

脳動脈内を流れる血流の数値シミュレーション

大島 まり*

ABSTRACT It is known from the medical statistics that the intracranial aneurysms occur at the preferential areas in the cerebral artery among the preferential age group. This indicates that the development and rupture of an aneurysm is related to hemodynamic effects on the artery wall. The objectives of the paper are to investigate flow fields such as velocity profiles and shear stress distributions in the cerebral artery, particularly the carotid siphon using numerical simulations for the hemodynamic study of intracranial aneurysms. The paper presents the numerical analysis system, which consists of pre-processing, simulation, and post-processing. In the pre-processing, the medical imaging data such as CT angiography are used to construct the three-dimensional geometry of the carotid siphon. The finite element simulation is carried out using the inlet flow condition based on ultrasound Doppler measurement. The results are visualized to provide a better understanding for the clinical study.

1. 脳動脈瘤における数値流体シミュレーション

くも膜下出血は日本の三大死因の一つである脳血管障害に属する疾患であり、日本では年間に約1万人に1人の割合で発病している。くも膜下出血の原因は9割以上が脳動脈瘤の破裂によるものであり、一旦瘤が破裂して、くも膜下出血を起こした場合、死に到る確率が高いといわれている。脳動脈瘤は図1に示されているように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、発生部位には次の3つの特徴がある。まず、第一に、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ある。このような部位は図2に示されているように脳内に3ヶ所あり、1)内頸動脈と後交通動脈の接合部(25%)、2)前交通動脈と前大脳動脈の接合部(30.3%)、3)前大脳動脈と中大脳動脈の分岐部(21%)に集中して起こる¹⁾。第2の特徴として、脳動脈瘤の発生頻度に年齢の偏りがあり、40~50歳代でピークとなることである²⁾。そして、第3の特徴は発生率に男女差があることであり、内頸・後交通動脈瘤(図2の一部に発生)の場合は男性より女性の方が発生率が高い³⁾。

脳動脈瘤の発生のメカニズムは未だに明らかでないが、発生部位、あるいは年齢や性差にみられる発生頻



図1 X線撮影による脳血管と脳動脈瘤の画像(矢印で示した箇所が脳動脈瘤)

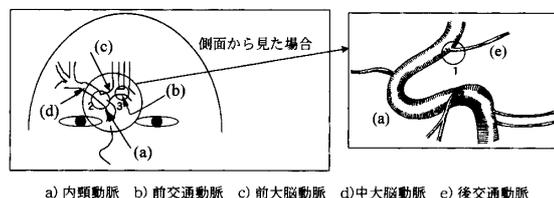


図2 脳動脈瘤の発症しやすい部位

度の偏りから血管形状が重要な役割を果たしていると考えられている。ある特有な血管形状において生じる流れのパターンや壁ずり応力などの流体力学的な要因が血管壁の内皮細胞に影響を及ぼし、瘤を発生し、ひいては瘤の破裂を引き起こす。このように、動脈瘤に

Numerical Simulation of Neurovascular Flow. By Marie Oshima (Institute of Industrial Science, University of Tokyo).

*東京大学生産技術研究所

限らず血流によって生じる機械的な力が病気の原因となる病例は生体系には多く見られる。以前は実験的な研究が主であったが⁴⁾、近年のコンピュータ性能の向上により、数値シミュレーションを用いる研究も報告されつつある。しかし、機械工学の分野と比較して、医学分野における適用の歴史はまだ浅いといえよう。一方、今後は倫理問題や動物実験を減らす傾向にあることから、数値シミュレーションは有効な手段となると思われる。また、ケース・スタディを容易に行え、実験と比較して *in vivo* での現象を再現しやすいなどの点からも数値シミュレーションは浸透していくであろう。

