

CT, MRIからの直接流体解析

野田 茂穂^[1]、姫野 龍太郎^[2]、深作 和明^[3]

^[1] 理化学研究所 情報基盤センター／信州大学大学院
埼玉県和光市広沢 2-1
e-mail: shigeho@riken.jp

^[2] 理化学研究所 生体力学シミュレーション特別研究ユニット
e-mail: himeno@riken.jp

^[3] 碑文谷病院／理化学研究所 生体力学シミュレーション特別研究ユニット
e-mail: fukasaku@riken.jp

要旨 CT, MRI等の医療画像診断装置から得られる積層イメージデータを直接用いた血流解析システムの研究を行っている。本報告では従来手法との比較を述べ、実例を報告する。

1.はじめに

著者らは「治療を支援する血流シミュレーション」を目的に、複雑なネットワーク構造を持つ血管や動脈瘤などの治療に関わる血流シミュレーションに関する研究を行っている。例えば、動脈瘤の治療では、瘤内の血流を阻害する事を目的に、Fig 1に示すようなコイルを瘤内に設置する。この時、コイルの設置量や設置方法に関する検討を瘤内での血流シミュレーション結果を元に実施出来れば有益であると考えられている。^[1]

また、Fig 2に示すような頭部血管網にでの血液の流れがシミュレーションにより予測出来れば、様々な治療の役に立つ事が期待される。



Fig 1: Coils

このような、多様な目的に対して血流シミュレーションを適用するには、システムとして、形状の複雑さや個体差に対してのロバストな対応が必要とされる。従来の一般的なシミュレーションシステムでは、管壁に沿った計算格子を必要とする。しかしながら、Fig 1に示すような複雑に入り組んだコイル表面での計算格子を作成する事は非常に難しく、複雑な形状へのロバスト性があるとは言いがたい。

一方、近年、複雑な形状に対するロバスト性が優れているシミュレーションシステムとして、空間を直交格子で分割するボクセル格子法が着目されており、製造業では実用化が進んでいる。そこで、本研究では、シミュレーションシステムの根幹としてボクセル法を採用し、CTやMRIから得られる医療画像を幾何形状として直接用いる、血流シミュレーションシステムについて報告する。

2. ボリュームデータの生成

従来のシミュレーションシステムでは、血管表面を表す表面データを作成し、その内部を四面体や六面体の計算要素で分割する手順を踏む。要素分割を自動で行う手法も提案されているが、入り組んだ血管や、コイル設置状態等の複雑な物には適用が難しい。そこで、我々は空間を直交格子（ボクセル格子）で分割するボクセル法を採用している。

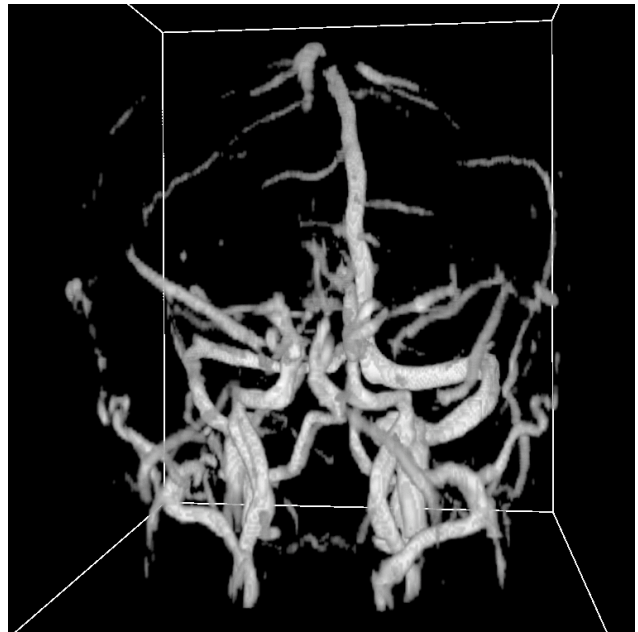


Fig 2: Head angio

ボクセル格子には、形状の表現に限界があることが知られている。これは、立方体であるボクセル格子の積重ねで物体形状の近似を行うため、格子に沿わない壁面の表現に階段近似等を用いるためである。ボクセル格子での形状近似度を向上するために幾つかの手法が提案されており^[2]、その内我々は、

