

# 大動脈瘤内血流の超音波計測融合シミュレーション\*

早瀬 敏 幸\*\*

キーワード：医療診断装置，計測，シミュレーション，計測融合シミュレーション

## 1. はじめに

流れは、呼吸や血流など生命の維持、産業活動、気象など地球規模の現象等、幅広い分野に横断的に関わっている。特に循環器系疾患の緊急時には、実際の流れの正確な状態をできる限り速やかに知る必要がある。

計測は、実現象の状態を知る最も直接的な方法であるが、時間的・空間的に広がりをもつ流れの状態を完全に把握することは困難である。一方、近年の計算機性能の向上により、数値シミュレーションによって複雑な流れ場の解析が可能となったが、流れの実現象を再現するために必要な、正確な初期値や境界条件を与えることは困難である。

このように、計測や数値シミュレーション単独では、実現象の流れ場を正確に再現することは難しい（表1参照）。そのため、両手法の融合により解決しようとする研究が様々な分野で行われている。代表的なものとして、気象の数値予測に用いられる4次元同化法<sup>(1)</sup>、同様な考えを工学の問題に応用したICEME手法<sup>(2)</sup>、逆問題解析に用いられるティホノフ正則化手法<sup>(3)</sup>、流れの画像速度計測における融合手法<sup>(4)</sup>などがある。また、制御の分野におけるオブザーバやその一種であるカルマンフィルタを流れ場の再現に応用する研究もなされている<sup>(5)</sup>。著者らはオブザーバにおける数学モデルとして流れの数値シミュレーションを用いた流れの計測融合シミュレーションを提案している<sup>(6)</sup>。この手法は、流

れの数値シミュレーション結果と実現象の流れの計測結果との差異に比例したフィードバック信号を流れの数値シミュレーションに加えることにより、計算結果を実現象に収束させるものである（図1参照）。本手法は、これまで種々の流れ場に応用され、その有効性が示されている<sup>(7-9)</sup>。

さて、動脈瘤のような重篤な循環器系疾患の正確な診療法を確立するためには、血管内の圧力分布や壁せん断応力などの詳細な情報を得ることが不可欠である。様々な画像診断法のうち、超音波を用いたカラードプラ法は、生理的状态における血管断面形状と血流動態を、非侵襲かつリアルタイムに表示できるが、3次元性の強い血流に対し、ドプラ速度（速度の超音波ビーム方向の成分）しか計測できないという短所を持つ。一方、MRIやCTから得た血管の実形状を用いる数値シミュレーションにより、血管内の詳細な血流構造が得られるが<sup>(10)</sup>、モデリングの精度や、境界条件の設定に本質的な問題を有しており、通常、得られた血流構造は実際の血流と必ずしも完全には一致しない。

これらの問題点の解決策として、著者らの研究グループは東北大学加齢医学研究所と共同で、超音波診断装置による血流計測とコンピュータによる血流数値シミュレーションを融合した、超音波計測融合シミュレーションの研究を行っている<sup>(8)</sup>、<sup>(11)</sup>、<sup>(12)</sup>。本報では、超音波計測融合シミュレーションの原理について説明した後、動脈瘤内血流の解析例について述べる。

## 2. 超音波計測融合シミュレーション<sup>(8)</sup>

超音波計測融合シミュレーション装置の写真を図2に、システムの構成を図3に示す。本システムでは、超音波診断装置で得られた計測結果と計算サ

表1 計測とシミュレーションの比較

計測	シミュレーション
○ 実現象の情報が得られる △ 詳細な情報を得ることは困難（圧力場など）	△ 実現象の正確な情報を得ることは困難 ○ 詳細な情報が得られる

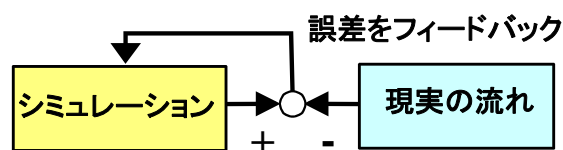


図1 計測融合シミュレーション

\*本稿は日本フルードパワーシステム学会誌フルードパワーシステムVol. 37 No. 5 (2006)に掲載された解説記事を転載したものである。

\*\*東北大学流体科学研究所(〒980-8577 仙台市青葉区片平2-1-1)



図2 超音波計測融合シミュレーション装置

サーバによる数値シミュレーション結果との差異をリアルタイムで計算にフィードバックすることにより計算結果を実現象の流れ場に収束させ、血管内の詳細な血流動体をグラフィックワークステーション上に可視化する。以下に本手法について詳しく述べる。

