> 水溶液濃度を求めた。また、DLC の接続は順接続と逆接続の両方について行い、それぞれ同様の条件下で各脱血流量に対して 10 回ずつ測定を行って R を求めた。

次に、解析と同様に DLC の  $L_{AV}$  を変更するため、まず、DLC 先端から 56mm の位置を基準に中枢側に向かって 2.7mm 間隔ごとに 3 個開いている既存の脱血孔を粘着テープを巻いて塞いだ。そして、DLC 先端から 21mm の位置を基準に直径 1.2mm の脱血孔を中枢側に向かって 2.7mm 間隔ごとに電動ドリルを使って 3 個開けた。これは  $L_{AV}=0\text{mm}$  の解析モデルに対応する。以下、同様にして  $L_{AV}=10\text{mm}$ 、20mm、35mm (DLC 本来の脱血-返血孔間距離に相当) のモデルに対応する DLC を作製した。また、この時の DLC の脱血流量は 200ml/min とした。

### 2.4 粒子画像流速測定法 (PIV) を用いた DLC 周辺の流れの可視化

FEM による流れ解析結果の検証法の一つとして PIV による流れの可視化がある。PIV

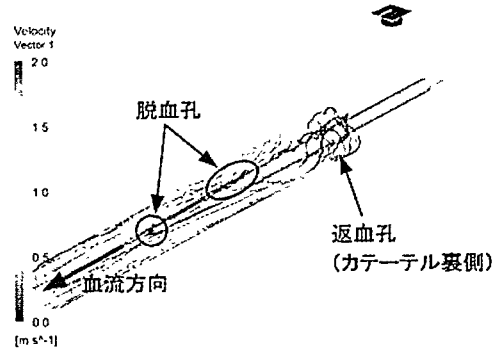
は流れの中に識別可能な微粒子（トレーサ）を混入し、その動きを画像として撮影して個々の微粒子の移動距離と撮影時間間隔から速度や速度ベクトルを推定する方法である。

2-3 節の模擬循環回路の模擬血管内に挿入した DLC の下方からレーザー光源 (G5000、カトウ光研) によって出力 5W のシート状レーザー光を照射した。模擬血管内には温度 25℃ の水を 400ml/min の流量で循環させ、その中に平均粒子径 50 $\mu$ m のアルミ粉末からなる微粒子を混入して、シート状レーザー光による模擬血管の流れ方向の断面画像を高速度カメラ (k-III、カトウ光研) で撮影した。

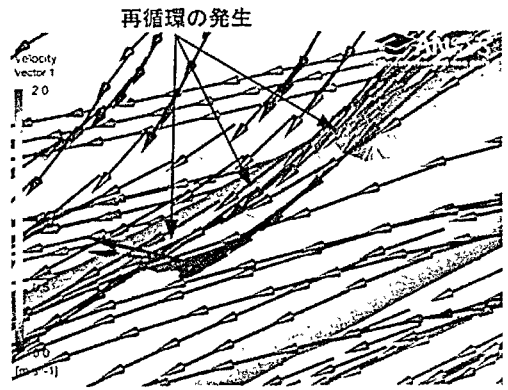
### 3. 実験結果

#### 3.1 脱血流量が再循環率に与える影響

解析結果の一例として、DLC の接続を逆接続、脱血流量を 200ml/min とした時の流速ベクトル図を Fig.5 に、濃度コンター図を Fig.6 にそれぞれ示す。これを見ると、返血孔（順接続時には脱血孔）から血管内に流れ出た水 (NaCl 濃度 0%) の一部が、再び脱血孔（順接続時には返血孔）に流れ込む再循環が発生し、脱血側流路における NaCl 水溶液濃度が 100% から低下している様子が確認できる。次に、脱血側流路における NaCl 水溶液濃度の経時変化を Fig.7 に示す。最初に脱血側流路には水が入っているものとし、血管内流路を流れる濃度 100% の NaCl 水溶液が脱血孔から流れ込むのにしたがって、脱血側流路の NaCl 水溶液濃度は徐々に上昇し、再循環がなければ最終的に濃度は 100% になるはずである。しかし、この結果を見ると再循環の発生のため、各流量における最終的な NaCl 水溶液濃度は 100% にはならない。各脱血流量における再循環率の計算結果  $R_{FEM}$  を Fig.8 実線で示す。このとき  $R_{FEM}$  の計算には、経時的に脱血側流路における NaCl 水溶液濃度が一定値に落ち着く脱血孔への流れ込み開始から 3.5 秒経過後の値を用いた。これを見ると逆接続時の脱血流量



