

# 内シャント法における動静脈吻合部周りの拍動流シミュレーション

## Simulation of pulsatile flow around a side-to-end arteriovenous fistula.

奈良 侑画・戸田 和之

Yuga NARA and Kazuyuki TODA

慢性腎不全の患者が透析を行うためには、バスキュラーアクセスという特殊な血管を前腕に構築する必要があり、バスキュラーアクセスの中でも内シャント法が第一選択となっている。しかし、内シャント法による副作用として狭窄の発生が問題になっており、血行力学的要因が関係していると言われてきた。吻合部角度を変化させることで狭窄の発生を抑える試みが、これまで様々な研究者により取り組まれてきたが、静脈の柔軟性は考慮されていない。そこで、内シャント法を模擬した柔軟壁Y字管の2次元拍動流れを、数値流体力学手法(Computational Fluid Dynamics, CFD)を用いて再現し、速度分布と壁面せん断応力の関係や圧力損失を調べた。その結果、吻合部角度を上流側に傾けることで、流れの局所的な不規則が弱まり、せん断応力や圧力損失が小さくなったことより、狭窄の発生を抑えられる可能性が示唆された。

### 1. はじめに

人間は体内の電解質と水分の量を腎臓の機能によって調節する。しかし、慢性腎不全症を発症し、腎臓の機能が低下した状態に陥ると体内の電解質と水分の量を調整できなくなり、生命を維持することが困難となる。そこで、対症療法として血液浄化療法(以下、透析)が必要となる。透析を行うためには、高流量、高圧で、穿刺しやすい体表の血管が必要となるが、そのような血管は存在しない。そのため、Vascular Access(以下、VA)という特殊な血管が構築される。VAは動脈と静脈を直接接合することで、体表に分布する静脈内の流れを高流量、高圧である動脈流れに変化させるための特殊な血管である。VAには自己の血管を用いて作成するArteriovenous Fistula(以下、AVF)と人工血管を用いて作成するArteriovenous Graft(以下、AVG)の2種類があり、AVFが90%を占め<sup>1)</sup>、第一選択となっている。AVFは一般的に動脈の側面と静脈の端面を吻合する側端吻合(以下、内

シャント法)で構築される。その理由としては、吻合の容易さに加え、側側吻合等による吻合では様々な問題が報告されているからである<sup>2)</sup>。しかしながら、内シャント法でも局所的な血行動態の変化によってほとんどの人が晩期障害を起し、それは内膜過形成によって狭窄に繋がる<sup>3)</sup>。また、狭窄は具体的には停滞、分離、再循環などの不規則な流れによって発生しており、狭窄の発生頻度を抑えるためには、吻合部角度と吻合部周辺の数値分布の関係を深く理解する必要があると言われている<sup>3)</sup>。4)。そのために内シャント法内の流れのパターンを視覚化することで狭窄が発生しやすい領域を識別することが重要である<sup>5)</sup>。吻合部に着目した研究では、Van Trichtら<sup>6)</sup>は、in vivoとin vitro実験を用いて壁面せん断応力(WSS: wall shear stress)の計測を行い、狭窄と流れの関係を解明した。これに対して、Wan Anuarら<sup>7)</sup>やKoenら<sup>8)</sup>は数値流体力学手法(Computational Fluid Dynamics, 以下CFD)を用いて内シャント法に定常流を流し、吻合部角度、血管断面積を変化させることで圧力損失と速度分布を調べた。さらに、Ene-Lordacheら<sup>10)</sup>は、拍動流の圧力損失と速度分布に加え、血流の停滞度を測定した。しかし、静脈は外力の影響を受けやすいため、内シャント法によって静脈内の流れが高流量、高圧へと変化すると静脈壁が変動する可能性がある。そこで本研究

連絡先：戸田 和之 k-toda@cis.ac.jp

千葉科学大学大学院危機管理学研究科危機管理学専攻

Graduate school of Risk and Crisis Management, Chiba Institute of Science Graduate School

(2019年9月30日受付, 2019年12月13日受理)

