IMAGE-BASED SIMULATION による脳血管形状の
血行力学に与える影響の検討*大島 まり^{*1}, 長野 京平^{*2}, 鳥井 亮^{*1}
高木 清^{*3}, 早川 基治^{*4}Investigation of Effects of Cerebrovascular Morphology on
Hemodynamics Using Image-Based SimulationsMarie OSHIMA^{*5}, Kyohei NAGANO, Ryo TORII,
Kiyoshi TAKAGI and Motoharu HAYAKAWA^{*5} Institute of Industrial Science, The University of Tokyo,
4-6-1 Komaba, Meguro-ku, Tokyo, 153-8505 Japan

In the present study, an image-based simulation system has been developed in order to investigate the relationship between vascular morphology and cerebral hemodynamics. The simulation system consists of medical image-based geometric modeling, grid generation, finite element fluid simulation, and scientific visualization. The paper has developed an effective smoothing method for over-tessellated polygonal surfaces by combining polygon reduction and smoothing techniques. The simulations are conducted for 19 cases of the bifurcation segment of middle cerebral artery branches. The multiple regression analysis is performed based on 19 cases to examine the effects of cerebrovascular morphology on wall shear stresses. As a result, diameter of MCA, ratio of diameter of branching artery to that of MCA, and bifurcation angle between MCA and the branching artery are important morphological factors in determining the maximum wall shear stresses.

Key Words: Image-Based Simulation, Computational Hemodynamics, Cerebrovascular Morphology, Multiple Regression Analysis, Wall Shear Stress

1. 結 論

クモ膜下出血は日本において年間 1 万人に 1 人に発症する疾患であり, その主要因は脳動脈瘤の破裂によって引き起こされることが知られている⁽¹⁾. 脳動脈瘤については, これまで多くの臨床疫学および病理学研究が行われている⁽¹⁾⁽⁴⁾. これらの研究から, 破裂あるいは未破裂脳動脈瘤は内頸動脈と後交通動脈分岐部, 前交通動脈や中大脳動脈分岐部などの好発部位にできやすいこと, また, 50 歳代と 60 歳代に多く発見されるなどの特長を挙げることができる⁽²⁾⁽⁴⁾.

また, クモ膜下出血に関しては 30% から 50% の患者が最初の発症で死亡し, 残りの半数が何らかの後遺症に苦しむことが報告されている⁽²⁾. 一方, 未破裂脳動脈瘤の破裂可能性に関しては, これまで年間 1% 程度と信じられてきたが, International Study of Unruptured Intracranial Aneurysms (ISUIA) より, 10 mm 以下の未破裂脳動脈瘤の破裂する可能性が年間 0.05 % と発表された⁽⁵⁾.

このことから, 脳動脈瘤に対する治療ガイドラインを決める上で, 脳動脈瘤がどのくらいの頻度でどこに発生するのか, また, 未破裂脳動脈瘤のどの瘤がどの程度の確率で破裂するのかを理解することは重要な課題といえる.

動脈硬化や脳動脈瘤などの血管病変では, 血流が血管壁におよぼす壁面せん断応力などの血行力学的な因子が関与していると考えられている⁽⁶⁾. 脳動脈瘤の発生と破裂のメカニズムに関しては, 動物実験⁽⁷⁾, ガラス管モデル⁽⁸⁾, 数学モデル⁽⁹⁾など多面的に研究されているが, 臨床疫学的な脳動脈瘤の特徴を合理的に説明するにいたっていない. 最近では, 医用画像に基づいて 3次元の血管形状をモデル化し数値解析する, いわゆる Image-based Simulation を用いることにより体内で起きている現象をより現実に近い状態で把握することが可能となってきた⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾. このような背景から Image-Based Simulation は, 脳動脈瘤の発生, 成長, そして破裂といった一連の過程を体系的に研究していく上で極めて有用な手法と考えられる⁽¹¹⁾. そこで, 本研究では血管形状が流れ場の流動パターンや壁面せん断応力などの血行力学的因子に与える影響を Image-Based Simulation により比較・検討することを目的としている.

