

CT を利用した脳血管内流れの数値解析

Numerical Simulation of Blood Flow in the Cerebral Artery Using CT

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

脳動脈瘤は脳血管の壁面が風船のように膨張して瘤を成す病気であり、破裂するとクモ膜下出血を引き起こす。クモ膜下出血の9割以上は脳動脈瘤の破裂によるものであることがわかっている。脳動脈瘤の発生には3つの特徴がある。ひとつは動脈瘤の発生が脳血管内の特定の位置に集中していることで、そのような部位は脳内に3ヶ所ある (Fig. 1: ①②③)¹⁾。ふたつ目は年齢別発生頻度が40～50歳代でピークとなることである²⁾。三つ目は発生率に男女差があることで、内頸・後交通動脈瘤 (Fig. 1: ①に発生) の場合は男性より女性の方が発生率が高い。

著者らは以上の動脈瘤発生に関する特徴と血管形状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の上流にある急激な湾曲部 (“arotid 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。血管形状と流れ場あるいは流体力との関連についてはこれまでも研究がなされており⁴⁾、そのほとんどが血管の分岐を対象としたものであるが、著者らは血管の曲がり

部に特に注目して解析を行っている。

著者らの研究では内頸動脈の carotid siphon をモデル化した屈曲管を用いて脈動流の数値シミュレーションを行い、変曲点を有する曲がりによって心臓の脈動とは独立した高周波が流れ場中に発生することがわかった。またそれと同時に壁面上に生じるせん断応力分布が大きく時間変動することもわかった^{5),6)}。

本報では内頸動脈の carotid siphon 付近を対象とし、CT のデータを利用して計算格子の生成を行う。さらに計測によって得られた値を脈動入口境界条件として用いることでより現実に近い状態を再現した数値シミュレーションを行い、その結果を元に血管壁に作用する流体力を解析する。臨床医学の分野ではすでに CT (Computed Tomography) や MRI (Magnetic Resonance Imaging) などの画像診断が用いられており、これらのデータを利用して計算格子を生成し、シミュレーションを行うようなシステムを構築することで比較的容易に個人レベルでの治療法に CFD を応用することが可能になる。

さらに結果を CG を用いて可視化を行うことにより、流体力学を専門としない人々にも流れ場の様子を理解し易くしている。特にアニメーションを用いた可視化によって流れ場の時間変動の様子を明確に捉えることができる。本報はこのようなシステムのプロトタイプとして、CT のデータを利用したシミュレーションに必要な手順の一例を示すものである。

2. 計算格子の生成

本研究における格子生成の手順を以下に示す。はじめに Fig. 2 に示すように、脳の水平断面画像が100枚ある。それぞれの画像の詳細は Fig. 3 a) に示す通りである。この画像から内頸動脈を抽出したものが Fig. 3 b) であり、画像に含まれる色の濃度値を数値化すると3次元的な空間濃度分布が得られる。このデータから市販の可視化ソフトウェア “AVS” を用いて血管壁面に相当する濃度の等値面を作成すること

