

リアル形状の脳動脈瘤を有する脳動脈の流体-構造連成解析*

船崎 健一^{*1}, 東 正浩^{*2}, 山田 和豊^{*1}
谷口 英夫^{*1}, 戸村 則昭^{*3}Flow-Structure Coupled Analysis of Cerebrovascular Artery
with an Aneurysm of Realistic GeometryKen-ichi FUNAZAKI^{*4}, Masahiro HIGASHI, Kazutoyo YAMADA,
Hideo TANIGUCHI and Noriaki TOMURA^{*4} Department of Mechanical Engineering, Iwate University,
4-3-5 Ueda, Morioka-shi, Iwate, 020-8551 Japan

This study deals with flow-structure coupled analysis of cerebrovascular arteries with an aneurysm of realistic geometry. Analysis models are constructed from 3D-Computed Tomography data. The flow-structure coupled analysis employs commercial solvers CFX and ANSYS to calculate unsteady movement of the artery wall subjected to pulsatile blood flow. The data transfer between the two solvers is performed by UNIX shell script. Non-Newtonian properties of blood flow is taken into account in this simulation by use of the Carreau-Yasuda viscosity model. In this study, the arterial wall of the analysis model consists of a number of shell elements with linear elasticity. The results show a close relationship between wall shear stress and blood flow during one cardiac cycle. In addition, this study investigates non-Newtonian effect for realistic model.

Key Words: Aneurysm, Blood Flow, Cerebrovascular Arteries, Fluid-Structure Interaction, Image-Based Analysis, Realistic Geometry, Non-Newtonian Fluid

1. 結論

脳血管障害の一つで致死率の高いくも膜下出血は脳動脈瘤の破裂が主な原因であることが知られている。くも膜下出血は突然死で発症していることが多いなど、一般にその予後は不良であるので、未破裂脳動脈瘤の状態で見出し予防的に外科手術が選択されることも少なくない。しかし、発見された瘤の破裂の可能性に関する明確な判断基準はなく、また、手術に伴うリスクも高い⁽¹⁾ため、予防的に手術を行うかどうかの非常に難しい判断が患者に委ねられているのが現状である。

動脈瘤の発生から破裂に至るまでのメカニズムについては、過去に多くの研究が行われている。例えば氏家⁽²⁾は、動脈瘤の発生、成長、破裂には、血流の状態とそれにより生ずる血管壁面上のせん断応力及びそれを誘発因子とする血管細胞の生理学的挙動が複雑に関与しているとの仮説を提示しているが、まだ十分には解明されていない。

この問題に対する血流力学的な取り組みでは、実際の動脈瘤内の流れや血管壁面上のせん断応力を詳細に把握することが重要である。近年、三次元CTスキャンやMRIによって得られた医用画像から構築したリアル形状モデルを用いた研究が盛んに行われている。特に医用画像を用いた流れの数値シミュレーションとしては、血管形状が流れ場および壁面せん断応力に与える影響⁽²⁾、流体構造連成解析の血管壁の変形が壁面せん断応力に与える影響⁽³⁾、CFDによる流れ場と瘤内に留置したコイルの変形形状との比較⁽⁴⁾、脳動脈瘤手術時の計算血流解析⁽⁵⁾などが行われている。一方、実験的な研究としては、動脈瘤のモデルを作成しPIVやLDVなどの非接触法での計測を行い壁面せん断応力の算出を行う研究⁽⁶⁾⁽⁷⁾が行われている。

著者らは実際の脳血管の簡易型モデルを用い、分岐流量比の影響や瘤角度の影響、非ニュートン性の効果などについての調査を行ってきた⁽⁸⁾。また、中村⁽⁹⁾は脳血管サイズの簡易型モデルに対し、流体解析と構造解析を交互に行うことによって流体-構造連成解析を実行した。

本研究では、この中村の研究をさらに進展させるため、三次元CTスキャンにより得られた画像データか

* 原稿受付 2007年1月15日。

^{*1} 正員, 岩手大学工学部(☎020-8551 盛岡市上田4-3-5)。^{*2} 学生員, 岩手大学大学院工学研究科。^{*3} 秋田大学医学部(☎010-8543 秋田市本道1-1-1)。

E-mail: funazaki@iwate-u.ac.jp

ら脳動脈瘤を伴う脳血管分岐部の血管モデルを構築し、それに対して中村⁹⁾の開発した流体-構造連成解析手法を用いて解析を行い、血流による壁面せん断応力の拍動周期間の変化や血管壁の変形についてのシミュレーションを行った。また、一般にニュートン流体として解析が行われている脳動脈での流体解析において非ニュートン性の影響はどの程度生じるのかについての調査も併せて行った。

