

胸部大動脈瘤内の血流解析

Hemodynamic simulation of blood flow in thoracic aortic aneurysm

岡山大学・大学院環境学研究科/JST さきがけ研究者
水藤寛 (Hiroshi Suito)

Graduate School of Environmental Science, Okayama University
JST PRESTO Researcher

E-mail: suito@ems.okayama-u.ac.jp

千葉大学・附属病院放射線科 植田 琢也 (Takuya Ueda)
Chiba University Hospital, Department of Radiology

1. はじめに

大動脈瘤とは、動脈硬化をはじめとする種々の要因に起因して大動脈が異常に拡張した状態である。病状は慢性に進行するが、瘤の拡大に伴って破裂の危険性が増加し、破裂すれば致命的な状態となる重篤な疾患である。大動脈瘤の治療法のひとつに、ステントグラフト内装術がある[6]。これは、自己伸展する金属骨格を取り付けた人工血管を瘤のある部位まで運び、血管に固定することで血管内をカバーし補強する治療法である。これにより、血管壁にかかる応力を軽減し、それ以上の変形や破裂を防ぐというものである。

大動脈瘤は長期的な経過によって拡大を示すが、どのような場合に拡大が進行するのか、血管の形状と長期的な大動脈瘤の形状変化についての関連性は明らかとなっていない。またステント治療後、治療部が屈曲、延長するケースが見られるが、どのような場合にそのような現象が生じるのかは明らかにされていない。大動脈形状によって生じる血管内の血行動態には個体差があると考えられ、これが長期的な大動脈瘤・ステント留置後の大動脈の形態変化と密接に関連していると推察されているが、その詳細については明らかとなっていない。本研究は、数値シミュレーションによって個々の大動脈形態に特有の血管内の血流動態を明らかにしその際に見られる壁面応力を評価することで、大動脈瘤破裂の予後の予測と、ステント治療の適応の一助とすることを目的としている。

大動脈瘤には、胸部大動脈瘤 (thoracic aortic aneurysms)、腹部大動脈瘤 (abdominal aortic aneurysms)、脳動脈瘤 (Intracranial aneurysms) など、発生する部位によって特徴には差があるが、本研究では胸部大動脈瘤を対象として解析を行う。

2. 形状表現

血流の計算を行うため、医療画像を用いて血管形状を再構成した。その手順は下記の通りである。

(1) 医療画像からの血管中心軸と半径情報の抽出

放射線医学の分野で使用されている median axis transform[3]の手法を用いて、胸部大動脈の中心軸の (x,y,z) 座標と中心軸上の各点における半径の情報を、CT 画像から抽出する。

(2) 中心軸に沿う一般座標格子の生成

ひとつの座標軸が血管の中心軸にほぼ沿うような差分格子を生成する。これは、一般座標系を用いた数値計算においては、ある一つの座標軸が流れ主方向に沿っている場合に数値誤差を小さくすることができるためである。図 1 に、そのようにして作成した格子系の例を(1)で抽出した中心軸と共に示す。

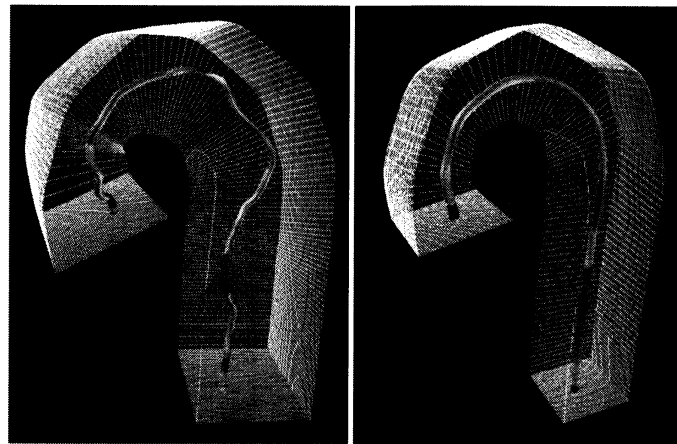


Fig. 1: Centerlines and finite-difference meshes

(3) 血管形状を表現する特性関数の生成

前項で作成した格子系内の各点において、血管形状を表現する特性関数の値を設定する。特性関数は、血管の内側で 0、外側で 1 の値をとり、その境界においてはある程度のなめらかさを持って変化する関数である。

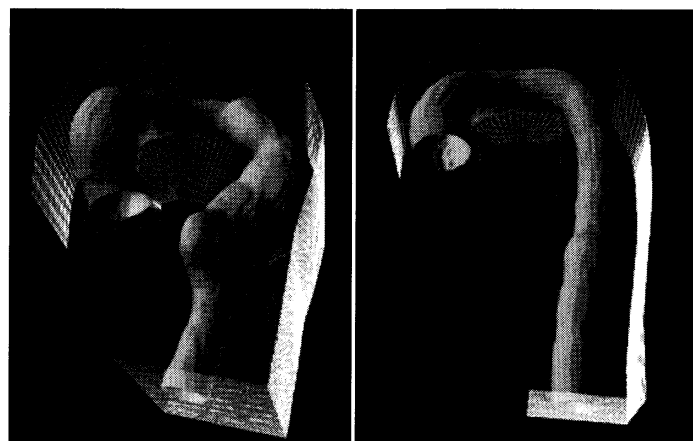


Fig. 2: Contour surfaces of the characteristic functions

3. 数値計算手法

支配方程式には非圧縮性 Navier-Stokes 方程式を用いた。血管形状の表現には仮想領域法[1][2]を用い、特性関数の値を用いて血管外では速度に比例する抵抗が働く形になっている。血液は Newton 流体であると仮定している。差分法による離散化を行い、時間発展には SMAC 法を用いている。格子系上への変数の配置は collocate 配置法を適用した。圧力 Poisson 方程式の反復解法には GPBi-CG 法を用いている。流入部においては、時間変化する拍動流を与え、流出部においては、応力0の自由流出条件を用いている。

