

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波信号を体内の血管に向けて放射し、反射した超音波信号を受信する超音波計測部と、受信した信号により、血管形状と血管内の血流の流速とを得る解析処理部と、前記解析処理部からの血管形状から、計算格子を設定して血流速と圧力分布のシミュレーションを行うシミュレーション部と、前記解析処理部からの血流速と、前記シミュレーション部からの血流速との誤差を計算して、前記シミュレーション部にフィードバックするフィードバック部と、フィードバック後の前記シミュレーション部からの血流速と圧力分布の出力を表示する表示部とを備えることを特徴とする血流可視化診断装置。10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の血流可視化診断装置において、前記フィードバック部は、前記計算格子中の流れ方向に存在する複数代表点に対してフィードバックを行うことを特徴とする血流可視化診断装置。15

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波による血管中に流れる血液の計測に関し、特に血流速と圧力分布の計測20に関するものである。

【0002】

【技術的背景】

従来から血液の流れを知る方法として超音波ドプラ診断装置がある。これはプローブから発振される超音波と平行な血流の速度成分をドプラ効果によって検出し、プローブに近づく速度ベクトルと遠ざかる速度ベクトルをカラーで表示するものである。しかしながら、超音波プローブは通常皮膚に垂直にあてるため、皮膚と平行に走っている大部分の血管ではプローブから発振される超音波と平行な血流の速度成分が小さいため血流の速度表示が難しかった。このように、従来の超音波ドプラ診断装置では、血流速度ベクトルの 3 方向のうち 1 方向しか計測できないために、血液の流れを正確に表すことができなかった（例えば、特許文献 1, 2 参照）。また、血管の破裂の予測に重要な血管内の圧力分布を計測する技術は現在のところ存在しない。30

また、血管内の定常的な血液の流れに対しては数値シミュレーションが有効であると考えられるが、血管に分岐、曲がり、潰瘍などによる閉塞部がある場合、境界条件を求めるのが難しく、十分な計算精度が得られない。

さて、従来の数値シミュレーションにおいて、流れ場のシミュレーションとして、S I M P L E 法が知られている（例えば、非特許文献 1 参照）。

この S I M P L E 法を、図 1 に示したフローチャートで簡単に説明すると以下の通りである（詳しくは、例えば非特許文献 1 を参照）。

ナビエ・ストークス式と連続式は、一般に次のように書ける。40

【数 1】

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = \mathbf{f}(\mathbf{u}, p) \quad (1)$$

$$\operatorname{div} \mathbf{u} = 0 \quad (2)$$

式 (1) は、速度ベクトル \mathbf{u} の 3 成分 (u , v , w) に対する 3 つの一般化保存則をまとめて表したものである。また、式 (1) (2) では、密度 ρ は流れ場全体で一定であると仮定している。

連続式 (2) を、座標を用いて表すと次式となる。

【数 2】

50

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (3)$$

この式を、格子点を中心とする体積（コントロール・ボリューム）で積分すると次式になる。

【数3】

$$(u_E - u_W)\Delta y \Delta z + (v_N - v_S)\Delta x \Delta z + (w_D - w_U)\Delta x \Delta y = 0 \quad (4)$$

10

また、速度 u に関するナビエ・ストークス式を離散化した形式から次式を得る。

【数4】

$$u_W = (\sum B_j u_j + S_W) / B_W + d_W (p_O - p_W) \quad (5)$$

式中の $(B_j u_j)$ は、3次元の場合、 u_W の周囲の6個の値の和を表す。さて、式(5)中の右辺第1項を

【数5】

$$\hat{u}_W = (\sum B_j u_j + S_W) / B_W \quad (6)$$

とおいて、これらを式(4)に代入すると、圧力に関する一般化保存則の式が得られる。 20

【数6】

$$a_0 p_0 = a_E p_E + a_W p_W + a_N p_N + a_S p_S + a_D p_D + a_U p_U + S_O (\hat{u}_W, \dots) \quad (7)$$