2. 解析モデル

本研究では、脳動脈瘤の好発部位である脳底動脈 (BA) 分岐部及び中大脳動脈 (MCA) 分岐部に発症した未破裂脳動脈瘤を対象にして解析を行った。破裂しやすい未破裂脳動脈瘤については、脳の中央・後方の部位 (脳底動脈, 内頸動脈-後交通動脈, 前交通動脈など) に発症した瘤や、瘤の大きさが大きいもの (7mm 以上, 特に 10mm 以上) の瘤の破裂の危険性が高いとの調査結果¹⁰⁾がある。これより、脳の中央・後方に存在している脳底動脈分岐部に発症した動脈瘤、瘤の径が約 12mm である中大脳動脈瘤を解析対象とした。

対象となる脳動脈瘤を含む脳血管を三次元 CT スキャンによってスキャンし、図 1(a)に示す様なスライスデータ約 100 枚を得る。各スライスデータは 512×512 ピクセルであり、各スライスデータ間の距離は脳底動脈モデルでは 0.5mm、中大脳動脈モデルでは 0.3mm である。これらの画像データを三次元ボリュームデータ処理ソフト INTAGE Volume Editor(KGT)を用い、Marching Cubes 法¹¹⁾により図 1(b)に示すような三次元モデルを構築した。

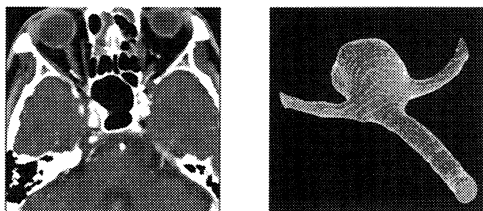


Fig.1 CT Image and 3D Volume Data

作成した脳動脈モデルを非構造格子生成ソフト ICEM CFD10.0(ANSYS)で読み込み、図 2 の様な格子を生成した。要素は全てテトラ要素で、脳底動脈モデルの要素数は約 96 万、中大脳動脈モデルの要素数は約 137 万である。

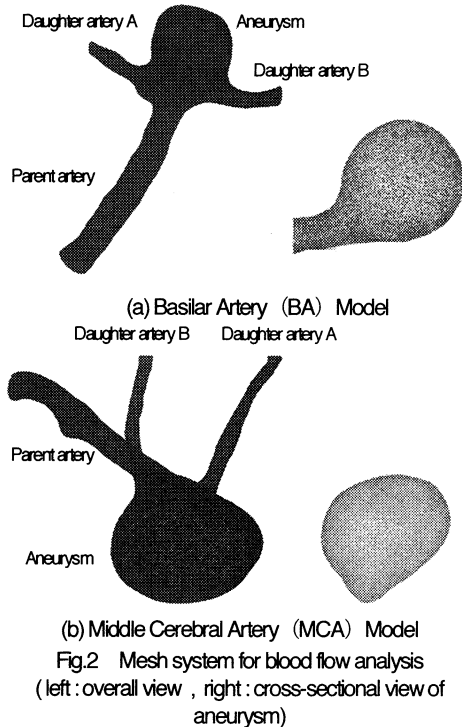


Fig.2 Mesh system for blood flow analysis

(left : overall view , right : cross-sectional view of aneurysm)

3. 解析

3.1 連成解析の流れ 汎用流体解析ソフト

CFX10.0(ANSYS)と有限要素法ソフト ANSYS10.0 (ANSYS)を用いて、流体-構造連成解析を行った。計算機は岩手大学情報処理センターの Altix3700(sgi)を利用した。本研究では、中村⁹⁾の行った流体-構造連成解析を参考に、UNIX shell script を用いて下記の①から⑤の手順を繰り返すことにより、連成解析を行った。

- ① CFX による流体解析(血流場の計算)
- ② データ転送(節点座標と各節点の圧力値)
- ③ ANSYS による構造解析(血管壁の変形量の計算)
- ④ データ転送(各節点の変位量の転送)
- ⑤ ICEM CFD による格子生成

(変位量を考慮した血流解析モデルの生成)

連成解析の概略を図 3 に示す。流体解析の時間刻みを 10^2 s とし、変位量の算出もその都度行っている。本研究で採用した連成解析では、流体解析の結果を受け血管の変形が決定されるという一方方向の情報伝達系であり、かつ流体解析の境界条件としては壁面上で流速を 0 とする滑りなし条件を採用している関係で、厳密な連成解析とは言えないが、拍動周期 T が約 1s 程

度で血管の変形量が小さいことから、このような取り扱いでも十分であると考えている。

データ転送方法及び構造解析の妥当性を検証するため、円管モデルを用い上記の手順に沿って解析を事前に行い、円管に様な内圧をかけた際の半径方向変位の理論値と比較した。これより、本研究で採用した流体-構造連成解析手法が妥当であることを確認した。

