

# 医用画像を用いたモデリング手法の開発と数値血流解析

岩瀬 英仁<sup>\*1</sup>, 姫野 龍太郎<sup>\*2</sup>, 劉 浩<sup>\*3</sup>  
深作 和明<sup>\*4</sup>, 藤本 眞一<sup>\*5</sup>, 加瀬 究<sup>\*6</sup>, 牧野内 昭武<sup>\*7</sup>

<sup>\*1</sup>理化学研究所 情報基盤センター  
埼玉県和光市広沢 2-1

iwase@postman.riken.go.jp

<sup>\*2</sup>理化学研究所 情報基盤センター  
埼玉県和光市広沢 2-1

himeno@postman.riken.go.jp

<sup>\*3</sup>千葉大学 工学部電子機械工学科  
千葉県稲毛市弥生町 1-33

hliu@faculty.chiba-u.jp

<sup>\*4</sup>春日部中央総合病院 脳神経外科  
埼玉県春日部市緑町 5 丁目 9 番 4 号

fukasaku@med.Nagoya-u.ac.jp

<sup>\*5</sup>奈良県立医科大学 総合医療・病態検査学教室  
奈良県橿原市四条町 840

sfujimot@nmu-gw.narmed-u.ac.jp

<sup>\*6</sup>理化学研究所 ものづくり情報技術統合化研究プログラム  
埼玉県和光市広沢 2-1

kase@postman.riken.go.jp

<sup>\*7</sup>理化学研究所 ものづくり情報技術統合化研究プログラム  
埼玉県和光市広沢 2-1

akitake@postman.riken.go.jp

**要旨** 心臓左心室、腎動脈、脳動脈および脳動脈瘤手術について数値血流解析を行い、血液の詳細な流れを調べた。各ケースについて医用画像をベースとする数値解析用のモデリング手法を開発した。弾性体と流体の連成解析手法を開発するために弾性円柱の流体抵抗に関する研究も行った。

## 1 . はじめに

数値血流解析においてきわめて大きな問題の 1 つに、数値解析対象である血管や臓器を医用画像からどのようにモデルとして構築するかということが挙げられる。ノイズを多く含んだ画像からなめらかな輪郭を抽出することは大変労力を必要とし、さらに各画像の滑らかな輪郭からデータを抽出し、3 次元的に滑らかな曲面を構築することは至難のわざである。数値解析手法により必要とするモデル形状に関するデータは異なり、数値解析手法の格子生成に合わせたデータが必要となる。いろいろな手法を試みたが、最終的には著者らは CAD を用いて血管モデルを構築する手法が最も良いと考えている。この手法では、複雑な血管形状を迅速に構築可能であり、構築された 1 つのモデルから有限要素法、差分法 ( 適合格子および直交座標系 )、有限体積法 ( 適合格子 ) に必要なモデルデータが取得できる。以下に著者らが 4 年間苦闘の末得られた研究成果を示す。

## 2 . 研究内容

### [1] 円柱弾性体による流体抵抗の影響について

二次元一様流中の円柱において円柱表面が弾性体の場合、流体抵抗がどのように変化するか数値解析を行った。流体は非定常非圧縮の流体であり、Navier-Stokes 方程式を差分法で離散化した。弾性体は、有限要素法による動的解析により離散化した。連成解析手法は弱連成法を用いた。円柱の形状と材質は図 1-1 に示す。無次元時間  $T=20,60,80$  における結果を示す。 $T=20$  では図 1-2 に示すように表面に進行波が発生した。この時、流体抵抗は増加した。 $T=60,80$  の結果を図 1-3,1-4 に示す。

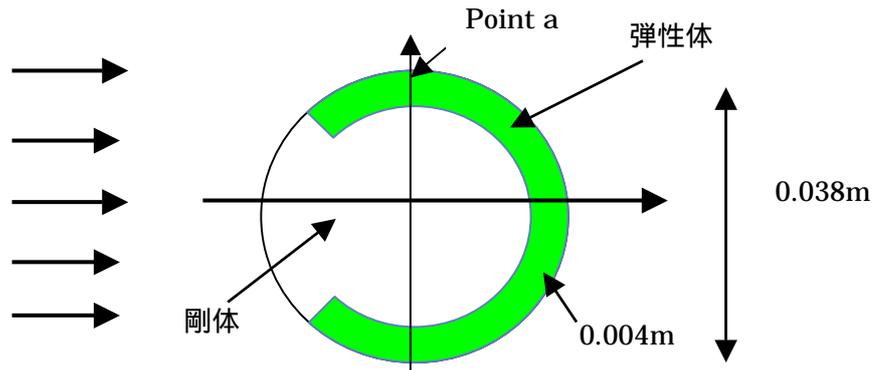


Fig. 1-1 円柱の材質

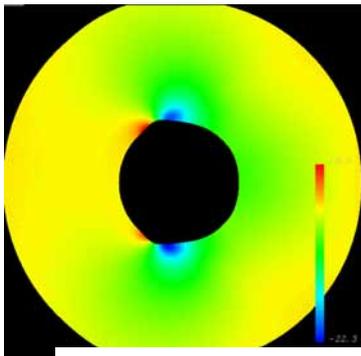


Fig. 1-2  $T=20.0$

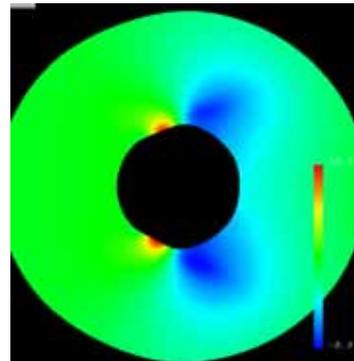


Fig. 1-3  $T=60.0$

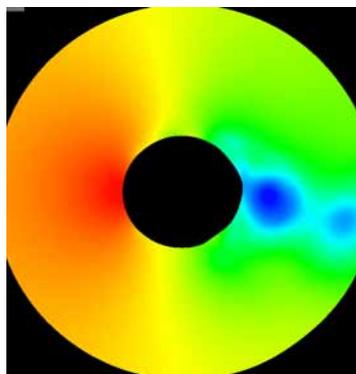


Fig. 1-4  $T=80.0$

弾性体を柔らかくしすぎると、流体抵抗が増すことがわかった。そこで、弾性体を硬くした場合について計算を行った。円柱全部を弾性体として、3角形要素で376要素に分割した。流体領域は128\*130のコロケート格子で分割した。弾性体はヤング率100GPa、ポアソン比は0.3である。