(a) DLC 全体の流速ベクトル図



(b) 脱血孔付近の流速ベクトル図

Fig.5 逆接続・脱血流量 200ml/min 時の流速ベクトル図

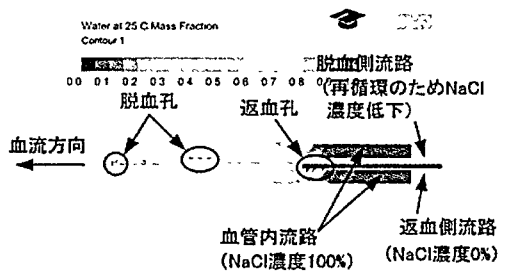


Fig.6 逆接続・脱血流量 200ml/min 時の濃度コンター図

150ml/min 時には  $R_{FEM}=25.4\%$ 、200ml/min 時には  $R_{FEM}=31.0\%$ 、250ml/min 時には  $R_{FEM}=36.8\%$ 、300ml/min 時には  $R_{FEM}=40.6\%$  と脱血流量の増加に伴い、 $R_{FEM}$  も上昇する傾向が見られた。一方、順接続時には脱血流量の増加に伴う  $R_{FEM}$  の上昇は見られず、ほぼ

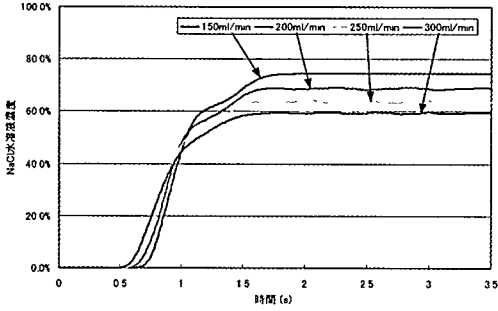


Fig.7 逆接続時の脱血側流路における NaCl 水溶液濃度の経時変化

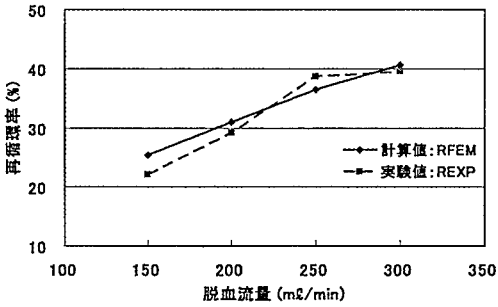


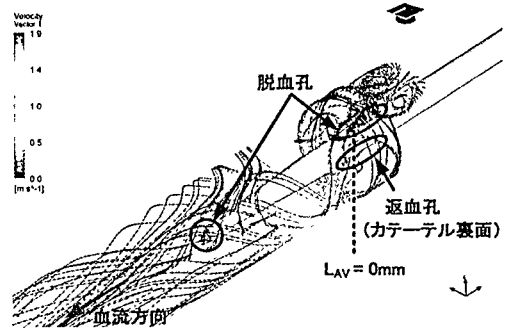
Fig.8 逆接続時の各脱血流量における再循環率  $R_{FEM}$  と  $R_{EXP}$  の比較

0% で一定であった。

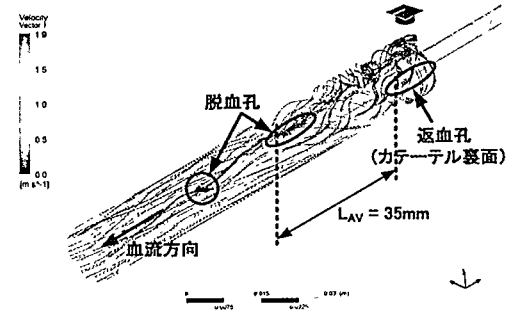
DLC の接続を逆接続とし、脱血流量を変化させたときの再循環率の実験結果  $R_{EXP}$  を Fig.8 破線で示す。この結果を見ると、各脱血流量において再循環が発生しており、脱血流量 150ml/min 時には  $R_{EXP}=22.1\%$ 、200ml/min 時には  $R_{EXP}=29.1\%$ 、250ml/min 時には  $R_{EXP}=38.6\%$ 、300ml/min 時には  $R_{EXP}=39.6\%$  と脱血流量の増加に伴い  $R_{EXP}$  も上昇することが確認できた。一方、順接続時には脱血流量の増加に伴う  $R_{EXP}$  の上昇は見られず、ほぼ 0% で一定であった。

