Japan Society of Fluid Mechanics

日本流体力学会年会2004講演論文集
D 142

医療画像を用いた脳動脈の分岐部に発生する脳動脈瘤の血流解析

Computation of Blood Flow in the Cerebral Aneurysm arising from the Bifurcation of the Cerebral Artery

○服部　恭太（名大・工）　　高橋　一郎（名大・情報連携基盤センター）

服部　健一（名大・医）　　宮地　茂（名大・医）　　石井　克哉（名大・情報連携基盤センター）

Kyota Hattori* and　Ichiro Takahashi** and

Kenichi Hattori*** and　Shigeru Miyachi*** and　Katsuya Ishii**

*Dept. of Computational Science Eng.,Nagoya University,Nagoya,Aichi 464-8601,Japan

**Information Technology Center, Nagoya University,Nagoya,Aichi 464-8601,Japan

***Dept. Anatomy. Neurobiology, Nagoya University,Nagoya,Aichi 466-8550,Japan

In this study, A numerical simulation system which is run by simple operation and analyzes the blood flows at short times is used to investigate the relationship between aspect ratio and aneurysm inflow. We propose that aneurysm inflow is not dependent on pressure boundary condition and reduce at a given threshold.

1．はじめに

致死率の高いクモ膜下出血を引き起こす原因の八割以上は脳動脈瘤の破裂と言われている。血液流による脳動脈瘤の発生・拡大及び破裂に対する影響は、医学的にも工学的にも興味深い研究対象である。近年では、工学研究者と医者が共同研究により血流解析シミュレーションを行い、それにより未破裂脳動脈瘤の近い将来の破裂予測を行い、危険性の高い場合のみ血管内外科治療を行えるよう目指している。

今回の研究は、実際の患者の 3DCTA のスライスデータをもとに脳動脈瘤のシミュレーションを簡便かつ短時間で解析する事を目指して、脳動脈瘤のある中大脳動脈の分岐部の血流解析を行う。

具体的には Fig.1 の形状に対する数値シミュレーションを行い、瘤のアスペクト比と流入量の関係について調べる。3DCTA のピクセルをそのまま利用するために直交格子を用いる。直交格子の一辺は 0.2mm で、計算空間は 110×110×125 としている。直交格子を用いるため、非構造格子よりも短時間で解析モデルを作製する事ができる。

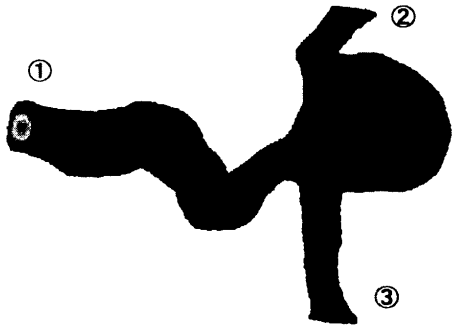


Fig.1 Computational model of the artery with aneurysm

2．血流解析システム

本研究で用いる血流解析システム [1]の概要を以下に示す。システムは主として三つの段階で構成されている。

【Model の作成】

3DCTA の Digital Image and COmmunications in Medicine (DICOM) スライスデータを重ね合わせ、スライス厚方向に線形補完することによりボクセルデータを作成する。作成したボクセルデータから AVS/EXPRESS を基に作成したボクセルエディタを用いて、不要な骨や血管を各ボクセルが持つ CT 値ごとに切り出していき解析対象物を作成する。

【Model の解析】

ボクセルで表現した解析対象物を汎用三次元流体解析プログラム α-FLOW を用いて数値計算する。血液は密度 1055(kg/m^3)、粘性係数 0.0049(kg/ms)のニュートン流体と仮定する。計算手法と主な条件は以下の通りである。

- 空間離散式:有限体積法
- 時間差分:Adams-Bashforth 法
- 対流項差分: QUICK スキーム
- ポアソン方程式の解法：SCG 法
- 初期条件：流速 0(m/s)、圧力 0(Pa)
- 血管表面の境界条件：NON-SLIP