計算条件は以下に示す。

- 1) 無次元時間 120.0 から 170.0 までの間、すなわち流れ場が十分に発達し安定している状態で、円柱まわりの平均圧力を求め、平均圧力での静解析による変位量を求める。
- 2) 無次元時間 120.0 までは剛体であり、120.0 から弾性体に変化させる。120.0 から 170.0 までの間で連成解析を行い、各節点での変位量の時間平均量を求める。レイノルズ数は 200, 20000, 200000, 400000, 600000 について計算を行った。

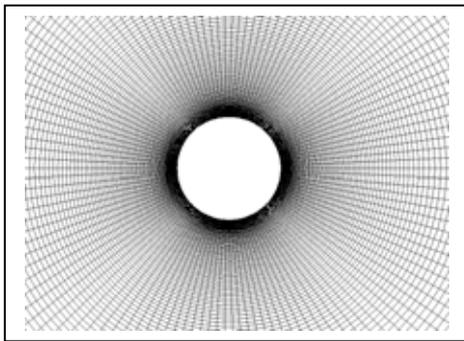


Fig. 1-5 流体領域の格子分割

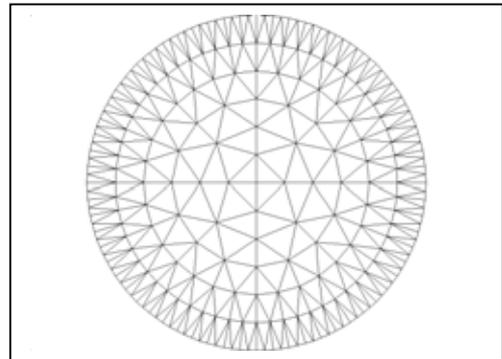


Fig. 1-6 弾性体の格子分

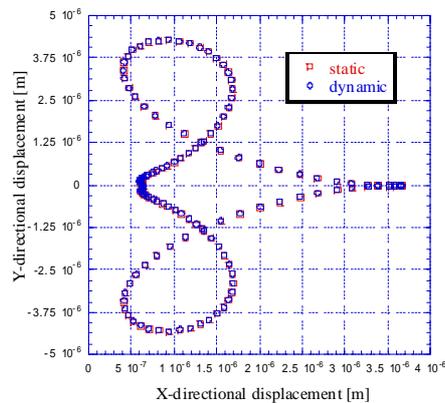


Fig. 1-7 Re=200

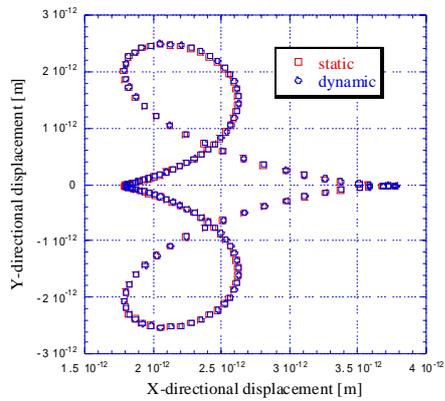


Fig. 1-8 Re=2000

Re=200,2000,20000 では差はなかった。400000 の時に、1)と 2)との間に差が生じた。弾性体の影響により流体抵抗も 1.7%低下した。600000 の時には流体抵抗は弾性体の影響により 11.4%低下した。

