

# 数値シミュレーションによる脳血管内流れの解析

## Numerical Simulation of a Blood Flow in the Cerebral Artery

鳥 井 亮\*・大 島 ま り\*・小 林 敏 雄\*\*・谷 口 伸 行\*

Ryo TORII, Marie OSHIMA, Toshio KOBAYASHI, Nobuyuki TANIGUCHI

### 1. はじめに

ヒトの死亡原因のひとつとして知られるクモ膜下出血の70～80%は脳動脈瘤の破裂が原因と考えられている。この脳動脈瘤は血管が急激に湾曲した直後にある分岐部に多発することが臨床データよりわかっている<sup>1)</sup>。また脳動脈瘤の年齢別発生頻度は40～50歳代がピークであることがわかっている<sup>2)</sup>。本研究では前述の分岐部のひとつである内頸動脈 (Internal Carotid Artery) と後交通動脈 (Posterior Communicating Artery) との接合部に発生する動脈瘤に着目している。この部位については Fig. 1 に示す。この部位は統計的に動脈瘤の発生頻度が高く、その発生頻度は男性より女性の方が高いことが知られている。以上のことは年齢あるいは性別による血管形状の差異が脳動脈瘤の発生に影響を与えていることを示している。従って、血管形状に起因する流体力学的因子が動脈瘤の形成に影響を与えていることが予測される。

性別による差を頭蓋骨サイズの差、年齢による差を血管の伸びと考えると、前述の血管形状の差異とは曲率の差であると考えることができる。

これまでにも脳動脈瘤の成因および破裂の機構に関し

て、脳の血管を模倣した分岐のあるガラス管モデルや、側壁に球状の膨らみを持つ管の数学的モデルによるシミュレーションなどが行われてきたが<sup>3-5)</sup>、いずれも脳動脈瘤の特徴を十分に説明できていない。

また最近になって非構造格子を用いた血流シミュレーションが行われるようになってきている<sup>6)</sup>が、一般に心臓部を想定した分岐管内あるいは狭窄部を通る流れであり、曲率の影響を詳細に検証した例は少ない。著者らの研究では血管の「曲がり」が流れに与える影響を検証するために内頸動脈の曲率を考慮した屈曲管を対象に計算を行い、曲がり部の高さの流れ場の関係を調べた。その結果、生体内流れの特徴である脈動を伴わない定常の入口条件を用いても管内の流れ場に非定常振動が現れ、また曲がり高さに応じて流れ場の様子や壁面せん断応力分布が変化することがわかった<sup>7)</sup>。

本報では入口に脈動境界条件を適用した脈動流計算を行った結果を示し、曲がり部の形状の変化に伴う流れ場の変化および壁面せん断応力分布の変化を検証する。

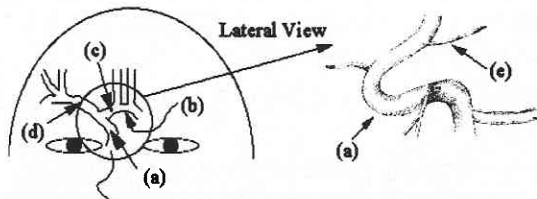
### 2. 基礎方程式と有限要素法による離散化

内頸動脈の血流は非圧縮性流れであり、レイノルズ数2000以下の層流として取り扱える<sup>4)</sup>。したがって計算に用いる基礎方程式は以下のような連続の式と Navier-Stokes 方程式となる<sup>8)</sup>。

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0, \dots \dots \dots (1)$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{1}{\text{Re}} \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} + f_i \dots \dots \dots (2)$$

ここで、 $u_i$  は速度、 $P$  は圧力、 $f_i$  は外力項である。Re (=  $Ud/\nu$ ,  $U$ : 平均流速,  $d$ : 血管の直径,  $\nu$ : 動粘性係数) はレイノルズ数である。



(a) Internal Carotid Artery (d) Middle Cerebral Artery  
(b) Anterior Communicating Artery (e) Posterior Communicating Artery  
(c) Anterior Cerebral Artery