では、静脈の柔軟性を考慮した研究の先駆けとし、内シャント法を模擬した柔軟壁Y字管の2次元拍動流れをCFDを用いて再現し、速度分布とWSSの関係、圧力損失を調べることで狭窄の発生頻度を低下させる可能性のある吻合部角度を検討する。

## 2. 内シャント法

腕内の血管部位を図1に示す。①～③は橈骨動脈における①近位動脈、②遠位動脈、③側副動脈であり、④～⑥は、橈側皮静脈における④近位静脈、⑤遠位静脈、⑥側副静脈となっている。内シャント法は、主に橈骨動脈-橈側皮静脈間で構築され、⑦が吻合部である。

## 3. 計算条件

### 3-1. 計算領域・計算格子

図1の⑦の吻合部周辺形状をもとに図2の計算領域を

設定した。吻合部角度は、垂直に吻合した場合(90°)と上流側に少し傾けた場合(60°)の2つを対象とした。動脈と静脈の径は、日本透析医学会の報告から3mmとした<sup>11)</sup>。この時、吻合部径は、90°の場合、3mm、60°の場合、3.4mmとなった。流出路については、境界条件が流路内に影響しないよう十分遠くに設定した。

これらの計算領域に対して、重合格子法<sup>12)</sup>を用いて図3の計算格子を作成した。重合格子法とは、複数の構造格子を用いて計算領域を形成する計算手法であり、ある格子系の境界の値をその格子点を取り囲む別の格子系から内挿して決める。そして、重合格子を用いることで、高精度な離散化が可能である構造格子を用いて複雑形状の計算を行うことができるといった利点がある。