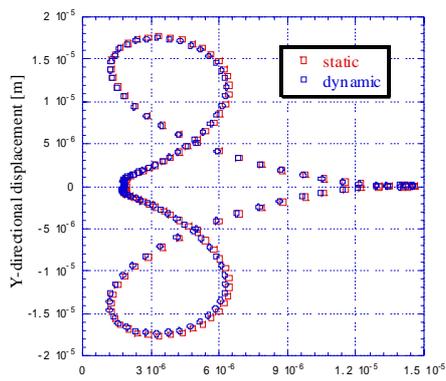


Fig. 1-9 Re=400000

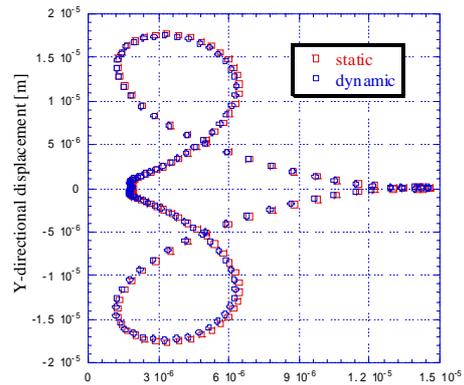


Fig. 1-10 Re=600000

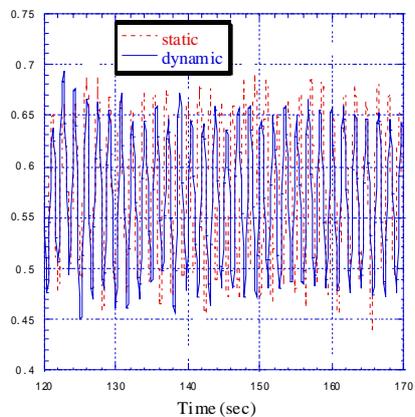


Fig. 1-11 Re=400000 における流体抵抗の変化

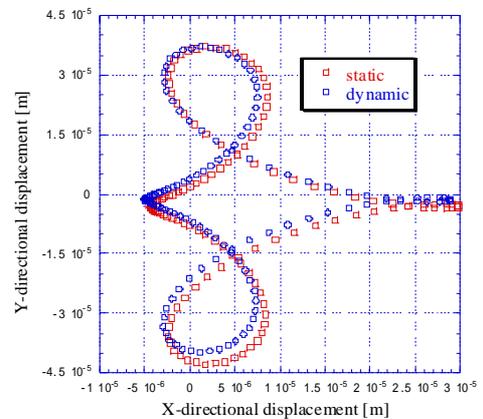


Fig. 1-12 Re=600000

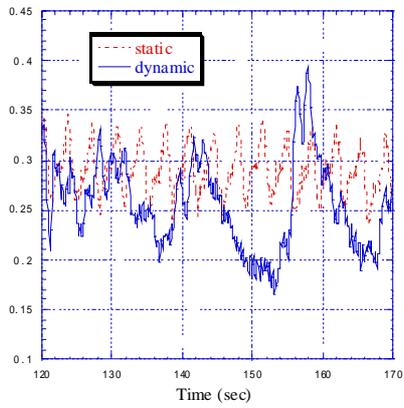


Fig. 1-13 Re=60000 における流体抵抗の変化

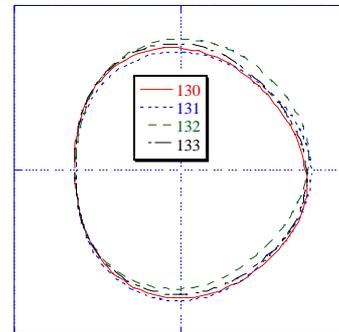


Fig. 1-14 円柱の変形

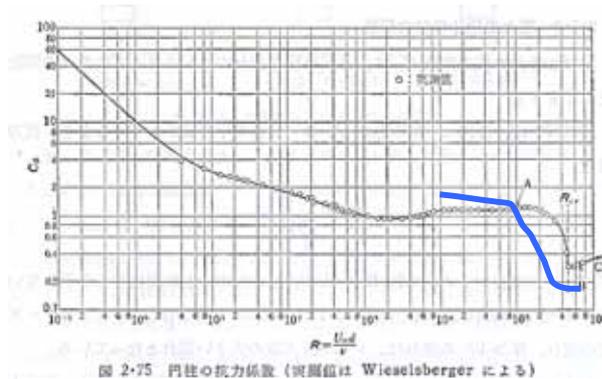


Fig. 1-15 レイノルズ数における抵抗の変化

図 1-15 に示すように臨界レイノルズ数付近で抵抗が低減している可能性がある。

## [2] 心臓左心室内の血流解析

超音波医用画像から一心拍における左心室壁運動モデルを構築した。左心室形状は、二断面による画像から形状を構築する二軸断面モデル法を提案した(図 2-1)。本研究で構築した一心拍における心室モデルを図 2-2 に示す。僧帽弁における速度入り口境界条件は、図 2-3 の体積変化から計算して求めるようにした。格子生成は図 2-4 に示す。血流解析結果を図 2-5 に示す。A波による勢いよく流入する。左心室中央部において大きな渦を形成する。さらに、壁際にも小さな渦が発生する。この渦はリングをなしている。次にE波が流入してくる。小さな渦が中央部に形成される。収縮期では二次流れを形成しながら大動脈弁から流出する。