- ・ ボクセル格子内の流体の体積占有率
(Volume Of Fluid : VOF)
- ・ ボクセル格子境界面での流体の面積占有率
(Area Of Fluid : AOF)

を使用するVOF法^[3]を採用している。

製造業では形状を示すCADデータが存在し、そのCADデータを用いて体積占有率や面積占有率を算出する。一方、医療分野では、血管形状等のCADデータが存在する訳ではなく、CTやMRIが出力する、積層イメージを形状のデータとして利用する事になる。

従来のシミュレーションシステムでは、積層イメージデータをボリュームデータとし、血管表面を示す閾値で抽出した等値面を血管形状として定義する。四面体や六面体等の計算要素を用いる手法では、作成した血管形状を表面ポリゴンとして定義し、血管

内部の計算要素を生成する。^[4]我々が採用しているVOF法でも、一般的には、血管形状表面ポリゴンを用いて体積占有率、面積占有率を求める手法が行われている。このときのデータ処理手順は、

- (a) 積層イメージからボリュームデータを生成
- (b) ボリュームデータから適当な閾値で等値面生成
- (c) 等値面ポリゴンと格子情報からVOF/AOF生成

という手順でおこなわれる。(Fig 3)

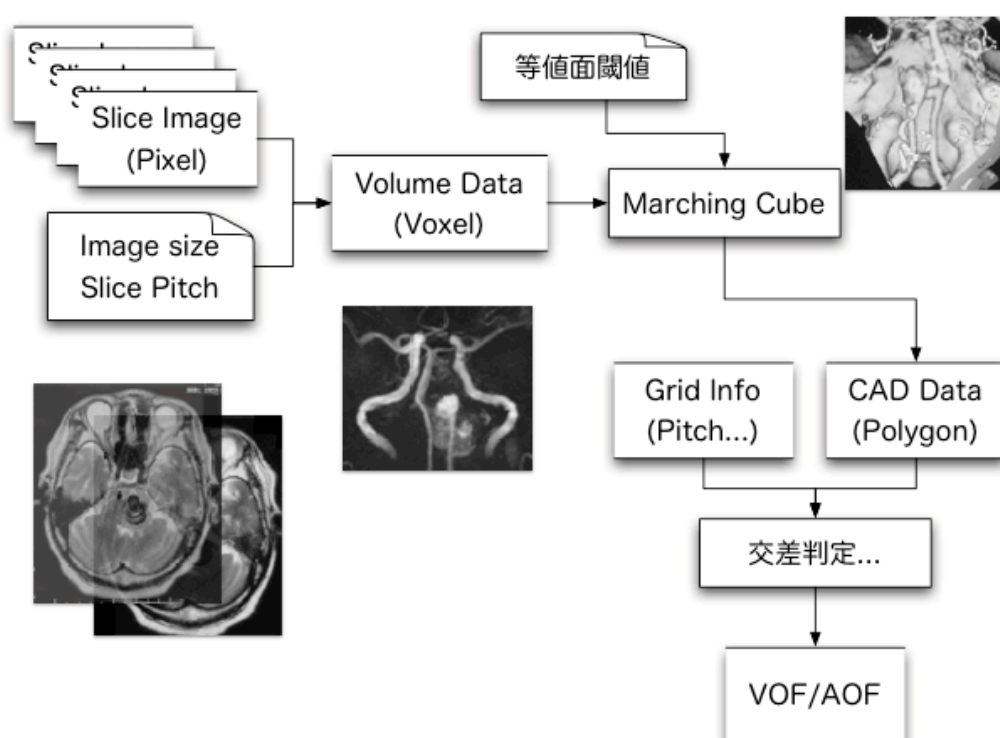


Fig 3: Iso surface process

手順(b)ではMarchig Cube法が、手順(c)では交差判定法が用いられる。このとき、オリジナルのデータ（ボリュームデータ）に対して、二つの処理を行い、VOF/AOFを得る手順となっている。

VOF/AOFもボリュームデータ的一种と見なす事が出来、データの種別変化と言う視点に立てば、

- ・ ボリュームデータ（輝度値）

- ポリゴンデータ（等値面パッチ）
- ボリュームデータ（VOF/AOF）

とデータ種別が一度ポリゴンデータに変換され、元のデータ種別に再変換されている。

一般に、データに対して処理を行う事は誤差混入の要因を孕むため、より少ない処理手順が誤差混入の観点からも望ましいと考える。そこで、筆者らはFig 4に示すポリゴンデータへの変換を行わない手法を開発した。

