

## MRI 画像処理から得られた血管内流れについて

About the flow in blood vessel model obtained from MRI image processing.

渡邊正宏, 北陸先端大院, 〒923-1292 石川県能美郡辰口町旭台 1-1, E-mail: m-wata@jaist.ac.jp

松澤照男, 北陸先端大情報科学センター, 〒923-1292 石川県能美郡辰口町旭台 1-1, E-mail: matuzawa@jaist.ac.jp

郭智宏, 日本原子力研究所, 〒153-0061 東京都目黒区中目黒 2-2-54, E-mail: zhguo@koma.jaeri.go.jp

平山俊雄, 日本原子力研究所, 〒153-0061 東京都目黒区中目黒 2-2-54, E-mail: hirayamt@koma.jaeri.go.jp

華原革夫, (株)ケイ・ジーティー, 〒160-0022 東京都新宿区新宿 2-8-8 とみん新宿ビル, E-mail: xuge@kubota.co.jp

Masahiro WATANABE, School of Information Science, JAIST, Ishikawa 923-1292

Teruo MATSUZAWA, Center for Information Science, JAIST, Ishikawa 923-1292

In this report, The 3D shape is extracted from the MRI image of the artery bow in this report, and the numerical simulation by the solver which uses the finite element method is done. The Martin cube algorithm was used for the construction of the 3D shape from the MRI image. The computation model was made by the Advancing Front method. As for the number of meshes of the entire Model, the mesh on 307566 and the surface became 62475. The flow of Reynold number 5000 was calculated, and examined.

### 1. はじめに

本報告では動脈を撮影した MRI 画像から 3 次元形状を抽出し, それを元に計算モデルを作成し有限要素法を使用したソルバによる数値シミュレーションを行った. 複数毎の MRI 画像からの 3 次元物体の構築は, 医療の世界で可視化を目的に行われており, 一般的にはボリュームレンダリング法を用いて 3 次元モデルの可視化を行う. 可視化と異なり計算モデルを構築する場合, 表面の形状データが必要となる.

表面データを構築する一般的な方法はマーチングキューブ法<sup>(1)</sup>である. この方法は輪郭線を示す点の集合から 3 角形のみで表面を作成する. そのため, 有限要素法とのデータの受け渡しに都合が良く, モデルの形状を簡易に構成することができる. しかし, 2 次元画像上の階調値から閾値処理を行う必要があるため, 血管壁をひとつの階調値で抽出する事が難しい. 本報告では, 複数毎の MRI 画像から 3 次元ボリュームデータを作成し, さらにマーチングキューブ法を利用したソフトウェアによって形状データを構築した. 3 次元有限要素法ソルバにより作成した形状データに対してシミュレーションを行い, 可視化を行い流れについて検討した.

### 2. MRI 画像からの部位の抽出について

2 次元の複数毎の画像情報から, 3 次元形状を再構成する研究は, これまでに数多く行われている<sup>(5)</sup>. また, 3 次元再構成を行うソフトウェアもいくつか存在する<sup>(6),(7)</sup>. これらは医療で疾患の検査のための技術として研究開発されてきたが, 近年ではこれらを利用し, 3 次元形状を利用して構造解析や数値流体解析を行う研究も行われている<sup>(8)</sup>.

一般的に医療用画像からの再構築には, 断面画像上の部位を半自動的に抽出し 3 次元モデルとして構築す

る方法と, 3 次元ボリュームデータを作成し 対象部位以外を除去し階調値の閾値処理によって部位を抽出する方法がある. 前者の方法の断面画像からの抽出の場合対象部位がある階調値によって閉じられていないことが多いため, 断面画像に手動で境界を与えるなど画像毎の処理に労力を要する. また, 手動のため, 境界の精度が落ちてしまうことが予想される. また, ボリュームデータからの抽出では, 立体的に対象部位を切り出すため非常に労力を軽減できるが, 断面画像の場合と同様に閾値によって対象部位だけを抽出することは困難である. 本報告では, ボリュームデータによっておおまかに不要な領域をカットし, 断面画像によって境界のデータを手動で補正するという処理を繰り返して行うことで, 精度のよい形状抽出を行う.