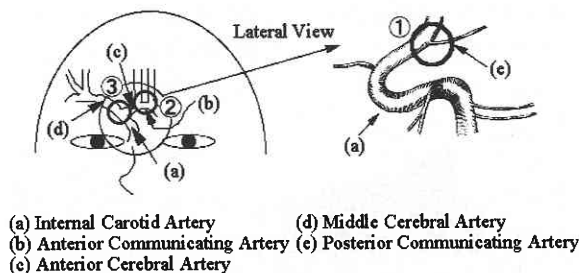


Fig. 1 Cerebral Artery

*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

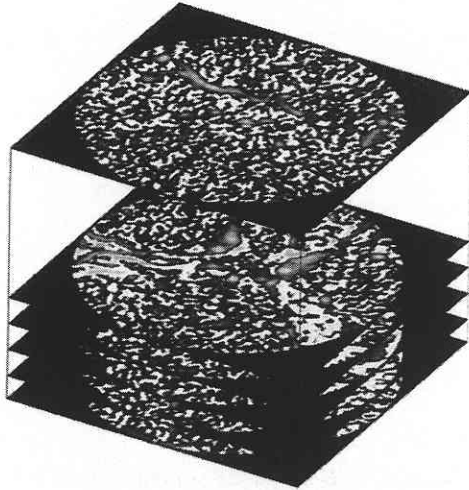


Fig. 2 Overview of CT slices

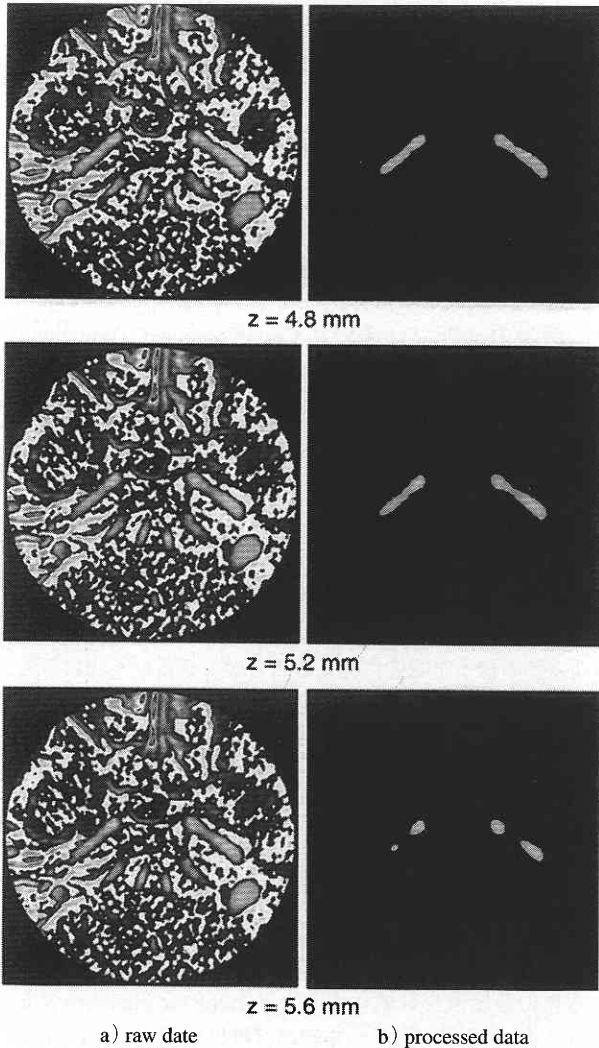


Fig. 3 Horizontal slices obtained by CT

で、血管壁を3角形要素を用いた有限要素シェルとして取り出すことができる。ここで取り出した有限要素シェルから市販のセミオートメッシャー“ICEMCFD”を用いてFig. 4に示すような6面体の有限要素計算格子を作成する。

3. 計算手法と境界条件

離散化には有限要素法を用いた⁶⁾。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を与えた。詳細はFig. 5に示す通りである。Fig. 5 a) は超音波計測によって得られた内頸動脈内の血流の計測値であり⁷⁾、本計算ではこれをFig. 5 b) のようにモデル化した。入口速度の空間分布にはPoiseuille流と同じ放物線形プロファイルを与えており、Fig. 5 b) は放物線形速度プロファイルの頂点の値の時間変動を示している。これはReynolds数で表せば約300-700の間で変化している。

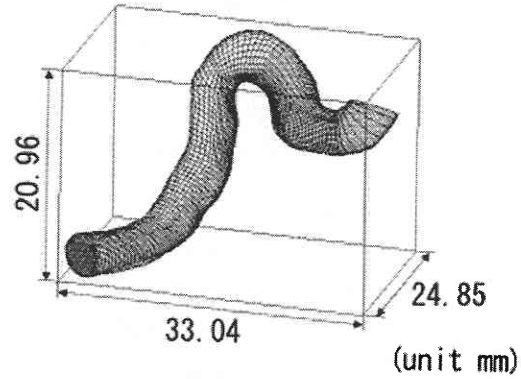


Fig. 4 Computational Mesh

Table 1 Numerical algorithm

Reynolds Number	300-700
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

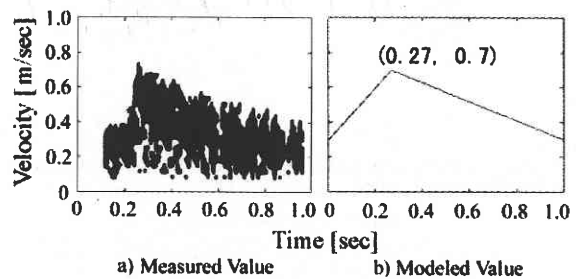


Fig. 5 Boundary Condition at Inlet

出口境界条件には 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。図より入口に近いはじめの曲がり部に応力が集中している領域があることがわかる。このような領域が動脈瘤の発症に何らかの影響を与えていることが予想される。血管全体を見るとせん断応力の集中は曲がりの外側にあたる部分で比較的高くなっている。動脈瘤が発症しやすい後交通動脈との分岐部は図中の矢印で示した部分付近にあるが、今回の計算では特にこの部位へのせん断応力の集中は見られず、曲がりはじめの部位へのせん断応力の集中が顕著であった。壁面せん断応力は 2.0[Pa]程度と言われており⁸⁾、ここで示されている 6.461[Pa]という値はやや大きい。これは計測手法あるいは計算に用いた入口および出口の境界条件、弾性壁の影響などが考えられる。