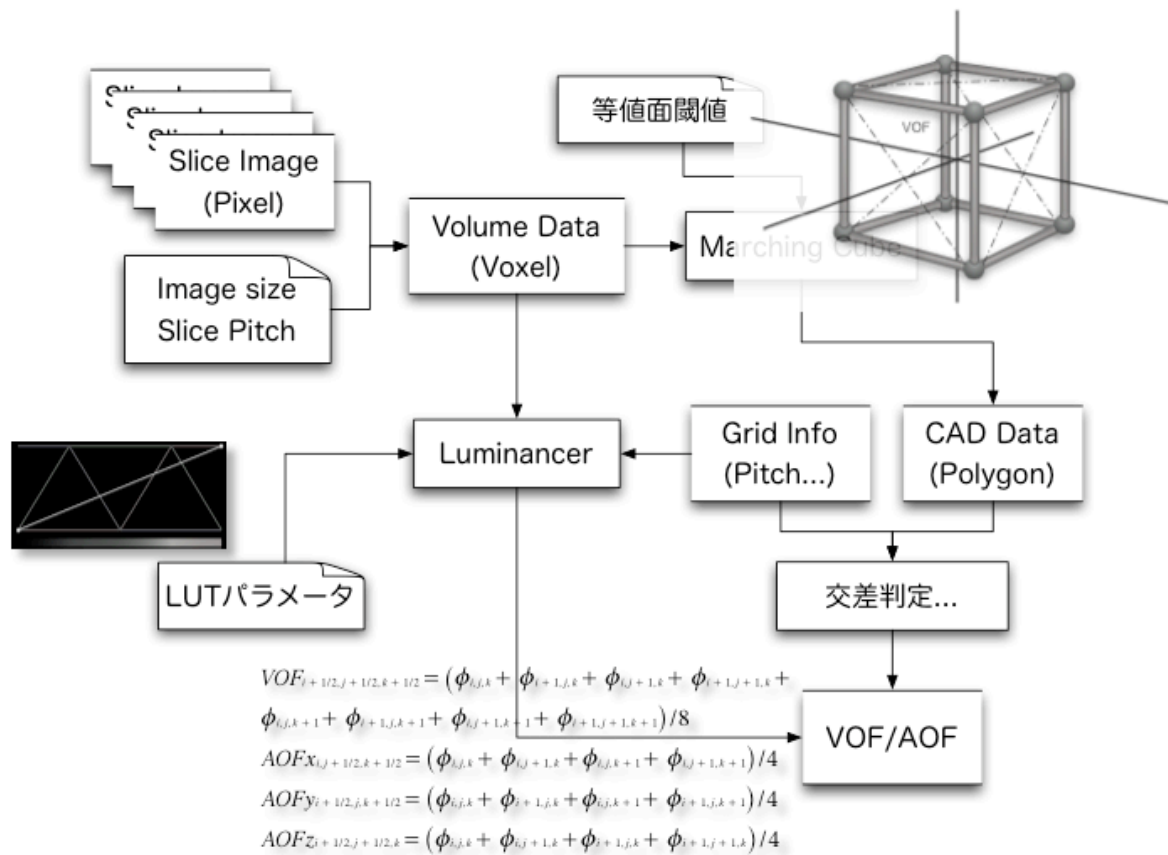


Fig 4: Luminance process

この手法では、CTやMRIから得る事が出来る輝度値のボリュームデータを直接用いて体積占有率、面積占有率を算出する。CTやMRIから得られる輝度値のボリュームデータは、血管だけを示す情報ではない事が多い。そこで、血管を示す情報を抽出するために閾値等によるボリュームデータの抽出を行う。Fig 4で示されている”Luminancer”というプロセスは、輝度値（Luminance）のボリュームデータから体積占有率／面積占有率を算出するプログラムの名称である。この”Luminancer”の内部でLUTパラメータを用

