

Image-Based 血流数値シミュレーションにおける壁面弾性の影響*

鳥井 亮^{*1}, 大島 まり^{*1}, 小林 敏雄^{*2}
高木 清^{*3}, Tayfun E. TEZDUYAR^{*4}

Influence of Wall Elasticity on Image-Based Blood Flow Simulations

Ryo TORII^{*5}, Marie OSHIMA, Toshio KOBAYASHI,
Kiyoshi TAKAGI and Tayfun E. TEZDUYAR^{*5}Institute of Industrial Science, The University of Tokyo,
4-6-1 Komaba, Meguro-ku, Tokyo, 153-8505 Japan

Recently, it is reported that risk of rupture of aneurysms is further less than risk of surgical complications. Therefore, to avoid unnecessary surgical operations, prediction of rupture of aneurysms is necessary. Because wall shear stress is known to play an important role for a vascular disease, the authors have investigated the relationship between wall shear stress and cerebral aneurysms. In this paper, numerical fluid-structure interaction analyses are performed to investigate influences of wall deformation on hemodynamic factors. The results show several patterns of arterial wall deformations and their influences on blood flow behavior and hemodynamic factors.

Key Words: Cerebral Aneurysm, Image-Based Simulation, Fluid-Structure Interaction

1. 結 言

我が国ではクモ膜下出血によって年間約1万3千人が亡くなっており⁽¹⁾, その約95%は脳動脈瘤の破裂が原因であることがわかっている⁽²⁾。最近の研究によって, ひとたび発生した脳動脈瘤が破裂する可能性は, 脳動脈瘤のほとんどを占める直径10mm以下のもので年間0.05%程度であると報告されている⁽³⁾。クモ膜下出血は致死率が53%と非常に高い⁽⁴⁾ため, 発見された脳動脈瘤は破裂時の危険性を考慮して, その破裂の可能性に関わらず予防的に手術されることが多い。しかし脳動脈瘤の手術には相応の危険が伴い, 手術によって死亡するか何らかの後遺症が残る可能性は15%にも上るとの報告もある⁽³⁾。したがって発見された脳動脈瘤を手術すべきか否かの判断は非常に困難であり, その判断は現在のところ医師の経験に大きく依存している。近年脳ドックと呼ばれる脳専門の健康診断が普及し, 脳動脈瘤が未破裂のまま発見される機会は増加

している。従来は脳動脈瘤の発生率は全人口の1%程度であろうと考えられていたが⁽⁵⁾, Nakagawaらによれば脳ドックによって受験者の6.4%に脳動脈瘤が発見されている⁽⁶⁾。このような背景の中で, 脳動脈瘤破裂の客観的な危険性予測方法の確立が望まれている。

脳動脈瘤の破裂を予測するためには脳動脈瘤が成長から破裂に至るメカニズムを知ることが必要である。現在, 動脈硬化, 脳動脈瘤などの血管病変の進行には血流が血管壁に及ぼす壁面せん断応力などによる機械的刺激が関与していると考えられている⁽⁷⁾。したがって, 脳動脈瘤成長のメカニズムを解明するためには血管壁面上の応力分布を予測することが不可欠である。現時点で血流が血管壁に及ぼす壁面せん断応力の評価法として有力なものにImage-Basedシミュレーションがある。Image-BasedシミュレーションとはCT(Computed Tomography)などの医用画像から抽出した臓器の3次元形状を用いて数値シミュレーションを行うことである。ここではCTから抽出した血管形状に対して血流の数値シミュレーションを行うことを指す。

従来行われているImage-Basedシミュレーションの例としては, TaylorらがMRIのデータから抽出した腹部大動脈形状を対象にしたもの⁽⁸⁾などが挙げられるが, ここでは血管壁を剛体として取り扱っている。血管壁の変形を考慮して行われたImage-Basedシミュレ

* 原稿受付 2003年9月18日。

^{*1} 正員, 東京大学生産技術研究所(☎153-8505 東京都目黒区駒場4-6-1)。^{*2} 正員, (財)日本自動車研究所(☎305-0822 つくば市刈間2530)。^{*3} 帝京大学医学部(☎173-8605 東京都板橋区加賀2-11-2)。^{*4} Department of Mechanical Engineering, Rice University (6100 Main Street, Houston, TX 77005, USA)。

E-mail: ryota@iis.u-tokyo.ac.jp

シミュレーションには, Liu ら⁽⁹⁾, Leuprecht ら⁽¹⁰⁾, Nakamura ら⁽¹¹⁾, 林ら⁽¹²⁾に代表されるような医用画像を用いて計算領域の変形を計測し, その影響を計算領域の境界の移動としてシミュレーションに反映させた研究と, Hisada ら⁽¹³⁾, Peskin ら⁽¹⁴⁾, Tang ら⁽¹⁵⁾が行ったような血流と血管や心臓の変形挙動を連成させて計算した研究が挙げられる. これらは主に心臓や大動脈弓, 冠動脈, 血管の狭窄部などの非常に変形が大きな部位を対象としたシミュレーションである.