階調値を抽出する部位の壁面を示す値にあわせ抽出を行う. しかし, CT 値, MRI 画像の階調値は, 撮影の状態によって画像毎に境界を示す階調値が異なるため, 3 次元形状を再構成するとモデル精度を失いやすい. また, ボリュームデータからの抽出では, 撮影方法によって簡単な場合もあるが, 閾値によって対象部位だけを抽出することは困難である.

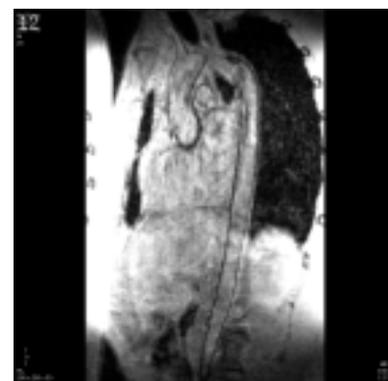


Fig. 1 MRI image (DICOM Format)

Fig.2 に 3 次元形状の抽出からメッシュ生成までの全体的手順を示す。以下に、形状の抽出作業の手順は以下ようになる。

1. 断面画像に 1 ピクセルあたりの距離を与え、Volume Data を作成する。(Fig.3 (a))
2. 肺、骨などの血管から離れている領域を切り取る。(Fig.3 (b))
3. 断面の階調値を調整し、管壁以外の外の領域を削除する。残った部分について、削除できる部位は手動で削除する。(Fig.3 (c))
4. 再度 3 次元モデルを再構成し、残ったノイズを階調値の調整と手動によって切除する。
5. モデルをスムージングし、隣接する断面との段差を減らす。(Fig.3 (d))

本報告では、抽出作業は KGT 社製 INTAGE により行った。まず MRI 装置によって得られた画像 (Fig.1.) から、断面画像をピクセルあたりに距離を与えることでボリュームデータを作成した。Fig.1 に見られるように、MRI から得られた画像は不要な部分を含んでいる。これを 3 次元ボリュームデータ上で部位の周辺で切除できる部分について領域を切除した。次に、断面画像それぞれで閾値を調整し、管壁の以外の部分を自動的にカットする。あるいは、手動で切除できる部分については手動で行った。次に、再度閾値を血管の壁を表示している階調値に設定して 3 次元形状を再構成した。Fig.1 により、血管壁を示す階調値は MRI の撮影の問題で、画像の中心部と上下で異なる。このため、血管の壁を断面画像の段階で壁面の階調値を調べ、その結果得られた階調値 170 を他の断面画像上の血管壁に Adobe 社製 PhotoShop によって半自動で与え、抽出された血管のみの断面データから階調値によって壁面を再構成した。壁面の再構成にはマーチングキューブ法を用いた。再構成された形状データは、3 角形によって構成されている。最後に、隣接する断面画像とのギャップを滑らかにするために面のスムージングを行う。スムージングは、データの間引きによって行われるため、あまり大きいパラメータで行うと形状精度が得られない。また、メッシュ生成は、Advancing Front 法を使用するが、表面データを細分化するとメッシュ生成を行った際、その細かさに依存してボリュームメッシュが細分化される。表面の近似精度は、作成した形状データ以上になることはないので、Advancing Front 法の表面メッシュのパラメータは、形状データのメッシュサイズに近いほどモデル精度はよい。本報告では、予備的検討として管表面に段が現れない程度の粗い形状データを作成した。また、メッシュジェネレータに入力する形状データは、STL ファイルから表面データをジェネレータ用のファイルフォーマットに変換する際に節点の座標値などの一致を確認、修正を行った。また、メッシュジェネレータの仕様により、表面を構成する面の法線ベクトルがすべて管内を向いている必要があるが、変換プログラムによってこれらを修正した。