Fig. 1 Cerebral Artery

\*東京大学生産技術研究所 第2部  
\*\*東京大学国際・産学共同研究センター

Table 1 Numerical algorithm and condition of calculation

レイノルズ数	300 ~ 700
要素形状	6 面体
内挿関数	速度 1 次, 圧力 0 次
圧力解法	MAC 法
ポアソン方程式の解法	Conjugate Gradient 法
時間積分法	1 次 Euler 陽解法
Time Step	0.0001

将来的に分岐を伴った複雑な形状を取り扱うために、有限要素法を用いて空間離散化を行った。(1) および (2) 式を重み付き残差法により弱形式化を行う。

$$\int_{\Omega} q \frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0, \dots\dots\dots (3)$$

$$\int_{\Omega} w_i \frac{\partial u_i}{\partial t} d\Omega = - \int_{\Omega} w_i u_i \frac{\partial u_i}{\partial x_j} d\Omega + \int_{\Omega} \frac{\partial w_i}{\partial x_j} \tau_{ij} d\Omega + \int_{\Gamma} w_i h_i d\Gamma + \int_{\Omega} w_i f_i d\Omega, \dots\dots\dots (4)$$

$$\tau_{ij} = -\delta_{ij} p + \frac{1}{\text{Re}} \left( \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \dots\dots\dots (5)$$

ここで、 $q$  は圧力の重み関数、 $w_i$  は速度の重み関数、 $h_i$  は応力境界値である。なお、(4) 式では圧力勾配と粘性項に部分積分を適用している。

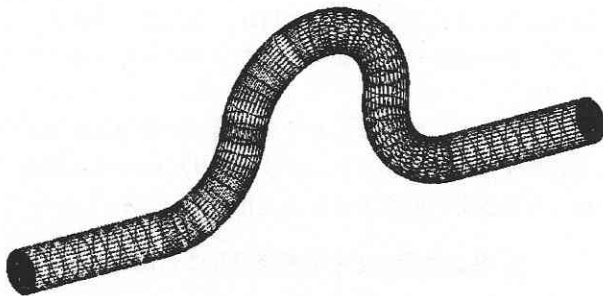


Fig. 2 FEM mesh

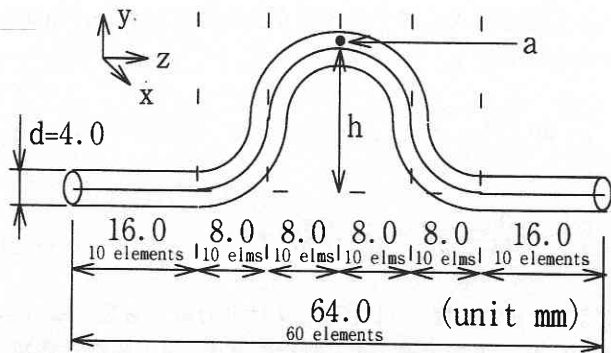


Fig. 3 Analysis model

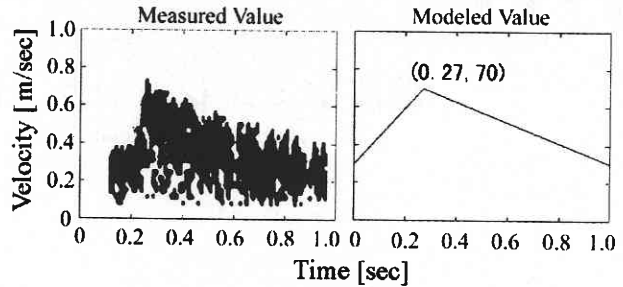


Fig. 4 Boundary condition at inlet

数値アルゴリズムおよび計算条件は Table.1 に示す。

### 3. 計算モデル

本計算に用いた計算格子を Fig. 2 に示す。これは屈曲血管をモデル化したものであり、詳細を Fig. 3 に示す。全節点数は 15,921、全要素数は 14,640 である。入口境界には境界条件としてポアズイユ流れと同じ放物線形の断面速度分布を与えた。Fig. 4 に示す超音波流速計によって計測された脈動する速度<sup>9)</sup> を入口断面の中心部における流速としてモデル化して与えることで脈動流のモデル化を行った。出口境界は自由流出とした。壁面境界条件は no-slip 条件を仮定し、管壁は剛体壁とした。初期条件には  $\text{Re} = 300$  において十分時間の経過した流れ場を与えた。