本稿では、図4に示す動脈瘤が発症した下行大動脈内の血流を対象とする。経食道エコー検査により、図5に示すようなカラードプラ画像が得られる（原図はカラーで表示されている）。図で、扇形の下部が血管組織に、上部が血流に対応しており、それぞれBモード、およびパルスドプラモードと呼ばれる方法により測定される。まずBモードによれば、扇形の中心にある超音波プローブから放射された超音波パルスは、生体組織内で固有音響インピーダンスの差異により反射される。プローブで検出された反射波の強度と遅延時間に基づき、内部組織構造が可視化される。一方、パルスドプラモードにより、血流内の赤血球で反射された超音波パルスが、ドプラ効果により速度に比例した周波数シフトを受けている性質を利用して、血流速度が測定される。得られた赤血球の超音波ビーム方向速度（ドプラ速度）を、プローブに対して近づいてくる血流を暖色系、遠ざかる血流を寒色系の色で表し、血管形状を表すBモード画像上に重ねて表示される。超音波計測データは、カラードプラ画像の任意のピクセル座

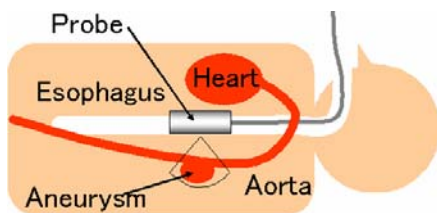


図4 下行大動脈動脈瘤の超音波診断

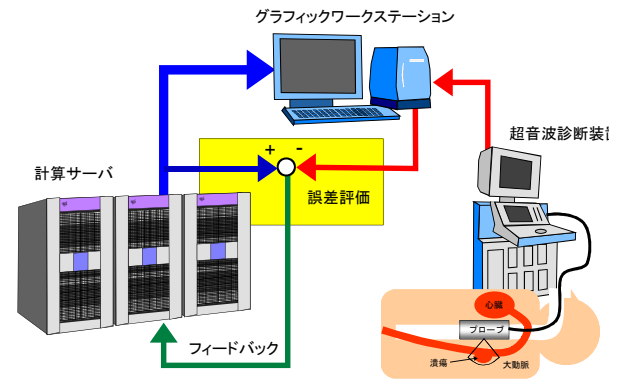


図3 システム構成

み取り、それを図5の右上に示されているカラーバーと比較することにより求めた。

数値シミュレーションに用いる血管モデルは、図5のカラードプラ画像のうち、Bモード画像を2値化して血管断面を抽出し（図の白い曲線）、そのデータをx方向×y方向に130×80の等間隔直角格子に割り当てることにより作成した(図6参照)。

基礎方程式には、Navier-Stokes 方程式と圧力方程式を用いる。

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = -\nabla p - (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} + \frac{1}{Re} \Delta \mathbf{u} + \mathbf{f},$$

$$\Delta p = -\nabla \cdot \{(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u}\} + \nabla \cdot \mathbf{f} \quad (1)$$

ここで  $\mathbf{f}$  は計測融合シミュレーションにおけるフィードバック項であり、具体的な表式は後で述べる。

上の基礎式を離散化したものを有限体積法のSIMPLER法<sup>(13)</sup>に類似の手法により解く。上流端における血流速の時間変化は、実測データを基に与えた。実際の血流場の正確な境界条件は未知であるため、上流端には一様平行流を与え、下流端は自由流出とした。一般に、実際とは異なる境界条件の下での数値解析は正しい結果を与えないが、計測融合シミュレーションでは、計算結果と計測結果の差異に基づくフィードバックを計算領域内に加えることにより、計算結果を実際の流れ場に漸近させている。