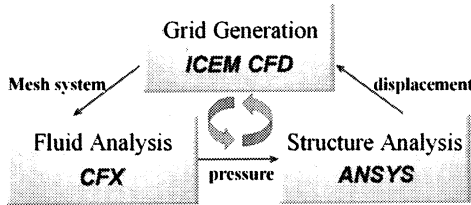


Fig.3 Schematic showing the procedure of flow-structure coupled analysis

3.2 流体解析 上述のように血流場の流体解析には CFX10.0 を用い、非圧縮非ニュートン流体解析を行った。乱流モデルは用いていない。解析条件を表 1 に示す。拍動一周期間の血圧及び血流速変動として、多田ら⁽¹²⁾の研究で採用されているものを参考にした。血圧波形は、仰臥状態では脳動脈内の血圧はほぼ一定であるとみなし、総頸動脈入口で B モード超音波計測により得た動脈径の変化から推算した圧力波形をそのまま用い、計算領域入口における血液の参照圧力として与えた。一方、平均流速は、経頭蓋ドップラー計測による一周期間の平均流速⁽¹³⁾と一致するように作成したものをを用いた。作成した波形を図 4 に示す。なお、横軸の実時間 t は拍動周期 T で無次元化されている。本研究では非ニュートン流体として解析を行っており、その場合、十分に発達した流れの速度分布は回転放物面にはならないが、入口速度分布には十分に発達したニュートン流体の速度分布である回転放物面を近似的に与えた。流出条件には分岐断面積比に対応する質量流量を与えた (図 6 左)。時間ステップ毎の最大反復回数を 50 回としたが、最大残差が 10^{-4} 以下のとき収束とみなした。

血液の非ニュートン性を考慮するため、Carreau Yasuda 粘度モデルを採用した。このモデルでは、粘性係数 μ は次のように与えられる⁽¹⁴⁾。

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + \frac{\mu_0 - \mu_{\infty}}{(1 + (\lambda\dot{\gamma})^b)^a} \quad (1)$$

μ_0 : 1.6×10^{-1} Pa·s , μ_{∞} : 3.5×10^{-3} Pa·s
 a : 1.23 , b : 0.64 , λ : 8.2 s

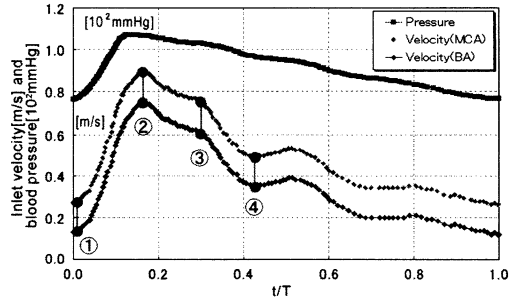


Fig.4 The pulsatile flow waveform

Table1 Flow analysis conditions

Boundary Conditions	Inlet : velocity profile specified (paraboloid of revolution)
	Outlet : flow rate fixed
	Wall : no-slip
Blood Properties	Viscosity : Carreau -Yasuda model ⁽⁹⁾
	Density : 1.05 g/cm ³
	Reference Pressure : blood pressure profile specified
Time Step	10^{-2} s

式(1)中の指数及び係数はヘマトクリット値 45%の血液に相当する値である。また、 $\dot{\gamma}$ はひずみ速度で、ひずみ速度テンソル $\mathbf{e} = \{\epsilon_{ij}\}$ を用いた次式で計算される。

$$\dot{\gamma} = \sqrt{2\epsilon_{ij}\epsilon_{ij}} , \quad \epsilon_{ij} = (\partial u_i / \partial x_j + \partial u_j / \partial x_i) / 2 \quad (2)$$

式(1)で計算される粘性係数とひずみ速度との関係を図 5 に示す。脳動脈のひずみ速度は $400 - 600 \text{ s}^{-1}$ 程度であり、ひずみ速度に対する血液粘性の変動は微小であるため一般にはニュートン流体として扱われている⁽¹⁵⁾が、動脈瘤を有する場合、瘤内での流れの淀み状態発生が予測され、ひずみ速度低下に伴って見かけの粘度が高まり、流動形態や壁面せん断応力に用いた粘度モデルの効果が発現することが予想される。

