

血流の超音波計測融合シミュレーションにおける エイリアジングの除去

○船本健一 早瀬敏幸 西條芳文 山家智之 (東北大学)

Elimination of Aliasing in Ultrasonic-Measurement-Integrated Simulation of Blood Flows

*K. Funamoto, T. Hayase, Y. Saijo and T. Yambe (Tohoku University)

Abstract—*Ultrasonic-Measurement-Integrated (UMI) Simulation*, in which feedback signals from the ultrasonic measurement make the simulation to converge to the real blood flows, is a key to provide detailed information of real blood flows for development of an accurate diagnosis or treatment for serious circulatory diseases. However, aliasing in the ultrasonic blood velocity measurement causes UMI simulation to converge to an erroneous result. In this paper, we have investigated the detection and the correction of aliasing in UMI simulation. As a result, it is revealed that the artificial force in the feedback of UMI simulation can be used as an index to detect and correct the aliasing in original ultrasonic measurement.

Key Words: Blood flow, Measurement-integrated simulation, Ultrasonic measurement, Aliasing, Aneurysm

1 緒言

近年, 循環器系疾患と血行力学の関連性が指摘されている[1-4]. そのため, 動脈瘤のような重篤な循環器系疾患の正確な診療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が不可欠になってくる.

現在, 医療現場における循環器系疾患の診断では, 超音波診断装置が最も広く用いられている. 超音波を用いる方法では, カラー Doppler 法により, 生理的状态における血管形状と血流動態を非侵襲かつリアルタイムに表示することができる[5]. しかし, これは, 血液の流速の計測に Doppler 効果を利用するため, 3次元性の強い血流に対し, Doppler 速度 (速度の超音波ビーム方向の成分) しか計測することができない.

一方, 血管内の血流の詳細な情報を提供する方法として, MRI, CT および超音波診断装置により得られた血管の実形状を用いる数値シミュレーションが, 近年, 盛んに行われている[6,7]. しかし, 数値シミュレーションは, モデリングの精度や, 有限領域の計算においては各瞬間の境界条件の設定に本質的な問題を抱えている. そのため, 一般的に, 実際の血流と良く似た血流構造が得られるものの, 完全に一致するものは得られない.

これまでに著者らは, 計測と計算の両者がそれぞれ有する問題点を解決するために, 超音波による血流計測と, コンピュータによる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 [Ultrasonic-Measurement-Integrated (UMI) simulation] を開発してきた[8]. 本手法は, 超音波計測と数値シミュレーションの間に生じる誤差を, 計算過程においてフィードバックし, 計算結果を計測データに近づける. これまでに, その有用性の検証を2次元数値シミュレーションにより行い, 境界条件やフィード

バック則の影響を明らかにした[8,9]. また, 実際の超音波計測データとの融合を2次元数値シミュレーションで行い, 計算結果を計測データに近づけることが可能であることも示した[8]. しかし, 超音波計測融合シミュレーションは, 計測誤差の一つであるエイリアジングも再現してしまい, その領域においてフィードバック量は異常に大きな値を示した. そこで, 本研究では, 2次元の数値シミュレーションにおいてフィードバック量を指標としたエイリアジングの検知を行い, 2通りの方法によりその補正を行った結果について述べる.

2 計算方法

2.1 超音波計測融合シミュレーション

超音波計測融合シミュレーションは Fig. 1 に示すように, 超音波計測, 数値シミュレーションおよびフィードバック則の3つの構成要素から成る. 本解析手法では, 通常の数値シミュレーションと同様に, 推定した境界条件を用いるが, 超音波計測により得た血流の Doppler 速度 V_s と, 数値シミュレーションにより得た Doppler 速度 V_c を比較し, その誤差に基づくフィードバック信号を加えながら計算を行う[8]. 超音波計測はカラー Doppler 法を用いて行う. Figure 2 に, 本研究対象とした, 下行大動脈に発症した大動脈瘤の, 経食道超音波走査により得られたカラー Doppler 画像を示す. Figure 2 では, 超音波プローブの位置 (右図の扇形の頂点) に近づいてくる血流に暖色系, 遠ざかる血流に寒色系を用い, 血管形状を表す B モード画像に重ねて血流を表現してある. このカラー Dop-

