

胸部大動脈における血流解析と壁面応力評価 Numerical Simulation of Blood Flow in Thoracic Aorta

岡山大学・大学院環境学研究科 村上愛実(Manami Murakami)

Graduate School of Environmental Sciences, Okayama University

岡山大学・大学院環境学研究科/JST 水藤寛(Hiroshi Suito)

Graduate School of Environmental Sciences, Okayama University/JST

千葉大学・医学部附属病院 植田琢也(Takuya Ueda)

Department of Radiology, Chiba University Hospital

Abstract

Recently, the endovascular stent-graft placement has been developed for aortic diseases. However, there is a risk that the endovascular stent-graft system might cause morphological change of the blood vessel wall. In this study, incompressible Navier-Stokes equations are numerically solved by using finite difference approximation on generalized coordinate system with collocate arrangement. Dilatation and kinking forces on the vessel are estimated numerically.

1. はじめに

昨今、医療技術の進歩により、従来の手法とは異なる低侵襲な治療法が開発されてきた。その結果、これまで手術が困難であるとされてきた症例に対しても治療が可能になりつつある。大血管である大動脈瘤に関しても同様である。大動脈瘤とは、大動脈の一部が瘤のように膨らんだ状態のことを言う。瘤が破裂した場合の症状は重篤であるため、早期診断、瘤の破裂を防ぐ治療が重要である。

これまでの大動脈瘤の治療法としては、瘤付近の大動脈を切り取り、人工の血管に置き換える人工血管置換手術が一般的に行われてきた。この術式は長い歴史があり、術後長期間の成績が概ね良いという強みを持つ。しかし、人工血管置換手術は全身麻酔を伴った開腹手術であるために体への負担が大きい。一方で、大動脈瘤は高齢患者が多いことが特徴であるため、身体への負担が少ない治療法の開発が進められている。その一つがステントグラフト内挿術である。ステントグラフト内挿術とは、血液の流れによって瘤内の血管壁面にかかっていた負担を軽

減させるために、新型の人工血管を瘤のある部位へ内側から固定し補強することにより瘤の破裂を防ぐ手法である。

ステントグラフト内挿術は、短期的な治療成績は良好である。しかし、長期間ステントグラフトを留置していると、ステントグラフトが変形するケースや、ずれてしまうケースがある。この原因として、血管の内側にかかる壁面応力による影響が考えられる。本研究は、血管内の血流シミュレーションを行い、壁面応力を評価することで、大動脈瘤治療法の選択、また手術の際にステントグラフト留置方法決定の一助とすることを目的とする。

2. 支配方程式

支配方程式には Navier-Stokes 方程式

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

と、連続の式

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

を用いる。ここで、 $\mathbf{u}$ は流体の速度ベクトル、 p は圧力、 ρ は密度、 ν は動粘性率を表す。

3. 医療画像を用いたモデリング

本研究では、対象部位を胸部大動脈としており、実在する血管形状データを用いている。まず、CT 画像から、ある血管形状の中心軸の位置情報・直径・曲率のデータを抽出する。ここで、図 1 中の s は中心軸に沿った長さを示し、 $\Gamma(s)$ はある s において、中心軸と直交する血管断面である。

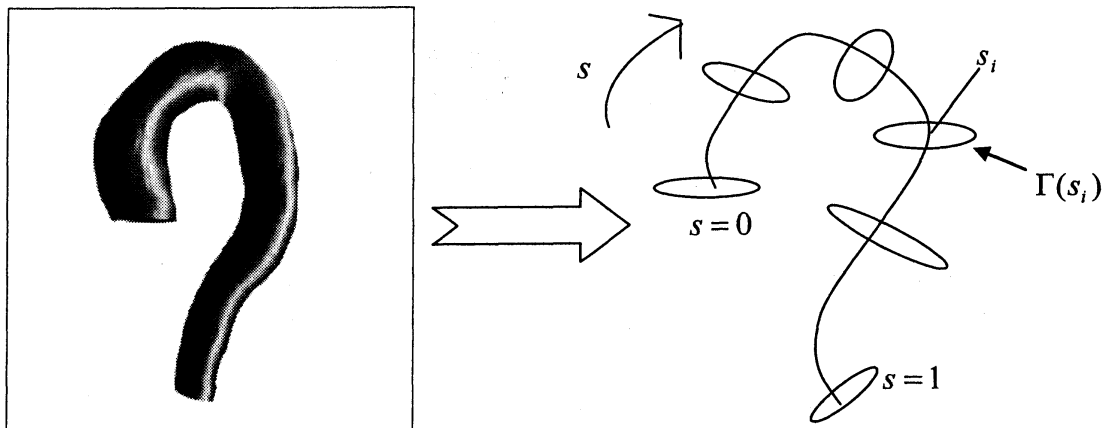


Fig. 1. Centerline and radius.