流入境界条件の決定には経頭蓋超音波ドップラー(TCD)にて測定した値(Fig.2)1 心拍周期 1.0(s)を持つ血流量を用い、Fig.1 の①から流入させる。計算回数は、ほぼ変化が周期的となる 7 周期分行い、7 周期目のデータを解析に用いた。タイムステップの間隔は安定性により変化させる。

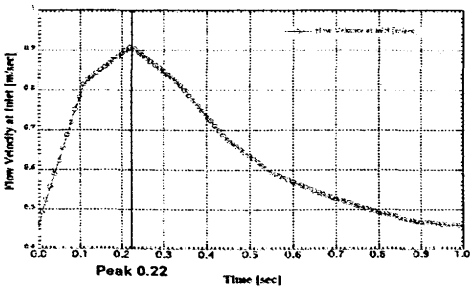


Fig.2 Flow pattern of inlet flow in one beat cycle

【解析結果の可視化】

α-FLOW で得られた解析結果を AVS/EXPRESS を基に作成したボクセルエディタで可視化する。

3．瘤のアスペクト比と瘤への流入

NII-Electronic Library Service

今回の研究では、瘤のアスペクト比と流入量の関係を調べる。脳動脈瘤が成長した後、破裂に至るメカニズムとして瘤のアスペクト比(=depth over neck width)が強く関与していると言われている。氏家らは、あるアスペクト比において遅い二次渦流れを形成し、その停滞が脳動脈瘤の破裂に影響を与える可能性があると報告している。[2)]

上で述べたシステムではボクセルを用いて血管を表現しているため、形状操作が容易である。このため、Fig.1の瘤の流入部の形状だけを変化させることにより様々なアスペクト比について瘤への流量を調べる。脳動脈が分岐した後の各血管の血流量は、その分岐部以降の毛細血管も含めた脳動脈全体の形状に依存する。このため、予備実験として圧力の境界条件と瘤への流入量の関係を調べる。分岐部における圧力比が分岐部における血流量の比となる。

4．計算結果

（1） 圧力の境界条件と瘤への流入量の関係

圧力の境界条件はFig.1の③の流出部を100(Pa)に固定し、Fig.1の②の流出部を1000,500,200(Pa)の場合について行う。Fig.3、Fig.4はそれぞれ、これらの条件でのタイムステップごとの瘤へ流入する平均流速、Fig.1の②の流出部における平均流速を示している。

Fig.4より圧力比に対応して流量が変化しているのが分かる。一方Fig.3からは、二カ所の流出部の圧力差を変化させても流出部における流速ほど瘤へ流入する流速は変化しないことが分かる。つまり、境界条件による瘤への流入の依存性はないと考えられる。

