

分岐を考慮した脳血管内流れの数値解析

Numerical Simulation of a Blood Flow in the Cerebral Artery with Branch

鳥 井 亮*・大 島 ま り**・小 林 敏 雄*・谷 口 伸 行***

Ryo TORII, Marie OSHIMA, Toshio KOBAYASHI and Nobuyuki TANIGUCHI

1. はじめに

近年、医学分野への物理学的発想の導入により、機械的刺激によって起こる生体反応（メカノトランスダクション）が注目されている。その一例として、血管壁面が内側に膨れ上がるアテローム性動脈硬化の発生部位と、血流による壁面せん断応力の低い部位との相関が Malek らによって指摘されている[1]。一方、脳動脈瘤に関しては、発生部位および年齢別、男女別発生頻度の分布に特異性がみられることが知られており[2]、著者らは年齢および性別によって変化する血管形状と動脈瘤発生との関係に注目している。特に内頸・後交通動脈瘤の発生部位である分岐部（Fig. 1：①）の上流にある急激な湾曲部（“carotid siphon”と呼ばれる）は、年齢とともに形を変えることが知られており[3]、また男女の頭蓋骨サイズの差もこの部位の形状に影響を与えることから、carotid siphon の形状に起因する流体力が動脈瘤の発生に影響を及ぼしていることが予想される。

著者らはこれまで、実形状の血管内の血流をシミュレーションするために、CT（Computed Tomography）から抽出した血管形状と超音波流速計によって計測された血流速を利用した数値シミュレーションシステムの構築と、そのシステムを用いた内頸動脈内の流れのシミュレーションを行

ってきた[4]。その結果、内頸動脈の血管壁のある部分に集中的にせん断応力が発生し、脈動に伴って壁面せん断応力が大きく時間変動することがわかった。さらに、内頸動脈と後交通動脈の分岐部に相当する部分付近では、壁面せん断応力がその方向を大きく変化させながら時間変動している様子が示された。しかし、この結果は、後交通動脈分岐部の上流に位置する曲がりの影響のみを調べたものであるため、実際に分岐が存在する場合の壁面せん断応力の挙動については不明である。

そこで、本報では後交通動脈の分岐が存在する場合の壁面せん断応力の挙動を調べるため、分岐モデルを用いた数値シミュレーションを行う。それによって、分岐部上流にある carotid siphon と分岐とが壁面せん断応力の分布および挙動に与える複合的な影響を調べ、脳内に数ある分岐部の中で内頸・後交通動脈分岐部に集中的に動脈瘤が発生する理由の解明を試みる。

2. 計算モデル

本報では、内頸動脈と後交通動脈との分岐部の流れ場および壁面せん断応力を調べるため、Fig. 2 に示すような分岐血管モデルを用いて数値シミュレーションを行う。分岐位置を A, B, C の 3 通りに変化させることで、分岐位置とせん断応力との関係も同時に調べる。以降、分岐位置 A, B, C の順に case 1, 2, 3 とする。内頸動脈部分については前報で提案した手法[5]を用いて CT の画像から血管形状を抽出し、計算格子の生成を行った。後交通動脈部分については、解像度の問題により CT 画像に写っていないため、直円管を用いたモデル化を行った。内頸動脈の直径 D は約 4 mm であり、分岐管の直径 d は 1 mm とした。Fig. 3 には計算格子 (case 2) を示す。全節点数は 53,991（うち分岐部 4,280 節点）、全要素数は 49,684（うち分岐部 3,724 要素）である。

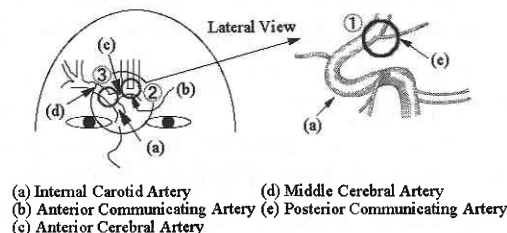


Fig. 1 Overview of cerebral artery

* 東京大学生産技術研究所 情報・システム部門

** 東京大学生産技術研究所 人間・社会部門

*** 東京大学情報基盤センター

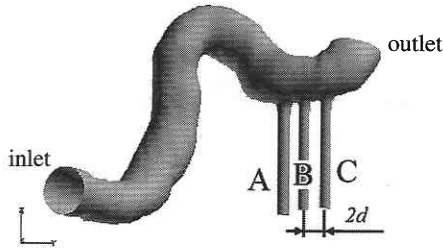


Fig. 2 Computational Model

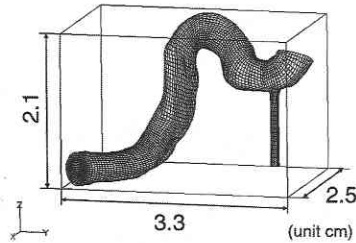


Fig. 3 Computational Mesh

3. 計算手法と境界条件

空間離散化には速度1次, 圧力0次の六面体要素による有限要素法を用いた. 数値アルゴリズムは Table 1 に示す通りである.