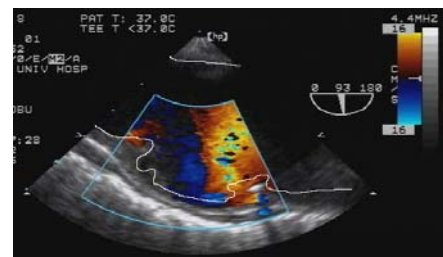


図5 下行大動脈に発症した動脈瘤周りの超音波診断画像（中心周波数: 4.4MHz, パルス繰返し周波数: 4kHz）

標位置において、256階調のRGBの輝度情報を読

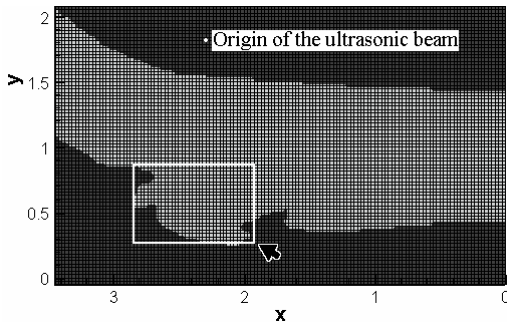


図6 2次元計算領域とフィードバック領域

超音波計測融合シミュレーションのフィードバック則について図7を参照しながら説明する。フィードバック点として設定した領域内の格子点において、ドプラ速度  $V$  に関して計測データと計算結果の差を求め、その差に比例した超音波ビーム方向の外力  $f_v$  をフィードバック信号として Navier-Stokes 方程式と圧力方程式に加える。

$$f_v = -K_v \rho (V_c - V_s) u_{max} \Delta S \quad (2)$$

ここで、 $K_v$  はゲイン(無次元)、 $\rho$  は流体の密度、 $V_s$ 、 $V_c$  はそれぞれ計測および数値シミュレーションによるドプラ速度、 $\Delta S$  はコントロールボリューム界面の面積、 $u_{max}$  は流量最大時における上流境界の流速の空間平均値を表す。ここで、 $K_v = 0$  の場合は、通常の数値シミュレーションに相当する。フィードバックの代表点は、超音波計測データの得られている動脈瘤を覆う図6の四角内の全点 ( $N = 864$  点) とし、超音波ビームの原点は図5の扇形の頂点に一致させた。

### 3. 解析例<sup>(8)</sup>

超音波計測融合シミュレーションと通常のシミュ

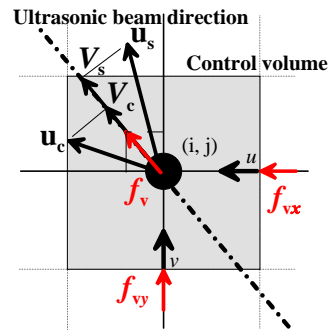
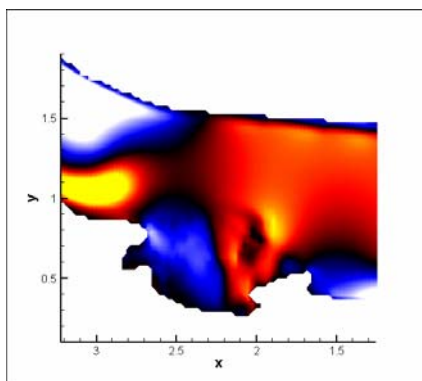


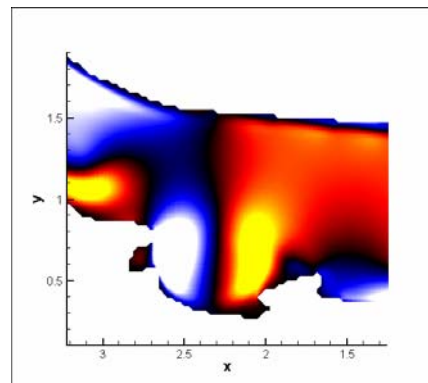
図7 計算格子とフィードバック信号

レーションによる解析結果の例を図8に示す。これらの結果は、図5の計測結果と同時刻 ( $t = 0.35$  s) におけるカラー Doppler 画像である。図8(a)の超音波計測融合シミュレーションの結果では、図6の四角で示した動脈瘤まわりの領域におけるフィードバックの効果により、計測で見られる動脈瘤内の複雑な血流構造がよく再現されている。フィードバックゲインは予備計算により  $K_v = 0.1$  としている(参考文献<sup>(8)</sup>より小さい値を用いている)。一方、通常のシミュレーション[図(b)]では、境界条件や計算格子の影響により、計測結果に見られる動脈瘤内の複雑な血流構造は再現できないことがわかる。

最後に、超音波プローブによる測定断面を動脈瘤内で回転させて計測を行った場合の、計測融合シミュレーションによる3次元非定常血流解析の数値シミュレーション結果を図9に示す。図は、3次元フィードバック領域内のカラー Doppler の値を特に直交する2断面を強調して表示するとともに、内部の血流を粒子で可視化したものである。実システムで3次元非定常の計測融合シミュレーションを実現すれば、これまで得ることができなかった動脈瘤表面の壁せん断応力や圧力分布などの高度医療診断に