それらのデータを元に、中心軸の形状に沿わせて四角柱を歪曲させた格子を作成した。その例を図2に示す。次に、その格子上で特性関数の分布を与えることにより、血管形状を再構成する。特性関数 $\kappa(x, y, z)$ には、血管の内部では 0、外部では 1、境界周辺では 1 から 0 の連続的な値を与える。そして、Navier-Stokes 方程式(2)の右辺に $-c\kappa u$ という項を追加し、

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \Delta \mathbf{u} - c\kappa \mathbf{u} \quad (3)$$

とする。これにより血管内部以外では流れと逆向きの力を与えることによって流れが抑制される。 c は抵抗係数である。

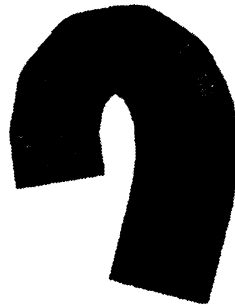


Fig. 2. Finite difference grid.

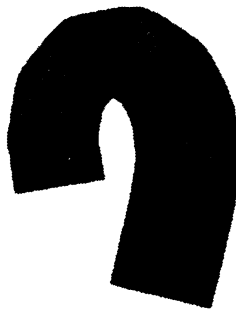


Fig. 3. Characteristic function.

図3は、歪曲させた四角柱の差分格子の中に、特性関数の等値面($\kappa = 0.5$)を描いたものである。今回計算対象とした10種類の形状を図4に示す。

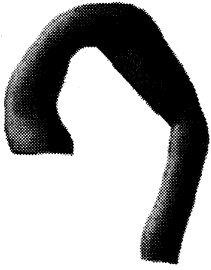
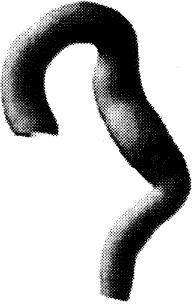
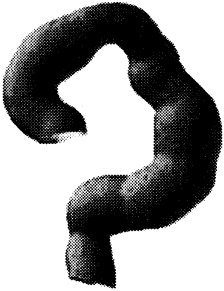
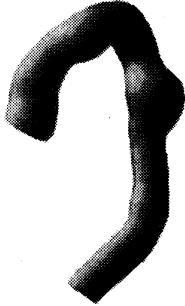
		
A001	A002	A003
		
A008	A012	A014
		
A019	A028	A031
		
A034		

Fig.4. Cavity list.

4. 壁面応力評価

血管壁面には、血流によって様々な方向に力が与えられているが、本研究では dilatation force (膨張させる力) と、kinking force (曲げる力) の二種類の力を評価する。ここで、dilatation force は、

$$F^d(s) = \int_{\Gamma(s)} \sigma_n d\Gamma \quad (4)$$

とし、kinking force は、

$$F_i^k(s) = \int_{\Gamma(s)} \sigma_n n_i d\Gamma \quad (5)$$

と定義する。ここで、 σ_n は壁面法線応力の時間平均である。

$$\sigma_n = \sigma_{ij} n_j n_i \quad (6)$$

ただし、 n_i は壁面法線ベクトルを表す。

5. 流入・流出条件

流入面においては、時間変化する速度 (図5) を与え、1.2(second)で一拍としている。流出面においては、自由流出条件を与えている。流入面、流出面以外の面は固定壁条件とする。拍動は、心臓が収縮し、流入面に大きな速度が与えられる収縮期 (systole) と、心臓が拡張し、流入面の速度がほぼ0となる拡張期 (diastole) に分けられる。

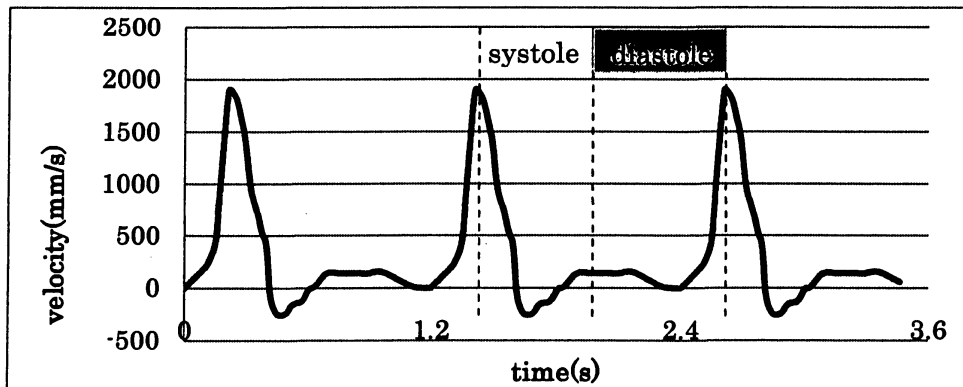


Fig. 5. Flow velocity at inlet.