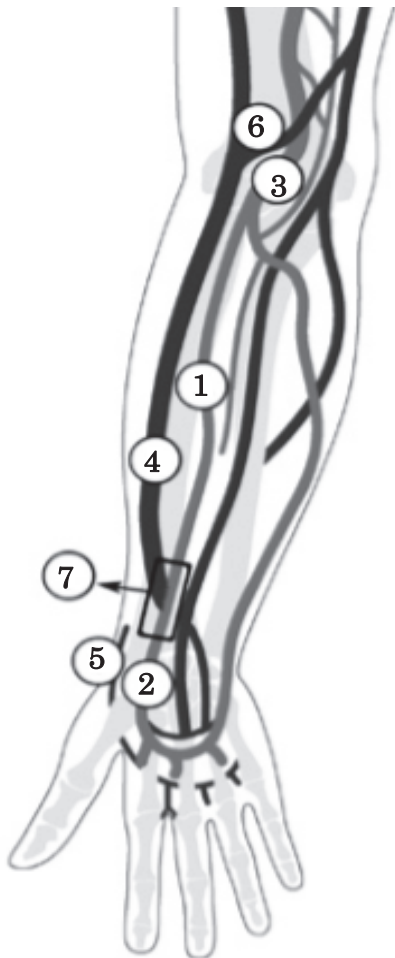


図1 内シャント法

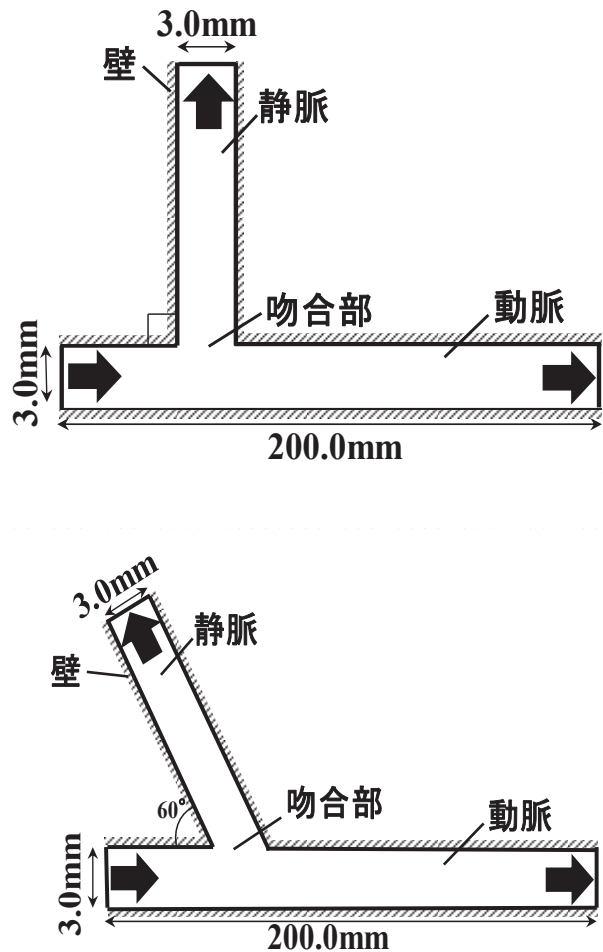


図2 計算領域(上:90°,下:60°)

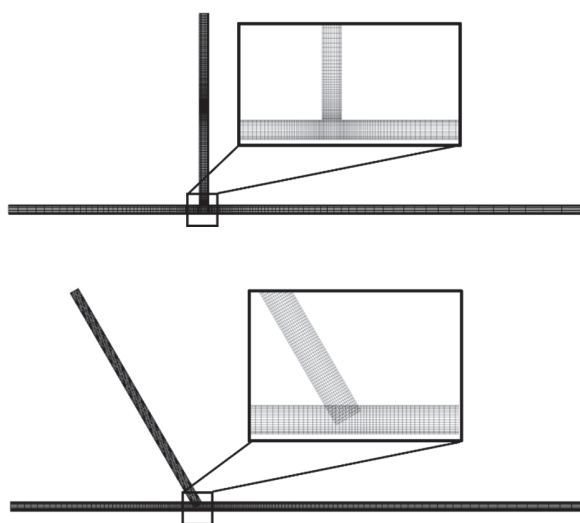


図3 計算格子(上:90°,下:60°)

### 3-2. 支配方程式

支配方程式は、ナビエ-ストークス方程式(1)と連続の式(2)を用いた。また、柔軟壁の壁の変動を捉えるためにALE法を導入した。ALE法とは格子点の移動速度を考慮し、物理量の時間変化をオイラー的にもラグランジュ的にも評価できる計算手法である。格子点における流速ベクトルを $\mathbf{u}$ 、格子の移動速度を $\mathbf{v}$ とおくとナビエ-ストークス方程式は(1)の形となる。

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} - \mathbf{v}) \nabla \mathbf{u} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \Delta \mathbf{u} \quad (1)$$

$$\nabla \mathbf{u} = 0 \quad (2)$$

### 3-3. 計算条件

計算条件の詳細を、表1に示す。時間・空間共に3次精度以上のスキームを選択しており、精度の高い計算条件となっている。

表1 計算条件

離散化手法	有限差分法
座標	一般座標
変数配置	レギュラー格子
格子数	動脈: 150 × 18
	静脈: (60°)16 × 250 / (90°)16 × 180
最少格子幅	0.03
境界交換法	重合格子法
時間項	2次精度Adams-Bashforth法
対流項	3次精度TVDスキーム
拡散項	2次精度中心差分
圧力項	SMAC法
圧力解法	Gauss-Seidel法
収束条件	分散量 < 10 <sup>-5</sup>

### 3-4. 境界条件

境界条件を表2にまとめた。流入条件に関しては流入部における流量をもとに随時圧力勾配を規定し、さらに速度分布は周期境界条件を用いることで拍動流における流入部の連続性を満たすように設定した。また、各流出部の流量が1:1になるよう圧力勾配を設定した。