入口境界条件には脈動を考慮した速度境界条件として, 以下の式で示される Womersley 速度プロファイル[6]を与えた.

$$Q(t) = \sum_{n=0}^N B_n e^{in\omega t} \dots\dots\dots (1)$$

$$w(r, t) = \frac{2B_0}{\pi R^2} \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right] + \sum_{n=1}^N C_n e^{in\omega t} \dots\dots\dots (2)$$

$$C_n = \frac{B_n}{\pi R^2} \left[1 - \frac{J_0(\alpha_n \frac{r}{R} i^{3/2})}{J_0(\alpha_n i^{3/2})} \right] / \left[1 - \frac{2J_1(\alpha_n i^{3/2})}{\alpha_n i^{3/2} J_0(\alpha_n i^{3/2})} \right] \dots\dots\dots (3)$$

ここで, J_n は n 次 Bessel 関数であり, α_n は

$$\alpha_n = \sqrt{n\omega/\nu}$$

である. α_1 は Womersley 数と呼ばれる振動流の無次元パラメータである. また, 式 (1) 中の係数 B_n は, 超音波流速計によって得られた 20 代男性の頸動脈の流速を用いて決定した. 計測の結果と Womersley 速度プロファイルの流量の時間変動の様子を Fig. 4 に示す. 式 (2) からわかる通り, Womersley 速度プロファイルは時間変動する速度プロファイルであり, 心臓の拡張期 (脈動の後半) にあると言われている逆流を表現することができる[6]. Fig. 4 より, 本モデルにより流量の変動がよく表されていること

Table 1 Numerical algorithm

Reynolds Number	160-850
Element Geometry	Hexahedral
Approximation Function	1st Order for Velocity Piece-wise constant for Pressure
Pressure and Velocity Coupling	MAC Method
Solver of Poisson Equation	CG Method
Time Integration	2nd Adams Bashforth

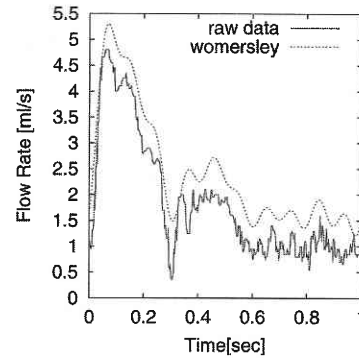


Fig. 4 Boundary condition at the inlet

がわかる. 一心拍あたりの流速の変動は, Reynolds 数で表すと 160-850 の間である.

出口境界条件には内頸動脈・後交通動脈双方に traction-free 条件を, 壁面境界条件には non-slip 条件を用いた. また, 壁面の変形は考慮しておらず, 剛体壁とみなしている. 血液は Newtonian として近似した.

4. 結 果

以下に数値シミュレーションの結果を示す.

Figure 5 は心臓の脈動1周期に渡って平均した壁面上のせん断応力分布である. 図よりいずれのケースにおいても入口に近いはじめの曲がり部に壁面せん断応力が集中している領域があることがわかる (点 A_1-A_3). これは分岐がない場合 (Fig. 5 (a)) と同様の傾向であり, 絶対値も分岐がない場合とほぼ同じである. 図に示されている壁面せん断応力の値は最大で 65 dyn/cm² であり, 計測された血管壁上の壁面せん断応力 10-70 dyn/cm² [1] と比較すると妥当な値であるといえる. 一方, 分岐付近にも壁面せん断応力が集中的に生じている領域がいずれのケースにおいてもみられ (点 B_1-B_3), その絶対値はおおよそ各ケースの点 A 付近と同等である. 分岐がない場合のこの部位の壁面せん断応力は点 A_0 付近と比べると非常に小さく, 本計算における分岐付近への壁面せん断応力の集中は, 明らかに分岐があることの影響である. 各ケース間の差異については, やや case 2 において高せん断応力域が広がっているが,

絶対値を見ると大きな差異は見られない。

次に壁面せん断応力分布の時間変化を Fig. 6 に示す。いずれの場合も点 A₁-A₃、点 B₁-B₃ ともに入口流速の時間変動に伴って壁面せん断応力が時間変動している様子がわかる。いずれの場合も壁面せん断応力の値は前述の計測値 10-70 dyn/cm² をある瞬間で上回っており、特に case 1 では、分岐に近い点 B₁ において最大 255 dyn/cm² もの大きな壁面せん断応力が生じている (Fig. 7 (a))。これは計測さ