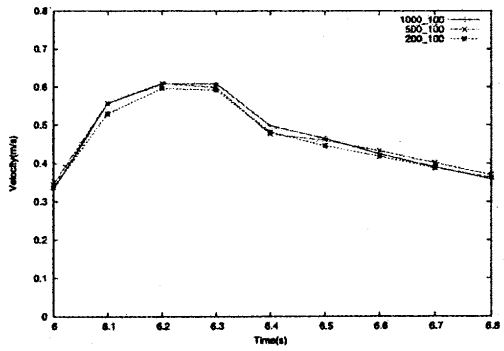


Fig.3 Mean Velocity in the Aneurysm Inflow

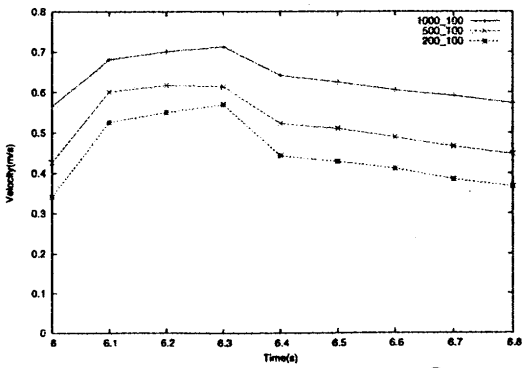


Fig.4 Mean velocity at Fig.1's ②

（2） 瘤のアスペクト比と流入量の関係

(1)において境界条件と瘤への流入の依存性がない事が示されたので、圧力の境界条件はFig.1の②の流出部を1000(Pa)、Fig.1の③の流出部を100(Pa)に固定して計算する。Fig.6は最も瘤に流入がある6.3(s)における三種類のaspect ratioにおける瘤の断面の流速図である。それぞれの流入部における断面積は35.6(mm²)、30.0(mm²)、13.6(mm²)である。図の右側が動脈と結合していて、流速ベクトルが図の左側に向いている場合を正、図の右側に向いている場合を負としている。

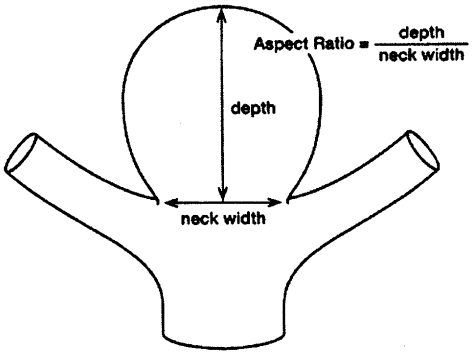
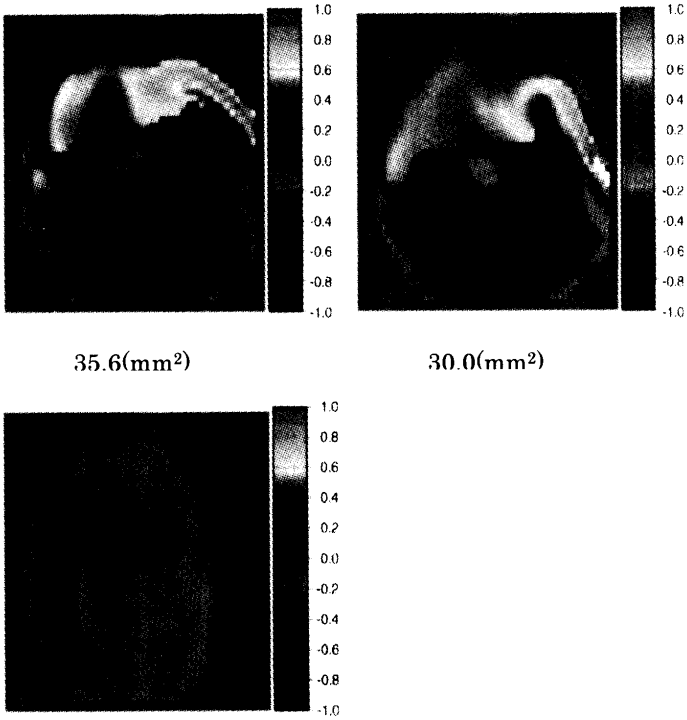


Fig.5 Aspect Ratio



35.6(mm²)　　30.0(mm²)

13.6(mm²)

Fig.6 Cross-Sectional Velocity of the Aneurysm

Fig.6より、流入部の面積を極端に小さくする、つまり極端に瘤のアスペクト比を大きくすると動脈瘤内への流入がなくなってしまうことが分かる。

引用文献

(1)高橋一郎：AVSを手軽に使うための可視化システムVisPlus、情報処理学会誌「情報処理」IPSJ Magazine Vol.43 No.5 May(2002)

(2)H. Ujiie, H. Tachibana, O. Hiramatsu, A. L. Hazel, T. Matsumoto, Y. Ogasawara, H. Nakajima, K. Takakura, F. Kajiya: Effects of size and shape (aspect ratio) on the haemodynamics of saccular aneurysms: a possible index for surgical treatment of intracranial aneurysm, Neurosurgery 45(1), (1999) 119-129

NII-Electronic Library Service