いた血管情報の抽出と体積占有率／面積占有率を算出する機能を持つ。体積占有率と面積占有率の算出には式(1)を用いる。

$$\begin{aligned}
 VOF_{i+1/2,j+1/2,k+1/2} &= (\phi_{i,j,k} + \phi_{i+1,j,k} + \phi_{i,j+1,k} + \phi_{i+1,j+1,k} + \\
 &\quad \phi_{i,j,k+1} + \phi_{i+1,j,k+1} + \phi_{i,j,k+1} + \phi_{i+1,j,k+1})/8 \\
 AOFx_{i,j+1/2,k+1/2} &= (\phi_{i,j,k} + \phi_{i,j+1,k} + \phi_{i,j,k+1} + \phi_{i,j+1,k+1})/4 \\
 AOFy_{i+1/2,j,k+1/2} &= (\phi_{i,j,k} + \phi_{i+1,j,k} + \phi_{i,j,k+1} + \phi_{i+1,j,k+1})/4 \\
 AOFz_{i+1/2,j+1/2,k} &= (\phi_{i,j,k} + \phi_{i,j+1,k} + \phi_{i+1,j,k} + \phi_{i+1,j+1,k})/4 \quad \dots(1)
 \end{aligned}$$

輝度値を ϕ 、体積占有率をVOF、面積占有率の各方向をAOFx, AOFy, AOFzとしている。CTやMRIから得られたボリュームデータのピクセルを頂点としてボクセル格子を定義しており、 i,j,k は考えているボクセル格子の頂点を示す。つまり、体積占有率はそのボクセル頂点の輝度値の平均値として定義し、面積占有率は面頂点の輝度値の平均値で定義した。

Fig 4で示したプロセスの場合のデータ処理手順は、

- (a) 積層イメージからボリュームデータを生成
- (b) ボリュームデータとLUTパラメータからVOF/AOF生成

となり、データ処理手順の簡素化を図っている。

データ変換の例をFig 5に示す。ここでは、入力として与えられたイメージを積層イメージとして扱い、Luminancerプロセスを経て体積占有率／面積占有率を求めている。結果として算出した体積占有率のボリュームレンダリングを表示している。

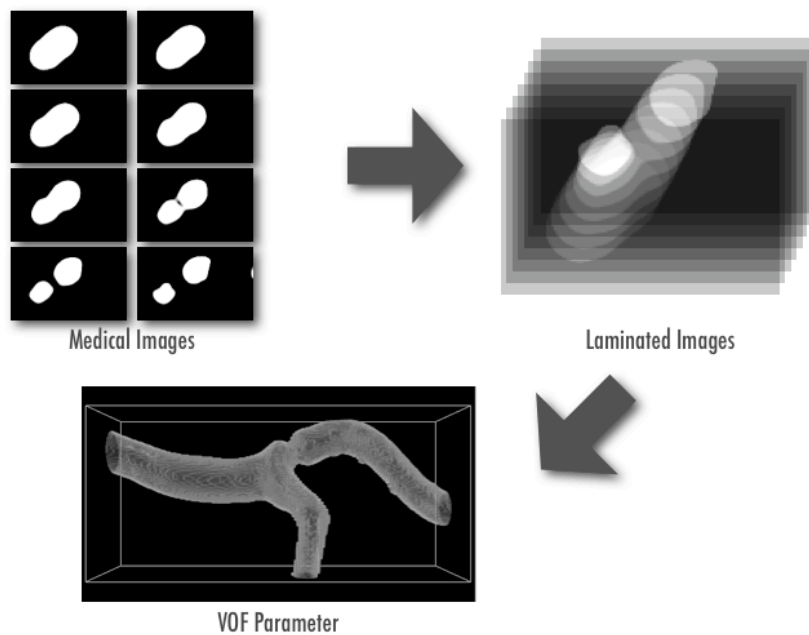


Fig 5: Sample result

3. 血流計算手法

VOF/AOFを用いた血流解析ソルバーは、理化学研究所が推進している「ものづくり情報技術統合化プログラム」で開発された「V-FLOW VOF3D」をベースとしている。

「V-FLOW VOF3D」は非定常非圧縮NS方程式を以下の観点で離散化したソルバーである。

- (a)体積積分に体積占有率を適用
- (b)境界積分に面積占有率を適用
- (c)対流項にQUICKスキームを適用
- (d)時間項にAdams-Bashforthを適用
- (e)システム全体にHSMACスキームを適用