上式は圧力方程式と呼ばれる。運動方程式(5)と、圧力方程式(7)を同時に満足する速度 u , v , w と圧力 p が反復法により求められるが、計算の安定化のため反復の各ステップで、速度場が連続式を満足するよう補正を行う。すなわち、誤差を含む圧力場 p^* に対する運動方程式の解を u_W^* 等とすると、これらは一般的に連続式を満足しない。真の解を u (ベクトル) および p とすると、補正項 u (ベクトル) , p を用いて、次のように表される。

【数7】

$$\begin{cases} p = p^* + p' \\ \mathbf{u} = \mathbf{u}^* + \mathbf{u}' \end{cases} \quad (8)$$

30

上式を式(5)に代入し、周囲の速度補正量 u_j の効果を無視すれば、次式が得られる。

【数8】

$$u'_W = (p'_O - p'_W) d_W \quad (9)$$

これを式(8)に代入すれば、速度補正式が得られる。 40

【数9】

$$u_W = u_W^* + (p'_O - p'_W) d_W \quad (10)$$

さらに式(10)を式(4)に代入すると、圧力補正量に関する離散化式が得られる。

【数10】

$$a_0 p'_0 = a_E p'_E + a_W p'_W + a_N p'_N + a_S p'_S + a_D p'_D + a_U p'_U + S_O (u_W^*, \dots) \quad (11)$$

以上をまとめると、SIMPLER法と呼ばれる流れの数値解析手法が得られる。

SIMPLER法による計算手順のフローチャートを図1に示す。図1のフローチャートにおいて、まず、速度場を固定して、式(6)から、 \hat{u}_W 等を各格子点ごとに計算する

50

(S102)。得られた値を用いて、圧力方程式(7)より、圧力場pを求める(S104)。ナビエ・ストークス式(5)により速度場を求める(S106)。圧力補正式(11)、速度補正式(10)により速度を補正して(S108)、収束を判定する(S110)。これを収束されるまで繰り返すことにより、時刻ステップnに関する解が得られる。

上述した流れ場の数値シミュレーションにより、現実の血流を再現するには、ある時刻における血流の完全な状態(初期条件)と、全ての時刻における境界面での状態(境界条件)を与える必要があるが、これは現実的には不可能である。

なお、数値解析法(数値シミュレーション)に、実際の流れ場の測定データをフィードバックするものとして、非特許文献2~7がある。非特許文献2,3は正方形管路内の乱流場の解析であり、非特許文献4~7は正方形流路内におかれた角柱後流のカルマン渦の解析である。非特許文献2,3は流れ方向のある位置において速度に対してフィードバックすることにより、誤差を部分的に減少させており、非特許文献4~7は圧力差に対してフィードバックしている。しかしながら、血液の実際の流れをシミュレーションすることへの適用や、流れ方向に複数の点をとって、速度に対してフィードバックするとともに、全体の誤差を一様に減少させることについては記載されていない。

【0003】

【特許文献1】

特開2000-229078号公報

【特許文献2】

特開2001-218768号公報

【非特許文献1】

早瀬：有限体積法(SIMPLER法)，油圧と空気圧，Vol.26，No.4(1995)，pp.407-413。

【非特許文献2】

早瀬，林：計算機を援用した流動場の制御に関する基礎的研究(流動場に対するオブザーバの構成)，日本機械学会論文集，Vol.62，No.598(1996)，pp.2261-2268。

【非特許文献3】

Hayase, T. and Hayashi, S. : State Estimator of Flow as an Integrated Computational Method With the Feedback of Online Experimental Measurement, Transactions of the ASME, J. Fluids Eng., Vol. 119 (1997), pp. 814-822.