Image-Based Simulation は医用画像からの血管の 3次元モデリング, 数値解析, そしてポスト処理の 3つのブ

* 原稿受付 2003 年 11 月 20 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} (株)日立製作所ソフトウェア事業部 (☎ 244-8555 横浜市戸塚区 5030).^{*3} 帝京大学医学部脳神経外科 (☎ 173-8605 東京都板橋区加賀 2-11-2).^{*4} 藤田保健衛生大学医学部脳神経外科 (☎ 470-1192 豊明市沓掛町田楽ヶ窪).

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

ロセスから成り立つ。脳血管は複雑な形状をしているとともに、医用画像にノイズが含まれているため、抽出されたポリゴン画像に凹凸が生じる。そこで、本報では大域的な血管形状を損ねることなく滑らかな表面形状を得ることのできる3次元モデルリングの手法を開発した。また、脳動脈瘤の好発部位の一つである中大脳動脈 (MCA: Middle Cerebral Artery) 分岐部を対象として、CT画像から得られた19例の症例に対して数値解析を行った。そして、MCA分岐部の血管形状を親血管の直径、親血管と分岐管との直径比および、親血管と分岐管の角度等、計6個の形状パラメータに分類し、重回帰分析により血管形状を表す特徴的なパラメータと壁面せん断応力の関係について検証した。

2 おもな記号

D_p	: MCA親血管の直径
D_1, D_2	: 分岐血管 1, 2 の直径
X_i	: 重回帰分析における説明変数 i
p	: 圧力
$h_i (i=1,2,3)$	: 表面力
$n_i (i=1,2,3)$	: 法線ベクトル
$u_i (i=1,2,3)$	: 速度
$v_i (i=1,2,3)$	: 表面パッチの頂点の座標
t	: 時間
w_i	: 重み
$x_i (i=1,2,3)$	: 座標
$\alpha_i (i=1,2)$	: MCA 親血管と分岐血管 i との角度
α_3	: MCA 分岐管 1 と 2 との角度
γ, λ	: スムージングパラメータ
μ	: 粘性係数
ρ	: 密度
τ_w	: 壁面せん断応力

3. 医用画像からの3次元血管モデリング

本報では、医用画像としてCT画像を用いており、解像度は縦横のサイズが $100 \times 100 \sim 160 \times 160$ mm (512×512 pixel) である。スライス方向の間隔は 0.5 mm で撮影を行い、 0.3 mm 間隔で拡大再構成を行っている。

領域分割は各 CT スライス画像において血管形状に相当する CT 値のしきい値を用いて血管を抽出している。このようにして得られた各断面の血管を垂直方向に積み重ねて等値面を作成し、Marching Cubes 法によりポリゴンデータとして3次元形状の表面構築を行っている。Marching Cubes 法は8ボクセルデータが頂点となるような立方体を考え、それらのボクセルデータの配置から立方体内に等値面を作り、3角形パッチを用いて等値面を表す表面構築手法である⁽¹²⁾。このような手法により構築された3次元の血

管モデルは、CT画像の解像度や造影剤と骨などの周囲物質のCT値が近接しているなどの問題から図1に示されているような表面形状の粗いモデルになりやすい。

Fig. 1 Original three-dimensional geometric model before smoothing operation

このような血管形状に対して数値解析を行うと、表面形状の凸凹のために得られる壁面せん断応力は過大評価される。そこで、なんらかの方法により滑らかな血管形状を得ることが必要となる。本報ではGarlandの簡略化手法⁽¹³⁾とTaubinの平滑化手法⁽¹⁴⁾を組み合わせることで、形状データのスムージングする手法を開発した。