計算で課した流入流量を図4に示す。最大流量と最小流量におけるRe数は、それぞれ3200と400であった。

### 3-5. 静脈柔軟性モデル

静脈の柔軟性は、①静脈は圧力の影響を受けやすい。②径は常に一定。③流路内の圧力差と静脈壁の張力によって変動すると仮定し、モデル式を構成した。壁面上に働く張力 $T$ は $R$ を曲率半径とすると、式(3)になる。

$$T = \gamma \frac{1}{R} \quad (3)$$

ここで、 $\gamma$ は静脈の柔軟性のパラメーターであり、さらに、圧力差と張力は慣性力と釣り合うため、血液の単位断面積当たりの質量 $m$ 、壁面の移動加速度 $a$ とすると、式(4)が成り立つ。

$$ma = \Delta p + \gamma \frac{\frac{d^2 y}{dx^2}}{(1 + (\frac{dy}{dx})^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (4)$$

表2 境界条件

	速度	圧力
流入条件	流量規定	勾配規定
流出条件①	一次外挿	勾配規定
流出条件②	一次外挿	固定
壁条件	ノンスリップ境界条件	一次外挿

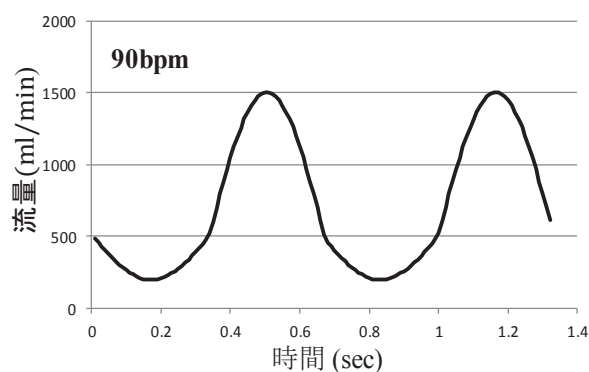


図4 拍動流入条件

#### 4. 結果と考察

90°吻合と、60°吻合に対する1/4周期毎の速度分布を図5に示す。60°よりも90°の方が静脈壁の変動が大きく、60°はほとんど変動していないことがわかる。また、速度分布に着目すると、90°の全周期、60°の2/4周期と3/4周期においての吻合部近傍静脈側左壁で停滞しており、さらに、90°の2/4周期において大きな渦が発生しているが、60°ではほとんど渦が発生していない。また、90°では確認できないが、60°の3/4周期の吻合部近傍静脈側で血液が再循環していることが確認できる。

そして90°、60°共に狭窄が生じやすい環境になっていることがわかる。

次に吻合部近傍静脈側右側のせん断応力を、図6に示す。血管内のせん断応力の正常値は1.5Paであるのに対して<sup>13)</sup>、今回の計算では60°と90°共に高い値となった。これは静脈は通常、定常流、定流量であるのに対して、内シャント法によって拍動流、高流量に変化したことで静脈壁近傍の流れが高速になったためだと考えられる。90°と60°を比較すると、90°の方が60°よりも高い値になっている。狭窄は静脈側吻合部周辺に好発するため<sup>14)</sup>、