次に壁面せん断応力分布の時間変化を Fig. 6 に示す。脈動初期の $t=0.005$ においては血管全体にわたってせん断応力は小さく、Fig. 4 に示すように心臓の収縮とともに入口流量が増加し、 $t=0.150$ を経て $t=0.300$ で壁面せん断応力は最大値を示す。入口流量は $t=0.270$ で最大値をとり、それ以降は減少する。それに伴って壁面せん断応力も減少し ($t=0.650$)、 $t=1.000$ では $t=0.005$ の場合とほぼ同じ分布となった。特にせん断応力が集中している領域でのせん断応力の時間変化量は大きく、繰り返し加わる応力が血管壁に悪影響を及ぼすことも考えられる。

Figure 7 は 2 次流れの速度分布である。断面 a) では弱い 2 次流れが現れており、断面 b), c) と進むに従って 2 次流れが強くなっている。特に断面 c) では強い旋回が現れて

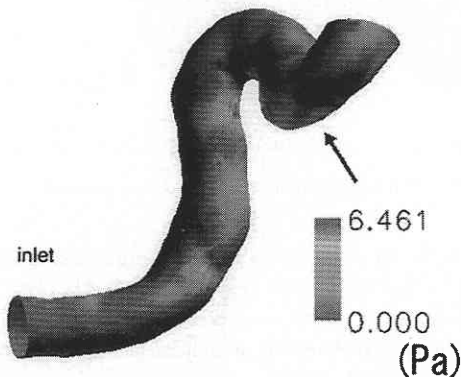


Fig. 6 Averaged wall shear stress distribution (through one cardiac cycle)

いる。2 次流れ速度の大きさは軸方向流速の 10 ~ 20 % 程度である。一方軸方向流速に注目すると、断面 a) では断面内で大きな偏りがあるのに対し、断面 b), c) では断面内で平均化されている。Fig. 5, 6 と比較すると断面 c) 付近では旋回の影響で壁面せん断応力がやや大きくなっているが、断面 a) 付近の値に比べると小さい。したがって壁面せん断応力の発生に関しては軸方向速度分布が支配的であることがわかる。Fig. 8 には 2 次流れの時間変動が示されている。Fig. 6 と同様に入口の脈動にあわせて主流方向、2 次流れともに速度の絶対値が周期変動している様子がわかる。

最後に解析に要した時間について述べる。計算格子の生成には SGI 社 O2 上で前述のソフトウェア ICEM を用いて約 1 日、計算には SGI 社 Origin2000 を用い、1 CPU で 1 ケース計算するのに約 2 日を要した。これに加えて CT の前処理、計算結果の可視化に約 3 日を要するため、1 ケースの解析を行うのに約 1 週間必要となる。

5. 結 論

本報では CT のデータを利用して生成した計算格子および計測データをモデル化した境界条件を用いることで現実に近い条件の下で脈動流の数値シミュレーションを行った。

CT データからの格子生成を行うにあたっては、できるだけ自動化された手順の確立を試みた。その結果、改善の余地はあるものの市販のソフトウェアを利用して一連の格子生成の手順を示すことができた。

数値シミュレーションの結果、壁面せん断応力がある領域に集中すること、さらにそのような領域で壁面せん断応力分布が大きく時間変動することを確認した。また、結果を CG を用いて可視化することによって流れ場の様子を捉えることが容易になった。

本報で示した一連の解析手順は数値シミュレーションの個人レベルの診療への適用の第一歩としてその一例を示すものであり、このようなシステムの実現は将来的には十分に可能であると考えられる。

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。(1999年11月10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) Huber, P.: *Cerebral Angiography*, -Internal Carotid Artery,