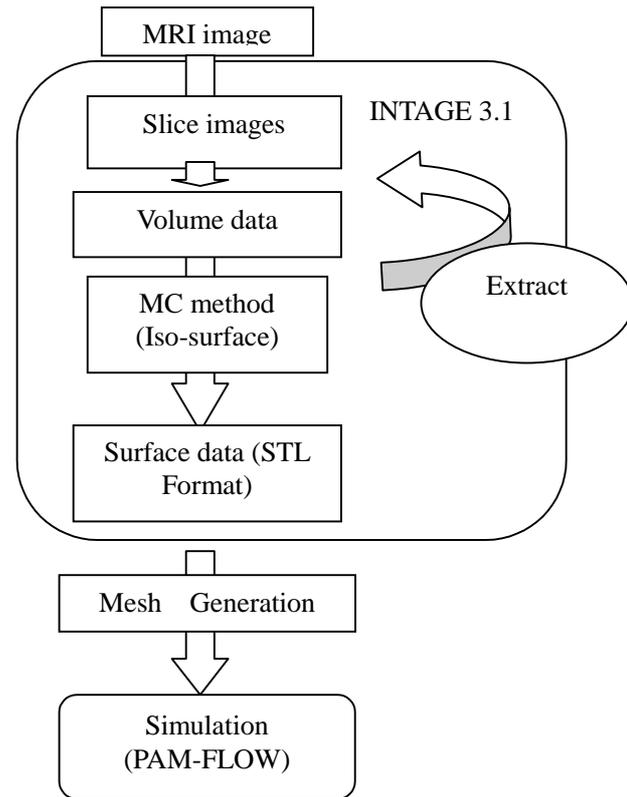


Fig.2 Process

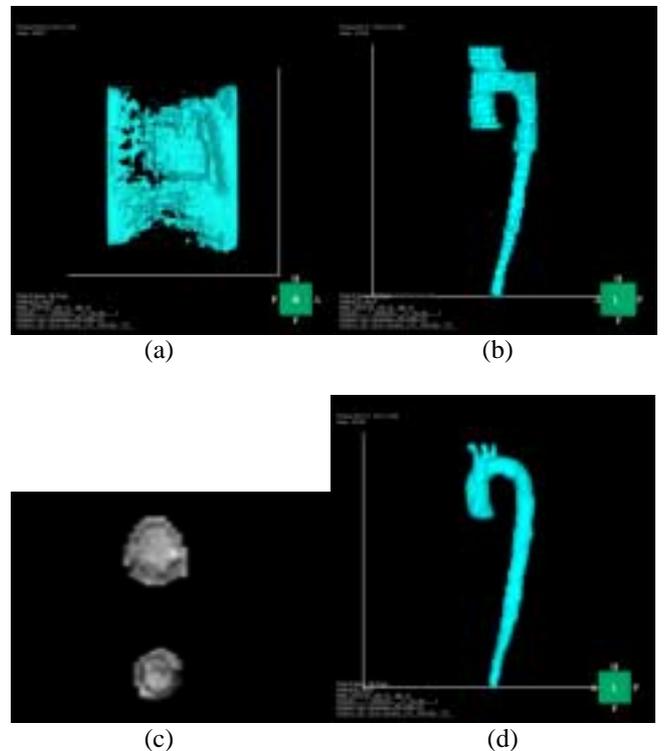


Fig.3 Extraction of blood vessel shape

Table1. Radius of vessel (Wright)

Wright	
$E / A =$	$0.7755$
$R1 / A =$	$0.5102$
$S1 / A =$	$0.3061$
$T1 / A =$	$0.4082$
This model	
$E / A =$	$0.7631$
$R1 / A =$	$0.7001$
$S1 / A =$	$0.3722$
$T1 / A =$	$0.3286$

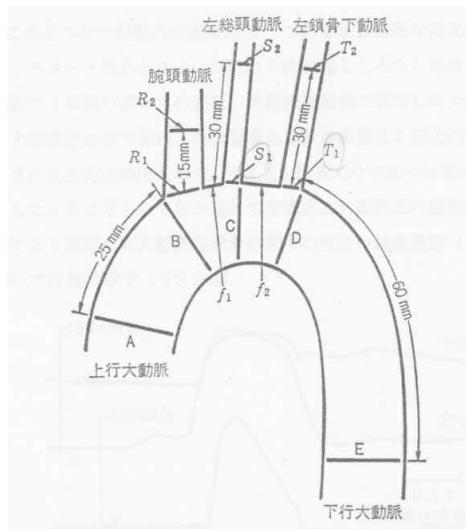
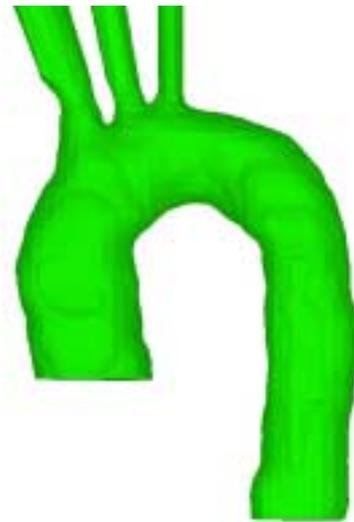