### 3.2 脱血 - 返血孔間距離が再循環率に与える影響

解析結果の一例として、DLC の接続を逆接続、 $L_{AV}=0\text{mm}$  及び 35mm の時の流速ベクトル図を Fig.9 に、濃度コンター図を Fig.10 にそれぞれ示す。これを見ると、 $L_{AV}=0\text{mm}$  及



(a)  $L_{AV} = 0\text{mm}$



(b)  $L_{AV} = 35\text{mm}$

Fig.9 逆接続で  $L_{AV}$  を変化させた時の流速ベクトル図

び 35mm の両者とも返血孔 (順接続時には脱血孔) から血管内に流れ出た水 (NaCl 濃度 0%) の一部が DLC の反対側に回り込んで、再び脱血孔 (順接続時には返血孔) に流れ込む再循環が発生し、脱血側流路における NaCl 水溶液濃度が 100% から低下している様子が確認できる。次に、各  $L_{AV}$  における再循環率の計算結果  $R_{L-FEM}$  を Fig.11 実線で示す。これを見ると逆接続で血流量 400ml/min、脱血流量 200ml/min の条件下、 $L_{AV}=0\text{mm}$  時には  $R_{L-FEM}=18.6\%$ 、 $L_{AV}=10\text{mm}$  時には  $R_{L-FEM}=25.8\%$ 、 $L_{AV}=20\text{mm}$  時には  $R_{L-FEM}=29.9\%$ 、 $L_{AV}=35\text{mm}$  時には  $R_{L-FEM}=32.3\%$  と  $L_{AV}$  の増加に伴い、 $R_{L-FEM}$  は上昇する傾向が見られた。一方、順接続では  $L_{AV}=0\text{mm}$  の時のみ  $R_{L-FEM}=5\%$  となったが、それ以外の  $L_{AV}$  に対しては  $R_{L-FEM}=0\%$  であった。

DLC の接続を逆接続とし、 $L_{AV}$  を変化させ

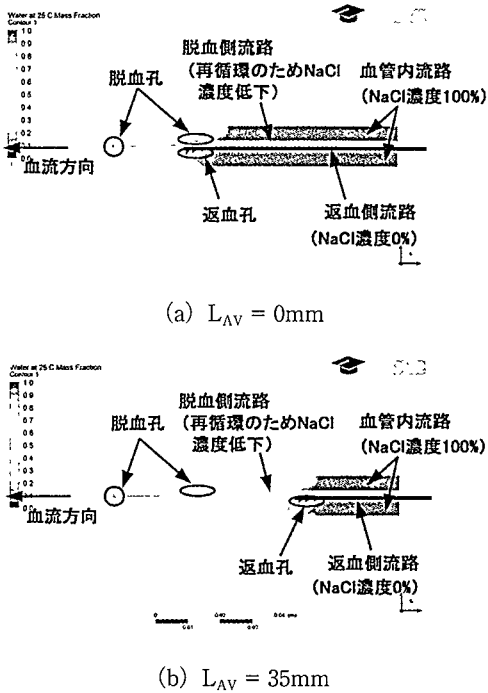


Fig.10 逆接続で  $L_{AV}$  を変化させた時の濃度コンター図

た時の再循環率の実験結果  $R_{L-EXP}$  を Fig.10 破線で示す。  $L_{AV}=0\text{mm}$  時には  $R_{L-EXP}=16.3\%$ 、  $L_{AV}=10\text{mm}$  時には  $R_{L-EXP}=23.4\%$ 、  $L_{AV}=20\text{mm}$  時には  $R_{L-EXP}=28.8\%$ 、  $L_{AV}=35\text{mm}$  時には  $R_{L-EXP}=30.9\%$  と  $L_{AV}$  の増加に伴い、  $R_{L-EXP}$  は上昇する傾向が見られた。一方、順接続では  $L_{AV}=0\text{mm}$  の時のみ  $R_{L-EXP}=5\%$  となったが、それ以外の  $L_{AV}$  に対しては、  $R_{L-EXP}=0\%$  であった。