一方, 本研究で対象とするような脳動脈瘤とその周辺の血管を対象とした流体構造連成数値シミュレーションの例は少ない. この理由としては (1) 脳血管は剛性が高く管壁の変形量が小さいこと, (2) 医用画像から血管形状を抽出する際の誤差の影響が大きく変形の影響の正確な評価が困難であること, (3) 脳血管における脈波の伝播速度は非常に大きく, 血流の速度と干渉しないこと, の3点が挙げられる. 実際に脳血管は他の部位に比べて非常に剛性が高く変形量も小さいが, それが直接壁面変形の影響を無視できる理由にはならない. 医用画像に含まれる誤差は血管形状の粗さとなって現れ, その大きさは最大で血管径の数%にも及ぶ. 通常血圧における頭蓋内血管の血管壁の変形量は実験によれば血管径の数%程度であり, 医用画像の誤差と同程度である. しかし医用画像の誤差に起因する血管壁の粗さは内部の血流に対して静的に影響を与えるのに対し, 血管壁の変形は内部の血流に動的に影響を与える. したがって血管内部の血流に対する医用画像の誤差の影響と血管壁の変形の影響とは分離して考えることができる. 血管壁の変形は壁面付近の流れ場と密接に関連しており, 血管壁面上に働くせん断応力分布に対して影響を与えることが予想される. ゆえに本研究では血流と血管壁との相互作用を考慮した流体構造連成問題を解析するための数値解析システムを開発し, 血管壁の変形が血管壁に働く壁面せん断応力に与える影響を解析する.

2. 記号

x_i ($i = 1, 2, 3$)	: 物理座標
u_i ($i = 1, 2, 3$)	: 流体速度直交成分
p	: 流体圧
q_i ($i = 1, 2, 3$)	: 構造変位直交成分
\tilde{w}_i	: 流速の重み関数
\tilde{q}	: 圧力の重み関数
ρ_f	: 流体密度
ρ_s	: 構造密度
μ_f	: 流体粘性係数

ν_s	: Poisson 比
f_i ($i = 1, 2, 3$)	: 流体に働く体積力
h_i ($i = 1, 2, 3$)	: 流体に働く表面力
F_i ($i = 1, 2, 3$)	: 構造に働く表面力
τ_{SUPG}	: SUPG 法の安定化パラメータ
τ_{PSPG}	: PSPG 法の安定化パラメータ
Ω	: 3 次元解析領域
Q	: 4 次元解析領域 (Space-Time Slab)
P	: 4 次元解析領域における境界

3. 計算手法

実形状血管を対象とした流体構造連成解析を実行するため, 著者らがこれまでに構築してきた Image-Based 数値シミュレーションの手順⁽¹⁶⁾にしたがって数値シミュレーションを行う. ただし, 既報⁽¹⁶⁾においては血管壁を剛体として取り扱ったが, 本報では血管壁と血流との相互作用を考慮した流体構造連成解析を行う. 流体構造連成解析の手法について以下に述べる.

本報においては流体構造連成の手法として, 流体の基礎方程式と構造の基礎方程式とをそれぞれ独立に解き, 流体部と構造部との境界面上における力の平衡条件を利用して流体部と構造部とをカップリングさせる弱連成法を採用する.

流体の基礎方程式である Navier-Stokes 方程式と連続の式は移動境界問題の解析手法の一つである DSD/SST (Deforming-Spatial-Domain/Stabilized Space-Time) 法⁽¹⁷⁾によって離散化・時間進行させた. DSD/SST 法を用いることにより, 移動境界問題が時間積分方向に精度よく解ける. それに加え, 本研究では 1 時間ステップの中で流体部と構造部とを複数回繰り返して計算することにより, 弱連成法の問題として指摘されている流体と構造との相互作用の過小評価⁽¹⁸⁾を回避している. DSD/SST 法の弱形式は