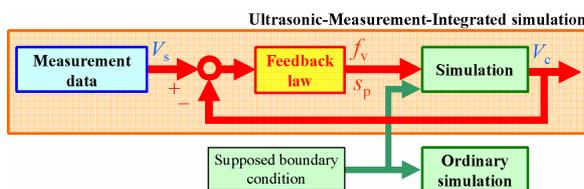


Fig. 1 Block diagram of UMI simulation

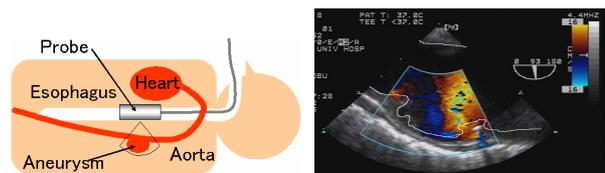


Fig.2 Schematic diagram of transesophageal echography and obtained color Doppler image around an aortic aneurysm (Center frequency: 4.4MHz, pulse repetition frequency: 4kHz)

ラ画像の輝度情報からドプラ速度 V_s を得る。

本研究の数値シミュレーションに用いる2次元血管モデルは、カラードプラ画像中のBモード画像を2値化し、そのデータを 65×40 の一樣格子に割り当てることにより作成した (Fig. 3参照)。計算に用いるパラメータは、超音波計測時に同時に測定したデータ等を基に、Table 1のように設定した。血液は密度 $\rho = 1.0 \times 10^3$ [kg/m³]、粘度 $\mu = 4.0 \times 10^{-3}$ [Pa·s]のニュートン流体であるとした。また、上流端に与える血流量の時間変化は、Olufsenらの論文中のMRによる計測データを参考にモデル化したものを用いた[10]。基礎方程式には2次元非圧縮性Navier-Stokes方程式と連続式を用いる。以下の計算では、上流端の管形状を円形と仮定し、その直径 D を代表長さとし、上行大動脈における最大レイノルズ数の文献値 Re_{max} と血液の動粘度 ν を用いて諸量を無次元化した。

本研究では、超音波計測からは流れ場の限られた情報しか得られないことを考慮し、予め行った数値シミュレーションの結果を基準解と定義する。ここでは、汎用のアプリケーション (FLUENT 6.1.22, Fluent Inc., Lebanon, NH, USA)により上行大動脈から腹部大動脈の間 (分岐は無視)の血流の定常計算を行い、それにより得られた下行大動脈内の速度分布をFig. 3の血管形状の上流境界に与えて計算を行い、その数値解を計測データに相当する基準解と定義する。一方、超音波計測融合シミュレーションでは、上流境界条件として一樣平行流を与える。基準解の情報を内部にフィードバックしながら行う超音波計測融合シミュレーションの結果は、基準解に収束することが期待される。ここで、いずれの数値シミュレーションにおいても、下流端は自由流出、壁面ではすべりなしの条件を与え、時間刻みは0.01 sとした。基礎方程式は有限体積法を用いて離散化され、それ

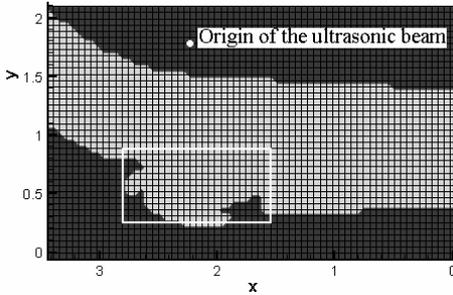


Fig. 3 Computational grid and monitoring region in which monitoring points for feedback are arranged