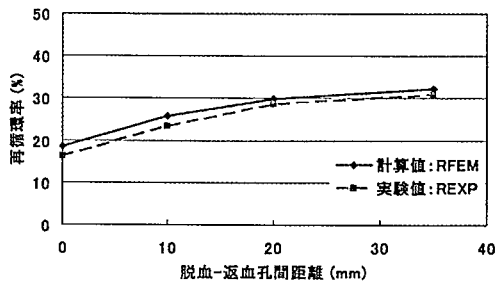


Fig.11 逆接続時の各  $L_{AV}$  における再循環率  $R_{L-FEM}$  と  $R_{L-EXP}$  の比較

### 3.3 PIV を用いた DLC 周辺の流れの可視化結果

PIV によって得られた逆接続時の DLC 返血孔（順接続時には脱血孔）付近の流れの可視化結果を Fig.12 に示す。血流量は  $400\text{ml}/\text{min}$ 、脱血流量は  $200\text{ml}/\text{min}$  で、  $L_{AV}=35\text{mm}$  である。これを見ると、返血孔から勢いよく流出し、模擬血管壁に当たった流れは、反対側にある脱血孔（順接続時には返血孔）に向かって流れ、それが再度脱血孔に流れ込むことで再循環が発生する様子が観察できる。

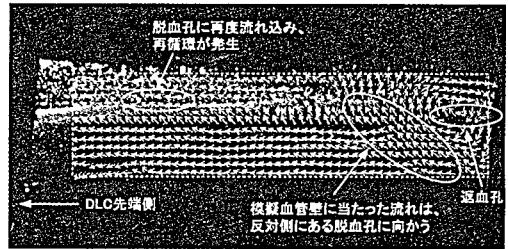


Fig.12 逆接続時の PIV による模擬血管内に挿入した DLC 周辺の流れの可視化結果

## 4. 考察

### 4.1 脱血流量と再循環率の関係

逆接続時の各脱血流量における  $R_{FEM}$  と  $R_{EXP}$  を比較した Fig.8 の結果を見ると、両者とも脱血流量の増加に伴い、再循環率  $R$  も上昇する傾向が見られた。これは、狭窄や血栓形成などの理由で DLC を留置した静脈血管内を流れる血流量が低下すると、脱血流量の増加に伴って再循環率も上昇するという臨床報告<sup>(9)</sup> と定性的に良く一致する。また、両者の差も概ね  $\pm 3\%$  以内に収まり、今回の結果は定量的にも良く一致した。CAE を用いてシミュレーションを行う場合、その解析精度は実際の製品形状にどれだけ近い解析モデルを作成できるかに大きく依存する。本報告で検討した隔壁二層型・サイドホール DLC は形状が簡単で、ほぼ実際の製品形状に忠実なモデルを作成することができた。また、製

品性能を把握するためのシミュレーションを行う場合、実際に製品が使用される条件にあった解析パラメータを設定することが必要であるが、ここでは血流量や脱血流量といったパラメータを正確に設定することができた。解析ではモデル内に NaCl 水溶液を流したが、実験で実際に流した VB2 水溶液の濃度が 0.005% と小さく、分子量の違いが流れに影響を与えなかったことと、水溶液の粘度もほぼ水と同じであったことなども解析と実験結果が定量的にも良く一致した原因と考えられる。