$$\int_{Q_n} \tilde{w}_i \rho_f \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - f_i \right) dQ + \int_{Q_n} \tilde{\epsilon}_{ij} \sigma_{ij}^f dQ - \int_{(P_n)_h} \tilde{w}_i h_i dP + \int_{Q_n} \tilde{q} \frac{\partial u_i}{\partial x_i} dQ + \int_{\Omega_n} (\tilde{w}_i)_n^+ \rho_f ((u_i)_n^+ - (u_i)_n) d\Omega + \sum_{e=1}^{(n_e)_n} \int_{Q_n^e} \frac{1}{\rho_f} \left[\tau_{SUPG} \rho_f \left(\frac{\partial \tilde{w}_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial \tilde{w}_i}{\partial x_j} \right) + \tau_{PSPG} \frac{\partial q}{\partial x_i} \right] \left[\rho_f \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) - \frac{\partial}{\partial x_j} \sigma_{ij}^f \right] dQ = 0. \quad (1)$$

$$\sigma_{ij}^f = -p \delta_{ij} + 2\mu \epsilon_{ij} \quad (2)$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial \tilde{w}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \tilde{w}_j}{\partial x_i} \right) \quad (3)$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4)$$

$$(u_i)_n^\pm = \lim_{\delta \rightarrow 0} u_i|_{t=t_n \pm \delta} \quad (5)$$

であり、内挿関数によって時間・空間の双方に離散化を行う。式(1)の第1,2番目の積分は Navier-Stokes 方程式に相当し、3番目の積分は計算領域の境界における表面力、4番目の積分は連続の式、5番目の積分は時間方向の連続条件、そして最後の積分は SUPG(Streamline-upwind/Petrov-Galerkin)法⁽¹⁹⁾および PSPG(Pressure-stabilized/Petrov-Galerkin)法⁽²⁰⁾による安定化の項である。安定化パラメータ設定の詳細については Tezduyar⁽²¹⁾を参照されたい。

構造部は血管壁を線形弾性体と近似し、運動方程式(6)を有限要素法によって空間的に離散化し、Newmark- β 法によって時間進行させた。

$$\rho_s \frac{\partial^2 q_i}{\partial t^2} + \frac{\partial \sigma_{ij}^s}{\partial x_j} - F_i = 0 \quad (6)$$

$$\sigma_{ij}^s = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial q_i}{\partial x_j} + \frac{\partial q_j}{\partial x_i} \right) \quad (7)$$

計算領域の変形に伴う流体計算格子の更新は、流体の計算格子を線形弾性体と仮定して血管壁の変形に合わせた変形解析を行うことで実行した。すべての変数の補間には6面体1次要素を用いた。流速と圧力を同次補間することに伴って生じることが知られる不安定性は、PSPG安定化によって回避される。上記の計算手法に基づいて開発した流体構造連成数値解析プログラムを著者らがこれまでに構築してきた Image-Based Simulation の解析システム⁽¹⁶⁾に組み込むことにより、血管壁の変形と血管内部の血流との相互作用を解析可能な数値解析システムを構築する。

流体に対する境界条件として、対象とする血管の入口に定常の流速分布を与えた。入口断面内での速度分布は振動流の速度分布として知られる Womersley 速度分布の拍動ピークにおける分布とした。拍動のピークにおける Womersley 速度分布はほぼ放物線型の分布に等しく、断面内平均流速から算出した Reynolds 数はおよそ 600 である。また、血管出口には Windkessel モデルにより血流量から算出した圧力 (~115mmHg) を出口断面に一様に分布する応力境界条件として与えた。この条件は下流の血管網による抵抗に相当するものである。血管壁面での流体の速度境界条件は non-slip 条件とし、血管壁の変形に対する変位境界条件には、血管の端面における変位を拘束する条件を与えた。血流の初期条件には、血流の拍動初期に相当する条件下(流

入する血流の Reynolds 数 200, 出口圧力 90mmHg) で十分に発達させた流れを与え、血管の初期形状は CT より抽出した形状とし、初期応力はゼロとしてシミュレーションを行った。

4. 物理定数の設定

本研究で対象とする血管は血管径が数 mm 程度の比較的太い血管であり、そのような血管内の流れにおいては血液の非 Newton 性は小さいため、本研究では血液を Newton 流体として取り扱う。粘性係数は文献⁽²²⁾にしたがい、4.0 cP (= 4.0 × 10⁻³ kg/m·s) とした。血液の密度も同様に文献⁽²²⁾より 1.0 kg/m³ とした。

