

# 脳動脈瘤手術時の計算血流解析

岩瀬 英仁<sup>\*</sup>, 姫野 龍太郎<sup>†</sup>, 劉 浩<sup>#</sup>, 深作 和明<sup>&</sup>, 加瀬 究<sup>##</sup>

<sup>\*</sup> 理化学研究所 情報環境室  
埼玉県和光市広沢 2-1

e-mail: iwase@postman.riken.go.jp

<sup>†</sup> 理化学研究所 情報環境室  
埼玉県和光市広沢 2-1

e-mail: himeno@postman.riken.go.jp

<sup>#</sup> 千葉大学 工学部 電子機械工学科  
千葉県千葉市稲毛区弥生町 1-33

e-mail: liu@meneth.tn.chiba-u.ac.jp

<sup>&</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

e-mail: fukasaku@med.Nagoya-u.ac.jp

<sup>##</sup> 理化学研究所 V-CAD開発チーム  
埼玉県和光市広沢 2-1

e-mail: akitake@postman.riken.go.jp

**要旨** 本研究では、脳動脈瘤に関するさまざまな手術における計算血流解析を、高効率なシミュレーション環境の開発し、その環境上でいくつかの手術時の血流解析を行った。ここでは、頭部 CT 画像から医用画像処理ソフトウェアを用いて 3 次元脳動脈のポリゴンモデルを構築する。さらに CAD を用いて 3 次元脳動脈のソリッドモデルを構築し、このモデルをベースにカテーテル、ステント、バルーンおよびコイルを脳動脈瘤に挿入した手術における血流シミュレーション用モデルを構築する。これらシミュレーション用ソリッドモデルは、ものづくり情報技術統合化研究プログラムが開発した V-CAD を通して格子点化される。数値解析手法は直交座標系の差分法を用いる。

## 1. はじめに

脳動脈瘤の破裂を押さえる代表的な手術方法として、瘤内にコイルを収めることで血流の流入を押さえる方法が挙げられる。この方法では、カテーテルが瘤内に侵入し、先端からコイルを出して、瘤内でコイルを球状に形成させる。本研究ではカテーテルの挿入時において血管内の血流がどのように変化するのか、そのことで人体への影響などを考察するために、数値血流解析を行った。

これまでの脳動脈瘤の計算血流解析では、有限要素解析で未破裂瘤についてのみ行われてきた。ここではカテーテル、コイル、ステント、バルーンなどを用いた手術において、これらの手術器具による血流への影響を数値解析で調べる。

本研究では、医療現場において十分に作業効率が高い計算血流解析システムはどのようなものかを考え、企業の生産設計現場で使われている CAD 技術をベースにしたシミュレーションシステムを構築した。

## 2. 高効率なシミュレーション環境の構築

本研究では、医療現場においても高い作業効率でシミュレーションが実現できるように、図1に示すシミュレーション環境を構築した。このシミュレーション環境ではシミュレーションモデルはCAD(CG)上で行い、複雑な形状でもコンピュータとインタラクティブに迅速にモデリングが可能となる。モデルのメッシュ生成はV-CADにより行われ、IGS規格のファイルデータを読み込み、迅速に自動的に格子点化される。格子生成についてはほとんど労力はかからない。