Garlandの簡略化手法は、形状の特徴を保持したままで3角形ポリゴンにより形成された立体のデータ量を削減する手法である。図2(a)に示されているように、2つの頂点を1つにまとめる作業を繰り返すことによりポリゴン数を減らしていく。一方、Taubinの平滑化手法は、モデルの収縮を起こさずに表面を滑らかにする手法である。図2(b)に示されているように、ポリゴンの各頂点を隣り合う頂点の重心の座標に近づけることによりスムージングを図っている。

(a) Garland's method

(b) Taubin's method

Fig. 2 Schematic illustration of smoothing operation

その際に各ポリゴン頂点は、以下の式に基づいて新しい頂点 v_i^* に移動する。

$$v_i^* = v_i + \{\lambda, \gamma\} \sum_{j \in i^*} w_{ij} (v_j - v_i) \quad (1)$$

ここで、頂点を移動する際には、正負の2つのパラメータ λ と γ を用いることにより、モデルの収縮を防いでいる。パラメータ γ は $\gamma < -\lambda$ を満たす負のパラメータであり、 $1/\lambda + 1/\gamma = 1/10 \sim 1/100$ となるように λ と γ を選択する。また、重みとなる w_{ij} は $1/(v_i$ の周りの頂点の数)とする。

一般に、Garland の簡略化手法では形状の特徴を変化させないようにポリゴン数を減らすため、元のモデルに凹凸がある場合には、その形状が変化せずに残ってしまう傾向がある。一方、Taubin の平滑化手法では形状が局所的にしか滑らかにならない欠点がある。そこで、両方の手法を組み合わせ、繰り返し適用することにより、効率的なスムージング操作を行っている。CT 画像から抽出された図1に示されたオリジナルの3次元血管形状に対して、本手法を適用した結果を図3に示す。

Fig. 3 Three-dimensional geometric model obtained by combination of Garland's and Taubin's methods

反復回数とパラメータ設定は血管形状により異なるが、図3のモデルについては、Garland の簡略化手法により 100 から 200 のポリゴンを削減し、Taubin の平滑化手法を5回から10回反復して、全体としてポリゴン数が約5000程度になるまで繰り返し適用した。図1と比較して、図3では大域的な形状を保持したまま、滑らか表面形状が得られている。

以上の3次元モデルリング手法によって作成された3次元モデルはSTLデータ形式に変換され、ICEM CFD を用いて6面体の有限要素に格子分割される。

4. 数 値 解 析

一般に脳動脈を流れる血流は層流域であり、数値解析には次式で表される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。

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2)$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\mu}{\rho} \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (3)$$

脳動脈では血液のひずみ速度が $400 \sim 600 \text{ s}^{-1}$ 程度であり、ひずみ速度に対する血液粘性の変動は微少であるため、Newton 流体とみなすことができる。

式(2)および(3)に対する空間離散化は、有限要素法を用いている。要素は6面体ブリック要素であり、速度1次・圧力要素一定の内挿関数を用いている。

流入境界条件に関しては、超音波ドップラー流速計により計測された図4に示す68歳女性のMCA入口の流速を用いている。計測された流速に解析領域入口の断面積を乗じることにより血流量を決定し、脈動流の速度プロファイルである Womersley 速度分布に変換して図4に示す流入速度を与えている⁽¹⁵⁾。

Fig. 4 Evolution of inflow velocity and maximum wall shear stress over one cardiac cycle

ここで、平均流速は約 $20 \sim 60 \text{ cm/s}$ であり、拍動周期は 0.75 sec である。また、出口境界条件には自由流出、壁面境界条件にはすべり無し条件を適用している。

5. 解 析 症 例

数値解析は、MCA 分岐部を対象として行った。MCA は内頸動脈 (ICA: Internal Carotid Artery) の下流に位置し、前大脳動脈 (ACA: Anterior Cerebral Artery) と分岐する部分から先の動脈部分である。解析対象は、好発部位の一つであり、図5に示すMCAが最初に分岐する部位である。

血管形状の血行力学に与える影響を検証する際には、MCA 分岐形状を図5中に示すパラメータを用いて分類している。ここで、MCA 親管の直径を D_p 、MCA 親管