曲率がフローパターンに与える影響を検証するために、Fig. 3 に示された解析モデルの曲がり高さのパラメータ  $h$  を管径  $d$  に対して  $h = 1d, 2d, 4d$  の 3 通りに変化させてシミュレーションを行った。

### 4. 結果

入口に脈動流入境界条件を用いて行ったシミュレーションの結果、非定常に変動する流れ場の様子が確認された。Fig. 3 中の点 a における流れ方向速度の時間履歴を Fig. 5 に示す。これより管内で速度が振動していることがわかる。また、その振動は大まかに約 1 秒周期のものと短い周期の高周波に分けることができる。この 1 秒周期の振動は入口の脈動の影響によるものと考えられる。一方、高周波は管路の曲がりによって発生するものと考えられることができる。

Fig. 6 には管壁面上の瞬時のせん断応力分布を示す。これより、特に大きなせん断応力が働く領域が存在することがわかる。壁面せん断応力の最大値は  $h = 1d, 2d, 4d$  それぞれに対して 793, 940, 1390 [Pa] であり、曲がり部の高さにしたがって大きくなる。また速度場の振動に伴って壁面せん断応力の分布も周期的に時間変動することが確認されている。著者らは壁面せん断応力と動脈瘤の発生の

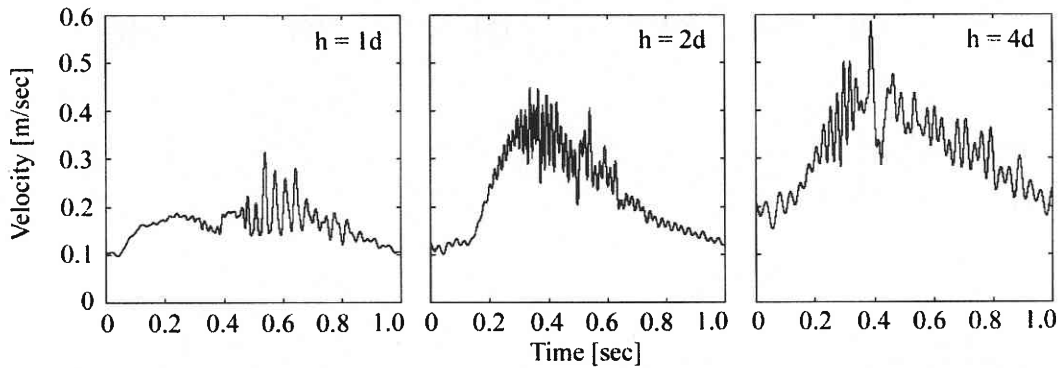


Fig. 5 Transient behavior of the velocity in the axial direction at the point (a) in Fig. 3