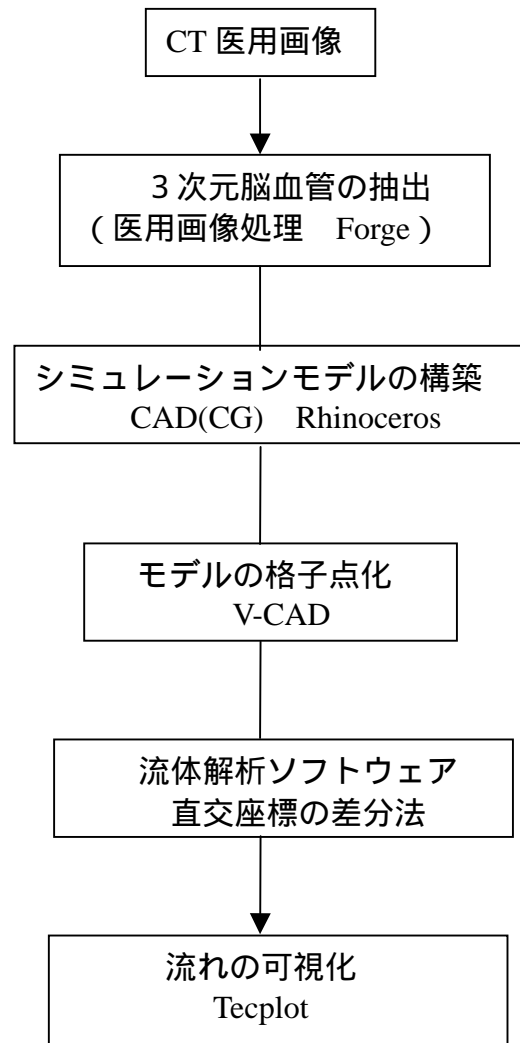


図1 本研究での高効率シミュレーション環境

### 3. 脳動脈瘤手術シミュレーションのモデリング

図 2 に示す頭部の CT 画像から医用画像ソフトウェアを用いて、適当なしきい値を決めて図 3 に示すポリゴンモデルを構築した。

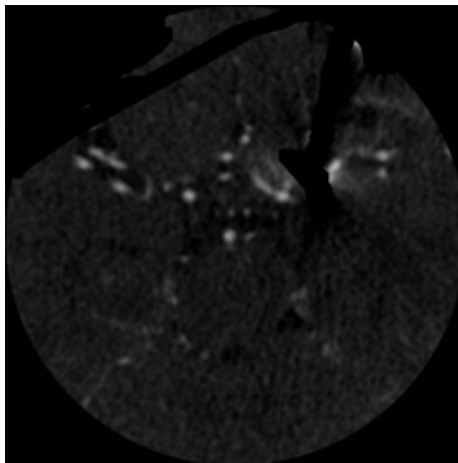


図 2 頭部 C T 画像

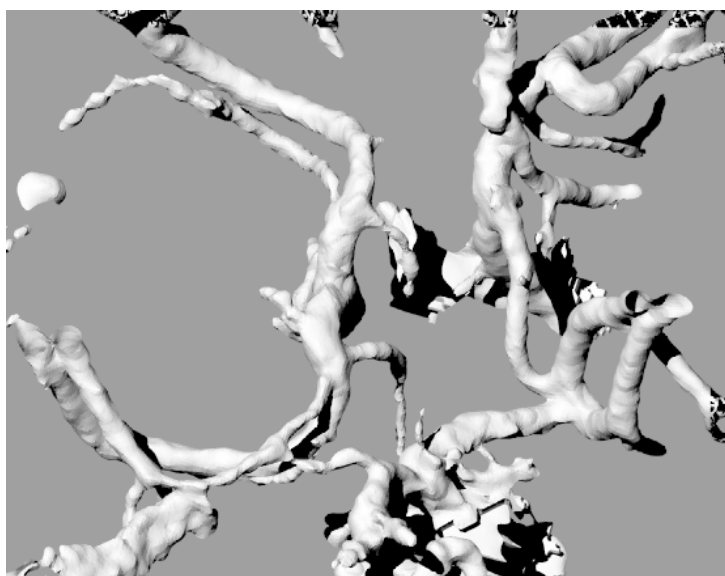


図 3 脳動脈血管のポリゴンモデル

ポリゴンモデルの表面を描出することで、基本構造線を抽出する。ポリゴンモデルの表面は凹凸があり基本構造線もがたがたしているので、基本構造線にスムージング処理をかける。スムージングをかけた基本構造線を図 4 に示す。

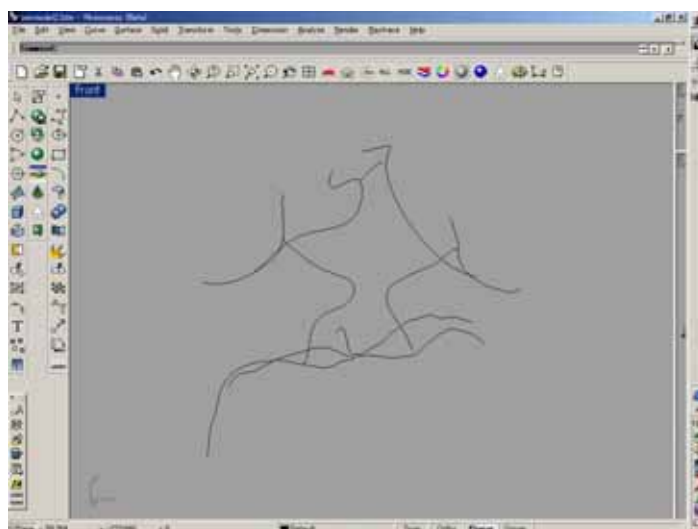


図4 脳動脈血管の基本構造線の抽出

ここでは血管の断面は円形と仮定するモデルを採用する。各血管の径を計測し、ソリッドモデルを構築する。図5に示す表面が滑らかな血管モデルが得られる。



図5 ソリッドモデルによる脳動脈モデル

次に、手術シミュレーション用のモデルを作成する。上の脳動脈モデルに手術器具を挿入した場合をモデリングする。コイル、ステント、カテーテルとバルーン、ダブルカテーテルの場合のモデリングを図6に示す。CAD上において視覚的にモデルが構築できるので作業効率が大幅にアップする。ソリッドモデルによりモデルが構築されるので有限要素法による流体解析のモデルとしても利用できる。