4. 計算結果

(1)流入部での血管直径を代表長さとし、Re数3000の定常流とし、頭部動脈血管での計算を行った。ボクセル格子数は99*79*84であり、流入部血管直径に対し8セルの空間解像度を持つ。

Fig 6はVOF値のボリュームレンダリングであり、下流での血管分岐構造が確認できる。

Fig 7はVOF値のボリュームレンダリングと計算結果で得られた流線を重ねて表示しており、血管の複雑な湾曲により、流れ場がねじれている様子が確認できる。

(2)動脈瘤でのコイル処置を対象とした計算を行った。実際の血管形状をではなく、Fig 8に示すように直円管としてモデル化を行っている。瘤内のコイルは実際のコイルをCTで撮影し、血管形状と重ね合わせた。Fig 9にコイル近傍の拡大図を示す。コイル直径に対して、4~5セルの格子が定義されている事がわかる。

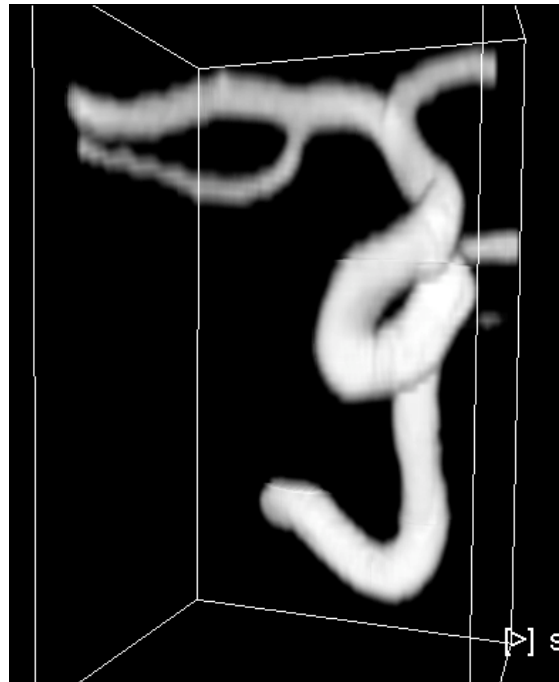


Fig 6: VOF(Volume rendering)