れた最大値の 4 倍近い値であり、これほどの大きなせん断応力が血管壁面に与える影響は大きいと予想される。これについては別途実験等によって検証する必要がある。各ケース毎の壁面せん断応力の挙動を比較すると、いずれの場合も入口の脈動のピーク付近にせん断応力のピークが存在するという点は同じであるが、ピークの値は大きく異なり、case1, 2, 3 の順に約 255, 230, 195 dyn/cm² である。Fig. 5 の平均壁面せん断応力分布では各ケース間に定量的に大きな差は認められなかったが、時間変動には大きな差が現れてお

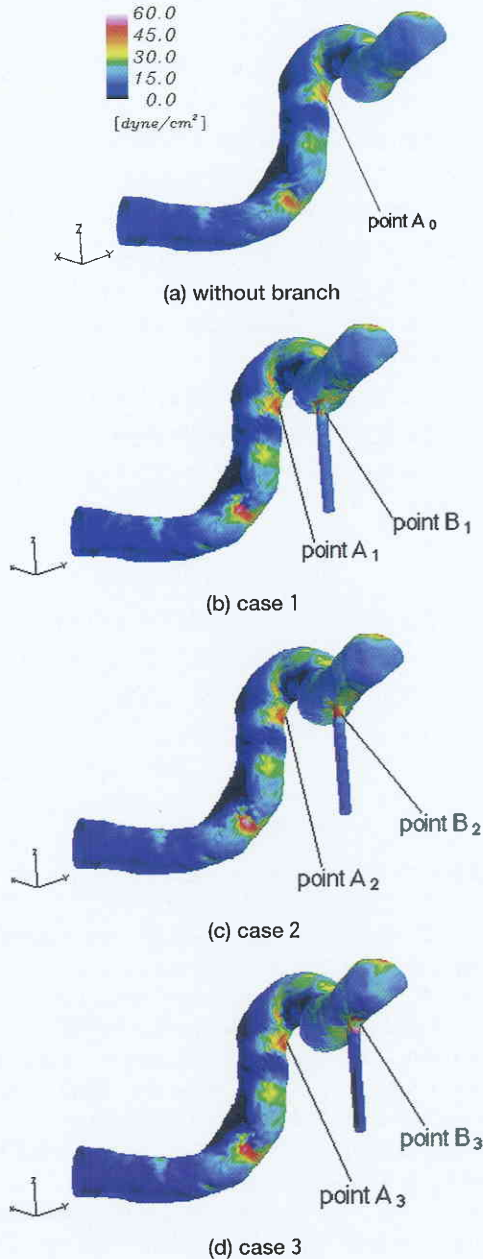


Fig. 5 Magnitude of averaged wall shear stress distribution (over one cardiac cycle)

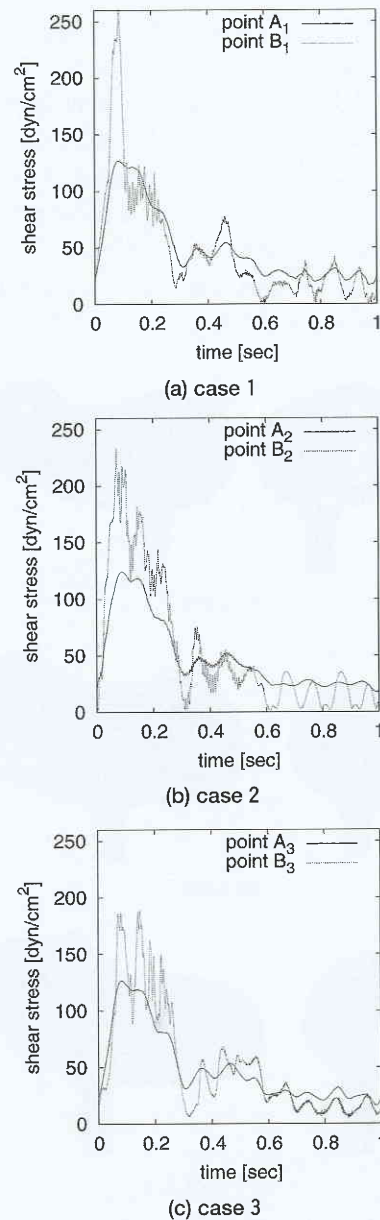


Fig. 6 Transient behavior of magnitude of wall shear stress at selected points

研究速報

り, このことは非定常解析の重要性を示している. 一方, ピーク付近でのせん断応力の挙動も異なっており, case 1 では1つの大きなピークのあと, せん断応力が急激に減少しているが, case 2ではピークから振動しながらだんだん減少している. case 3になると2つの同程度の値のピークを持つことがわかる. このことは, 各ケースの間での分岐付近の流れの時間変動のちがいを反映している.