Fig. 4 Radius of vessel <sup>(2)</sup>

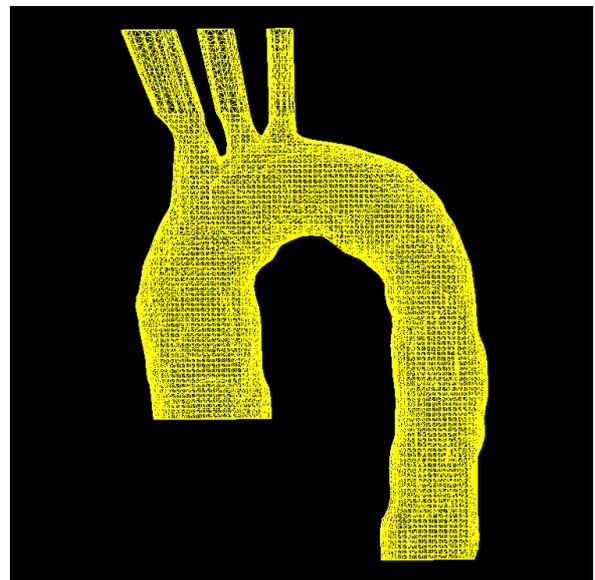


Fig.5 Computational Model (Up: STL Format, Down: Surface Mesh)

### 3. 実験

本報告で対象とする血管は大動脈弓とした。動脈弓の撮影は、心臓の拍動に同期して撮影が行われた。大動脈弓から分岐している3本の右腕頭動脈と左総頸動脈、左鎖骨下動脈については、データが不足していたので出口の形状を上部へ移動することで延長した。下腹部に伸びる下行大動脈の途中までをモデルとした。MRIによって得られたDICOMフォーマット画像を30枚使用した。KGT社製INTAGEにより断面画像からボリュームデータを作成し、階調値の操作、心臓や肺などの部位をCutするなど血管部位を半自動的に抽出した。抽出した血管壁面を含むボリュームデータから、マーチキューブ法を基本とした面生成を行い、血管表面を閾値によって再構成した。閾値の調整は手動で行い、管表面にノイズが現れない程度に作成された面データをSTLフォーマットファイルとして保存した。STLデータはすべての表面を三角形によって記述している。これらの面を基本的にサーフェスマッシュとした。作成された形状データをWrightらのデータとFig.4と照らして確認を行った(Table.1)。メッシュ生成において、ボリュームメッシュの細かさは表面の

メッシュに依存している。等値面を生成する際、細かく管壁を表現すればモデル精度は向上するが、使用する計算機のメモリ量を超えないように注意した。ソルバは、有限要素法数値解析ソルバであるESI社製PAM-FLOW<sup>(3)</sup>を使用した。時間積分は分離型解法であるTwo step predictor corrector schemeである。

$t$ は $1.0e-3$ 、圧力の収束判定値は全域の圧力の絶対誤差 $1.0e-6$ 、または相対誤差の最大値が $1.0e-5$ とした。レイノルズ数から、管内は乱流遷移していると仮定した。乱流モデルはSGSモデルとし、Smagorinsky定数を $0.1$ とした。メッシュ生成はAdvancing Front法を利用したメッシュジェネレータPAMGEN3Dを使用した。計算領域全体のメッシュ数は307566、節点数は62475となった。境界条件は壁面をno-slipとし、4つの出口面に圧力 $0$ を設定した。心臓からの流入は発達した流れではないので、一様流を設定した。収束判定は、入り口の中心点の圧力値が前ステップと $1.0e-3$ 以下の差となった場合とした(Fig.4)。