本研究では血管壁を線形弾性体として取り扱うため、計算条件として弾性係数の決定が必要である。弾性係数は Hayashi らが血管試料に準静的に内圧をかけて挙動を調べた実験⁽²³⁾の結果と、本研究で用いた手法による内圧円筒問題の計算結果とを比較して決定した。図1は実験結果と弾性係数を 500kPa, 1MPa, 1GPa と変化した場合の数値シミュレーションによって得られた血管外径の変化の様子を示したものである。血管外径は内圧が 100mmHg のときの外径で正規化している。図中の実験結果を見ると、強い非線形挙動を確認することができる。しかし、健常なヒトの血圧範囲である 80-120mmHg においては血管壁の変形挙動は線形に近く、弾性係数が 1MPa の場合に実験によって得られた血管外径の変化をよく表していることがわかる。そこで、本研究では血管壁を弾性係数 1.0MPa の線形弾性体として近似した。Poisson 比は 0.45 とした。

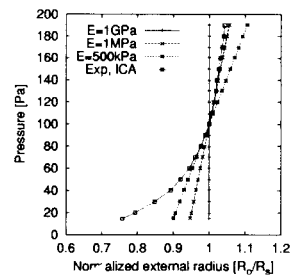


Fig. 1 Relationship between external radius of arterial wall and inner pressure

5. 解析対象

計算対象は図3に示す2通りの血管形状とした。それぞれの血管形状は CT より抽出を行い、市販の計算格子生成ソフトウェア ICM CFD を用いて計算格子を作成した。対象とした部位は中大脳動脈(The Middle Cerebral Artery, MCA)と呼ばれる動脈の起始部と分岐

部である。脳血管網における中大脳動脈の位置については図2に示す。以降、これらの計算対象を図3に示される上のモデルから順にモデル1、モデル2と呼ぶことにする。図中で血管形状の外側近くに薄い灰色で示された部分が血管壁に相当し、濃い灰色で示された部分が血管内腔である。CTより抽出される血管壁面は血管壁の内壁に相当するため、対象とする各モデルにおいて、血管壁は厚さが一様に0.3mmであると仮定した上で、CTより抽出した血管形状を壁面の法線方向に拡大させて作成した。節点数、要素数は表1に示すとおりである。また、図中に薄い灰色の矢印で示されているのは流入の速度境界条件であり、濃い灰色の矢印で示されているのは流出部に与えた下流の血管網の抵抗に相当する圧力抵抗である。

それぞれの部位に対して流体構造連成数値シミュレーションを行い、壁面弾性を考慮する場合としない場合について、脳動脈瘤の成長に影響を及ぼしていると考えられる血行力学的因子の違いを比較、検討し、Image-Basedシミュレーションにおける壁面弾性の影響について検討する。

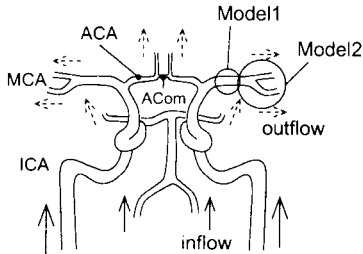


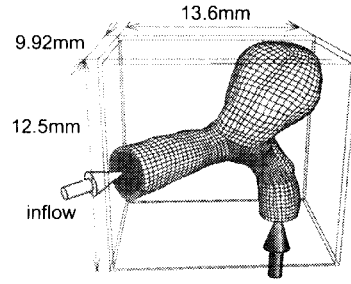
Fig. 2 Schematic figure of intracranial arterial system (anterior view, solid arrow : inflow, dashed arrow : outflow, ICA : the internal carotid artery, ACA : the anterior cerebral artery, ACom : the anterior communicating artery, MCA : the middle cerebral artery)

Table 1 Number of nodes and elements in each model

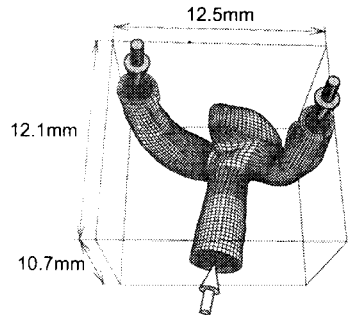
model	Fluid		Structure	
	Nodes	Elms.	Nodes	Elms.
1	26,940	24,900	9,960	6,560
2	49,395	45,760	18,285	12,072

6. 結果

6-1 モデル1 図4はモデル1の壁面の変位の分布である。図中に色の分布で表されているものは壁面上の変位ベクトルと法線ベクトルとの内積であり、



(a) The MCA model 1



(b) The MCA model 2

Fig. 3 Computational models

赤い部分は血管壁が外側に、青い部分は血管壁が内側に変位する領域を示している。図より、モデル1では壁面変位の最大値は動脈瘤の瘤壁上に現れていることがわかる。また、血管の直線部分および動脈瘤部分の双方において血管壁は外側に膨張するように変位している。壁面変位の最大値は約0.8mmであった。