#### 4.2 脱血 - 返血孔間距離と再循環率の関係

過去の報告例を見ると、DLC の脱血不良によってやむを得ず逆接続にて血液浄化を継続する場合、側面に位置する脱血孔が返血孔の反対側に位置し、 $L_{AV}$  が長い DLC を用いることが  $R$  を低く保つために有効であるとの報告<sup>(10)</sup>がある。しかし、Fig.11 の結果を見ると、逆接続時には  $L_{AV}$  の増加とともに  $R_{L-EXP}$  も増加し、 $L_{AV}$  が 20mm を超えるとほぼ一定値となる実験結果が得られた。この報告例では、 $L_{AV}$  が異なるサイドホール型 DLC として 2 種類、エンドホール型については 3 種類について比較を行っている。しかし、どれも市販の DLC を使っているため、同じサイドホール型、エンドホール型でも  $L_{AV}$  の他に先端形状にも違いが見られ、純粋に  $L_{AV}$  の影響についてだけ検討したとは言えない面があった。一方、本報告では 1 種類のサイドホール型 DLC の脱血孔を加工することで  $L_{AV}$  のみ変化させていったことから、純粋に  $L_{AV}$  が  $R$  に与える影響だけについて調べたものと言える。Fig.9 に示した流れ解析の結果を見ると、逆接続時に返血孔から流れ出た水が血管壁にあたり、そこで跳ね返った流れが DLC の反対側に回り込み、脱血孔に再度流れ込むことで再循環が発生する様子がわかる。これが逆接続時における再循環発生の主な原因であるとすると、脱血孔が返血孔のちょうど反対側に位置する  $L_{AV}=0\text{mm}$  では、返血孔から

流れ出た水が反対側の脱血孔にまで回り込む余裕がなく、そのために  $R_{L-EXP}$  が最も小さくなったと考えられる。そして、 $L_{AV}$  が長くなるほど反対側に回り込む量が増えて  $R_{L-EXP}$  は増加していくが、ある程度  $L_{AV}$  が長くなると回り込みも一段落し、血管内全体にわたって濃度が均一になることから  $R_{L-EXP}$  も一定値に落ち着くものと考えられる。この結果からは逆接続時には  $L_{AV}$  が短いほど、 $R$  は小さくなると言える。一方、順接続時には  $L_{AV}=0\text{mm}$  で最も  $R_{L-EXP}$  が大きく、それ以上の  $L_{AV}$  については  $R_{L-EXP}=0$  であったことから、順接続時には  $L_{AV}$  が長くなると  $R$  は小さくなる。これは、過去の報告例<sup>(10)</sup>とも一致する。これらの結果を踏まえて言えることは、例えば  $L_{AV}=10\text{mm}$  とすれば、順接続時には  $R$  は 0 で、逆接続時にも低く  $R$  を抑えることができる。すなわち、これまでは単純に  $L_{AV}$  は長い方が良いと言われており、確かに順接続での使用のみを考えればその考え方に間違いはないが、 $L_{AV}$  をある程度以上長くしてもそれ以降は  $R$  が一定値になる閾値が存在することと、脱血不良時にやむを得ず逆接続で治療を継続しなければならない状況でも  $R$  はできるだけ小さく抑えたいということを想定すると、 $L_{AV}$  には最適値が存在する可能性がある。

次に、Fig.11 の結果から  $R_{L-FEM}$  と  $R_{L-EXP}$  を比較して見ると、両者とも  $L_{AV}$  の増加に伴い、 $R$  も増加する傾向が見られる。また両者の差も概ね 2% 以内に収まり、今回の流れ解析の結果は定量的にも良く一致した。本報告では、解析結果を検証する目的で  $L_{AV}$  を変更した複数の DLC を作製したが、今後はコンピュータ上でシミュレーションを行う CAE によって、効率的に  $L_{AV}$  の最適値を決定できる可能性が見いだせた。

#### 4.3 PIV による流れの可視化結果との比較による流れ解析の検証

Fig.5 (a) に示した逆接続時に返血孔から流れ出る水の様子を見ると、最も DLC 先端に近い孔から最も強く水が流れ出ている結果



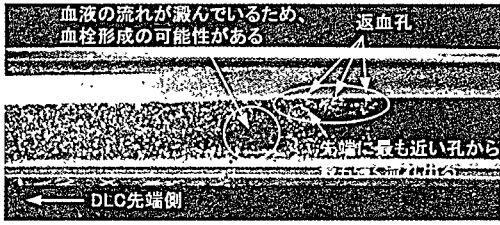


Fig.13 逆接続時のDLC返血孔付近における流れの可視化結果

が得られたが、Fig.13に示すPIVによる返血孔周辺の流れを可視化した結果も同様に先端に最も近い孔から最も強く水が流れ出ている。また、解析では返血孔のすぐ下流側に渦流が発生し、流れが滞っているが、これについても同様な結果がPIVの可視化結果から確認できる。このように本報告で検討したCAEは再循環率といったDLCの全体的な性能を表すパラメータだけでなく、局所的な部分における流れの特徴も良く説明できることが確認できた。