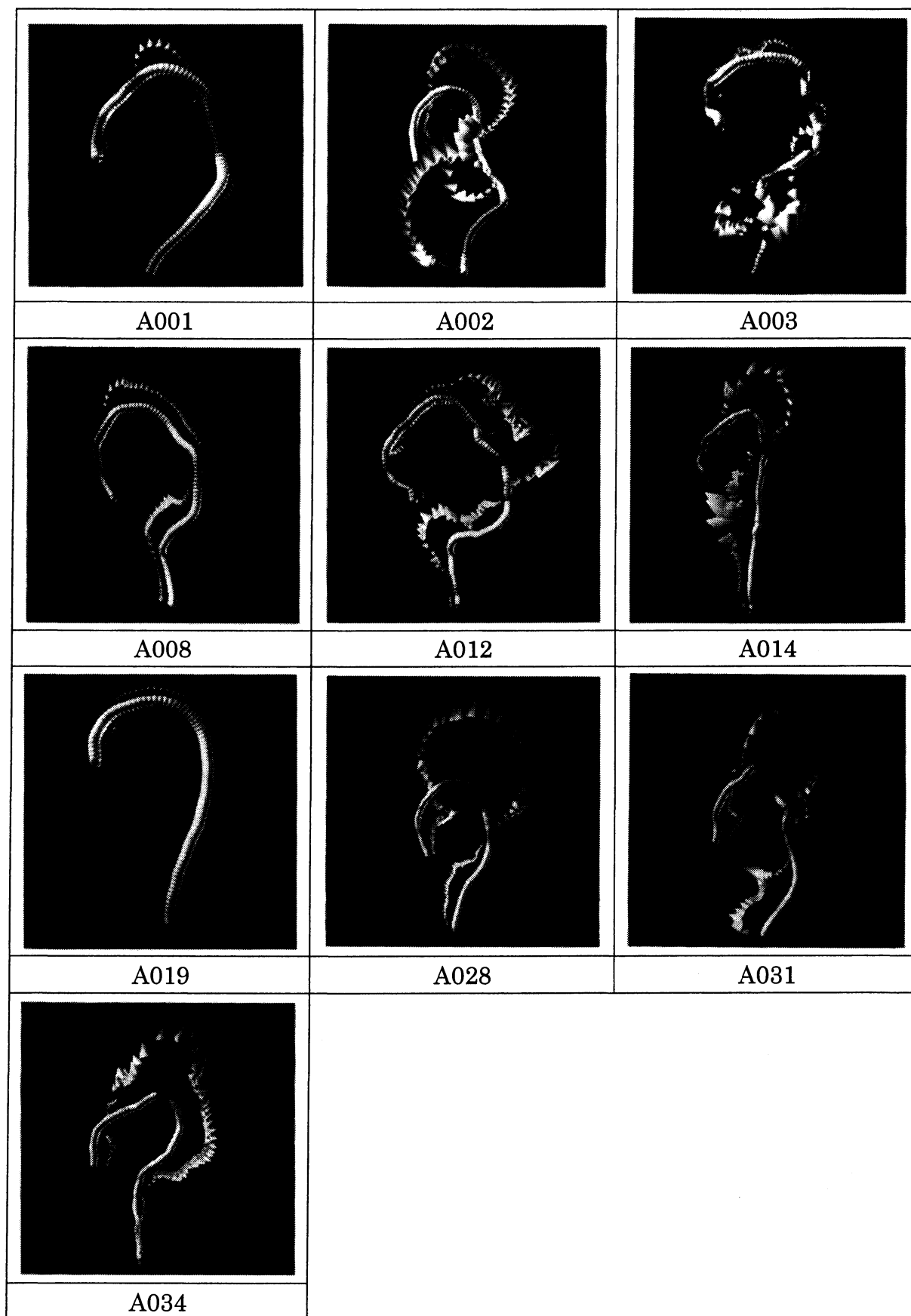


Fig. 6. Dilataion & kinking.