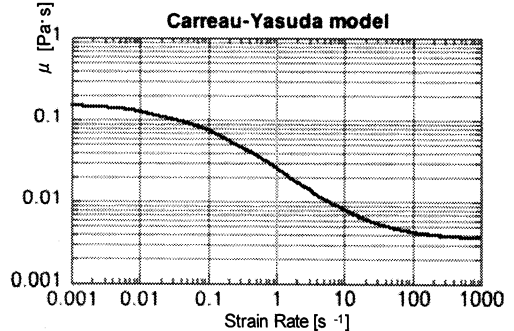


Fig.5 Viscosity variation with strain rate calculated by Carreau-Yasuda model

本研究では、主に壁面せん断応力（以下 WSS と記す）で血流場を評価した。ここで、WSS は、以下の式 (3) で定義される壁面上の応力ベクトル \mathbf{T}_w の面内投影成分の大きさで算出している。

$$\mathbf{T}_w = 2\mu\mathbf{e} \cdot \mathbf{n}_w \quad (3)$$

ここで、 \mathbf{n}_w は壁面での法線ベクトルである。

3.3 構造解析 血管壁の構造解析には ANSYS10.0 を用いた。解析要素には 3 節点の弾性シェル要素 SHELL63 を使用した。要素数はそれぞれ、脳底動脈モデルは約 6 万、中大脳動脈モデルの要素数は約 10 万である。流体解析によって得られた圧力分布のみを荷重条件として与え、解析を行った。血管壁は線形弾性体と仮定した。動脈瘤の成長期において動脈瘤壁には動脈硬化に類似した退行変性が起こるといふ氏家の仮説¹⁰を踏まえ、かつ鳥井ら¹¹の研究を参考に、瘤部のヤング率を $3.0 \times 10^6 \text{ Pa}$ 、瘤部以外の血管壁のヤング率は $1.0 \times 10^6 \text{ Pa}$ とした。血管の厚みは瘤部と血管部の厚みを 0.3 mm とした。ポアソン比は多田ら¹²の研究を参考に 0.49 とし、等方性を仮定した。

拘束条件として、モデルの入口と出口を固定端とした (図 6 右)。解析においては、図 4 に示した流速及び圧力波形の時間 0 での値 (最低血圧状態) を用いてモデルの初期形状を決定した後、時間ステップごとの圧力分布を血管内壁に与えている。なお、圧力分布はその時間ステップでの計算値をそのまま与えるのではなく、時間 0 での圧力分布との差を取って与えている。

Table 2 Structure analysis conditions

Boundary Conditions	Inlet, Outlet : displacement zero constraint
Load Condition	Pressure distribution (from flow analysis)
Material Properties	Wall Thickness : 0.3 mm
	Young's Modulus : Aneurysm 3 000 000 Pa Artery 1 000 000 Pa
	Poisson's Ratio : 0.49

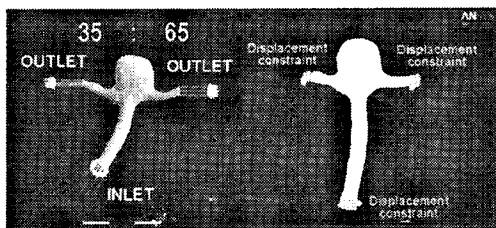


Fig.6 An example of fluid model (left) and structure model (right)

4. 結果と考察

以下では主に動脈瘤内における流れの挙動と壁面せん断応力分布及び血管壁の変位量分布について議論する。その際、図 4 で示した 1 拍動間での速度・圧力変動のうち、図中に示す 4 つの時点における結果についての比較検討を行う。ここで、この 4 つの時点は、①加速開始時(0.02 s)、②最大速度時(0.16 s)、③減速時 1 (0.30 s)、④減速時 2 (0.43 s) である。

流体解析結果の可視化、データマイニング等には FIELDVIEW(Intelligent Light) を用い、構造解析結果の可視化は ANSYS のポストプロセッサ機能を用いた。

脳底動脈モデル 図 7 には脳底動脈での解析結果を示す。半透明になっている部分がモデル表面で、その内部に流線を示す。このモデルでは分岐流量比は娘管 A : 娘管 B = 35 : 65 として与えている。

氏家¹⁰によると、破裂に至る可能性の高い動脈瘤の形状的特徴としてアスペクト比(瘤深さ/瘤入口径)を挙げている。即ち、アスペクト比が 1.6 を超えると動脈瘤内で極めて遅い二次渦流れが生じ、この流れの停滞によって瘤が破裂に至っていくと考えられ、一方、アスペクト比が 1.6 以下の動脈瘤内では流れの停滞はなく、動脈瘤壁面に沿った大きな渦構造をしていると述べている。このモデルのアスペクト比はおよそ 1.0 であり、壁面に沿った渦構造をしていると予想されていたが、図 7 を見ると、確かに流線が瘤壁面に沿って大きな渦構造の存在を示していることがわかる。この瘤内での大きな渦状の流れが、瘤内に流入する流れの停滞を抑制すると考えることも出来る。

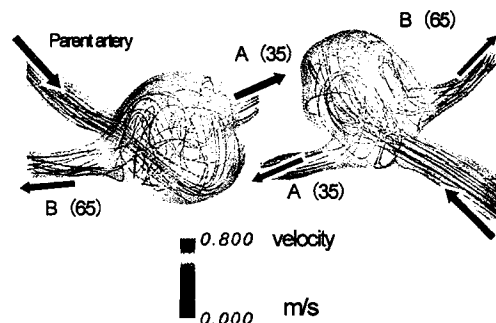


Fig.7 Streamlines at maximum flow rate (0.16 s) of the BA model.
(left : superior view , right : inferior view)

