

計算バイオメカニクスによる血管障害のメカニズムの解明

Computational Studies of Cardiovascular Disorders

大 島 ま り*

Marie OSHIMA

1. は じ め に

近年、数値流体力学 (Computational Fluid Dynamics: CFD) は機械工学の分野において目覚ましい発展を遂げており、設計の支援ツールとして用いられるようになってきている。医学・医療の分野でも、医用画像および計測技術の発達により非侵襲で3次元情報や生体情報が得られるようになったため、計算力学的なアプローチを適用する動きが始まっている。このような計算バイオメカニクスは特に心臓・血管系疾患では Computational Hemodynamics として最近着目されており、CFD の新しい研究分野といえる。本報では、脳血管障害の一つであるくも膜下出血の主要因となる脳動脈瘤を取り上げ、計算バイオメカニクスによる動脈瘤の発生および破裂のメカニズムの解明について解説する。

2. くも膜下出血と脳動脈瘤

くも膜下出血の90%は脳動脈瘤の破裂によると言われている。脳動脈瘤は比較的太い脳の動脈にできる瘤 (こぶ) であり、特にくも膜下出血をおこす動脈瘤は特定の部位や年齢層にできるなど、他の脳血管障害に見られない幾つかの特長をもっていることが臨床統計から知られている¹⁾。このことから、血管形状に起因する血液の流れパターンや壁すり応力などの血行学的 (Hemodynamics) な要因の変化が、力学的や生体的影響を血管壁に及ぼし、瘤の発生や破裂を引き起こしていると考えられている。以前は実験的な研究が主であったが²⁾、近年のコンピュータ性能の向上により、計算力学的なアプローチを用いる研究も報告されつつある³⁾。特に、今後は倫理問題から動物実験を減らす傾向にあるため、実験と比較してケース・スタディを容易に行え、*in vivo*での現象を再現しやすいといった利点を持つ計算バイオメカニクスは浸透していくと考えられる。

そこで、本報では内頸動脈の carotid siphon 付近の血流

*東京大学生産技術研究所 人間・社会大部門

を例にとり、CT 画像からの血管抽出、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を用いた数値解析、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・システムを示す (図1)。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

CT 血管造影法による画像から解析に必要な carotid siphon の3次元形状の構築を行う。通常のCT画像データは水平方向にスライスされている画像が何枚も積み重なって構成されている。図1に取り上げているものは、1断面当たり512x512のグレー・スケールであり、鉛直方向に0.4mm間隔で撮影された約100枚の画像からなっている。各断面において、血管壁に相当する閾値をかけて内頸動脈を表す濃度値を取り出し、各断面を鉛直 (z) 方向に積み上げることで3次元的な空間濃度分布を得る。このときに、元のCTデータの濃度は格段面ではばつきがあるため、スムージング操作を施す⁴⁾。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、3次元ソリッドモデルを作る。このソリッドモデルより、ICEM CFD を用いて6面体の有限要素計算格子を作成する。なお、本報の例では格子分割は全節点数42,120、全要素数は38,860である。

3. 数値解析手法と境界条件

数値解析は筆者らの開発した有限要素法のプログラム⁵⁾を用いている。方程式系は非圧縮性の連続の式と Navier-Stokes 方程式から構成されている。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、Newton 流体とみなしている。

境界条件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

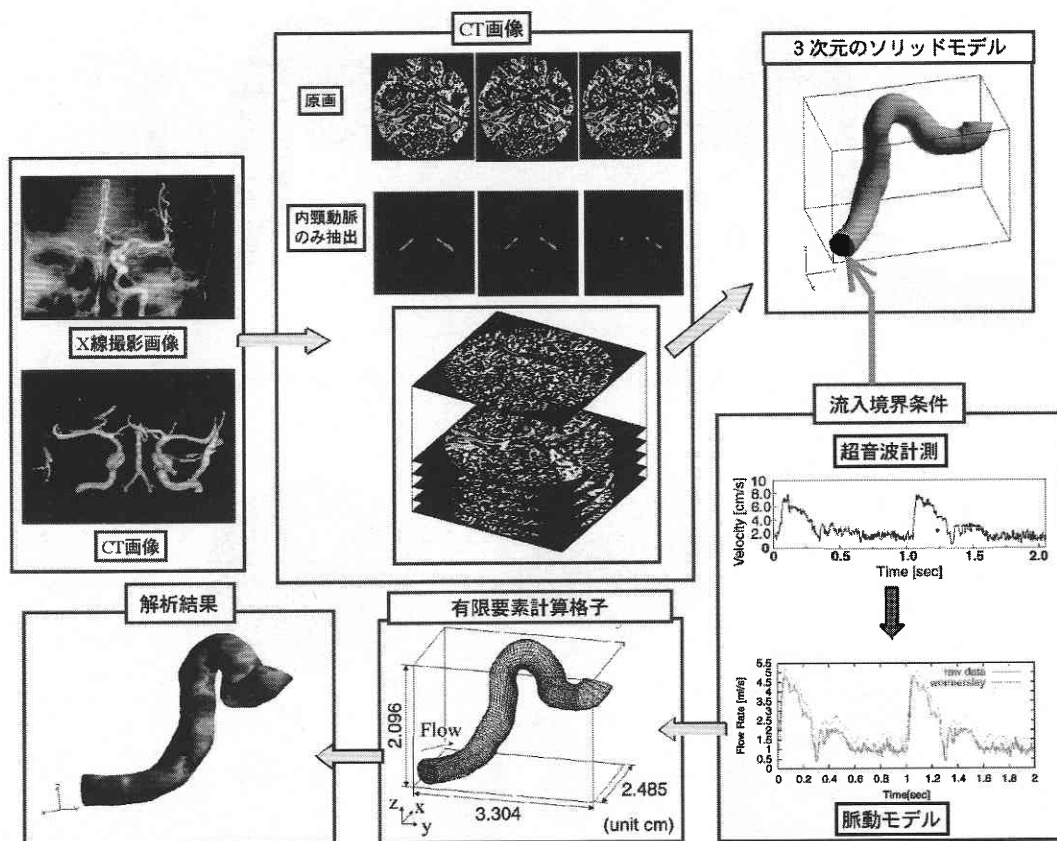


図1 数値シミュレーション・システム

いる。本計算では超音波計測の計測値をもとに、振動流の速度分布をあらわす Womersley 流速分布を用いている。ここで、流入部でのレイノルズ数は平均流速を用いると約 100 から 800 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 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. CG による内頸動脈内血流の可視化