次にモデル1の壁面せん断応力分布の様子を図5に示す。図5(a)は壁面の弾性を考慮した場合、図5(b)は同じ血管形状で壁面を剛体として取り扱った場合である。壁面せん断応力の最大値は壁面弾性を考慮した場合は約120 dyn/cm²、壁面弾性を考慮しない場合は約160 dyn/cm²であった。血管壁の弾性を考慮するか否かによって壁面せん断応力の最大値は異なるものの、図5よりせん断応力の分布の違いは小さいことがわかる。ここで壁面せん断応力分布を詳細にみると、血管壁の弾性を考慮するか否かに関わらず入口から入ってきた血流が円で囲まれた領域において血管壁に衝突しており、その付近において血管壁面付近の速度勾配が非常に大きくなることによって大きな壁面せん断応力が生じる。壁面の弾性を考慮した場合、計算領域全体

において血管壁が膨張し血管の断面積が増大することによって、平均的な血管軸方向の流速が小さくなり、壁面付近の速度勾配が小さくなることで壁面せん断応力の最大値が減少する。一方で、図6のフローリボンによる血流の可視化結果には、動脈瘤内への血流の流入量は非常に小さく、わずかに流入した血液も瘤内を循環していることが示されており、このため動脈瘤の壁面における壁面せん断応力は壁面弾性を考慮するか否かに関わらず非常に小さいといえる。

壁面の変位量は動脈瘤壁上において最大値を示しており、壁面せん断応力の最大値が現れた領域をはじめ、動脈瘤以外の部位における変位量は比較的小さい。すなわち、モデル1においては壁面の変位量が大きく現れる領域と壁面せん断応力が大きく現れる領域とが干渉しにくい位置関係にあることが示された。

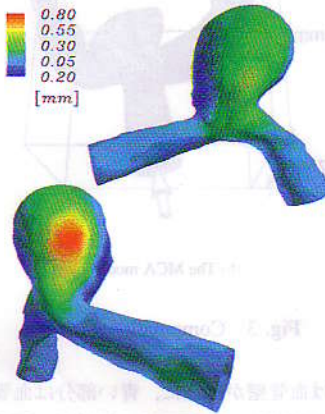
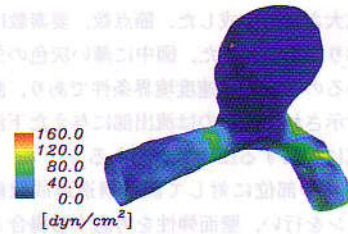
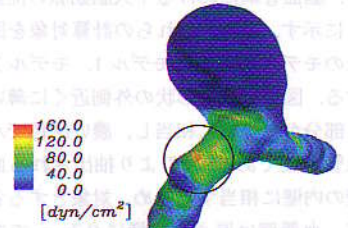


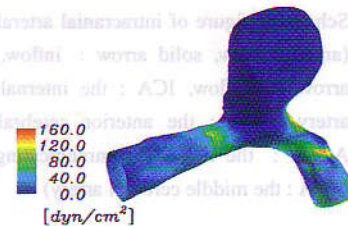
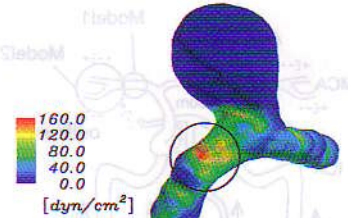
Fig. 4 Wall displacement of the model 1 (upper : posterior view, lower : anterior view)

6.2 モデル2 図7はモデル2の壁面の変位の分布である。モデル1の場合と同様、図中に色の分布で表されているものは壁面上の変位ベクトルと法線ベクトルとの内積である。図より動脈瘤の壁面において局所的に大きな変位が生じており、さらに動脈瘤から分岐後の娘管Aにかけて比較的大きな変位が生じている様子がわかる。変位の最大値は約0.9mmであった。

次に壁面上のせん断応力の分布を図8に示す。図8(a)は壁面の弾性を考慮した場合、図8(b)は壁面の弾性を考慮しない場合の分布である。図より、円で囲まれたネックと呼ばれる動脈瘤の付け根付近において、壁面弾性を考慮するか否かによる壁面せん断応力の差が大きく現れていることがわかる。さらに、血管壁の変形が比較的大きく現れた娘管Aにおいても壁面せん断応力の差が確認できる。壁面せん断応力の最大値



(a) elastic wall (upper : lateral view, lower : posterior view)



(b) rigid wall (upper : lateral view, lower : posterior view)