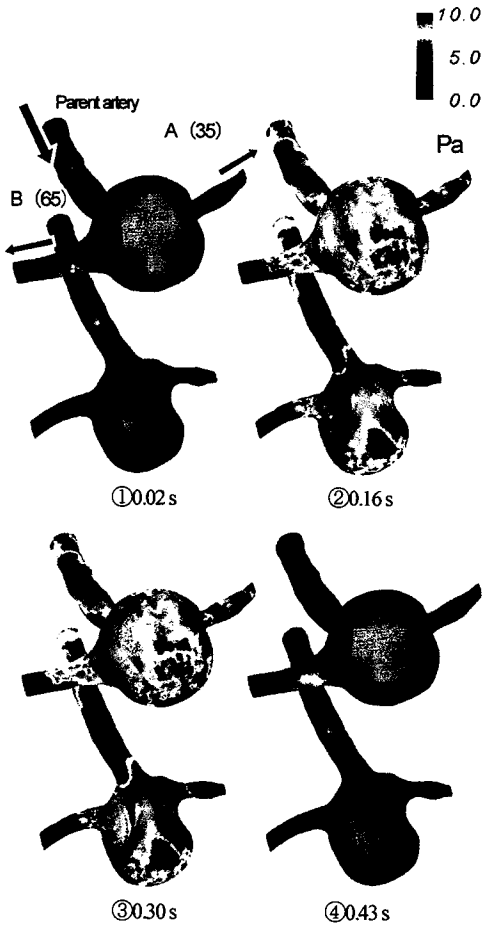


Fig.8 Instantaneous contours of W.S.S. distribution of the BA model (upper : posterior view , lower : anterior view)

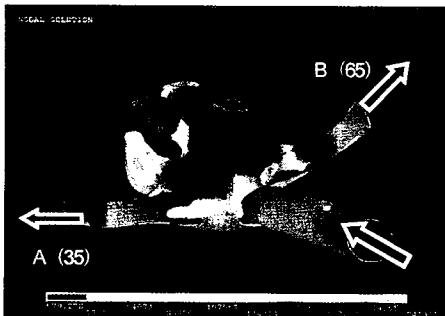


Fig.9 Mises Stress Distribution at maximum flow rate (0.16 s) of the BA model.

図 8 の瘤部分にかかる W.S.S.の分布を見ると、親管を流れ、瘤に流入してきた流れは瘤末端の壁面に衝突し、その壁面に沿って流れている。この流れの構造から予想できる通り、瘤末端に大きな W.S.S.の値を示している領域がある。そしてこのような領域では、血管内皮細胞がせん断力による物理的刺激を受け、血管壁変質が促進されている可能性がある。一方、瘤下面の一部の領域では、瘤内で旋回した流れが拍動周期を通して衝突せず、低い W.S.S.を示している領域が見られる。図 9 に最大速度時のミーゼス応力分布を示す。瘤根元から血管の分岐部にかけて比較的強い応力が発生していることがわかる。この傾向は一拍動周期を通して見られる。一方、高速な流れが衝突する瘤末端においては一周期を通して低い応力を示している。

中大脳動脈モデル

次に中大脳動脈モデル内での流れについて考える。このモデルの分岐流量比は 1 : 1 としている。図 10 の流線を見ると、流入した流れは、大半は瘤壁面に沿って旋回し娘管 A、B へと流出し、一部は瘤内を旋回せずに直接娘管 A へ流れていくということがわかる。また、瘤内部の中央部と瘤の上下において低速度で流れている領域が存在している。

図 11 の WSSの時間変化を見ていくと、流線からも予測できる通り、瘤内に流入する流れが衝突する部分において高い WSSが発生していることがわかる。瘤の上下面と瘤の末端部に存在している膨らみの部分において、拍動周期を通して低 WSSの領域の存在が見られる。氏家の仮説に基づいて考えると、このような領域で血栓化と線溶系の活性化が促進されて瘤の壁が分解されて破裂に至る可能性がある。図 12 には最大速度時のミーゼス応力分布を示す。このように瘤根元付近や瘤が大きく変形する瘤の上下面において、強い応力が発生している。

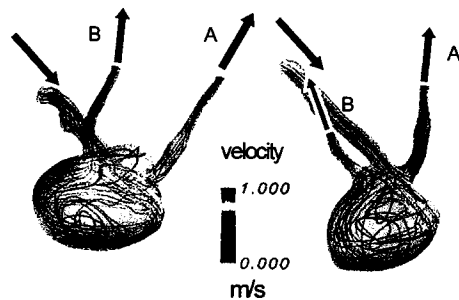


Fig.10 Streamlines at maximum flow rate (0.16 s) of the MCA model. (left : anterior view , right : superior view)