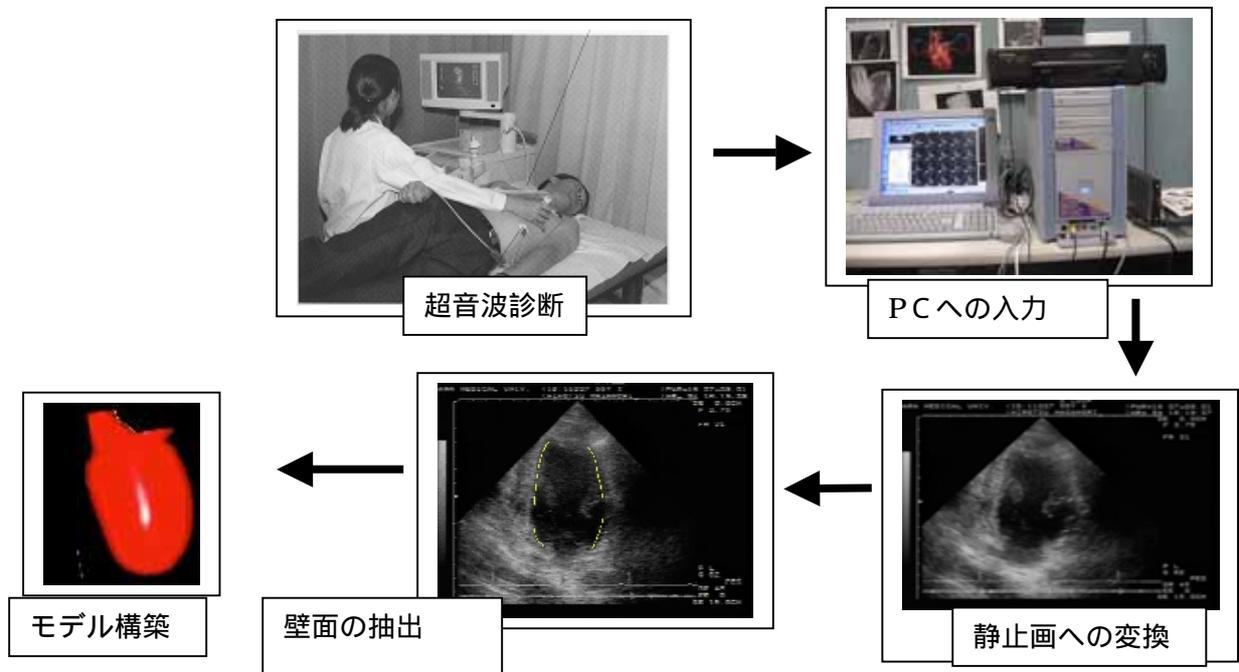


Fig. 2-1 左心室モデル構築手順

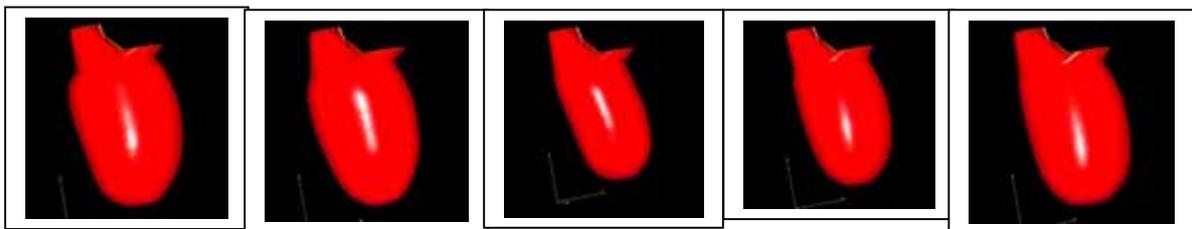


Fig. 2-2 一心拍における左心室モデル

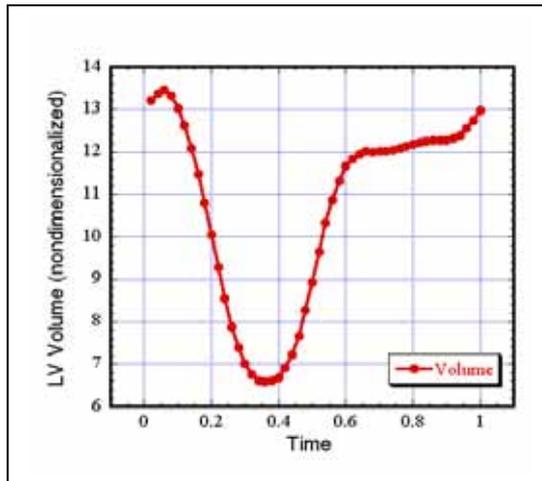


Fig. 2-3 一心拍における左心室の体積変化

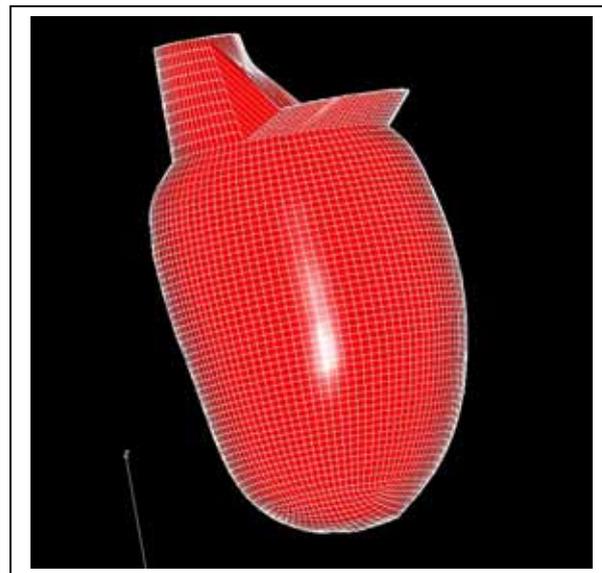


Fig. 2-4 構造格子による格子生成

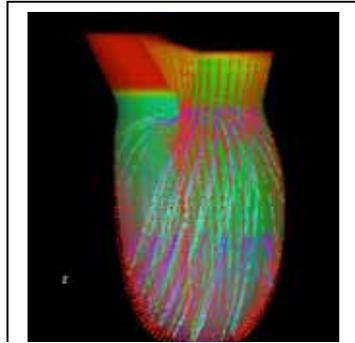


Fig. 2-5-1 A波による流入

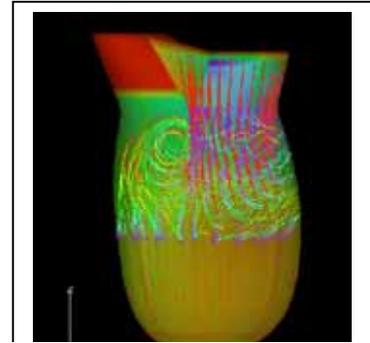


Fig. 2-5-2 中央部に渦の発生

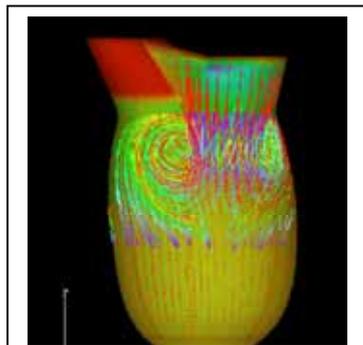


Fig. 2-5-3 非対称の渦が発生

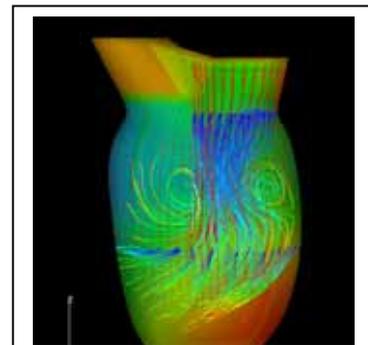


Fig. 2-5-4 E波による流入

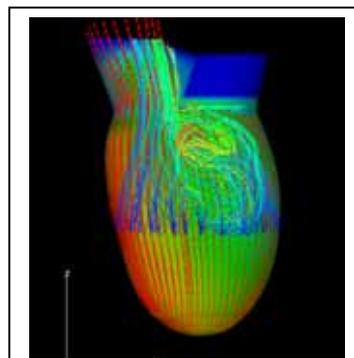


Fig. 2-5-5 収縮期における流出

### [3] 血管領域自動抽出法と腎動脈における血流解析

図 3-1 に腎動脈の位置を示す。腹部CT医用画像(図 3-2)から目標とする血管領域の輪郭データを自動的に抽出する方法を開発した。GA によるパターン認識により血管領域の位置を特定し、さらに、Snake とよばれる画像エネルギーを最小化することで輪郭を求める方法を用いた。これらの方法を、腎動脈と大動脈の血流解析に応用した。