【非特許文献4】

仁杉，武田，白井，早瀬：実験風洞と数値解析を統合したハイブリッド風洞に関する基礎的研究(フィードバック則の検討)，日本機械学会，流体工学部門講演会講演論文集，CD-ROM(2001)，G803。

【非特許文献5】

武田，仁杉，白井，早瀬：実験風洞と数値解析を統合したハイブリッド風洞に関する基礎的研究(推定性能の評価)，日本機械学会，流体工学部門講演会講演論文集，CD-ROM(2001)，G804。

【非特許文献6】

Hayase, T., Nisugi, K., and Shirai, A. : Numerical Realization of Flow Field by Integrating Computation and Measurement, Proceedings of 5th World Congress on Computational Mechanics, Vienna, Austria, July 7-12 (2002).

【非特許文献 7】

早瀬敏幸「流れ場の数値シミュレーションと仮想計測」(計測と制御 第40巻第11号(2001年11月号)) pp. 790-794

【0004】**【発明が解決しようとする課題】**

本発明の目的は、血管内の血流の速度を正確に表示するとともに、血液の圧力分布を表示できる診断装置を提供しようとするものである。

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明は、超音波信号を体内の血管に向けて放射し、反射した超音波信号を受信する超音波計測部と、受信した信号により、血管形状と血管内の血流の流速とを得る解析処理部と、前記解析処理部からの血管形状から、計算格子を設定して血流速と圧力分布のシミュレーションを行なうシミュレーション部と、前記解析処理部からの血流速と、前記シミュレーション部からの血流速との誤差を計算して、前記シミュレーション部にフィードバックするフィードバック部と、フィードバック後の前記シミュレーション部からの血流速と圧力分布の出力を表示する表示部とを備えることを特徴とする血流可視化診断装置である。

前記フィードバック部は、前記計算格子中の流れ方向に存在する複数代表点に対してフィードバックを行うことが望ましい。

【0005】**【発明の実施の形態】**

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

図2には、本発明の超音波計測融合シミュレーションによる血流可視化診断装置の全体構成がブロック図として示されている。

図2において、超音波計測部120は、超音波信号発生器122からの信号により、人間110の皮膚112にあてられたプローブ126から超音波パルスを送出している。送出された超音波は、血管114等で反射されたエコー信号となり、プローブ126を介して受信回路124で増幅・処理して、計測データ処理部200内の計測データ解析処理部220に送られる。プローブ126からは、例えば電子的に走査が行われて、一定範囲の像が形成されるように超音波を送出している。

計測データ解析処理部220では、エコー信号から断面画像を形成する断面画像形成部222、血管の変位を計算する血管変位演算部224、ドップラ効果を利用して血管内の血液の流速を計算する血流速演算部226があり、超音波計測の結果を演算している。これら計測結果は、表示インターフェース部260の表示処理部262により、例えば速度別に色分けした画像として、インターフェース266を介して表示装置140に表示される。

図3には、図2に示した表示処理部262による従来のカラードプラの出力例が示されている。この表示は、断面画像形成部222により生成された血管断面画像と、血流速演算部226により生成された血流の超音波ビーム方向の速度成分である。(これについては、例えば上述の特許文献1,2等を参照されたい。)

【0006】

さて、この血流可視化診断装置は、血管や心臓の内部における血流の速度や圧力の分布を超音波計測融合シミュレーションによって演算する機能(計測融合シミュレーション部240)を有している。計測融合シミュレーション部240は、断面画像形成部222、血管変位演算部224からの血管断面画像を2値化して、計算格子を生成する条件設定部242、条件設定部による計算格子を用いて血流の数値シミュレーションを行う数値シミュレーション部244、計測データによる血流速によるフィードバックを計算して数値シミュレーション部244にフィードバックするフィードバック部246を有している。この数値シミュレーション部244で行われる血流のシミュレーションについては、例えば、非特許文献1,2を参照されたい。ここで行われる数値シミュレーションでは、各格子点における血流の速度と圧力を求めることができる。