血管を対象とした数値解析は狭窄や分岐などを中心に行われている⁵⁾が、形状や脈動の影響が簡単にモデル化されているケースが多い。最近ではCT (Computed Tomography) あるいはMRI (Magnetic Resonance Imaging) などの医用画像技術が向上し、臨床に使われていることから、本研究においては医用画像を用いて実際の患者の血管形状における3次元血流シミュレーションを行っている。また、現実の脈動の影響を考慮するため、超音波流速計によって計測された流れの情報を用いて解析を行い、より現実に近い血流シミュレーションを試みている。医用画像を用いた解析例は腹部大動脈の解析⁶⁾が報告されているが、まだ少なく、脳血管については例をみない。これは脳血管が頭蓋骨内にあり、複雑にネットワーク状に絡まっています、他の部位と比較して血管形状を精度よく抽出するのが困難であるためである。また、頭蓋骨があるため、超音波流速計による測定が難しく、境界条件として与える流速情報を得るのも他の箇所より難しい。

そこで、本報では内頸動脈の carotid siphon 付近を対象として取り上げ、CT 画像からの血管抽出、血流解析そして結果の可視化といった一連の数値シミュレーション・システムの開発例を示す。そして、このようなシミュレーション・システムを構築することにより、将来に向けた個人レベルでの脳動脈瘤の治療法の可能性を探る。

2. 医用画像に基づく血管形状の作成

図3はCT血管造影法による70才代男性の脳血管の画像である。実際の画像データは図4のように水平方向にスライスされた約100枚の画像からなり、各画像は首先から頭に向けて鉛直方向 z に0.4 mm 間隔で撮影されている。断面画像の詳細は図5a)に示す通りで



図3 CT血管造影法による脳血管

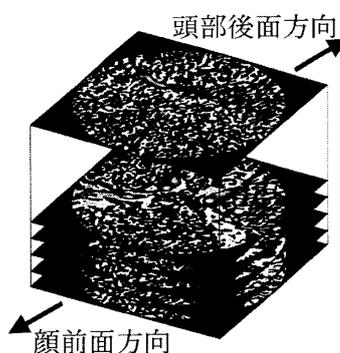
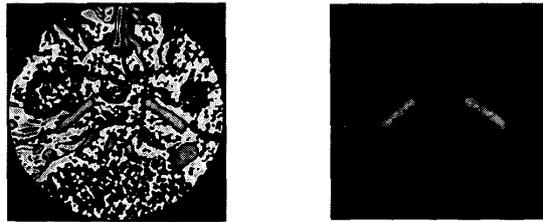


図4 水平方向にスライスされた脳全体のCT画像

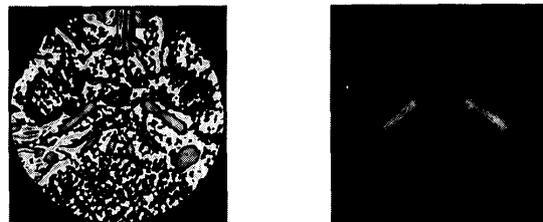
あり、各断面画像から内頸動脈を抽出し、スムージングをかけたものが図5b)である。画像に含まれる色の濃度値を数値化すると3次元的な空間濃度分布が得られるため、このデータから市販の可視化ソフトウェア AVS を用いて血管壁面に相当する濃度の等値面を作成し、図6a)に示す3次元ソリッドモデルを作る。ここで、血管壁を3角形要素による有限要素シェルとして取り出すことができ、表面形状を示す有限要素シェルから市販のICEM CFDを用いて図6b)に示すような6面体の有限要素計算格子を作成する。なお格子分割は全節点数60,480、全要素数は55,945である。

3. 数値シミュレーション手法と境界条件

一般に血流は層流域であり、シミュレーションには非圧縮性の方程式系である連続の式と Navier-Stokes 方程式を連成して解く。血液は非 Newton 流体として知られているが、本研究で対象としている内頸動脈ではひずみ速度が $400\text{--}600\text{ s}^{-1}$ 程度であり⁷⁾、ひずみ速度に対する血液粘性の変動は微少である。したがって、非 Newton 性を考慮せず、Newton 流体とみなしてい