Figure 7は2次流れの速度分布である. 左側の図が内頸動脈の管軸と垂直な平面, 右側の図が管軸と平行で, 分岐管を含む断面である. いずれのケースにおいても管軸と垂直な断面内に旋回がみられる. これは, 分岐上流にある湾曲部“carotid siphon”が作り出している流れである. 旋回はcase1,2,3の順に弱くなっており, carotid siphonに近い方がより旋回が強い. 図より, case1ではこの旋回流が強く壁面に衝突している様子がわかる. case2,3と分岐位置がcarotid siphonから遠くなるにつれて, 壁面への旋回の衝突が弱くなるが, 代わりに軸方向の流れが分岐付近の壁面に強く衝突するようになる. 衝突する流れの絶対値は, 分岐位置がcarotid siphonから遠くなるに従って弱くなっている.

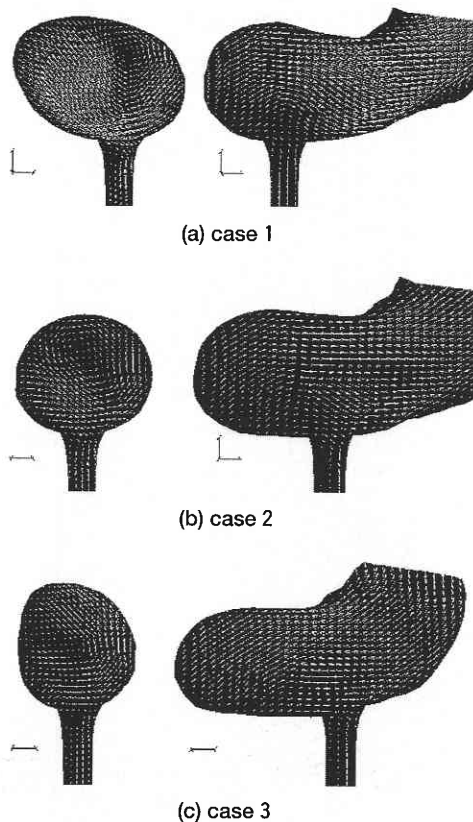


Fig. 7 Averaged velocity distributions of the secondary flow (left: orthogonal section to axis of artery, right: parallel section to axis of artery)

以上より, 内頸動脈の carotid siphon によって作り出された旋回流と, 後交通動脈の分岐との位置関係によって, 分岐部に衝突する流れの方向および強さが変化し, それに伴って壁面せん断応力の大きさが変化することがわかった.

5. 結 論

本報では, 著者らがこれまでに構築してきた脳血管の CT のデータと血流速の計測データを利用した血流シミュレーションシステムを用いて, 内頸・後交通動脈分岐部の数値シミュレーションを行った.

数値シミュレーションの結果, 内頸動脈の carotid siphon と呼ばれる湾曲部が複雑な旋回流をつくり出し, その下流部にある内頸動脈と後交通動脈との分岐部付近の流れ場に対して支配的な影響を与えていることがわかった. この旋回流に対する後交通動脈の位置によっては, 非常に強い流れが分岐部付近の血管壁に衝突することになり, 分岐部付近で非常に大きな壁面せん断応力が生じる. 本報でシミュレーションした中では, 瞬間的に実測値の4倍近くの壁面せん断応力が生じることがわかった.

以上のことは, 脳内の血管網に数ある分岐の中で, 内頸動脈と後交通動脈との分岐部に特有の現象であり, この部位に集中的に動脈瘤が発生することのひとつの要因である可能性を示唆している.

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, 本研究は科学研究費基盤研究(c)12650155の助成のもとで行った. ここに記して感謝いたします.

(2000年11月10日受理)

参 考 文 献

- 1) Malek A. M. *et al.* Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *JAMA*, 282, pp. 2035-2042(1999).
- 2) 狩野 猛, 他: 脳血管障害の流体力学, *Neurosurgeons*, Vol. 12, pp. 15-24 (1993).
- 3) Huber, P.: *Cerebral Angiography*, Internal Carotid Artery, Georg, Thieme, Verlag, New York, pp. 49-65(1982).
- 4) Ryo TORII, *et al.*, "Numerical Visualization of Pulsatile Flow in Cerebral Artery", *Proceedings of the 3rd ASME/JSME Joint Fluids Conference*, S284-4, FEDSM 99-6998(1999).
- 5) 鳥井亮, 他: CTを利用した脳血管内流れの数値解析, *生産研究*, 第52巻第1号, pp. 55-58 (2000).
- 6) Taylor, C., *et al.*: "finite element modeling of blood flow in arteries", *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 158, pp. 155-196 (1998).