6. 数値計算手法

(3)式は差分法を用いて離散化を行い、時間発展にはSMAC 法を用いている。また、対象形状が複雑であるため、一般座標系上のcollocate 格子を適用した。圧力 Poisson 方程式の反復法にはGPBi-CG法を用いている。

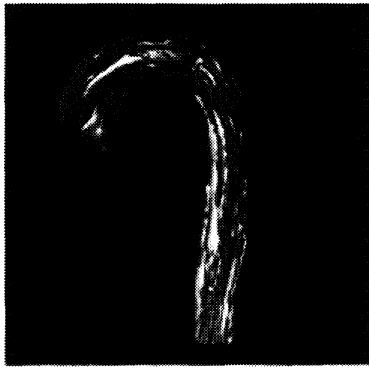
7. シミュレーション結果

10 種の形状データに対して血流シミュレーションを行った。そして、計算結果から算出した F^d と F^k の時間平均を、中心軸上の各点において表示した。その結果を図 6 に示す。ここで、血管中心軸の濃淡は F^d を、中心軸からのベクトルは F^k をそれぞれ表す。

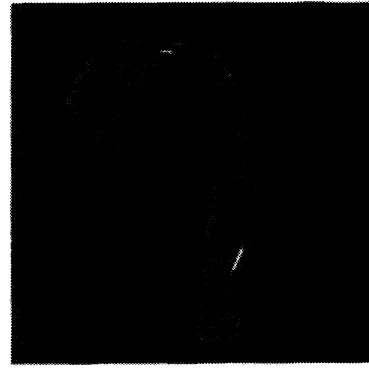
図 6 から、どの形状においても血管壁面が弓状のカーブを描いている箇所に、図右上方向に大きな F^k が働いていることがわかる。また、その大きさと分布は形状ごとに大きく異なることがわかる。更に、A008 と A028 のように、一見類似した形状であっても、 F^k や F^d の大きさに違いが見られる形状も存在することがわかる。

8. 旋回流比較

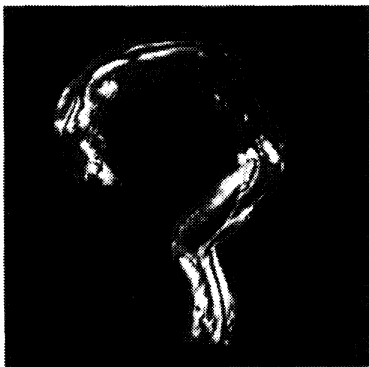
速度ベクトルの分布から、流れは主流である中心軸方向だけでなく、回転方向成分も持つ旋回流となっている場合があることを確認した。また、A003、A028 のように曲率変化が大きく、大きな応力がかかっている形状は、常に旋回流が存在している箇所がある。このことより、旋回流の存在は応力分布に何らかの効果を与えると予想される。そこで、曲率変化の度合いによる旋回流に対する影響の比較検討を行うため、 λ_2 法¹⁾を用いて旋回流を調べた。図 7 は曲率の変化が小さい A019、図 8 は曲率の変化が大きい A003 の曲率データを用いており、管の直径は一定としている。また、(a)は収縮期、(b)は拡張期のある時間ステップにおける $\lambda_2 = -0.01$ の等値面図である。まず、図 7-(a)、図 8-(a)を比較すると、領域全体に旋回流の存在が確認できるため、収縮期においては A003 と A019 の間に旋回流領域が占める割合の差はそれほどないと思われる。次に、図 7-(b)、図 8-(b)を比べる。図 7-(b)には旋回流領域がほとんど存在していないが、図 8-(b)は図中に示す箇所に旋回流領域が確認できる。



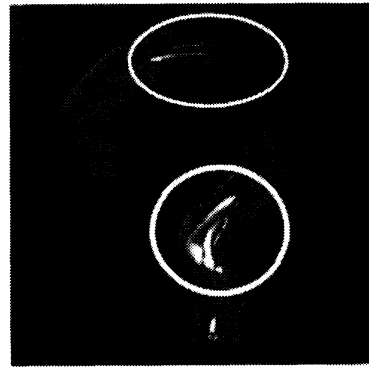
(a)



(b)

Fig. 7. Contour surface of $\lambda_2 = -0.01$ (A019).

(a)



(b)

Fig. 8. Contour surface of $\lambda_2 = -0.01$ (A003).

9. 考察

壁面応力評価を行ったところ、形状の違いにより応力の大きさ・分布が大きく異なっていることがわかった。この原因は、旋回流の存在であると考えられる。また、前節で行った比較により、曲率変化の大きさが、血管内部を旋回流領域が占める広さに関わっていることが示唆される。以上のことから、曲率変化の小さい形状に比べ、曲率変化の大きい形状の方がより大きな壁面応力が生じると考えられ、このことがステントグラフト内挿術後の成績に関わっている可能性が高いのではないかと推察される。

参考文献

- (1) J. Jeong and F. Hussain, On the identification of a vortex, *J. Fluid Mech.*(1995), vol. 285, pp. 69-94.

- (2) 梶島, “乱流の数値シミュレーション” 養賢堂(1999)
- (3) J. D. Humphrey and C. A. Taylor, Intracranial and Abdominal Aortic Aneurysms: Similarities, Differences, and Need for a New Class of Computational Models, *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 10 (2008), pp. 221-246.