(a) 超音波計測融合シミュレーション



(b) 通常のシミュレーション

図8 カラー Doppler 画像の比較 (図5の計測と同一時刻の結果)

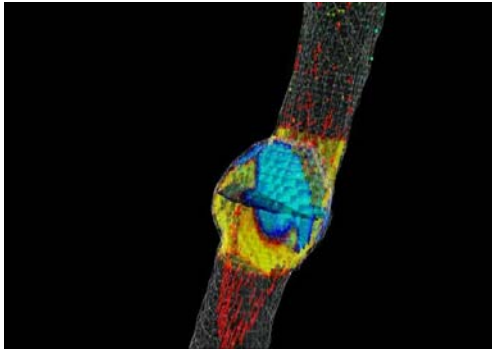


図9 超音波計測融合シミュレーションによる3次元非定常血流の解析例

不可欠な情報がリアルタイムで得られる。

#### 4. おわりに

超音波血流計測と流れの数値シミュレーションを一体化した超音波計測融合シミュレーションの原理と、下行大動脈に発症した動脈瘤周りの血流解析への適用例について述べた。本手法の臨床応用により、詳細な血流情報に基づく高度医療診断の実現が期待される。

#### 参考文献

- [1] 時岡・山岬・佐藤：気象の数値シミュレーション，1993，東京大学出版会。
- [2] J. A. C. Humphrey, R. Devarakonda, and N. Queipo: Interactive Computational- Experimental Methodologies (ICEME) for Thermofluids Research: Application to the Optimized Packaging of Heated Electronic Components, *Computers and Computing in Heat Transfer Science and Engineering*, 1993, pp. 293/317, CRC Press and Begell House, New York.
- [3] B. A. Zeldin and A. J. Meade Jr.: Integrating experimental data and mathematical models in simulation of physical systems, *AIAA J.*, Vol. 35 (1997), pp. 1787/1790.
- [4] T. Ido, Y. Murai, and F. Yamamoto: Postprocessing algorithm for particle-tracking velocimetry based on ellipsoidal equations, *Experiments in Fluids*, Vol. 32 (2002), pp. 326/336.
- [5] M. Högberg, T. R. Bewley, and D. S. Henningson: Linear feedback control and estimation of transition in plane channel flow, *J. Fluid Mech.*, Vol. 481 (2003), pp. 149/175.
- [6] T. Hayase and S. Hayashi: State Estimator of Flow as an Integrated Computational Method with Feedback of Online Experimental Measurement, *J. Fluids Eng. Trans. ASME*, Vol. 119 (1997), pp. 814/822.
- [7] K. Nisugi, T. Hayase, and A. Shirai: Fundamental Study of Hybrid Wind Tunnel Integrating Numerical Simulation and Experiment in Analysis of Flow Field, *JSME Int. J., Ser. B*, Vol. 47 (2004), pp. 593/604.
- [8] K. Funamoto, T. Hayase, A. Shirai, Y. Saijo, and T. Yambe: Fundamental Study of Ultrasonic-Measurement-Integrated Simulation of Real Blood Flow in the Aorta, *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 33 (2005), pp. 413/426.
- [9] 井上・川嶋・船木・香川：計測融合シミュレーションを用いた非定常管内流れ場のモニタリング，計測自動制御学会論文集，Vol. 42 No. 7 (2006)，pp. 837/843.
- [10] D. A. Steinman: Image-Based Computational Fluid Dynamics Modeling in Realistic Arterial Geometries, *Ann. Biomed. Eng.* Vol. 30 (2002), pp. 483/497.
- [11] K. Funamoto, T. Hayase, Y. Saijo, and T. Yambe: Detection and Correction of Aliasing in Ultrasonic Measurement of Blood Flows with Ultrasonic-Measurement-Integrated Simulation, *Technology and Health Care*, Vol. 13 No. 4, (2005), pp. 331/344.
- [12] K. Funamoto, T. Hayase, Y. Saijo, and T. Yambe: Numerical Study on Variation of Feedback Methods in Ultrasonic-Measurement-Integrated Simulation of Blood Flow in the Aneurysmal Aorta, *JSME Int. J. Ser. C*, Vol. 49 No. 1, (2006), pp. 144/155.
- [13] S. V. Patankar: *Numerical Heat Transfer and Fluid Flow*, 1980, Hemisphere, Washington DC/New York.