4. シミュレーション結果

流れ場の計算を行った後、それらの時間平均場を求め、壁面応力を計算した。その結果を図3に示す。この図において中心軸の色とそこから描かれたベクトルは、それぞれ次のように定義される $E(s)$, $B(s)$ を示している。

$$E(s) = \int_{\Gamma(s)} \sigma_n d\Gamma$$

$$B(s) = \int_{\Gamma(s)} \sigma_n n d\Gamma$$



Fig. 3: 1D representations of force components

ここで、 σ_n は血管壁にかかる応力の壁面に垂直な成分を表す。パラメータ s は中心軸に沿った長さであり、 $\Gamma(s)$ は位置 s において中心軸に垂直な断面を表す。壁面の外向き法線ベクトル n は、特性関数 λ の勾配として求めることができる。

図3より、形状の違いによって応力分布が大きく異なっていることがわかる。その主な原因の一つとして考えられるのは、図4に示すような心臓拡張期における旋回流の存在である。これは、心臓収縮期に生成された強い渦度が拡張期にまで残っているもので、血管形状によって大きな違いがみられる。

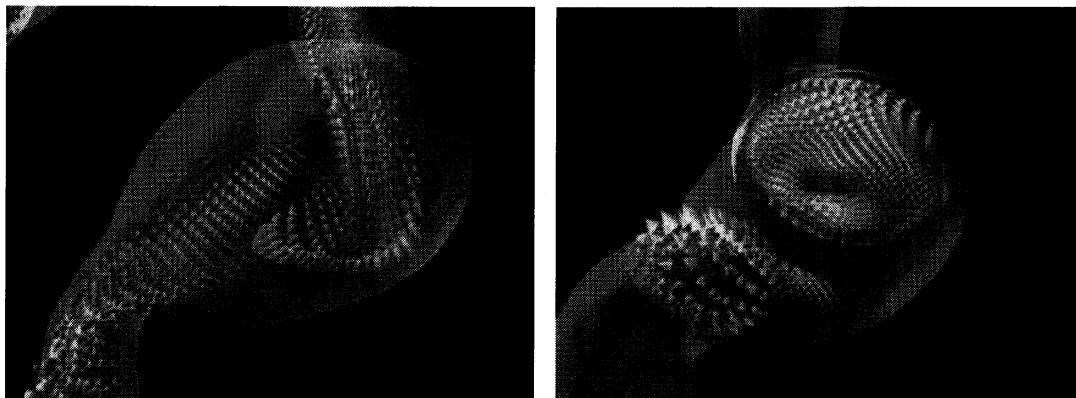


Fig. 4: Swirling flow in an aneurysm

5. まとめ

本研究では、個人差の大きい胸部大動脈形状を用い、血流シミュレーションを行うことで、壁面応力などの違いを調べた。その結果、血管形状によって流れ場の特徴には大きな違いがあることがわかり、それがステントグラフト内装術の予後に影響しているのではないかと考えられた。今後の課題としては、形状の特徴と流れ場の関係をより詳細に調べていくことが必要であると思われる。

参考文献

- [1] D. Goldstein, R. Handler and L. Sirovich, Modeling a no-slip boundary with an external force field, *J. Comput. Phys.*, Vol. 105, pp. 354-366 (1993).
- [2] H. Fujita, H. Kawahara, H. Kawarada, Distribution theoretic approach to fictitious domain method for Neumann problems, *East-West J. Numer. Math.*, 3, 2, pp. 111-126 (1995).
- [3] G.D. Rubin, D.S. Paik, P.C. Johnson, S. Napel, Measurement of the aorta and its branches with helical CT, *Radiology*, 206, pp. 823-829 (1998).
- [4] C.A. Figueroa, I.E. Vignon-Clementel, K.E. Jansen, T.J.R. Hughes, C.A. Taylor, A coupled momentum method for modeling blood flow in three-dimensional deformable arteries, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 195, pp. 5685-5706 (2006).
- [5] K.E. Lee, K.H. Parker, C.G. Caro, S.J. Sherwin, The spectral/hp element modelling of steady flow in non-planar double bends, *Int. J. Num. Meth. Fluids*, 57, pp. 519-529 (2008)
- [6] T. Ueda, D. Fleischmann, G.D. Rubin, M.D. Dake, D.Y. Sze, Imaging of the Thoracic Aorta Before and After Stent-Graft Repair of Aneurysms and Dissections, *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 20, 4, pp. 348-357 (2008).