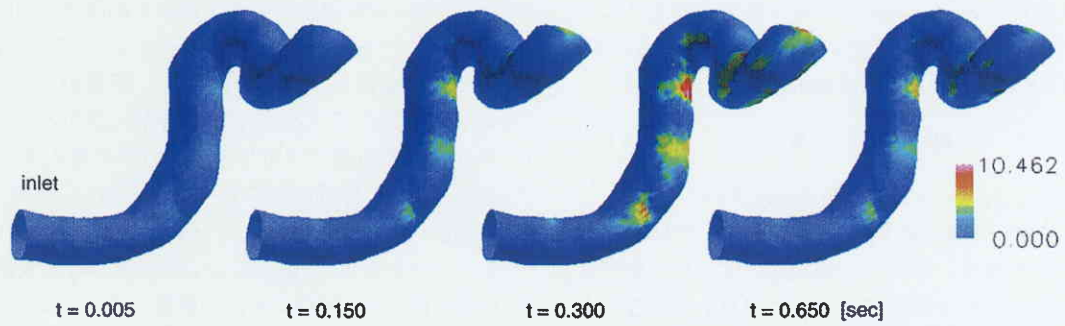


Fig. 7 Instantaneous wall shear stress distribution (at some time of cardiac cycle)

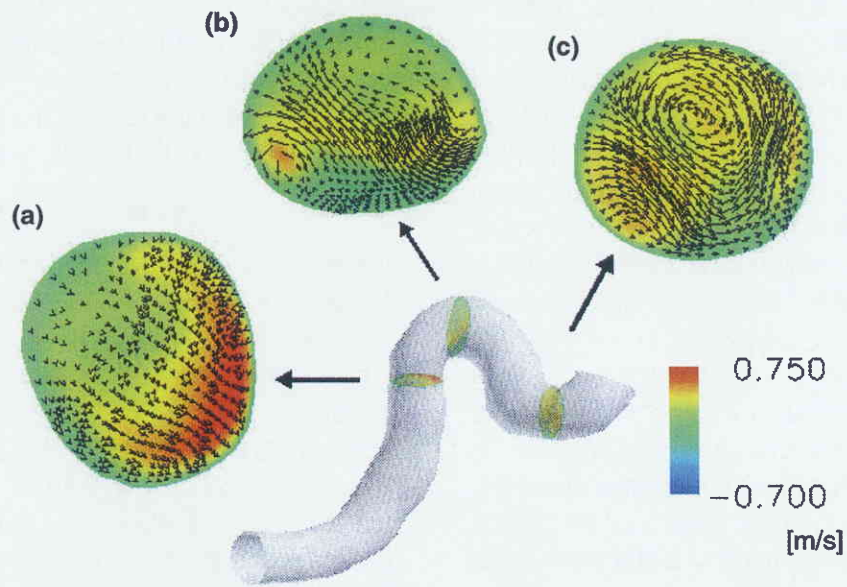


Fig. 8 Instantaneous velocity distributions in some cross sections (color contour indicates axial velocity distribution)

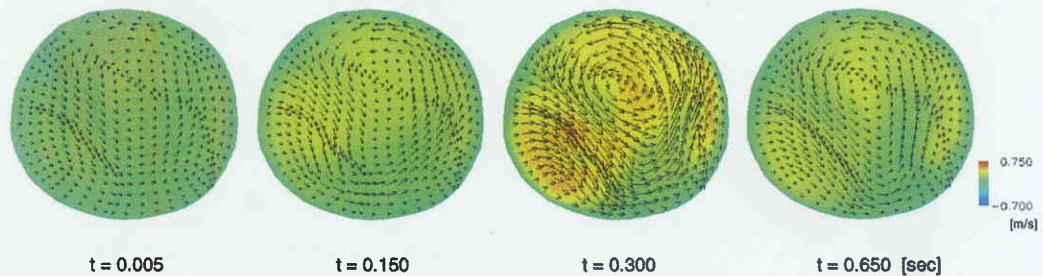


Fig. 9 Instantaneous velocity distributions of the secondary flow (positions of each cross sections are same as section (c) in Fig. 7 and color contour indicates axial velocity distribution)

- Georg, Thieme, Verlag, New York, pp. 49-65 (1982).
- 4) Taylor, C., et al., "Finite element modeling of blood flow in arteries", *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 158, pp. 155-196 (1998).
 - 5) 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).
 - 6) 鳥井亮, 他: 数値シミュレーションによる脳血管内流れの解析, *生産研究*, 第51巻第1号, pp. 41-44 (1999).
 - 7) Aaslid, R., et al.; "Noninvasive transcranial doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arteries, *J Neurosurg*" 57, pp. 769-774 (1982).
 - 8) 安藤譲二: シェアストレスと内皮細胞, *メディカルレビュー* 社.