1) 高さ $z = 4.8$ mm におけるスライス画像



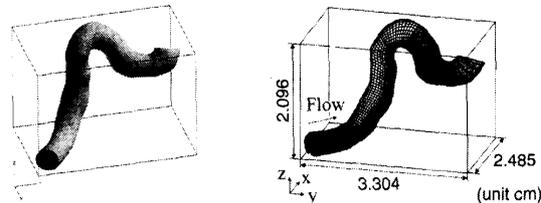
2) 高さ $z = 5.2$ mm におけるスライス画像



3) 高さ $z = 5.6$ mm におけるスライス画像

a) CT画像 b) 血管を抽出した画像

図5 CT画像からの内頸動脈の抽出



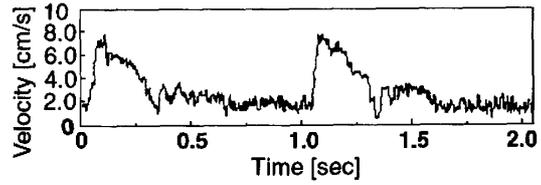
a) 内頸動脈の3次元ソリッドモデル b) 内頸動脈の有限要素計算格子

図6 CT画像データから抽出した内頸動脈

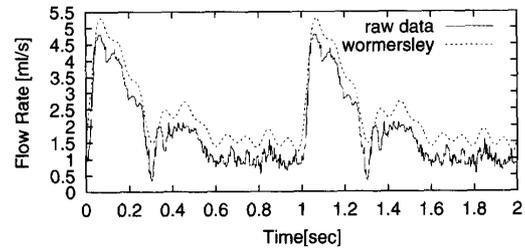
る。

シミュレーションにおける空間離散化には、速度1次・圧力0次の内挿関数による6面体の有限要素法を用いている。数値アルゴリズムはMAC法に基づき、時間積分は2nd order Adams-Bashforthである⁸⁾。

境界条件は精度高い解析を行う際に重要な点である。ここでは入口境界条件には超音波流速計によって計測された速度に基づく脈動を考慮した速度境界条件を与えている。図7a)は超音波計測によって得られた頸動脈内の流速の時間履歴を示している。本計算では



a) 超音波流速計による速度分布



a) Womersley条件による流量

図7 流入境界条件

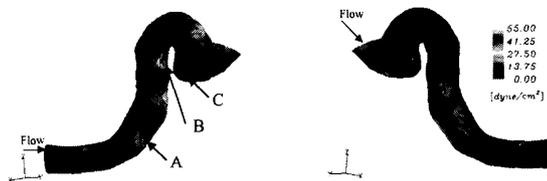


図8 心臓の脈動1周期にわたって時間平均した壁すり応力分布

図7a)の計測値をもとに、振動流の速度分布をあらゆる Womersley 流速分布を用いている。図7b)は測定値と Womersley 流速分布の流量の時間変動を示している、実際の流量の変動をよく再現している。血液の動粘度を実測値に近い一定値 $0.002 \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ とし、また流入部での平均血管径と平均流速を用いると、流入部でのレイノルズ数は約200から1600の間を変化することとなる。

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、出口境界条件の影響を軽減するため、出口には長さ $5D$ (D : 血管直径の平均値 $= 4 \text{ mm}$) をつけている。壁面の変形は考慮しておらず、剛体壁とみなしている。

4. 内頸動脈内の血流の可視化

図8は心臓の脈動1周期に渡って平均した壁面上すり応力分布である。一般に、本報で取り上げている内頸動脈のサイズの血管では、すり応力が $10\text{--}70 \text{ dynes/cm}^2$ といわれており⁹⁾、解析結果は妥当な値を示しているといえる。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。点A