## 5. 結論および今後の展望

本報告では、現時点で把握されているDLCの問題点を効率的に解決していくための手法の1つとして、CAEの導入について検討した。具体例として、サイドホール型DLCの脱血流量及び脱血-返血孔間距離が再循環率に与える影響について検討したところ、解析と実験結果は定性的にも定量的にも良く一致し、DLCの開発・設計に対するCAEの有効性が確認できた。

現在、DLC留置後のトラブル発生の原因となる問題点は把握されているものの、その欠点をすべて解決したDLCは未だ見られず、さらには個々の問題点の解決のみならず総合的にDLCのもつ欠点を克服したオールマイティDLCの出現が望まれている<sup>(11)</sup>。それには、DLCの性能を左右する各パラメータが及ぼす影響を個別に一つずつ丹念に調べていく必要があるが、この作業を実験的に進めていくことは、時間と労力およびコストの点で

現実的ではなく、このことがオールマイティDLCの出現を拒んでいると思われる。しかし、本報告で検討したCAE的手法を導入すれば、パーソナルコンピュータ上で効率的に各パラメータの影響を評価できることから、今後のDLCの開発・設計に大きく貢献できるものと考えられる。

## 参考文献

- (1) 佐藤元美, 森田弘之, 天野 泉: ブラッドアクセスの種類-急性血液浄化用, ブラッドアクセスインターベンション治療の実際(編集 阿岸鉄三, 天野 泉), pp.18-25, 秀潤社, 東京, 1999.
- (2) 相馬 泉, 村上 淳: 血管アクセス-血液浄化用留置カテーテル, 臨床透析 2007;23(7): 265-278.
- (3) Kukita K, Uchida Y, Tamaki T, Meguro J, Yonekawa M, Kawamura A: Problems of double-lumen catheter used for blood purification and their improvement, J.Artif.Organs 2001; 4: 42-45.
- (4) 武蔵健裕: ダブルルーメンカテーテルにおける血管壁へばりつき現象に関する研究-へばりつき発生因子の実験的検討-, 透析会誌 2007; 40 (10): 851-858.
- (5) 社団法人 日本透析医学会: 慢性血液透析用バスキュラーアクセスの作製および修復に関するガイドライン, 透析会誌 2005;38(9): 1491-1551.
- (6) 久木田和丘, 小山内 誠, 安原満夫, 内藤昌明, 高橋慎人, 田中三津子, 高橋昌宏, 玉置透, 目黒順一, 米川元樹, 川村明夫: 血液透析用バルーン付きダブルルーメンカテーテルの長所と短所, 人工臓器 1998; 27 (1): 202-205.
- (7) Mark A.Little, Peter J.Conlon and John J.Walsh: Access Recirculation in Temporary Hemodialysis Catheters as measured by the Saline Dilution

Technique, Am.J.Kidney Dis. 2000;36 (6):  
1135-1139.

- (8) 社団法人 日本化学会：化学便覧基礎編，  
pp.604-605, 丸善株式会社，東京，1975.
- (9) 小野 淳一，佐々木 慎理，戸梶 めぐみ：  
Continuous Renal replacement therapy に  
おける Blood Access 再循環の検討，ICU と  
CCU 29 別冊号 2005：S161-S163.
- (10) 武蔵 健裕，焼廣 益秀，二宮 伸治，清水 希  
功：ダブルルーメンカテーテルにおけるバ  
スキュラーアクセス再循環増加因子の検討，  
医療工学雑誌 2008；2：17-24.
- (11) 久木田和丘，内田 泰至，増子 佳弘，堀江 卓，  
田中三津子，玉置 透，目黒 順一，米川 元樹，  
川村 明夫：血液浄化用ブラッドアクセスと  
してのダブルルーメンカテーテルの改良と  
問題点，人工臓器 2000；29 (2)：478-482.