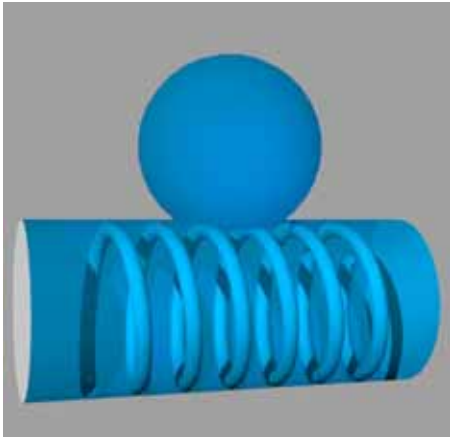


図 6.1 スtent



図 6.2 コイル

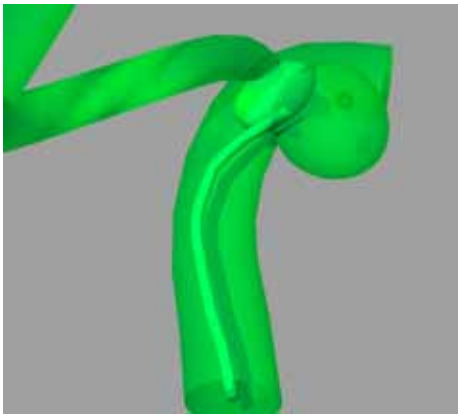


図 6.3 カテーテルとバルーン

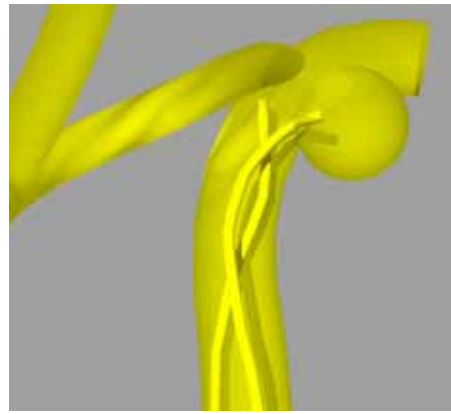


図 6.4 ダブルカテーテル

図 6 脳動脈瘤の手術モデル

#### 4. V-CAD によるシミュレーションモデルの格子点化

V-CAD は理化学研究所のものづくり情報技術統合化プログラムが開発した次世代 CAD である。従来の 3 次元 CAD は表面の形状情報しかもたず、難しい加工や製品の機能を事前に評価するシミュレーションに用いるにも人手を介さないと使えないなどの問題があった。この V-CAD は各種のシミュレーション間で共通して用いることのできる頑強なデータ表現を実現し、迅速でかつ究極の精度を要求する加工に直接用いることのできる生産システムの構築の中心的な役割を果たす。

3 次元 CAD により構築された手術シミュレーションモデルは IGS 形式のファイルに保存される。V-CAD ではそのファイルを読み込み、 $x,y,z$  方向の分割数を指定し、モデルは格子点化される。V-CAD では各セルについてモデル内部のセル、境界セルと外部セルを認識する。内部セルと境界セルの頂点を用いてモデルを格子点化した。