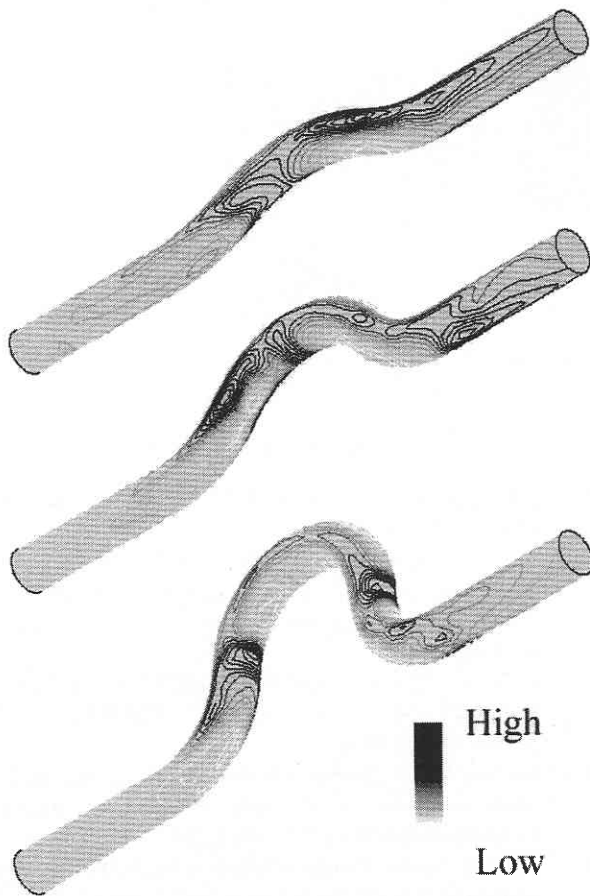


Fig. 6 Instantaneous wall shear stress

関係に注目しており、このように局所的に周期的に働くせん断応力が血管壁に与える影響が動脈瘤の発生に関係していると考えている。

流れ場そのものについて詳しく見るため、Fig. 7に管中央の対称断面内における瞬間速度ベクトルを、Fig. 8には管断面内の瞬間2次流れ速度ベクトルを示す。Fig. 7より

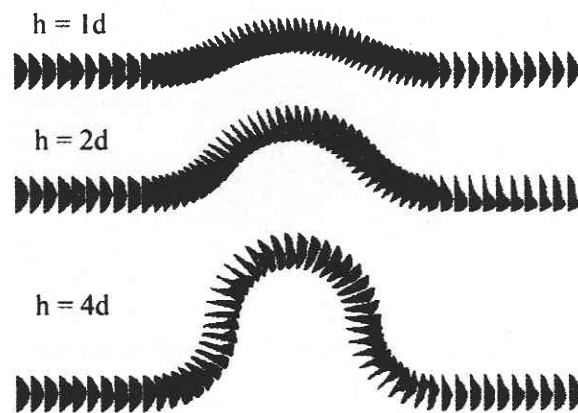


Fig. 7 Instantaneous velocity profile in the y-z plane

管の曲がりの影響で速度分布に偏りが生じていることがわかる。Fig. 8からは断面内に複雑な2次流れが発生していることがわかり、その大きさおよび複雑さはともに曲がり高さとともに増大していることがわかる。

また、速度分布と壁面せん断応力には密接な関連があり、例えばFig. 8のh = 4d (a)のように軸方向流れ (Fig. 7参照)、2次流れがともに壁面に衝突するような地点において大きな壁面せん断応力が生じている。一方、Fig. 8のh = 4d (c)では断面全体に渡って2次流れ流速が大きいものの壁面付近では比較的小さく、軸方向の流速も断面内で平均化されている。このような地点においては大きなせん断応力は生じない。

以上は計算結果のうち瞬時値に関する議論であるが、前述の通り速度場は非定常振動しているため断面速度分布も時間とともに周期的に変化する。本研究ではこの様子を市販のグラフィックソフトウェア“FIELDVIEW”を用いてアニメーションを作成している<sup>10)</sup>。アニメーションによって可視化を行うことで血管形状の違いによる流れ場の非定常的な挙動への影響を詳細に観察できる。