と分岐血管の直径の比を D_1/D_p と D_2/D_p 、MCA 親管と分岐血管各々のなす角度を α_1 、 α_2 、 α_3 と表す。

Fig. 5 Morphological parameters to represent the bifurcation segment of MCA branches

なお、分岐血管の長さは次の分岐がくるところまでを解析形状としてモデリングしている。また、血管径は分岐部での各血管の直径をとり、分岐角度は各血管の中心線を決め、その中心線の3次元的な角度を分岐角度としている。

数値解析を行った19例の形状パラメータについて表1にまとめる。

Table 1 Morphological parameters

Case #	age	sex	Dp (mm)	D1/Dp	D2/Dp	α_1 (degree)	α_2 (degree)	α_3 (degree)
1	unknown	unknown	2.60	0.65	0.50	110	100	140
2	73	female	2.81	0.77	0.73	120	130	100
3	72	male	2.45	0.79	0.85	120	130	100
4	68	female	2.77	0.84	0.56	110	120	130
5	68	female	3.04	0.75	0.63	150	100	100
6	67	female	3.31	0.70	0.71	140	110	100
7	62	male	2.49	0.84	0.76	120	130	60
8	62	male	2.66	0.79	0.60	120	140	90
9	60	male	2.13	0.96	0.81	130	110	110
10	59	female	2.80	0.58	1.10	100	100	100
11	57	female	2.23	0.87	0.59	110	130	110
12	57	female	2.58	0.78	0.59	120	120	120
13	55	female	2.51	0.69	0.63	170	100	70
14	52	male	2.77	1.03	0.88	90	100	110
15	51	male	2.28	0.68	0.85	110	110	140
16	51	male	3.16	0.56	0.75	100	110	150
17	51	male	3.43	0.71	0.84	100	100	100
18	50	female	2.76	0.69	0.61	100	120	120
19	48	male	1.81	0.84	0.54	160	130	60

6. 解析結果

本論文では血行力学因子として壁面せん断応力に注目している。壁面せん断応力に影響を与える主な因子として血管形状および血流量で代表される流速分布が挙げられる。ここでは、特に血管形状が壁面せん断応力に与える影響を検証することから、流入血流量は19症例の全てに対して一定としている。境界条件として用いている血流量は、図4に示すMCA流入部の流速

に流入部の断面積を乗じた血流量を基本として他18例の解析の入力境界条件としている。

6.1 壁面せん断応力分布と速度分布 図6(a)と(b)にCase1の場合における流入速度が最大となる収縮期の壁面せん断応力分布を示す。また、図7に血管断面内の速度分布を示す。

(a) anterior view

(b) posterior view

Fig. 6 Wall shear stress distribution at peak systole for Case 1

Fig. 7 Axial velocity contours at various cross sections for Case 1

図6に示されているように、分岐部付近に強い壁面せん断応力が現われ、その大きさは約 220 dyne/cm^2 である。流速分布については図7のように血管の外側に流れが片寄っており、分岐血管のうち管径の小さいほうの速度が速くなっている。このため、管径の小さい分岐血管では曲がりの外側の速度勾配が大きくなり、強い壁面せん断応力が生じている。

次に Case 2 の収縮期における壁面せん断応力分布を図8(a)と(b)に示す。Case 1と同様に分岐部に壁面せん断応力が集中している。しかし、最大壁面せん断応力の値は約 65 dyne/cm^2 と Case 1 の場合と比較して 1/3 以下である。断面の速度分布を表している図9より、親血管と分岐血管の角度が比較的広いため、Case 1 と比較して流れが曲がりの外側に偏っていない。また、Case 1 のモデルに比べて血管径が太く比較的流速が遅くなるため、壁面せん断応力値が小さくなる。

ここでは、特徴的な数値解析2例を示している。拍動の影響による流速の変化に伴って壁面せん断応力は変化するが、いずれの時刻においても図6と8に示されているように分岐部に壁面せん断応力が集中する。