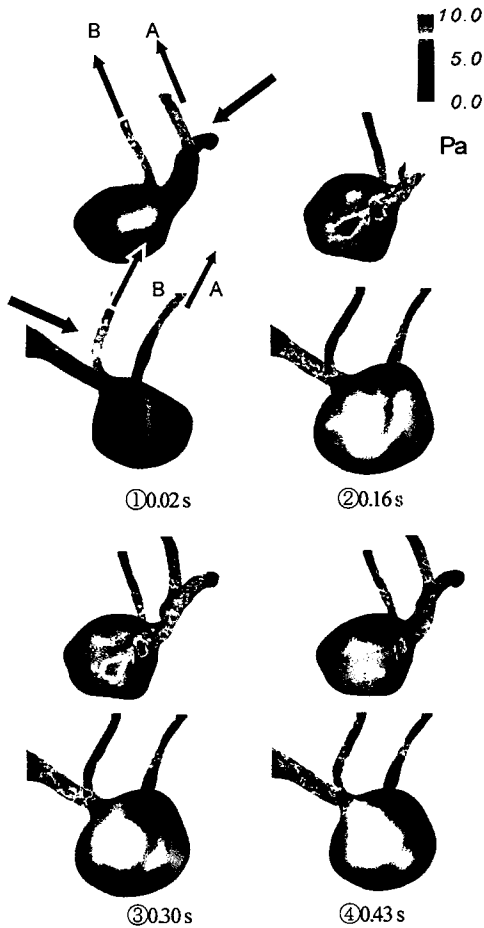


Fig.11 Instantaneous contours of W.S.S. distribution of the MCA model.
(upper : posterior view , lower : lateral view)

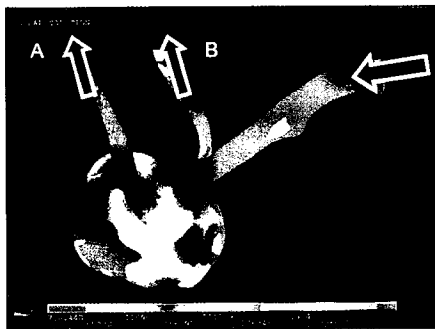


Fig.12 Mises Stress Distribution at maximum flow rate (0.16 s) of the MCA model.

5. 非ニュートン性の影響

脳底動脈モデル 前報⁹⁾において、脳動脈瘤の簡易型モデル内での流れ場における非ニュートン性の影響についての報告を行った。ここでは、リアル形状のモデルを用いた場合でも非ニュートン性の影響はあるのかどうかについての調査を行った。ニュートン流体の粘性は、Carreau-Yasuda 粘度モデルにおいて、ひずみ速度が無限大となった場合の値を用いた。

まず、脳底動脈モデルについて述べる。図 13 に示すように、流速が最大となる 0.16 s での両者の W.S.S. 分布及び流線に大きな違いは見られない。また、瘤壁面上における W.S.S.の平均値の時間変化を図 14 に示す。この図からも、非ニュートン流体とニュートン流体での違いは見られない。この理由は、モデルの瘤入口径が広く、親管からの速い速度の流れがほぼ全て瘤内に流入するという流れ構造にあり、非ニュートン流体解析においても、瘤壁近傍に高ひずみ速度領域が発生しているためである (図 15)。

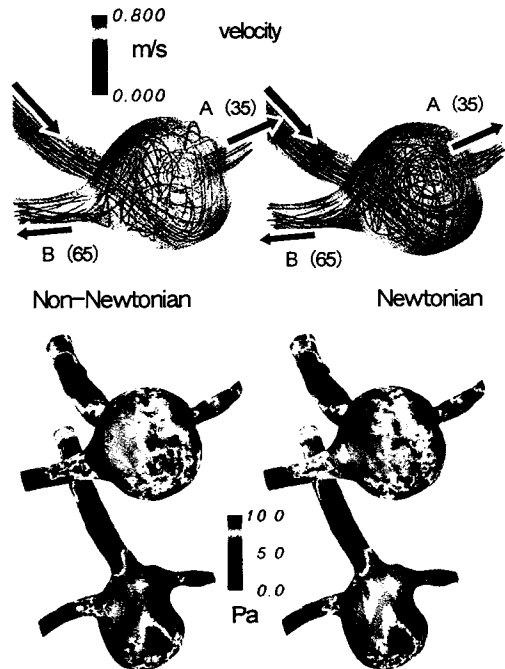


Fig.13 Difference between Newtonian fluid (right) and non-Newtonian (left) in terms of W.S.S. distribution and streamlines at maximum flow rate (0.16 s) of the BA model