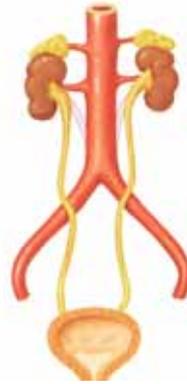


Fig. 3-1 腎動脈位置



Fig.3-2 腹部 CT 画像



Fig.3-3 腹部 CT 画像の二値化

しきい値を決めCT医用画像を二値化する。図 3-4 に示すテンプレート画像を作成し、この画像を用いて、GA によるパターン認識により大動脈の位置を特定する。図 3-5 に特定した結果を示す。この画像において、血管領域以外の画像を消去します。そして、Snake を適用し、血管領域輪郭の座標を抽出する(図 3-6)。得られたデータから図 3-7 に示すモデルを構築した。0 型構造格子で分割された楕円形を高さ方向に積み上げ、3 次元 6 面体格子で分割された血管モデルを構築した。格子分割は、腹部大動脈は  $81 \times 31 \times 15$ 、右腎動脈は  $51 \times 31 \times 15$ 、左腎動脈は  $41 \times 31 \times 15$  にした(軸方向分割数 \* 断面円周方向 \* 断面半径方向)。

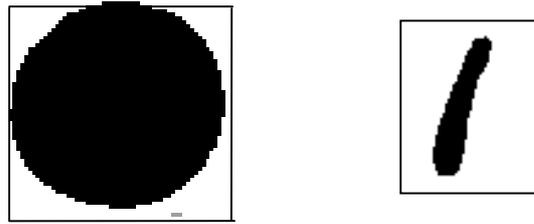


Fig.3-4 パターン認識に用いるテンプレート画像

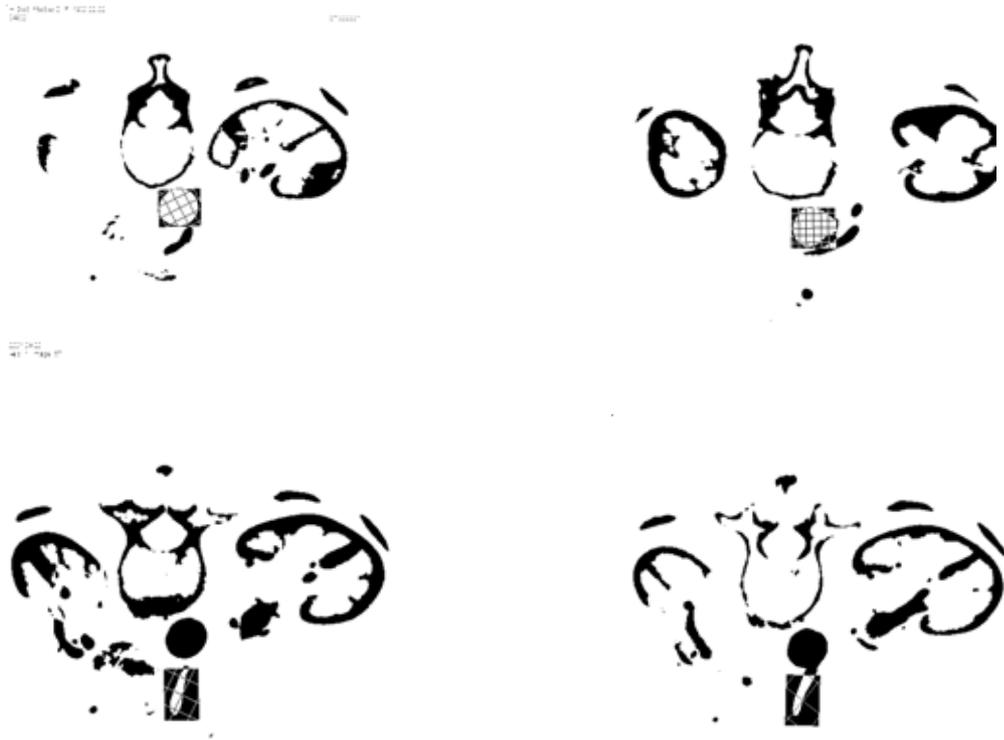


Fig.3-5 認識された大動脈と腎動脈

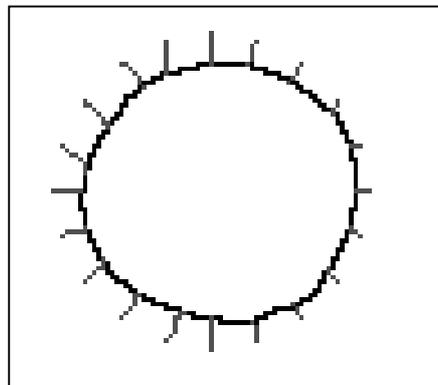


Fig.3-6 Snake による輪郭自動追跡

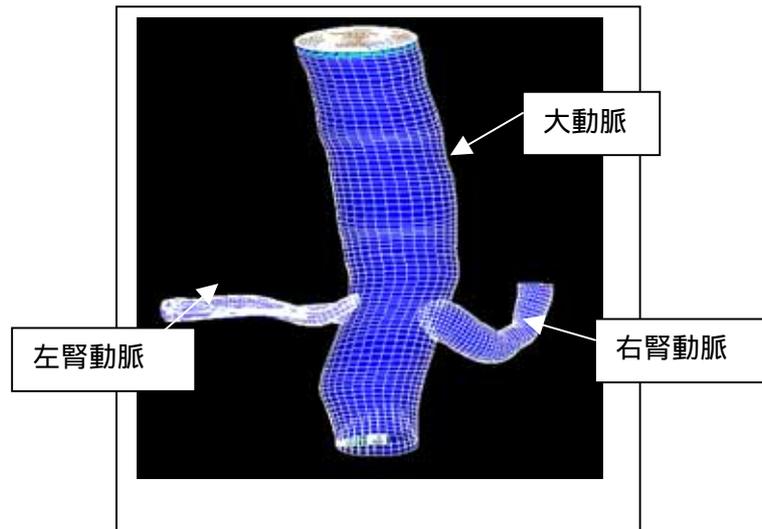


Fig.3-7 構造格子による格子生成

左右の腎動脈内の流れは非対称な渦流れをしめした。最大流量時の表面速度ベクトルを図 3-8 に示す。上からの血流が右腎動脈の下部に衝突し、右腎動脈内ではヘリカル流が発生している。ずりせん断応力は上部よりも下部の方が高く、時間的にも大きく変動している。上部では血流の剥離領域が生じており、この部分で狭窄発生することも考えられる。