Fig. 5 WSS distribution of the model 1

は壁面の弾性を考慮した場合、考慮しない場合それぞれにおいて約200dyn/cm²、約300dyn/cm²であった。

ここで、内部の流れに注目する。図9(b)は図9(a)に示される断面Aにおける流速の分布、図9(c)(d)は図9(b)に示される断面Bおよび断面Cにおける流速



Fig. 6 Streamlines of blood flow in the model 1

分布である。図9(b)-(d)においてベクトルは速度を、色の分布は流速の絶対値を表している。断面Aの流速分布より、入口から流入した流速が動脈瘤のネック付近に衝突している様子がわかる。このようなネック付近に衝突する流れが存在する場合には、衝突の淀み点付近の壁面が変形することで淀み点付近における壁面近傍の速度勾配が大きく変化し、結果として壁面せん断応力分布が大きく変化する。モデル2においては、淀み点付近の血管が壁に向かってくる血流から逃げるように外側に変位することにより、淀み点付近における血流の速度勾配が小さくなり、壁面せん断応力の値も小さくなると考えられる。

淀み点付近の血管壁が変形することによって淀み点付近の速度プロファイル、ひいては分岐後の娘管に流れる流量分配が影響を受ける。モデル2において、変形を考慮した場合は娘管Bに比べて血管径の増大が見られる娘管A(図7および図9(c)参照)に流れる血流量が増大するはずである。しかし変形を考慮しない場合の娘管A:Bの流量比が64:36であったのに対し、変形を考慮した場合、娘管A:Bの流量比は59:41となった。このことは本計算で出口境界に用いたWindkesselモデルによるものである。血管径の増大により娘管Aの出口流量が上昇し、その結果Windkesselモデルにより出口圧力が上昇することで逆に娘管Aに流れる血流量が抑えられる。つまり血管壁の変形による流量分配の変化と、それに伴ってWindkesselモデルにしたがって変化する出口圧力とのバランスにより、娘管に流れる流量の新たな分配比が決定される。すなわち壁面の変形と下流の抵抗との相互作用により、左右の分岐管への血流の分配が影響を受けることが示された。

さらに、入口から比較的近い血管の径が増加することによる軸方向流速分布の減少の影響がみられた。モデル2において、動脈瘤のネック付近の壁面に衝突する血流の流速の大きさは、図9(b)から明らかなように、壁面弾性を考慮した場合のほうが壁面弾性を考慮

しない場合に比べて小さい。図9(b)および(c)を見ると断面B付近における血管断面積が壁面の変形により増大しており、その影響で動脈瘤ネック付近に衝突する流速の大きさが小さくなっていることがわかる。

以上、モデル2においては変形が大きく現れる部位と、壁面せん断応力が集中する部位がいずれも動脈瘤の周囲に集まっていることから、壁面せん断応力に対する血管壁の変形の影響が現れやすいことが示された。このことは、血管にY字型の分岐が存在し、血流が分岐部に衝突することに起因する。血管壁の変形と血流との関係については図10にまとめる。血管の分岐部において血流が血管壁に衝突することは、従来Moritakeら⁽²⁴⁾やKarinoら⁽²⁵⁾によって動脈瘤の発生に影響を及ぼす因子の一つとして指摘されており、特にKarinoは分岐部に衝突する直前の血流の速度プロファイルが重要であるとしている。本研究の結果は、血管壁の変形が分岐部に衝突する血流の速度プロファイル、および血流が分岐部に衝突する際の淀み点周囲の壁面せん断応力に対して大きな影響を与えることを示しており、血管壁の変形が脳動脈瘤の成長予測を試みるにあたって考慮すべき重要な因子の一つであることが示された。