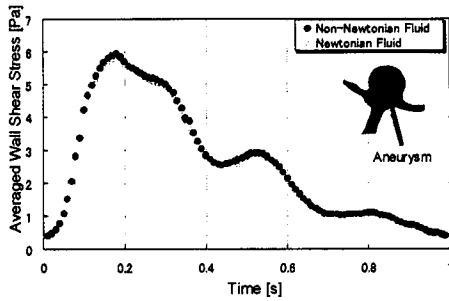


Fig.14 Time-history of averaged W.S.S. for non-Newtonian and Newtonian fluids

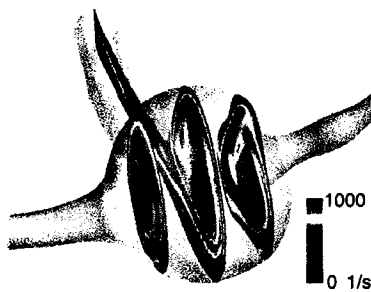
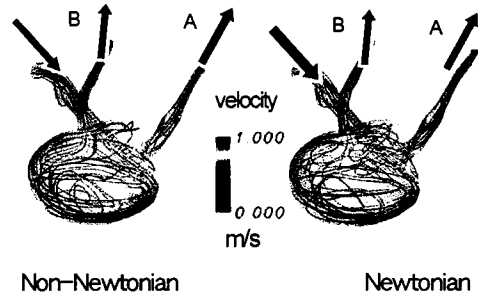


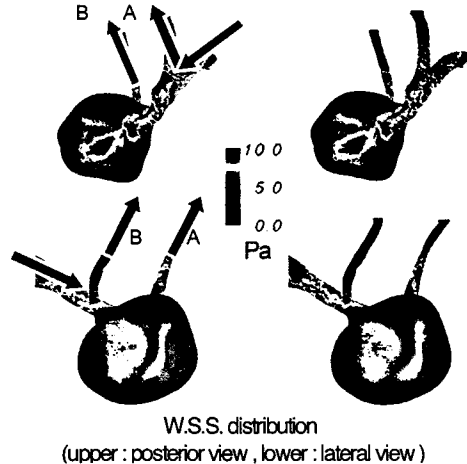
Fig.15 Strain rate contours of the BA model for non-Newtonian at 0.16 s

中大脳動脈モデル 次に、中大脳動脈モデルにおける非ニュートン性の影響について見る。図 16 を見ると、瘤壁面における低 WSS 領域が非ニュートン流体での解析結果よりもニュートン流体での解析結果のほうが広い範囲で存在している。これは、図 17 から明らかなように、この形状の瘤内では、粘度の変化が顕在化する 100s^{-1} 以下の低ひずみ速度域が壁面近傍を含め広く存在しているため、見かけの粘度が上がり、高せん断速度域での粘度を用いたニュートン流体の結果よりも WSS が高くなったと考えられる。図 18 に瘤壁面上での WSS の平均値の時間変化を示す。非ニュートン流体で WSS のピーク値を示す 0.15s における非ニュートン流体とニュートン流体の値を比較すると、およそ 10% WSS の値に差が出ている。

以上のように、瘤内での低ひずみ速度領域が起こりにくい構造の動脈瘤モデルにおいては非ニュートン性を考慮した場合としなかった場合で明確な差は発生しなかったが、瘤内で低ひずみ速度の領域が広く存在するような形状のモデルにおいては、非ニュートン性の考慮が瘤壁



Non-Newtonian Newtonian



W.S.S. distribution (upper : posterior view , lower : lateral view)

Fig.16 Difference between Newtonian fluid (right) and non-Newtonian (left) in terms of W.S.S. distribution and streamlines at maximum flow rate (0.16 s) of the MCA model

面にかかる WSS に影響を及ぼすということが確認された。



Fig.17 Strain rate contours of the MCA model for non-Newtonian at 0.16 s

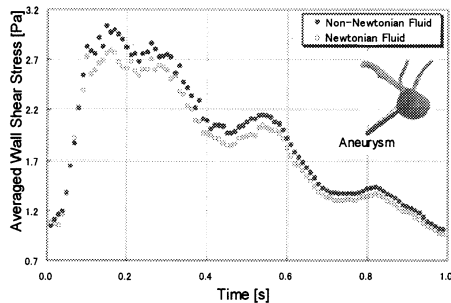


Fig.18 Time-history of averaged W.S.S. for non-Newtonian and Newtonian fluids

6. 結 言

3次元CTスキャン画像データから、動脈瘤を伴う二種類の脳血管分岐部を抽出し、それに対して、UNIX shellsript を用いて汎用コード間の連携を図る、弱連成解析に準じた流体—構造連成解析を試みた。以下に本研究で得られた知見を示す。