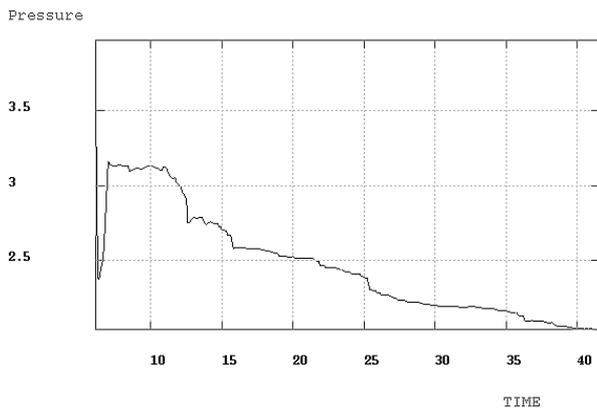


Fig. 6 Point of Pressure value on Enter Surface

計算機は Cray 社製 SV1 を使用した。

#### 4. 計算結果

管入り口での最も短い距離を代表長さとした場合のレイノルズ数  $Re=5000$  の結果を Fig.7 に示した。Stein, Sabbah<sup>(2)</sup> によれば大動脈の最大レイノルズ数は  $5000 \sim 10000$  であるが、初期検討として  $Re = 5000$  で行った。結果は 0.5 秒間隔でファイルを出力し 10 step で時間平均を取った。Fig.7 は可視化ソフトウェア AVS Express の流線であり、色は速度を示した。下降大動脈の入り口付近で流れが内側に向かっているのが確認された。また、動脈弓の右に低速度域が見られた。Fig.8 は下降大動脈の入り口付近での平面内のベクトル図である。両側に渦が見られた。しかし、参考文献(9)に説明されているような、単層の旋回流は出ていない。Fig.9(a) (b) に上面方向(Z方向)に垂直な面での渦度のコンター図を示した。図中の青い面はその面でのスライスであることを示している。Fig.9 (a)より、上行、下行大動脈とも、弓の内側に強い渦度値が示されていた。また、Fig.9 (b)により3つの分岐管下の動脈では、体の前面から見て背中側に強い渦度値が示された。Fig.10, 11, 12 は体の前面から見た動脈弓の流れ場を示したものである。書かれている粒子は、AVS Express の機能である advector<sup>(4)</sup>によって流された重さを持たない粒子である。Fig.10 の流れ始めの部分では、入り口から入った流れの内側の速度がもっとも速く、動脈弓の上部に向うに従い血管全体の弧の内側が発達していた。また下行大動脈に向かう部分で流れに剥離が見られた(Fig.12)。下部に向うにしたがって中心が壁面より発達するが、管内流のように2次関数流れとはなっていない。

#### 5. まとめ

MRI 画像から再構築した動脈弓内の流れの解析を行った。再構築した大動脈弓は、Wright<sup>(2)</sup>の内径の平均値と比較して、精度よく管壁を得ることができた。STL ファイルの問題点として、立体画像を滑らかに見せるために断面画像の間の全体の表面を横断する線分を出力する事がある。この線分によって、非常にアスペクト比の悪い面が構成されること

があり、メッシュ生成が困難になることがあった。これらのアスペクト比の悪い面の取り扱いについて、今後検討する。流れ解析においては、血管内の単層の旋回流を得るような結果は出力されていない。今後、メッシュの細かさ、モデル精度などを再検討して、解析を行う予定である。また、商用ソフトウェアを組み合わせ、モデルの構築から計算結果を得るまでの手順を作ることができた。