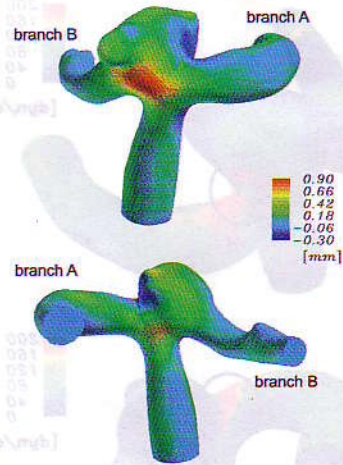
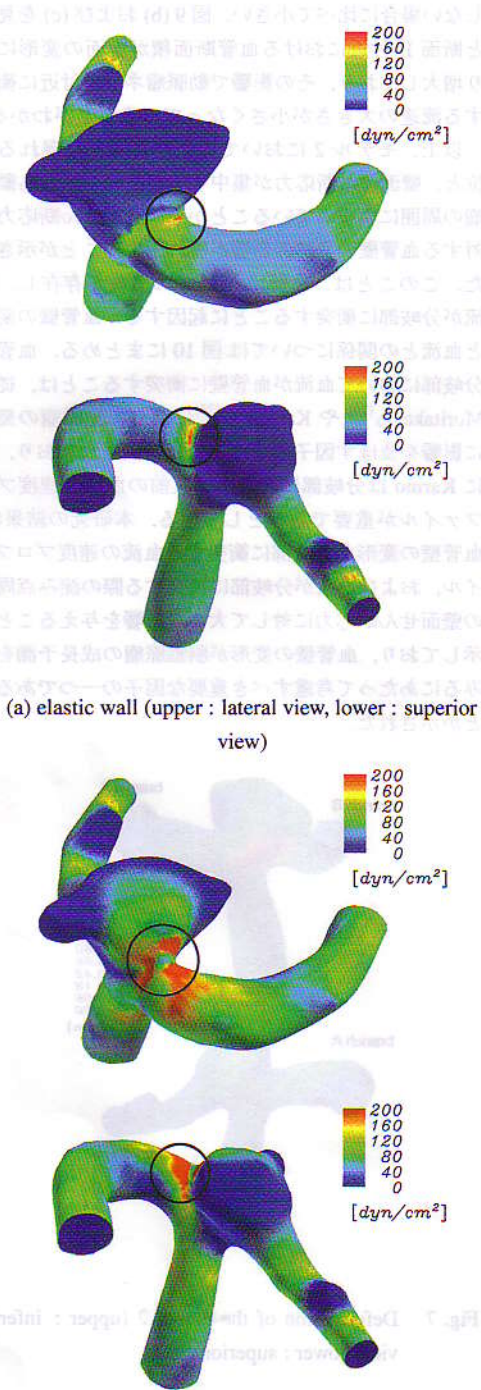


Fig. 7 Deformation of the model 2 (upper : inferior view, lower : superior view)

7. 結 論

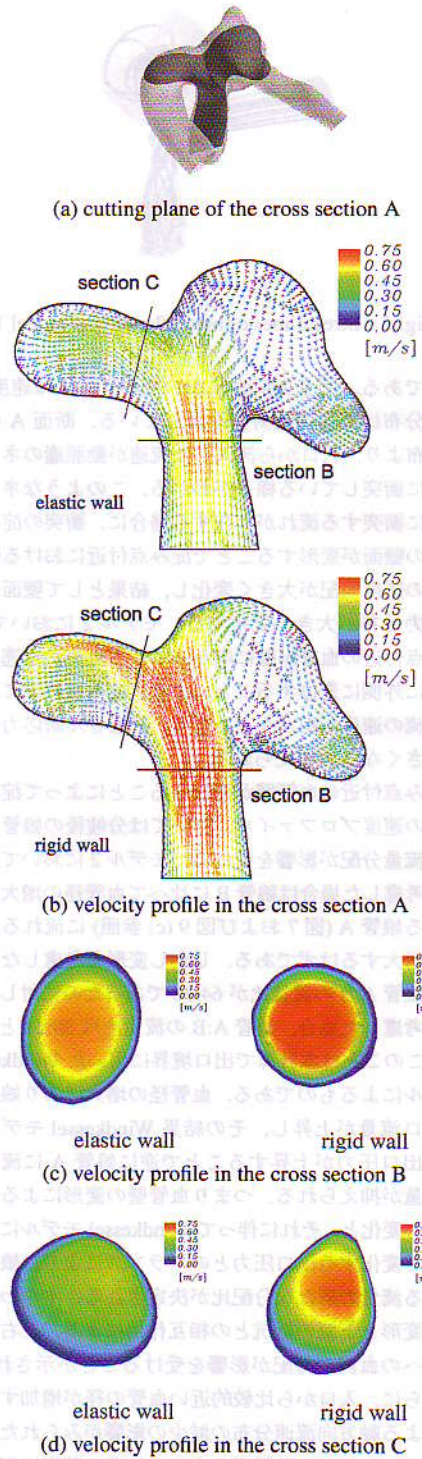
本研究で行った流体構造連成数値解析の結果、血管壁の変形が壁面せん断応力分布に与える影響を確認した。さらにその影響について、血管壁の形状によって



(a) elastic wall (upper : lateral view, lower : superior view)

(b) rigid wall (upper : lateral view, lower : superior view)