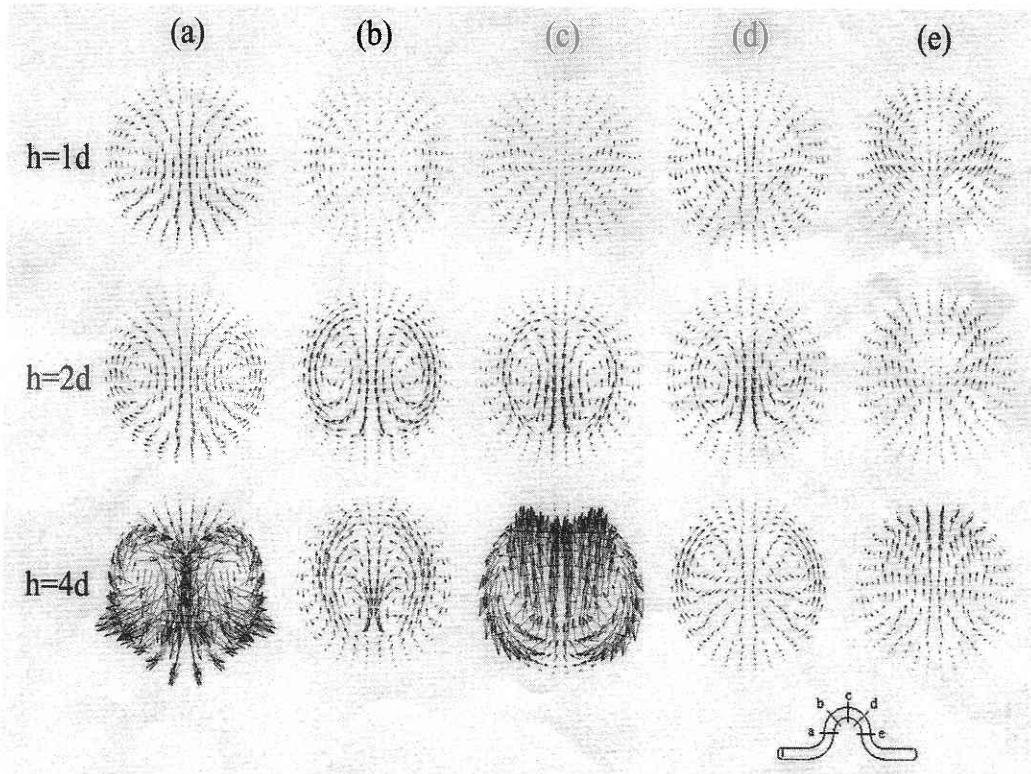


Fig. 5 Transient behavior of the velocity in the axial direction at the point (a) in Fig. 3

## 5. お わ り に

本研究は数値シミュレーションによる脳動脈瘤発生要因の解明を目的としている。

本報では入口境界条件に脈動流入条件を与えたシミュレーションを行い、管の曲がりの影響で流れ場に非定常振動が発生することがわかった。それに伴って壁面せん断応力分布が時間変動し、その変動は流れ場の構造と密接な関係があることがわかった。また、曲がり部の高さを変化させることによって、曲がり部の高さの増大に伴って2次流れ流速が増大するとともにその構造が複雑化し、その結果壁面せん断応力の最大値が増大することがわかった。

今後は流れ場の振動についてより詳細な検討を行うとともに、実際の血管形状を用いたシミュレーションを行う予定である。

## 謝 辞

本研究は帝京大学医学部の高木清先生との共同研究であり、先生より多大なご助力を頂いた。また本研究は生産技術研究所より選定研究の助成をうけて行われた。ここに記して感謝いたします。

(1998年11月11日受理)

## 参 考 文 献

- 1) 狩野 猛, 他: 脳血管障害の流体力学, *Neurosurgeons*, Vol. 12, pp. 15-24 (1993).
- 2) 桑原 武夫, 他: 図説脳神経外科学 第2版, 南山堂.
- 3) Ferguson, G.: Physical factors in the initiation, growth, and rupture of human intracranial saccular aneurysms, *J. Neurosurg.*, Vol. 37, pp. 666-677 (1972).
- 4) 山口隆平, 他: 脳前交通動脈回りの流体力学的構造と動脈瘤の発生 (第1報, 流れの可視化), *機論B編*, Vol. 63, pp. 2335-2340 (1997).
- 5) Burleson, A. et al.: Computer modeling of intracranial saccular and lateral aneurysms for the study of their hemodynamics, *Neurosurgery*, Vol. 37, pp. 774-783 (1995).
- 6) Taylor, C. A., et al.: *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 158, No. 1-2, pp. 155-196 (1998).
- 7) 鳥井 亮, 他: 屈曲した血管内の血流シミュレーションとその可視化, *可視化情報*, 18-Suppl., No. 1, pp. 55-58 (1998).
- 8) 大島 まり, 他: 数値シミュレーションによる脳動脈瘤の解析, 第11回数値流体力学シンポジウム講演論文集, pp. 583-584 (1997).
- 9) Aaslid, R., et al.: Noninvasive transcranial Doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arteries, *J Neurosurg.* 57, pp. 769-774 (1982).
- 10) *FIELDVIEW User's Manual*, Intelligent Light.