Fig. 8 Wall shear stress distribution at peak systole for Case 2

Fig. 9 Axial velocity contours at various cross sections for Case 2

また、解析した全ての19例に共通して、Case 1とCase 2に見られるように流れがぶつかる分岐部付近に壁面せん断応力の集中が起こっている。しかし、Case 1とCase 2の比較からもわかるように、分岐の角度や血管径の違いによって流れ場が変化し、壁面せん断応力の値に違いが現われている。

6.2 重回帰分析による数値解析結果の検証 前節にみられるように血管形状の違いから壁面せん断応力に違いが生じる。そこで、血管形状と壁面せん断応力の関係について重回帰分析を用いて分析し検証する。

重回帰分析は2つ以上の説明変数と目的変数の間に予測式をあてはめ、目的変数の変動が説明変数の変動によってどの程度影響されるかを分析する統計的手法である¹⁰⁾。本報告においては、説明変数は図5の6つの血管形状パラメータ D_p , D_f/D_p , D_2/D_p , α_f , α_2 , α_3 であり、目的変数は最大壁面せん断応力 τ_{max} である。ここで、添え字1は壁面せん断応力の高い方の分岐血管を示している。

多変量データを用いて重回帰分析するには、説明変数を選択することによりモデルの一般性と寄与率を保持する必要がある。本研究では、総当り法と逐次選択法の2種類を用いて変数の選択を行った。総当り法は、与えられた説明変数の全ての組み合わせを試して最も良いものを探す方法である。この方法では、説明変数が p 個あった場合には試すべき組み合わせの数は $2^p - 1$ 通りとなる。説明変数の数が増加すると現実的ではないが、本研究で用いる変数は6つで組み合わせは63通りとなり実現可能な数である。評価基準としては自由度調整済み寄与率を採用する。

一方、逐次選択法は説明変数を取り込んだりはずしたりしながら、良い回帰モデルを探していく方法であ

る。説明変数を選択する方法により種々の方法に分類されるが、本報では増加法と減少法を用いる。増加法は変数が全く選ばれていない状態からはじめ、順次変数を増やしていく方法である。一方、減少法は全ての変数が取り込まれた状態からはじめ、順次変数を減らしていく方法である。増加法と減少法では異なる回帰モデルを導き出すことがあるため、両方法を用いて説明変数の選択を行った。また、説明変数を取り込んだり外したりする基準は次式で定義される F 値を用いた。

$$F = \frac{\beta^2}{SE^2} \quad (4)$$

ここで、 β は偏回帰係数で、 SE は偏回帰係数の標準偏差である。一般に F 値が2以上であればその説明変数を取り込み、2以下であればその説明変数を外すということが行われる。

重回帰分析では、説明変数の中に他の説明変数の線形結合で表されるものがある場合、および説明変数同士の相関係数が1に近い場合を、説明変数の間に多重共線性があるという。このようなときは偏回帰係数を求めることができないため、多重共線性のある説明変数は取り除く必要がある。

まず、総当り法による説明変数の選択を行った結果、多重共線性がなく、最も自由度調整寄与率が高かった組み合わせは D_p 、 D_l/D_p 、 α_l であった。一方、逐次選択法において増加法を用いた場合には D_p が $F=14.54 > 2.00$ で選択され、その後 D_l/D_p が $F=5.48 > 2.00$ で選択され、 α_l が $F=2.28 > 2.00$ で選択された。減少法を用いた場合には、まず α_l が $F=0.40 < 2.00$ で除外され、その後 α_g が $F=0.53 < 2.00$ 、 D_l/D_p が $F=0.91 < 2.00$ で除外された。したがって、逐次法により選択された変数は増加法と減少法のいずれの方法でも D_p 、 D_l/D_p 、 α_l の3つであった。以上の結果より、選択された3つの形状パラメータと解析により得られた最大壁面せん断応力を表2にまとめる。