Fig. 8 WSS distribution of the model 2



(a) cutting plane of the cross section A

(b) velocity profile in the cross section A

(c) velocity profile in the cross section B

(d) velocity profile in the cross section C

Fig. 9 Flow distribution in the model 2

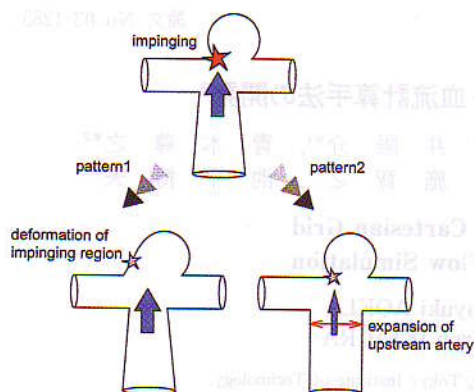


Fig. 10 Characteristics of the flow in model 2

壁面の変形が顕著にみられる部位と壁面せん断応力が高い部位との位置関係が近い場合と遠い場合があることが示された。また、その位置関係によって壁面の変形が壁面せん断応力分布に与える影響が大きく異なることが示された。すなわち、血管の形状によって壁面せん断応力分布に与える壁面の変形の影響が現れやすい形状と現れにくい形状があることが示された。血管壁の変形が血流および壁面せん断応力に与える動的な影響として、以下の2つのメカニズムが示された。

- a. 流体圧による血管の膨張により血管の断面積が増大し、断面に対して垂直な方向の流速が減少する。壁面に衝突するような流れがある場合にはその衝突速度が減少する。
- b. 壁面に衝突するような流れがある場合、衝突部付近の壁面が変形することにより、衝突部の壁面付近における血流の速度勾配が変化し、壁面せん断応力分布が変わる。

以上により、本報にて行った血流の数値シミュレーションにおいて、従来は無視されてきた壁面の変形を考慮することの重要性が示された。

文 献

- (1) 厚生労働省, 人口動態統計 (2002), <http://www.mhlw.go.jp/>
- (2) Y. Komatsu, et al., 脳神経外科, 22(1994), 43-49
- (3) The International Study of Unruptured Intracranial Aneurysms Investigators, The New England Journal of Medicine, 1998, 339-24(1998), 1725-1733
- (4) N. F. Kessel, et al., J. Neurosurg, 73(1990), 18-36
- (5) T. Inagawa, et al., Surg. Neurol., 34(1990), 361-365

- (6) T. Nakagawa, et al., J. Neurosurg., 80(1994), 217-223
- (7) A. M. Malek, et al., JAMA, 282(1999), 2035-2042
- (8) C. A. Taylor, et al., Comput. Meth. Appl. Mech. Eng., 158(1998), 155-196
- (9) H. Liu, et al., Proceedings of ASME 2003 Summer Bioengineering Conference (2003), CD-ROM
- (10) A. Leuprecht, et al., Proceedings of the 4th World Congress on Biomechanics
- (11) M. Nakamura, et al., JSME International Journal, 44-4, C(2001), 1013-1020
- (12) 林弘之ほか, 第15回バイオエンジニアリング講演会講演論文集 (2003), 163-164
- (13) T. Hisada, et al., Proceedings of USNCCM7(2003), CD-ROM
- (14) D. M. McQueen, and C. S. Peskin, Proceedings of ICTAM 2000, CD-ROM
- (15) D. Tang, et al., J. Biomechanical Eng., Trans. ASME, 123(2001), 548-556
- (16) 鳥井亮ほか, 機論, 66-652, B(2000), 3041-3048
- (17) T. E. Tezduyar, et al., Comput. Meth. Appl. Mech. Eng., 94(1992), 339-351
- (18) 野村卓史, 新明正人, 応用力学論文集, 1(1998), 241-251
- (19) A. N. Brooks, and T. J. R. Hughes, Comput. Meth. Appl. Mech. Eng., 32(1982), 199-259
- (20) T. E. Tezduyar, Advances in Applied Mechanics, 28(1991), 1-44 ← (1992)
- (21) T. E. Tezduyar, Int. J. Numer. Methods Fluids, 43(2003), 555-575
- (22) 中馬一郎, 新生理学大全, 15(1990), 医学書院
- (23) K. Hayashi, et al., J. Biomech, 13(1980), 175-184
- (24) 森竹浩三ほか, Arch. Jap. Chir., 44-2(1975), 108-123
- (25) 狩野猛ほか, Neurosurgeons, 12(1993), 15-24

謝 辞

本研究は文部科学省科学研究費(特別研究員奨励費13-05776), および文部科学省ITプログラム「戦略的基盤ソフトウェアの開発」の補助により行われた。本研究で用いた血管形状のCTデータを藤田保健衛生大学, 早川基治先生より, 血管形状抽出ソフトウェアALATOVIEWを(株)東芝メディカルより御提供頂いた。ここに記して感謝する。