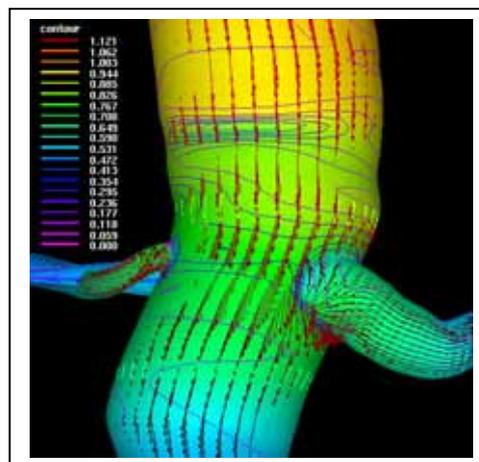


Fig.3-8 腎動脈内の血流解析

#### [4] 脳動脈 Willis 動脈輪における血流解析

脳動脈主要部の二通りのモデリング技法を開発した。図 4-1 に示す CT 医用画像を用いて画像処理ソフトウェアで、ポリゴンモデル(図 4-2)を構築する。CAD ソフトウェアに構築したポリゴンモデルを読み込み、CAD の機能を用いて血管の基本構造線を抽出し(図 4-3,4-4)、脳動脈のソリッドモデル(図 4-5)を構築した。2 つ目の方法は、医用画像から脳動脈のボクセルモデル(図 4-6)を構築する。細線化のアルゴリズムによ