Table 1 Computational conditions

Heart rate	0.87 Hz (52 beat/min)
Cardiac cycle T	1.15 s
Cardiac output	9.17×10^{-5} m ³ /s (5.5 l/min)
Entrance flow	6.42×10^{-5} m ³ /s (3.85 l/min)
Maximum mean velocity u'_{max}	0.74 m/s
Entrance vessel diameter D	28.25×10^{-3} m
Kinematic viscosity ν	4.0×10^{-6} m ² /s

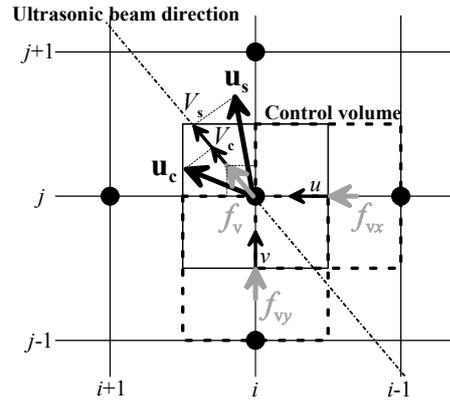


Fig. 4 Computational grid and definition of calculation of feedback signal

らをSIMLER法に類似の手法により解いた[11-12]。

超音波計測融合シミュレーションにおけるフィードバック側では、Fig. 3中に白い四角で示す、フィードバック領域内部の全格子点をフィードバックの代表点として設定し、ドプラ速度 V に関して計測データ (基準解)との誤差を求める。そして、それに比例した超音波ビーム方向の外力に相当するフィードバック信号 f_v を、Navier-Stokes方程式に加えながら計算を行う。また、 f_v の作用による圧力への影響を考慮し、フィードバック信号 s_p を、連続の式から導出される圧力方程式に生成項として加える。それぞれの値は以下の式で求められる。

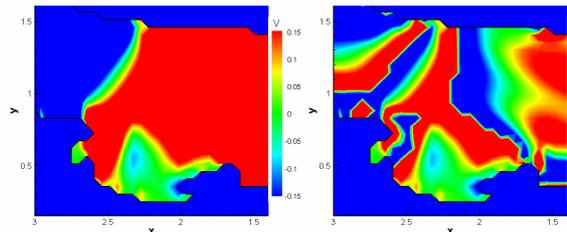
$$f_v = -K_v \rho (V_c - V_s) u'_{max} \Delta S \quad (1)$$

$$s_p = -K_p \rho (V_c - V_s) \Delta S \quad (2)$$

ここで、 K_v 、 K_p はゲイン(無次元)、 ρ は流体の密度、 V_s 、 V_c はそれぞれ基準解および超音波計測融合シミュレーションによるドプラ速度、 ΔS 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。

2.2 エイリアジングの検出および補正方法

エイリアジングは、超音波ドプラ計測におけるドプラ偏移周波数が超音波のパルス繰り返し周波数の2分の1倍を超えたとき (計測可能なドプラ速度の最大値と最小値 V_{max} 、 V_{min} を超えたとき)に起こり、実際の速度とは異なる方向や大きさをもつ速度であるとみなされる現象である。例えば、ある格子点におけるドプラ速度 V が $V > V_{max}$ である場合、その位置におけるドプラ速度は $V_{min} + (V - V_{max})$ であるとみなされる。 $V < V_{min}$ の場合も同様の現象が起きる。本研究では、基準解の計算結果に対し、 V_{max} 、 V_{min} の値をそれ



(a) Nonaliased data

(b) Aliased data

Fig. 5 Comparison of color Doppler images of nonaliased and aliased standard solution at peak flow

ぞれ $\pm 25\text{cm/s}$ であると定義し、エイリアジングを作為的に発生させた。Figure 5に、エイリアジング導入する前後の基準解を比較して示す。計測可能領域を超えるドプラ速度は、それとは反対方向の速度とみなされるため、カラードプラ画像では、不適切な色付けがなされる。複数の時刻におけるフィードバック領域内のカラードプラ画像をFig. 6(a)に示し、エイリアジングが導入された領域をFig. 6(b)にボリュームレンダリングして示す。Figure 6(a)に示す断面のうち、 $t = 0.15\text{ s}$ (収縮期の加速時) および 0.40 s (収縮時の減速時) の画像にはエイリアジングが生じている。