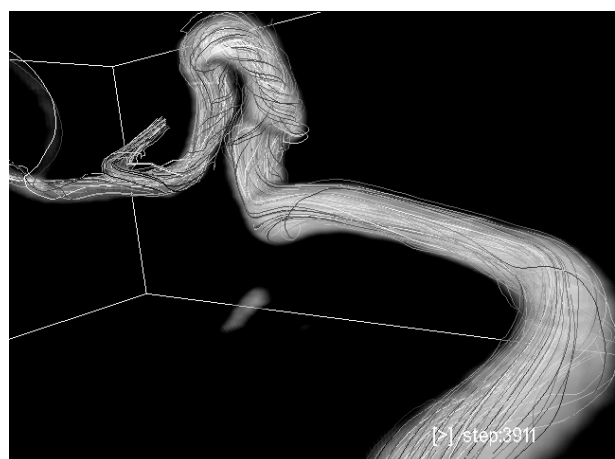


Fig 7: VOF and Stream line

計算条件として、Re数は810とし、流入部は頸動脈にて計測した拍動条件を与えており、瘤内のコイルの充填率を変えたケースでの比較を行った。

Fig 10に速さのボリュームレンダリングを示す。左から、コイルの充填が無いケース、コイルの充填率が15.8%、24.9%のケース結果を示している。

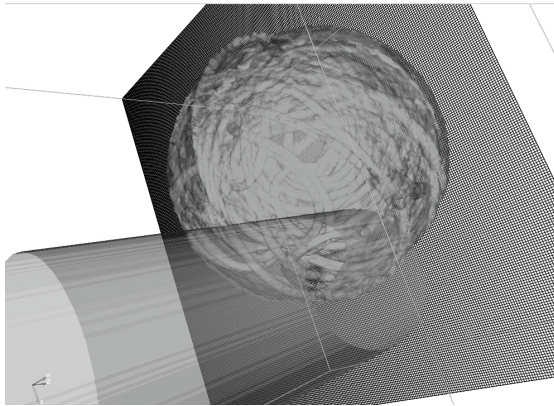


Fig 8: VOF

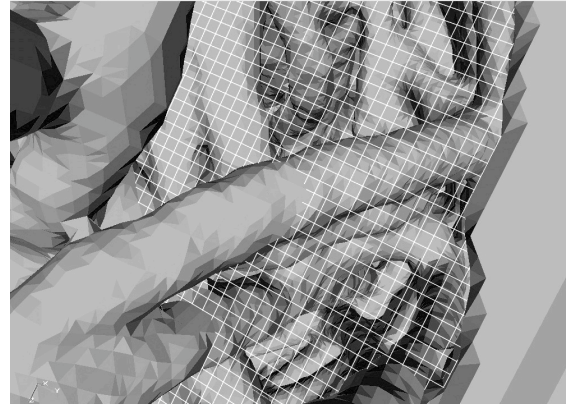


Fig 9: Grid around Coil

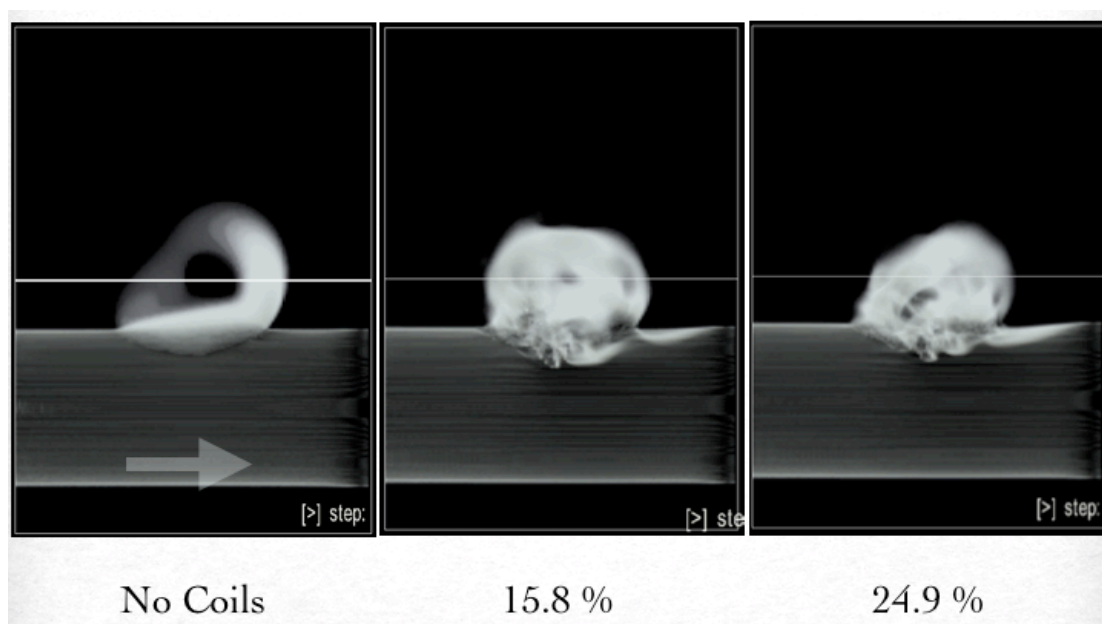


Fig 10: Results(Velocity)

5. 結論

医療画像から等値面生成等の中間情報を必要としない血流シミュレーションシステムを開発し、シミュレーションを行った。計算結果より、湾曲、分岐等複雑な血管構造を

再現していることを確認した。また、瘤内にコイルが充填された複雑な形状に対しても充填の違いによる計算が可能な事を確認した。

今後は、コイル充填での実験値との比較、頭部血管網への適用等を実施していく。

謝辞

本発表における数値シミュレーションの実行は、理化学研究所情報基盤センターのRSCCを用いて行われました。また、血管画像は理化学研究所生体力学シミュレーション研究プロジェクトよりご提供いただきました。

参考文献

- [1]深作和明他、“体積塞栓率に依る瘤内流速の変化-計算機流体力学的検討”、第21回日本脳神経血管内治療学会、(2006)
- [2]小林敏雄編、数値流体力学ハンドブック、丸善、(2003)、pp.537-545
- [3]C.W Hirt, et al.:”Volume of fluid (VOF) method for the dynamics of free boundaries,” J. Comput. Phys., 39, 201-225 (1981).
- [4]小林敏雄編、数値流体力学ハンドブック、丸善、(2003)、pp.666-669