り、細線化モデル(図 4-7)に変換する。その点をスプライン補間して中心線を抽出する。

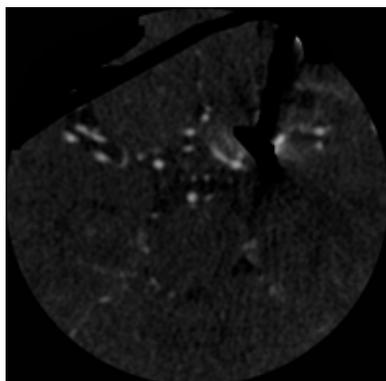


Fig.4-1 頭部 CT 画像

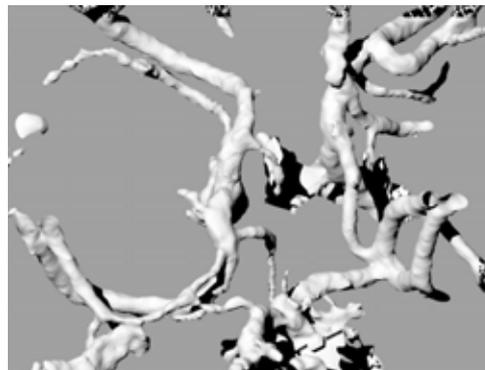


Fig.4-2 脳動脈のポリゴンモデル



Fig. 4-3 血管構造線の抽出

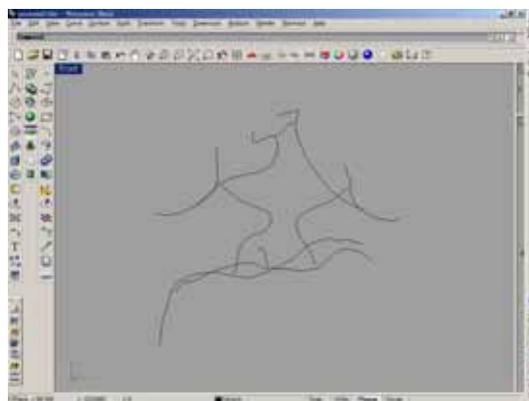


Fig.4-4 脳動脈の構造線

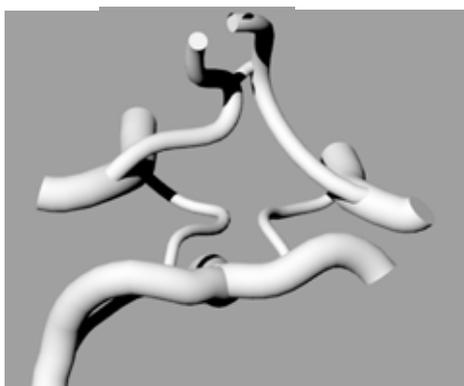


Fig.4-5 脳動脈のソリッドモデル

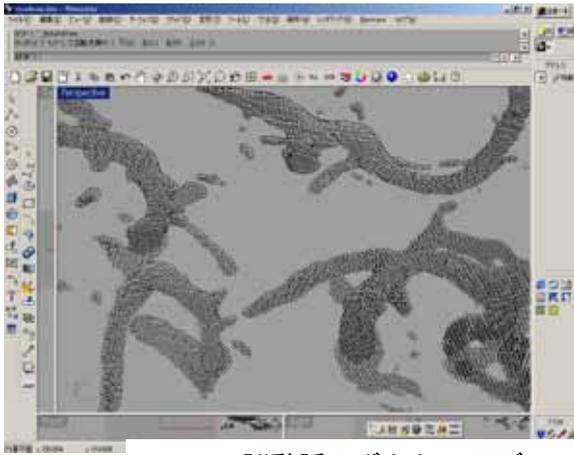


Fig.4-6 脳動脈のボクセルモデル

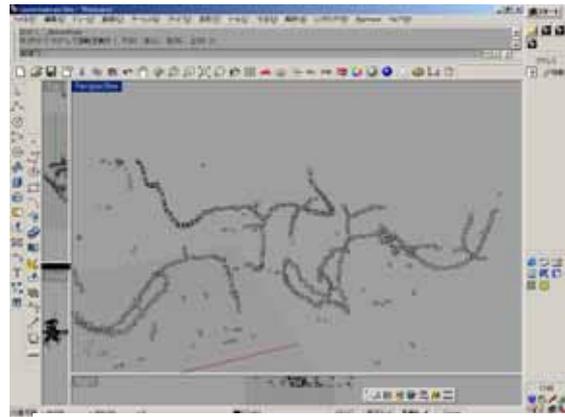


Fig.4-7 ボクセルモデルの細線化処理

数値解析は有限体積法の領域分割法と直交座標系の差分法を用いて行った。

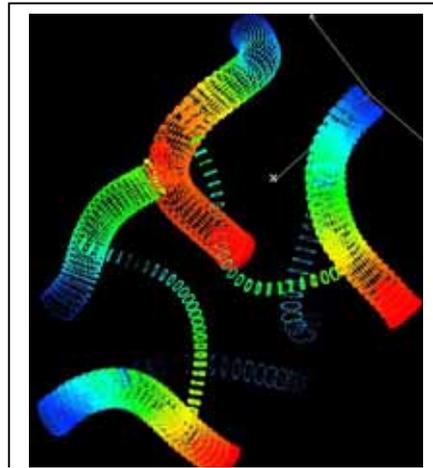


Fig.4-8 有限体積法による血流解析

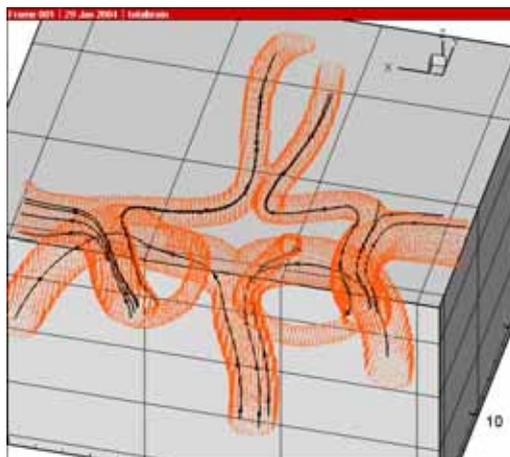


Fig.4-9 直交座標系差分法による血流解析

#### [5] GDC による脳動脈瘤手術時における血流解析

開頭術を伴わない脳動脈瘤手術は、カテーテル、コイル、ステントやバルーンなどの手術器具を用いて脳動脈瘤の破裂を予防する措置を行う。これら手術器具の形状は複雑であり、モデリングや格子生成などの困難さから、これまでほとんど手術時における血流シミュレーションは行われて来なかった。本研究では CAD を用いたモデリング手法を開発した。計算手法は格子生成がきわめて簡単な直交座標系の差分法を用いた。格子生成は V-CAD を用いてどのように複雑なソリッドモデルでも、自動的にボクセルモデルに変換する。このことにより、格子生成はほとんど労力をかけず、しかもきわめて短時間で行えるようになった。下図にコイル(図 5-1)、カテーテル(図 5-2)、ステント(図 5-3)、バルーン(図 5-4)を使って手術モデルを示す。

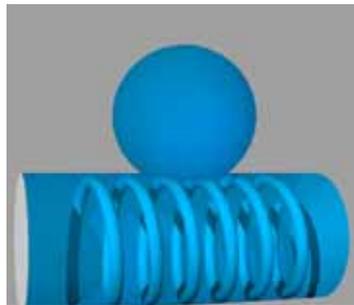


Fig.5-1 ステントモデル



Fig.5-2 コイルモデル

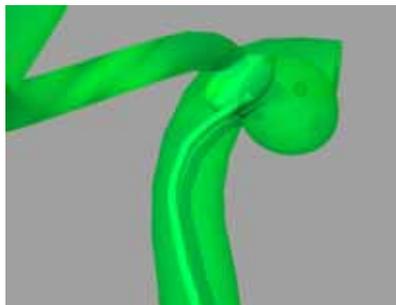


Fig.5-3 カテーテルとバルーンモデル

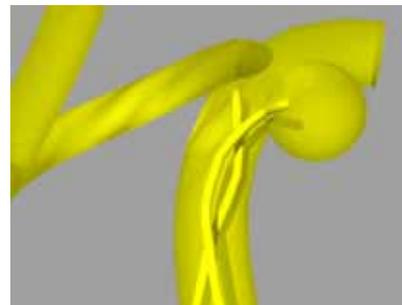


Fig.5-4 ダブルカテーテルモデル

V-CAD を使って、下図に示すソリッドモデル(図 5-5,5-6,5-7)からボクセルモデルを構築した。x 方向、y 方向、z 方向に 126,63,63 に分割した。きわめて短時間でボクセルモデルが構築された。