エイリアジングの検知の方法としては、フィードバック量 f を指標として用い、その値が、 $f_{\min} \leq f \leq f_{\max}$ の範囲にない場合を、異常なデータであるとして検知することにする。ここで、式(1)を参考にし、 $f_{\min} = K_v \rho V_{\min} u_{\max}^2 \Delta S$ 、 $f_{\max} = K_v \rho V_{\max} u_{\max}^2 \Delta S$ である。検知したドプラ速度に関しては、2通りの補正を行う。一つは、異常であると検知した基準解のドプラ速度 V_s を、数値シミュレーションの結果 V_c に置き換え、フィードバック量をゼロにする方式である (Correction A: $V_s = V_c$)。もう一つは、エイリアジングの影響を考慮し、適正な基準解のドプラ速度 V_c を推定し、フィードバックに用いる方式である (Correction B: $V_s = V_c$)。ここで、 V_c は以下の式で与えられる。

$$V_c = \begin{cases} V_{\max} - (V_{\min} - V_s) & (f_v < f_{\min} < 0) \\ V_{\min} - (V_{\max} - V_s) & (0 < f_{\max} < f_v) \end{cases} \quad (3)$$

3 計算結果および考察

本研究におけるフィードバックの最適ゲインの値

は、これまでの研究結果に基づき、 $(K_v, K_p) = (0.4, 0.4)$ に決定した[8]。また、通常の数値シミュレーションにおいて、その解が周期的な解に落ち着くまでに26周期を要したことから、計算結果の評価は、すべて26周期目の結果を用いて行った。

エイリアジングを含む基準解を用い、Correction Bを用いて超音波計測融合シミュレーションを行った場合について、計算開始から1心周期目の、Fig. 6(a)と同じタイミングにおけるフィードバック量の大きさをFig. 6(c)に示す。Figure 6(a)から、エイリアジングが生じていた領域において、フィードバック量が大きくなっていることがわかる (図の矢印参照)。フィードバック量の大きさを指標とし、前節に述べた方法を用いて検知されたエイリアジングの領域を、Fig. 6(d)にボリュームレンダリングして示す。エイリアジングを作為的に導入した領域[Fig. 6(b)]と、フィードバック量を指標としてエイリアジングを検知した領域[Fig. 6(d)]は完全に一致している。すなわち、フィードバック量を指標として用いることにより、エイリアジングを検知することができた。

検知したエイリアジングに対し、2通りの補正を行った超音波計測融合シミュレーションの結果を評価するため、以下の平均誤差ノルムを定義する。

$$e_n(a) = \frac{1}{N} \sum_n \frac{1}{a_{\max} T} \int_T |a_{cn}(t) - a_{sn}(t)| dt \quad (4)$$

ここで、 a は速度成分 u, v, w, V 、圧力 p および速度ベクトル \mathbf{u} を表し、 a_{\max} は各パラメータに対する規格化のための値、 T は1心周期、 n はフィードバックの代表点番号、 N はその総数、 $|\cdot|$ はスカラー値に対し