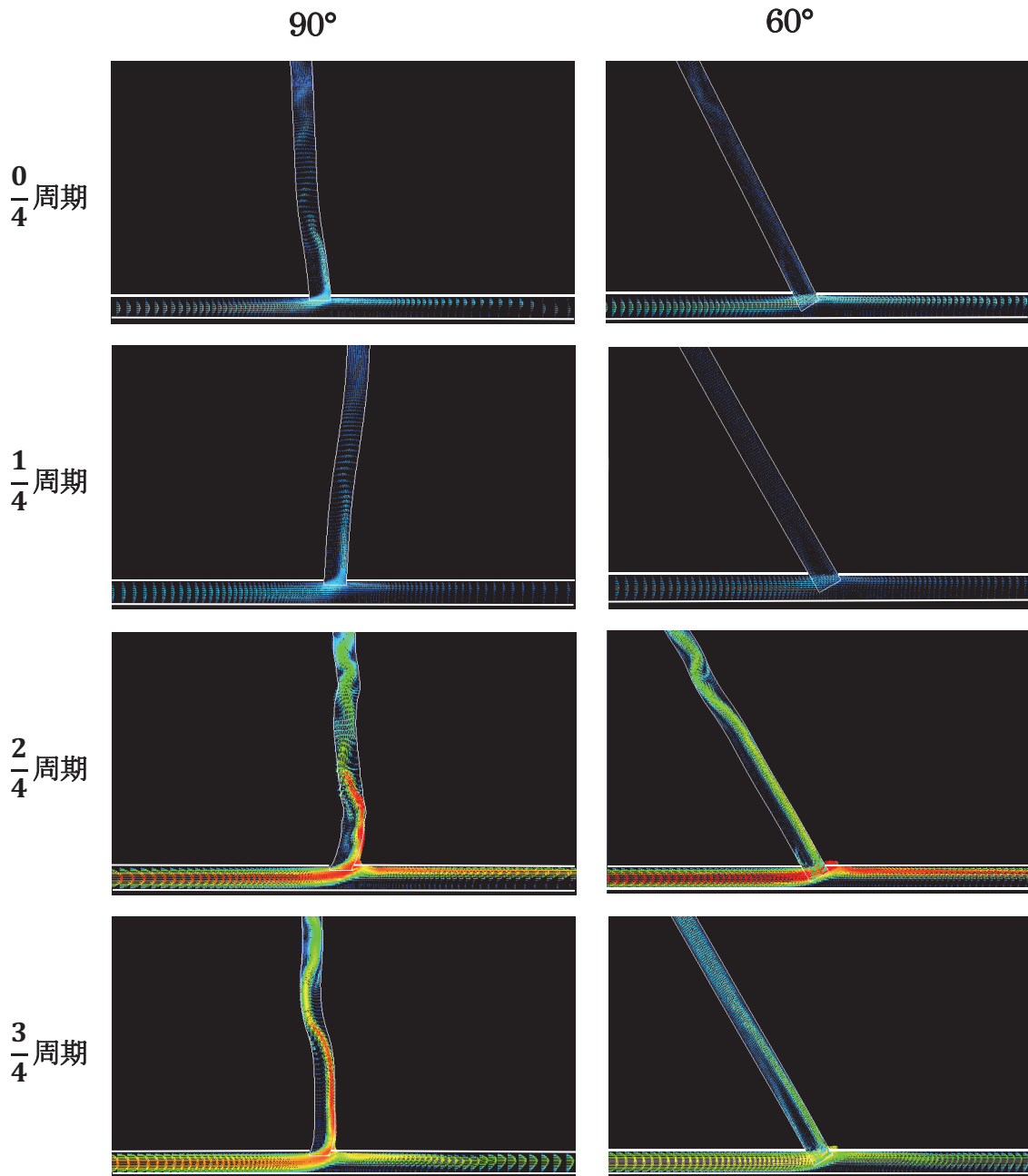


図5 速度分布

せん断応力と狭窄には因果関係がある可能性がある。

最後に1周期の圧力損失を図7に示す。90°は1周期中に圧力損失の数値が正負に繰り返し変化していることから、圧力が反射していることが分かる。そのため、血液の流れが局所的な渦を生じていた可能性がある。また、圧力損失が大きい瞬間があることから、透析が効率良く行えていない可能性がある。90°と比較して、60°では、圧力損失がほとんどなかった。