心臓の脈動 1 周期に渡って平均した壁面上ずり応力分布を図 2 に示している。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、ずり応力が $10\text{--}70\text{ dynes/cm}^2$ といわれており⁶⁾、解析結果は妥当な値を示しているといえる。図より数カ所に応力が集中している領域があることがわかる。点 A 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 CT 画像には見られない。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。したがって、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 3 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。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把握することができる。さらに、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、今後の臨床において有効な手段といえるであろう。

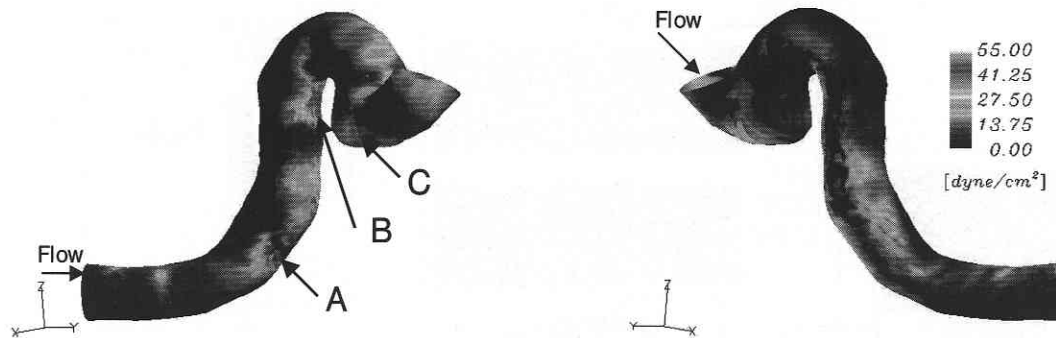


図2 心臓の脈動1周期にわたって時間平均した壁すり応力分布

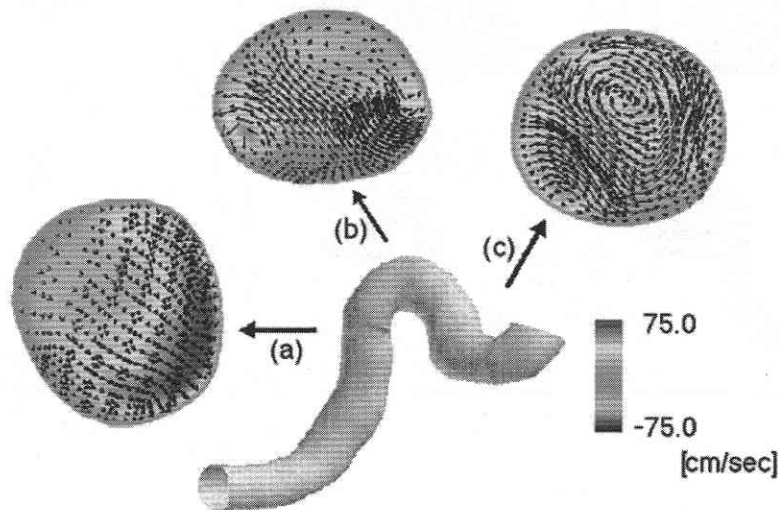


図3 瞬間時における断面内の速度分布および軸方向速度の大きさのコンター図

5. 血管障害における計算力学の今後の展望

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。脳動脈瘤の手術は危険度が高く、手術によって半身不随や意識障害などの後遺症を起こしてしまう割合が5%—10%であると報告されている。一方、瘤破裂によるくも膜下出血の致死率は高く、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。瘤破裂の予測のためには、血管壁の弾性の影響や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。しかし、今後はこのような点を改良して、さらに現実に則した数値解析を行うことにより、将来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と思われる。

また、本報で示した数値シミュレーション・システムは医用画像を用いていることから、脳血管障害だけでなくアテローム性動脈硬化症あるいは心疾患などにも適用するこ

とができ、応用範囲も広いと考えられる。

(2001年2月26日受理)

参 考 文 献

- 1) 狩野 猛, 竹内茂和, 小林延光, 本宮峯生, 馬淵正二: 脳血管障害の流体力学. *Neurosurgeons*, 12: 15–24, 1993.
- 2) 山口隆平, 木谷健一, 杉原亮太, 保坂有紀: 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 B: 2335–2340, 1997.
- 3) Taylor, C., Hughes, T. JR., Zarins, C. K.: Finite element modeling of blood flow in arteries. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 158: 155–196, 1998.
- 4) 鳥井亮, 大島まり, 小林敏夫, 高木清: 血流シミュレーションにおけるCT画像のスージングの誤差評価. *機械学会年次大会講演論文集*, 2000.
- 5) Oshima, M., Torii, R., Takagi, K., Kobayashi, T.: Image-based model construction and numerical simulation of the cerebral artery. *Proceedings of Rikken Symposium-Computational Biomechanics-*: 61–68, 2000.
- 6) Malek, A. M., Alper, A.I., Izumo, S.: Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *JAMA*, 282: 2035–2042, 1999.