ステントのモデル、カテーテルが一本のモデル、カテーテルとバルーンのモデルを

図 7 に示す。

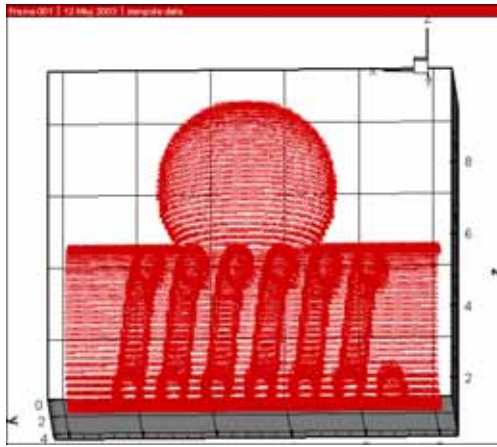


図 7.1 スtent

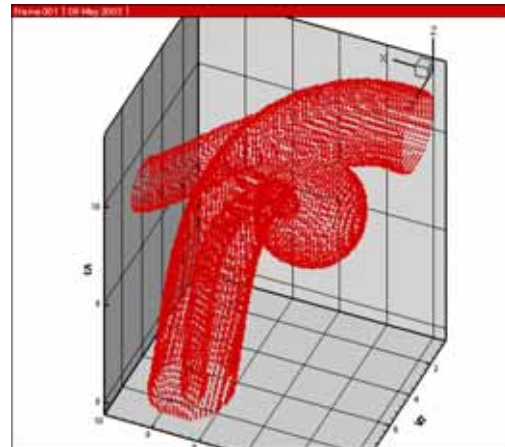


図 7.2 カテーテル

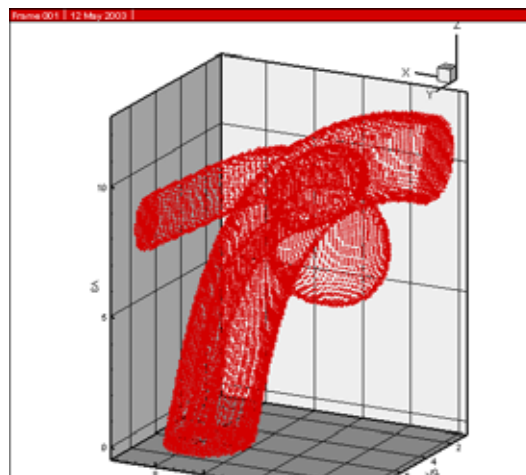


図 7.3 カテーテルとバルーン

図 7 手術モデルの格子点化

## 5. 計算血流解析

数値解析手法は差分法を用いる。流体の支配方程式は 3 次元 Navier-Stokes 方程式である。対流項は一次精度上流差分、移流項は一次の中央差分法を用いた。時間方向の離散化はオイラー陽解法を採用した。血流は非圧縮、ニュートン流体とした。

図 8 にステントのシミュレーションにおけるストリームラインを示す。ステントがない場合には、瘤内において渦が発生しているが、ステントの影響により瘤内の渦の発生が押さえられていることがわかった。

図 9 にカテーテルの場合のストリームラインと速度ベクトル図を示す。

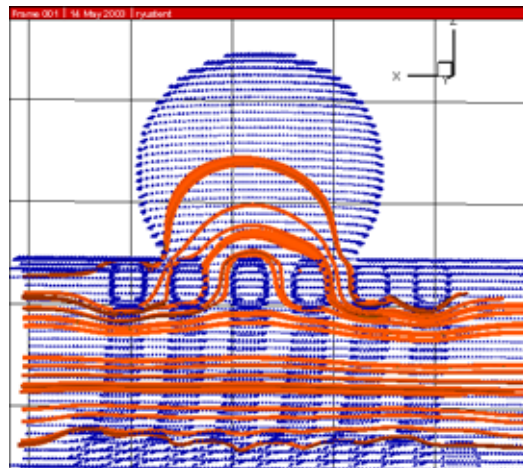


図8 スtentの場合のストリームライン

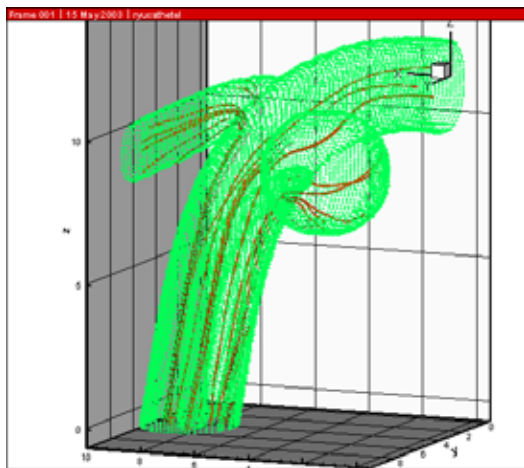


図 9.1 ストリームライン

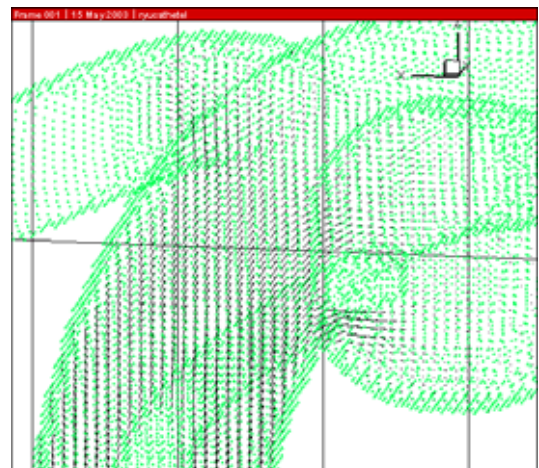


図 9.2 速度ベクトル

図9 カテーテルの場合のシミュレーション結果

## 6. 結 言

本研究では医療現場においても、血流解析が効率良く行えるシミュレーション環境を構築した。診断用CT画像からCADを用いて視覚的に手術シミュレーションモデルを構築が可能である。そのモデルをV-CADにより自動的に格子点化され、直交座標系の差分法の流体解析によりシミュレーションが行える。ここで提案したシミュレーション環境がいくつかの手術シミュレーションを行った結果きわめて有効であることが確認された。