【0007】

10

20

30

40

50

以下に、計測融合シミュレーション部 240 を詳しく説明する。

図4は、計測融合シミュレーション部における条件設定部242において得られる血管形状と計算格子とを示す図である。条件設定部242では、断面画像形成部222により生成された血管断面画像を2値化するとともに、流れの数値解析に用いる計算格子を生成する。後に説明する数値シミュレーション部244で行われる流れの数値計算で、生成された血管形状と格子点(縦線と横線の交差点)における血流の速度ベクトルと圧力が評価される。

さて、超音波計測融合シミュレーションにおける流れの数値シミュレーションでは、対象領域の境界において速度あるいは圧力の境界条件を与える必要がある。図5は、超音波計測により得られた断面中心の血流速度の時間変化をモデル化したものである。上流断面において、血管壁に平行な一様流を仮定し、その時間変化を図5で与えるものとする。なお、実際の血流では必ずしも血管壁に平行な一様流の仮定は成立しないので、この境界条件による誤差が避けられない。超音波計測融合シミュレーションは、計測データのフィードバックによりこの誤差をキャンセルすることができる。

【0008】

図6は、計測融合シミュレーションにおける代表点を示す図である。これらの代表点(図6ではA～Rの18点)に関して、フィードバック部246で、超音波による血流速度と対応する数値シミュレーション結果の誤差を求め、その誤差に応じた体積力を数値シミュレーションにフィードバックすることにより、数値シミュレーションの結果を実際の血流の値に収束させる。

SIMPLER法において、フィードバックは、体積力 f (ベクトル)を運動量保存式であるナビエ・ストークス式である式(5)の右辺の最後に加えて行う。

【数11】

$$u_w = (\sum B_j u_j + S_w) / B_w + d_w (p_o - p_w) + f_w \quad (5)'$$

図7は、数値シミュレーション部244で行われる、代表点におけるフィードバックの説明図である。ここでは、代表点の1つである点Rを例に説明する。計測と並行して数値シミュレーションを行っているが、その際得られた速度ベクトルを u_c として、2次元で表している。運動量の保存式であるナビエ・ストークス式より得られた速度ベクトル u_c の超音波ビーム方向の成分と、超音波計測により得られたビーム方向の速度成分 u_m (ベクトル)の差を、ナビエ・ストークス式の体積力項にフィードバックする。

実際のフィードバックに用いる体積力 f (ベクトル)の項は、

【数12】

$$f = -K \left(\frac{u_c \circ u_m}{|u_m|^2} - 1 \right) u_m$$

である。ここで、ベクトル $u_c = [u_c, v_c, w_c]$ 、ベクトル $u_m = [u_m, v_m, w_m]$ 、Kはフィードバックのゲインである。これで求まる体積力ベクトル f を計算領域内の複数個の代表点に与える。

図8は、実施形態で数値シミュレーションとして、SIMPLER法を用いたときにおけるフィードバックを説明するためのフローチャートである。他の数値シミュレーションを用いることも同様にできる。なお、図1と符号が同じであるステップは同じ処理を行う。

図8において、計測データ解析処理部220から計測結果の u_m (ベクトル)を得て(S210)、フィードバックを行うために体積力を求める(S208)。そして、各代表点におけるナビエ・ストークス式に上述のように、計算した体積力を付加して計算を行う(S206)。その他のステップは、図1に示した処理と同じである。

この様に、超音波計測融合シミュレーションでは、超音波計測結果と対応するシミュレーション結果の差に比例した大きさの体積力 f (ベクトル)を数値シミュレーションにおける運動量の保存式にフィードバックする。この体積力 f (ベクトル)の効果により、シミ

10

20

30

40

50

ュレーションにおける速度計算値 u_c (ベクトル) のビーム方向速度は、対応する計測値 u_m (ベクトル) に漸近する。

以上述べたフィードバック則は、超音波計測によって得られる任意の速度方向について成り立つ。

【0009】

図9に超音波計測融合シミュレーションの結果を示す。図9(a)は、血管断面内の圧力分布と、血流の速度ベクトルを示したものである。なお、見やすくするため、図では一部の速度ベクトルを表示しているが、実際には図4で示した全ての格子点上で、速度ベクトルと圧力が得られている。また、図9(b)は、超音波計測融合シミュレーションより得られた速度の情報を用いて、カラードプラの表示を行ったものである。