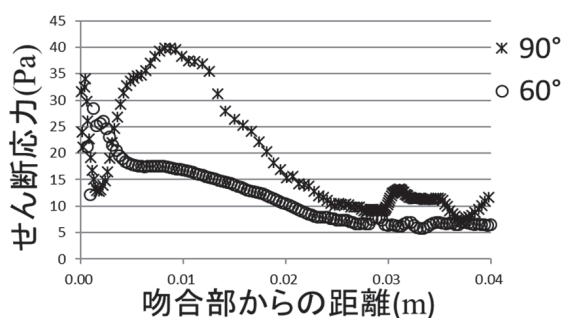


図6 せん断応力

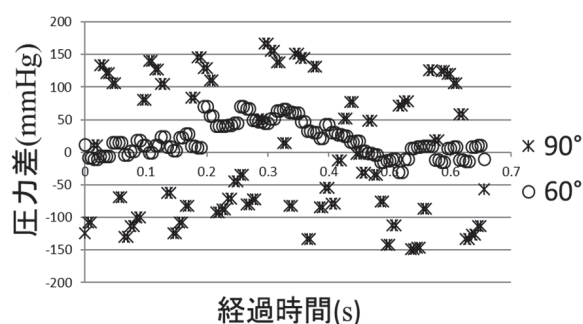


図7 圧力損失

## 5. 結語

本研究では、内シャント法を模擬した柔軟壁Y字管の2次元拍動流れをCFDを用いて再現し、速度分布とWSSの関係、圧力損失を調べることで狭窄の発生頻度を低下させる可能性のある吻合部角度を検討した。得られた知見を以下にまとめる。

1つ目に高せん断応力と狭窄好発部位の領域が一致したため、せん断応力と狭窄には因果関係がある可能性が示唆された。

2つ目に上流側に傾けるとせん断応力が小さくなったため、壁へのストレスが小さくなり狭窄を誘発しにくくなる可能性がある。

3つ目に上流側に傾けると圧力損失が小さくなったため、狭窄の原因となる局所的な不規則な流れを防ぐことができる可能性が示唆された。さらに透析効率を高く維持したまま、治療できる可能性がある。

## 参考文献

- 1) 大平 整爾：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. 日本透析医学会雑誌, 44, 855-937, 2011
- 2) Sivanesan, S., T.V.How, A.Bakran : Characterizing flow distributions in AV fistulae for hemodialysis access. *Nephrology Dialysis Transplantation*, 13, 3108-3110, 1998.
- 3) Sivanesan, S., T.V.How, A.Bakran : Sites of stenosis in AV Fistulae for haemodialysis access. *Nephrology Dialysis Transplantation*, 14, 118-120, 1999.
- 4) Canneyt, V., Pourchez, T., Eloot, S., Guillame, C., Bonnet, A., Segers, P., Verdonck, P. : Hemodynamic impact of anastomosis size and angle in side-to-end arteriovenous fistulae, a computer analysis. *Journal of Vascular Access*, 11(1), 52-58, 2010.
- 5) Bessa, K.L., Ortiz, J.P. : Flow Visualization in Arteriovenous Fistula and Aneurysm Using Computational Fluid Dynamics. *Journal of Visualization*, 12(2), 95-107, 2009.
- 6) Van Tricht, I., De Wachter, D., Tordoir, J., Verdonck, P. : Hemodynamics and Complications Encountered with Arteriovenous Fistulas and Grafts Access for Hemodialysis. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(9), 1142-1157, 2005.
- 7) Wan anuar, Kahar Osman : Effect of Anastomosis Angle on Hemodynamic of Side-to-end Radiocephalic Arteriovenous Fistula. *AIP conference proceeding*, 1440, 665, 2012.
- 8) Koen Van Canneyt, Thierry Pourchez, Sunny Eloot : Hemodynamic impact of anastomosis size and angle in side-to-end arteriovenous fistula. *The journal of vascular access*, 11, 52-58, 2010
- 9) Bogdan Ene-Iordache, Luca Cattaneo : Effect of anastomosis angle on the localization of disturbed flow in side-to-end fistular for haemodialysis access. *Nephrol Dial Transplant*. 28, 997-1005, 2013.
- 10) 玉城 繁：下大静脈の前後系の呼吸性変動と中心静脈圧. 日本胸部疾患学会雑誌, 19, 460-469, 1981.
- 11) 大平 整爾：AVFの作成と管理. 日本透析医学会雑誌, 38, 1506, 2005.
- 12) J. L. Steger : On application of body conforming curvilinear grids for finite difference solution of external flow. In J. F. Thompson, editor, *Numerical Grid Generation*, 1982.
- 13) Zarins CK, Zatina MA : Shear stress regulation of artery lumen diameter in experimental atherogene-

sis. J Vasc Surg, 5, 413-420, 1987.

- 14) 春口 洋昭: バスキュラーアクセス超音波テキスト.  
医歯薬出版, 東京都, 2011