また、重回帰式は以下となる。

$$y = 482.4 - 64.18X_1 - 151.4X_2 - 0.6293X_3 \quad (5)$$

ここで、 X_1 は D_p 、 X_2 は D_l/D_p 、 X_3 は α_l であり、寄与率は0.651である。重回帰式の検定を行ったところ、有意水準1%であり、重回帰式の当てはまりは有意であるという結果を得た。

式(5)の説明変数 X_1 (D_p)、 X_2 (D_l/D_p) および X_3 (α_l)の各々の標準化偏回帰係数は-0.548、-0.501、-0.258である。したがって、形状パラメータ D_p と D_l/D_p が重回帰モデルに与える影響は同程度であり、血管径が大きい方が最大壁面せん断応力は低くなることを示している。数値解析には図4に基づき得られる血流量から

Table 2 The relationship between dominant morphological parameters and maximum wall shear stress

Case #	D_p (mm)	D_l/D_p	α_l (degree)	Max.WSS (dyne/cm ²)
1	2.60	0.65	110	220
2	2.81	0.77	120	65
3	2.45	0.79	120	125
4	2.77	0.84	110	100
5	3.04	0.75	150	70
6	3.31	0.70	140	90
7	2.49	0.84	120	125
8	2.66	0.79	120	115
9	2.13	0.96	130	135
10	2.80	0.58	100	95
11	2.23	0.87	110	145
12	2.58	0.78	120	80
13	2.51	0.69	170	140
14	2.77	1.03	90	95
15	2.28	0.68	110	155
16	3.16	0.56	100	90
17	3.43	0.71	100	95
18	2.76	0.69	100	150
19	1.81	0.84	160	245

入口断面での速度分布を計算して与えている。したがって、同一の血流量であるため、血管径が大きくなるほど流速は下がり、速度勾配が小さくなることから、壁面せん断応力が低くなると考えられる。形状パラメータ α_l については、親血管と分岐血管のなす角度が大きくなると壁面せん断応力が低くなることを示している。Cases 1と2の流れ分布を示す図7と9の比較にみられるように、角度の小さいCase 1では流れが分岐部で壁面ぶつかるように流れている。このような流れ場の変化のために、 α_l が小さい場合には壁面せん断応力が強くなると考えられる。

しかし、重回帰分析でみられるように血管径だけが壁面せん断応力を決定する形状因子ではなく、分岐角度も影響を与える重要な因子である。さらに、これら3つのパラメータの相互作用により壁面せん断応力が決まると考えられる。例えば、Case 4とCase 12を比較した場合、Case 4では $D_p=2.77$ 、 $D_l/D_p=0.84$ 、 $\alpha_l=110$ で $\tau_{max}=100$ 、Case 12では $D_p=2.58$ 、 $D_l/D_p=0.78$ 、 $\alpha_l=120$ で $\tau_{max}=80$ である。Case 12の親血管および分岐血管の径はCase 4より小さいため、通常最大壁面せん断応力はCase 12の方が大きいと考えられる。しかし、実際はCase 12の最大壁面せん断応力の値はCase 4より小さい値を示している。この場合には血管径より分岐血管の分岐角度の影響が大きく、Case 12の方が親血管径および分岐血管径がCase 4より小さいのにも関わらず、Case 4の方が分岐角度が小さいために結果としてCase 4の方が大きい壁面せん断応

力を示していると考えられる。これらの例に示されるように血管径だけでなく分岐角度など他の形状要因も考慮する必要がある。したがって、血管径以外の要因もパラメータ化して重回帰分析をすることにより壁面せん断応力に与えるパラメータ間の相互関係を調べることができ、有効な手法と考えられる。

重回帰分析では、重回帰式を用いて説明変数を目的変数より予測することができる。式(5)は19例の血管形状と解析結果から導き出された重回帰式である。そこで、各々のケースにおいて自分自身のケースを除く18例を用いて重回帰式を導出し、最大壁面せん断応力の予測を試みた。これらの重回帰式から求められる予測値と解析による最大壁面せん断応力の比較を図10に示す。