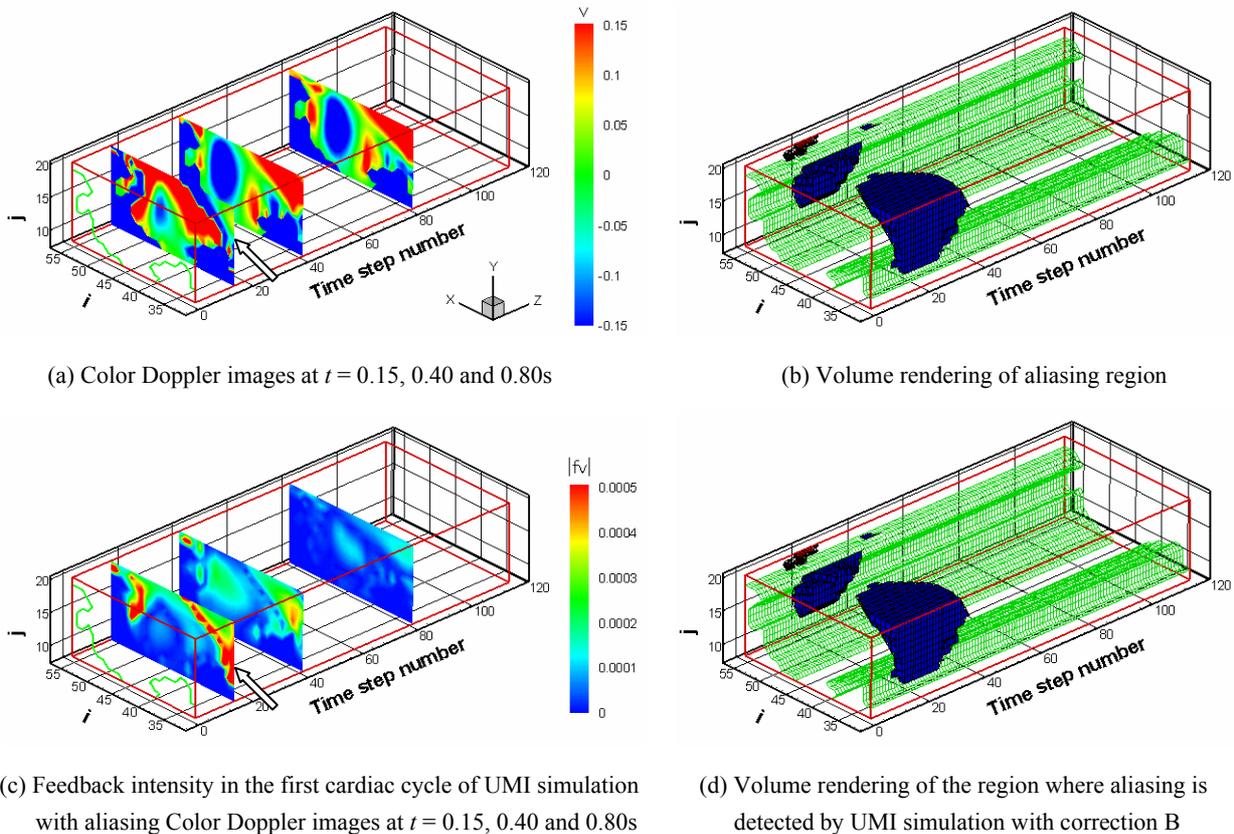


Fig. 6 Distribution of variables in the monitoring region in one cardiac cycle

Table 2 Comparison of average error norm

	u	v	V	p
Standard solution	0	0	0	0
Ordinary simulation	1	1	1	1
UMI simulation using aliased data				
- with no correction	2.758	1.625	1.373	29.086
- with correction A	0.447	0.212	0.180	1.787
- with correction B	0.369	0.162	0.136	1.031
UMI simulation using nonaliased data	0.369	0.162	0.136	1.031

てはその絶対値、速度ベクトルに対してはその1乗ノルム $|u|+|v|$ を表し、 c , s は超音波計測融合シミュレーションの結果とエイリアジングを含まない基準解であることをそれぞれ示している。各平均誤差ノルムの値を、通常のシミュレーションの値で規格化して Table 2 に示す。補正を行わなければ、エイリアジングを含まない基準解に対する誤差は、通常のシミュレーションにおいて生じる誤差よりも大きい値となった。一方、超音波計測融合シミュレーションに Correction A および B のいずれの補正方法を導入した場合においても、その計算精度には改善が見られた。特に、Correction B を用いた場合には、エイリアジングを含まない基準解をフィードバックした超音波計測融合シミュレーションと全く同じ結果が得られた。この場合、基準解に対する誤差は、各速度成分 u , v および V に対しては、通常のシミュレーションの 37%, 16% および 14% にそれぞれ軽減されており、最も良い改善が見られた。ここで、圧力 p に関しては、計算精度に改善が見られないが、これは通常のシミュレーションにおいて生じる誤差自体が非常に小さいため、大きな問題ではないといえる。