Fig. 7 Stream Lines

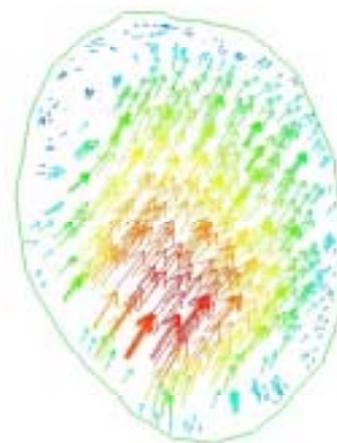
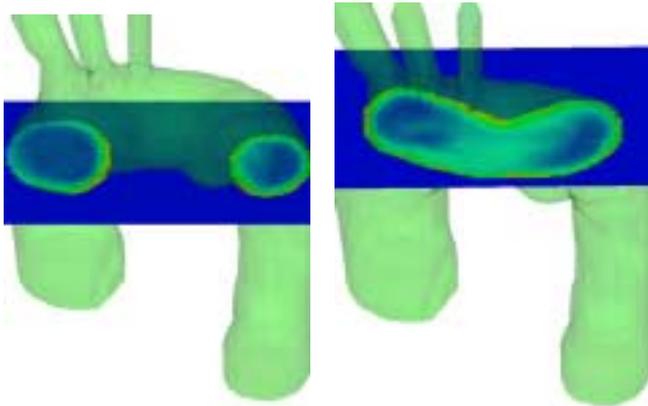


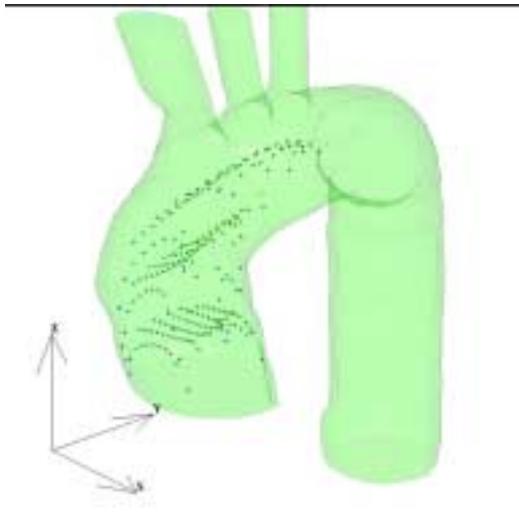
Fig. 8 Velocity Vector on Plane



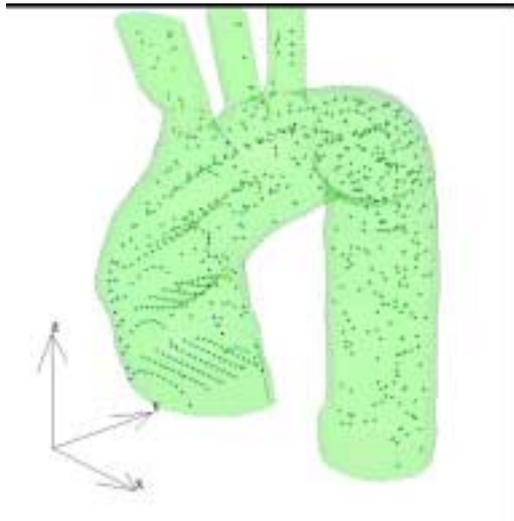
(a) (b)  
**Fig. 9 Contour of Vorticity on slice.**



**Fig. 12 Particle**



**Fig. 10 Particle**



**Fig. 11 Particle**

参考文献

- (1) M. W. Vannier, H. Cline, "A High resolution on 3D Surface Construction Algorithm, Compt. Graph., Col.21, No.4, pp163-169, 1(1987).
- (2) 沖野, 菅原, 松尾, "心臓血管系の力学と基礎計測", 講談社, 1(2000), pp. 186-215.
- (3) PAM-FLOW REFERENCE., 1(2000).
- (4) AVS/Express モジュール・リファレンス, A-1—A-6., 1(1999).
- (5) 早野, 高田, 渡辺, 梅原, 千代倉, "外科シミュレーションのための輪郭線からのソリッドモデル自動生成", 第9回 NICOGRAPH 論文コンテスト論文集, pp237-245, 1 (1993)
- (6) <http://www.solusion-systems.com/product8.html>
- (7) INTAGE Ver3.1 Manual
- (8) 大島, 鳥井, 小林, 高木, "内頸動脈内の血流解析", 第12回 バイオエンジニアリング講演会 講演論文集, pp179—180, 1 (2000)
- (9) 劉, 山口, "血管のパラメータ的再構築手法を用いた左心室及び大動脈弓内の渦流れに関する計算流体力学的解析", 第12回 バイオエンジニアリング講演会 講演論文集, pp181—182, 1 (2000)