Fig. 10 Comparison of maximum wall shear stress between the numerical simulation and the multiple regression analysis

式(5)でみられる傾向は同じであり、 D_p , D_f/D_p , α が大きくなると最大壁面せん断応力は小さくなる。Case 1とCase 2を比較するとCase 1は3つの全てのパラメータがCase 2より小さいため、最大壁面せん断応力はCase 1の方が大きく、重回帰分析による予測も同様な予測をしている。重回帰分析より、3つの中で最も支配的なパラメータは D_p である。最も小さい D_p はCase 19であり、最大壁面せん断応力は 245 dyne/cm^2 と最も大きな値を示している。重回帰分析による予測でも図10よりCase 19の予測値が最も大きな値を示している。これらのことから、重回帰分析により血管形状の壁面せん断応力に与える影響および傾向を予測することができる。また、図10に示されているように予測値と解析結果は妥当な一致が得られている。

7. 結 論

本研究においては、Image-Based Simulationを用いて血管形状が流れ場および壁面せん断応力に与える影響を検証した。以下に結論をまとめる。

- (1) 医用画像から再構築した3次元モデルに対して、ポリゴンデータを簡略化する手法と平滑化する手法を組み合わせることにより表面形状をスムージングする手法を開発した。本手法を実際の血管に適用したところ、数値解析に適した滑らかなモデルを得ることができた。
- (2) MCA分岐部19例についてImage-Based Simulationを行った。さらに、血管形状を6つのパラメータ、MCA親血管の直径(D_p)、分岐血管と親血管の直径比(D_f/D_p , D_2/D_p)および血管の分岐角度($\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$)で分類し、重回帰分析を行うことにより、血管形状と最大壁面せん断応力の関係を検証した。
- (3) 重回帰分析の結果より、親血管の直径(D_p)、せん断応力の高い方の分岐血管の直径(D_f/D_p)と分岐角度(α)が最大壁面せん断応力に影響を与えることがわかった。また、重回帰モデルによる最大せん断応力の予測は妥当な結果を示し、本手法の有効性が確認された。

謝 辞

本研究は文部科学省科学研究費(基盤研究(C)(2)No. 12650155, 2001-2002)の補助により行われた。また、血管形状抽出ソフトウェアALATOVIEWを(株)東芝メディカルよりご提供いただいた。ここに記して感謝する。

文 献

- (1) 桑原武夫・藤原和彦：図説脳神経外科第2版(1991)南山堂
- (2) van Gijn, J. and Rinkel, G. J., Brain, 124(2001), 249-278
- (3) Weir, B., et al., J. Neurosurgery, 96(2002), 64-70.
- (4) Stehens, W. E., J. Neurosurgery, 70(1989), 823-831.
- (5) The International Study of Unruptured Intracranial Aneurysms Investigation, N. Engl. J. Med., 339(1998), 1725-1733.
- (6) Malik, A. M., et al., JAMA, 282(1999), 2035-2042.
- (7) Nakatani, H., et al., J. osurgery, 74(1991), 256-262.
- (8) Roach, M. R., et al., Stroke, 3(1972), 255-26.
- (9) Burleson, A. C., et al., Neurosurgery 37(1995), 774-782.
- (10) Taylor, C., et al., Comp. Aided Surgery, 4(1999), 231-247.
- (11) Oshima, M., et al., Comp. Meth. in Appl. Mech. and Engin., 191(2001), 661-671.
- (12) Loremsen, W. E. and Cline, H. E., Computer Graphics, 18(1987), 33-39.
- (13) Graland, M. and Heckber, P. S., Proceed. ACM SIGGRAPH Conference(1997), 209-216.
- (14) Taubin, G., Proceed. ACM SIGGRAPH Conference(1995), 351-358.
- (15) Torii, R., Oshima, M., Kobayashi, T. and Takagi, K., J. of Visualization, 4(2001), 277-284.
- (16) 東京大学教養学部統計学教室編, 統計学入門, 東京大学出版会(1996).