4 結言

本研究では、血流の超音波計測融合シミュレーションの、超音波計測において生じたエイリアジングの検知と補正に関する検討を行った。Correction B を用いることにより、エイリアジングを含んだ基準解を用いた場合でも、エイリアジングを含まない基準解を用いた場合と同じ、最良の結果が得られた。Correction B はより精度の良い結果を提供できるが、実際の血流に対して応用する場合は、エイリアジング以外の計測誤差も影響するため、Correction A の方がよりロバストな方法であると考えられる。以上のことから、本手法により、元の超音波計測の精度を向上できる可能性があることが示された。

謝辞

本研究の一部は、日本学術振興会特別研究員奨励費により行われた。また、数値シミュレーションは、東北大学流体科学研究所未来流体情報創造センターのスーパーコンピュータ、SGI Origin 2000 を使用して行われた。

参考文献

[1] C.G. Caro, J.M. Fitzgerald, and R.C. Schroter, Atheroma and arterial wall shear: observation, correlation and proposal of a shear-dependent mass transfer mechanism for atherogenesis,

Proc. R. Soc. Lond., 117, pp. 109-159, 1979.

- [2] D.N. Ku, D.P. Giddens, C.K. Zarins, and S. Glagov, Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation—Positive correlation between plaque location and low and oscillating shear stress, *Atherosclerosis*, 5, pp. 293-302, 1985.
- [3] D.P. Giddens, C.K. Zarins, and S. Glagov, The role of fluid mechanics in the localization and detection of atherosclerosis, *J. Biomech. Eng.*, 115, pp. 588-594, 1993.
- [4] H.S. Harpual, B. Talei-Faz, L. Ansdell, E.J. Chaloner, A. Sweeny, A. Grass, and M. Adishesiah, Aneurysm wall shear stress and tendency to rupture are features of physical wall properties: an experimental study, *J. Endovasc. Ther.*, 9, pp. 665-675, 2002.
- [5] K. Ferrara and G. Deangelis, Color flow mapping, *Ultrasound Med. Biol.*, 23, pp. 321-345, 1997.
- [6] D.A. Steinman, Image-based computational fluid dynamics modeling in realistic arterial geometries, *Ann. Biomed. Eng.*, 30, pp. 483-497, 2002.
- [7] M.J. Starmans-Kool, A.V. Stanton, S. Zhao, X.Y. Xu, S.A.M. Thom, and A.D. Hughes, Measurement of hemodynamics in human carotid artery using ultrasound and computational fluid dynamics, *J. Appl. Physiol.*, 92, pp. 957-961, 2002.
- [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.*, (to be published).
- [9] 船本健一, 早瀬敏幸, 西條芳文, 山家智之, 超音波計測融合血流シミュレーションのフィードバック則に関する検討, 日本流体力学会年会 2004 講演論文集, pp. 538-539, 2004.
- [10] M.S. Olufsen, C.S. Peskin, W.Y. Kim, E.M. Pedersen, A. Nadim, and J. Larsen, Numerical simulation and experimental validation of blood flow in arteries with structured-tree outflow conditions, *Ann. Biomed. Eng.* 28, pp. 1281-1299, 2000.
- [11] S.V. Patankar, *Numerical Heat Transfer and Fluid Flow*, Hemisphere Pub. Corp., Washington DC/New York, 1980.
- [12] T. Hayase, J.A.C. Humphrey, and R. Greif, *Mini-manual for ROTFLO2*, Dept. Mech. Eng. Rep. FM-90-1, Univ. Calif. Berkeley, 1990.