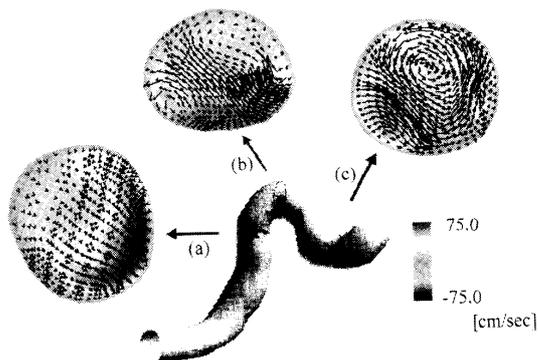


図9 瞬間時における断面内の速度分布および軸方向速度の大きさのコンター図

は壁のへこみによって大きなずり応力が生じ、点Bでは血管の曲がりによる遠心力で流速分布が血管の外側に偏り、壁面付近の速度勾配が大きくなり、大きなずり応力が生じる。点Cは後交通動脈との分岐部に相当するが、血管が細いためか、CT画像には見られなかった。このため、点Bと比較してずり応力は小さい。しかし、点Bは脳動脈瘤の頻発部位ではなく数が少ないものの、瘤が発生するといわれている。このことから、集中的に高いずり応力の生じる部分は脳動脈瘤の発生に何らかの影響を与えていると考えられる。

図9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次流れが強くなり、特に断面(c)では強い旋回が現れている。また、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、軸方向流速は断面(a)では断面内で大きな偏りがあるのに対し、断面(b)と(c)では断面内で平均化されている。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。したがって壁面ずり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。

このように結果を可視化することにより、血流の状態を瞬時にして把握することができる。さらに、紙面上では見ることができないが、結果をアニメーション表示することにより、流れや壁面ずり応力の時間変動をより詳細に観察することができる。CG (Computer Graphics) を用いた可視化は、informed consentに重きが置かれる今後の臨床において有効な手段といえるであろう。

5. 血流シミュレーションの展望

本報で示したように、患者自身の脳のCT画像から

血管形状を抽出し、超音波流速計による患者の流速情報を境界条件として用いることで、現実に近い血流のシミュレーションが行える。また、数値シミュレーションは解析形状や条件を容易に変化させることができることから、今後は症例のケース・スタディや最適なバイパス手術のプランニングなどの診断ツールとして有効だと考えられる。

脳動脈瘤に関しては、手術の危険度が非常に高く、手術によって半身不随あるいは意識障害などの後遺症を起してしまう場合が5%から10%の割合あると報告されている。しかし、瘤が破裂してくも膜下出血を起した場合の致死率は高く、また、現段階では破裂の危険度を予測する手段がないことから、手術をせざるおえないのが現状である。したがって、本システムのような患者特有の血管形状や流れの状態をもとにシミュレーションすることにより、各個人レベルでの脳動脈瘤の治療に役立てることができると思われる。

しかし、より正確なシミュレーションを行うためには今後は血管壁の弾性の影響あるいは血管が分岐していく影響を考慮した流出境界条件のモデル化など、改善すべき課題は多い。血流シミュレーションは研究課題としてChallengingであるが、今後このような問題を解決することにより、実際の医療分野に貢献できるような研究を行っていきたいと思う。

参考文献

- 1) 狩野 猛, 他: 脳血管障害の流体力学, Neurosurgeons, 12, 15/24 (1993)
- 2) 桑原武夫, 他: 図説脳神経外科学第2版, 南山堂 (1991)
- 3) P. Huber: Cerebral Angiography, -Internal Carotid Artery, 49/65, Georg, Thieme, Verlag, New York (1982)
- 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発生 (第1報, 流れの可視化), 機論, 63-611, B235/2340 (1997)
- 5) S. Z. Zhao, X. Y. Xu, et al.: Flow in carotid bifurcations: effect of the superior thyroid artery, Medical Engineering & Physics, 21, 207/214 (1999)
- 6) C., Taylor, et al.: Finite element modeling of blood flow in arteries, Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 158, 155/196 (1998)
- 7) 中馬一郎, 他: 新生理学大全, 第15巻, 医学書院 (1990)
- 8) Ryo TORII, M. Oshima, et al.: Numerical Visualization of Pulsatile Flow in Cerebral Artery · Proceedings of the 3rd ASME/JSME Joint Fluids Conference, S284-4, FEDSM99-6998 (1999)
- 9) A. M. Malek, et al: Hemodynamic Shear Stress and its Role in Atherosclerosis, JAMA, 282-21, 2035/2042 (1999)