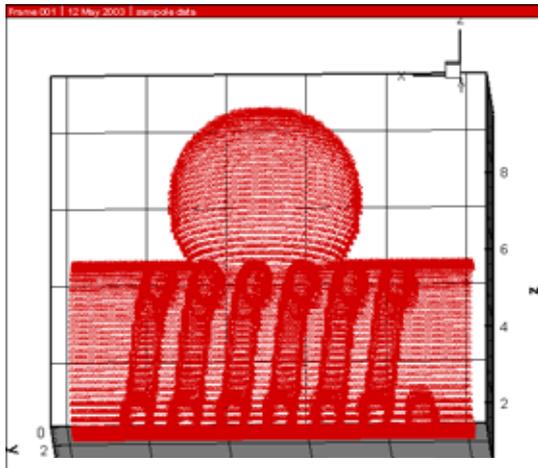


Fig.5-5 ステントのボクセルモデル

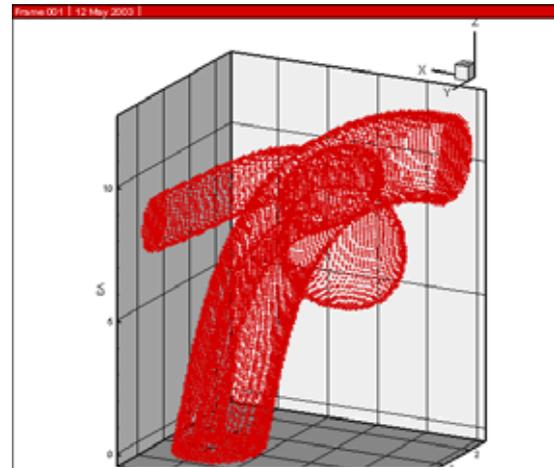


Fig.5-6 バルーンのボクセルモデル

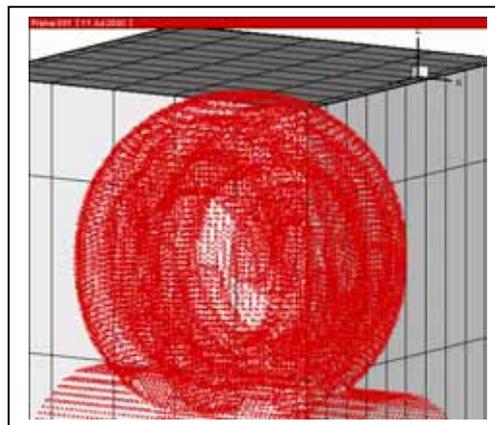


Fig.5-7 コイルのボクセルモデル

計算結果を以下に示す。レイノルズ数が 500、一様流において連続で血流を流した場合である。

ステントを挿入することにより、瘤内に発生する渦が抑制されることがわかった(図 5-8)。ステントに流体が衝突し、瘤内に分散して入り込むためである。

コイルも同様に瘤内の渦の発生を押さえることがわかった(図 5-9)。また、コイルは血管領域にはみださないように設置しなければならない。コイルに血流が衝突し、流体が瘤内に流入するためである。瘤内に流れが生じ、瘤内側壁に血栓が生じにくくなる。バルーンを瘤近傍に設置することで、瘤内に血流が多く流入し(図 5-10)、瘤内圧力が上昇する。そのことにより手術時に瘤が破裂する危険がある。

図 5-11 にカテーテルまわりのベクトル速度図を示す。

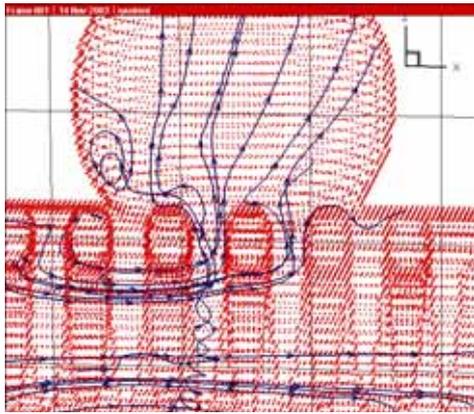


Fig.5-8 スtentまわりの流れ

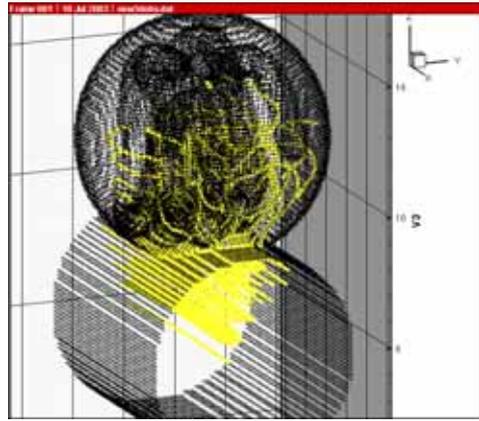


Fig.5-9 コイルまわりの流れ

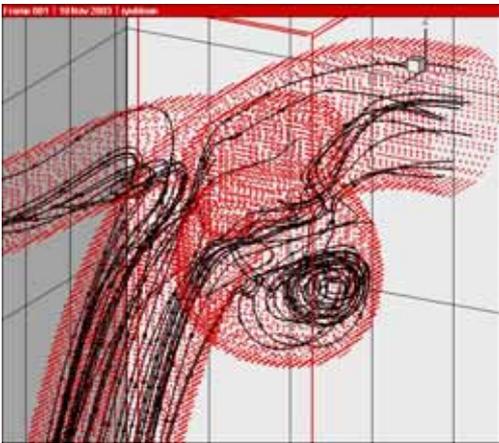


Fig.5-10 バルーンと瘤まわりの流れ

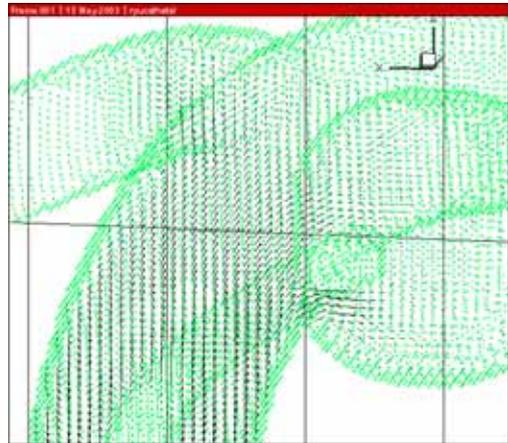


Fig.5-11 カテーテルまわりの流れ

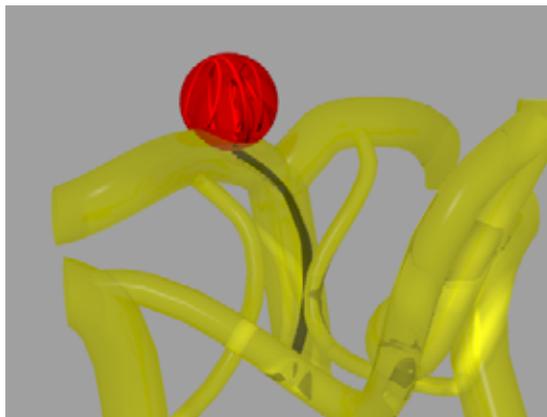


Fig.5-12 手術シミュレーションモデル