- (1) 脳底動脈に発症したアスペクト比約 1.0 の実在の瘤において、氏家¹⁾の示した流れの構造と同様の形態の流れが見られた。
- (2) 連成解析により、1拍動周期間での動脈瘤を伴う脳動脈分岐部に発生する応力分布を得た。二種類の瘤に対する解析結果から、高い応力分布の好発部位は瘤根元であること、流れの様相との相関は認められないこと、が示された。
- (3) 2つのモデルに対してニュートン流体・非ニュートン流体で解析を行った結果、流れの停滞の起こらないような形状の動脈瘤を有する場合、非ニュートン性の効果はほとんど見られなかったが、壁面付近で低速度分布の領域が広がるような低ひずみ速度の領域をもつ形状の瘤の場合、瘤壁面にかかるせん断応力にひずみ速度低下による粘度上昇の影響が現われた。このことから、動脈瘤内の壁面せん断応力を正確に把握するには、非ニュートン性の考慮を行うことの必要性が示された。

参 考 文 献

- (1)Ujiie, H., Cerebral Aneurysm and Blood Flow (in Japanese), *Journal of Japanese Society of Biorheology*, Vol.15, No.1 (2001), pp.29-32
- (2)Oshima, M., Nagano, K., Torii, R., Takagi, K. and Hayakawa, M., Investigation of Effects of Cerebrovascular Morphology on Hemodynamics Using Image-Based Simulations (in Japanese),

- Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol.70, No.697(2004), pp.1240-1246
- (3)Torii, R., Oshima, M., Kobayashi, T., Takagi, K. and Tayfun E. Tezduyar, Influence of Wall Elasticity on Image-Based Blood Flow Simulations (in Japanese), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A*, Vol.70, No.697(2004), pp.1224-1231
 - (4)Steinman, D. A., Milner, J. S., Norley, C. J., Lownie, S. P. and Holdsworth, D. W., Image-Based Computational Simulation of Flow Dynamics in a Giant Intracranial Aneurysm, *American Journal of Neuroradiology*, Vol.24(2003), pp.559-566
 - (5)Iwase, H., Himeno, R., Liu, H., Fukasaku, K. and Kase, K., Computational Blood Flow Analysis at the time of a Cerebral Aneurysm Surgery (in Japanese), *Proceedings of the 5th Riken Symposium*, (2003), pp.1-7, (<http://www.comp-bio.riken.jp/1/download/2003.html>)
 - (6)Yamaguchi, R., Torisu, A., Haida, S., Nakazawa, N., Ujiie, H. and Tanishita, K., Wall Shear Stress and Flow Pattern with Initiation of Aneurysm around Anterior Communicating Artery in Steady Flow (in Japanese), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series B*, Vol.71, No.706(2005), pp.1573-1578
 - (7)Tanishita, K. and Fukushima, S., Micro and Macroscopic View of Blood Flow in the Arterial Vessel (in Japanese), *Journal of Japan Society of Fluid Mechanics*, Vol.21(2002), pp.112-121
 - (8)Funazaki, K., Yamada, K., Nakamura, G., Numerical Simulation of Non-Newtonian Blood Flow near a Cerebrovascular Branch with an Aneurysm (in Japanese), *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series B*, Vol.72, No.713(2006), pp.1-8
 - (9)Nakamura, G., Numerical Simulation of Non-Newtonian Blood Flow near a Cerebrovascular Branch with an Aneurysm : Flow-Structure Coupled Problem (in Japanese), Master thesis, Department of Mechanical Engineering, Iwate University, (2005)
 - (10)Japan Neurosurgical Society and Japanese Congress of Neurological Surgeons, *Neuroinfo Japan* (<http://square.umin.ac.jp/neuroinf/index.html>)
 - (11)Toriwaki, J., *Three-dimensional Digital Image Processing* (in Japanese), (2002), pp.189-191, Shokodo
 - (12)Tada, S. and Tarbell J. M., FSI Analysis of Carotid Artery Bifurcation (in Japanese), *Proceedings of the User Meeting of Fluent Asia Pacific*, (2004), pp.344-347
 - (13)The Society for Vascular Ultrasound, Vascular Technology Professional Performance Guidelines : Intracranial Cerebrovascular Evaluation : Transcranial Doppler, (2006), pp.4-5, (<http://www.svunet.org/>)
 - (14)Leuprecht, A. and Perktold, K., Computer Simulation of Non-Newtonian Effects on Blood Flow in Large Arteries, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol.4(2001), pp.149-163
 - (15)Torii, R., Oshima, M., Kobayashi, T. and Takagi, K., Introduction of arterial wall response model to blood flow simulation for prediction of rupture of cerebral aneurysms (in Japanese), *Proceedings of the 14th Biofrontier Meeting of Bioengineering Division of the Japan Society of Mechanical Engineers*, No.03-09(2003), pp.89-90