以下に、超音波計測融合シミュレーションの計算精度について、通常の数値シミュレーションと比較した結果を示す。

図10は、図6で示した代表点Rにおける血流のx、y方向の速度成分u、vの時間変化を示す。計算の精度を正確に評価するため、図4で示した計算格子の格子点数をx、y方向にそれぞれ2倍とした計算格子を用いた数値シミュレーションを行い、その結果を基準として、精度の評価を行った。図10の実線は基準となる速度変動を表している。基準の流れ場における代表点A～Rのy方向速度成分vを用いて、図7の方法でフィードバックを行った結果が図10の細線、また、フィードバックを行わない通常の数値シミュレーションを図4で示した粗い格子系を用いて行った結果が点線である。u、vともに、通常の数値シミュレーションの結果は、基準解の結果と異なっているが、これは計算格子の間隔が十分でないために生ずる誤差が原因である。これに対して、フィードバックを行った計測融合シミュレーションの結果では、y方向の誤差によるフィードバックを行っているため、y方向速度vに関しては、基準解とほとんど一致する結果が得られており、また、x方向速度uについても、通常のシミュレーションよりも基準解に近い結果が得られている。

【0010】

表1は、計測融合シミュレーションによる数値解の精度を比較したものである。A～Rの全ての代表点において、y方向速度vの基準解と計算結果の差の絶対値を時間で平均したものの全体の平均値である誤差ノルムで精度を評価した。

【表1】

	誤差ノルム
計測融合シミュレーション	0.0025
通常の数値シミュレーション	0.0202

この表1で分かるように、通常の数値シミュレーションより、誤差は約1桁減少している。

【0011】

【発明の効果】

この診断装置を用いることにより、血管内の血流の速度や圧力の分布を正確に表示することができる、大動脈乖離や潰瘍などの血管内部の物理形状的な病変の正確な診断と治療計画に役立てることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】従来の数値シミュレーション(SIMPLER法)のフローチャートである。

【図2】本発明の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図3】血流のカラードプラによる表示例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図4】シミュレーションに使用する計算格子の例を示す図である。

【図5】シミュレーションに与える速度の境界条件の例を示す図である。

【図6】フィードバックを行うための代表点の例を示す図である。

【図7】代表点に対するフィードバックを説明する図である。

【図8】フィードバックによるシミュレーションのフローチャートである。

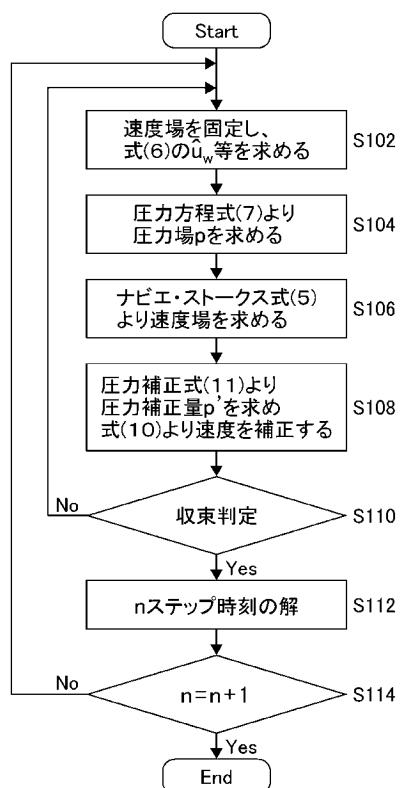
【図9】フィードバックによるシミュレーション結果を示す図である。

【図10】計測融合シミュレーションと通常のシミュレーションの比較を示す図である。

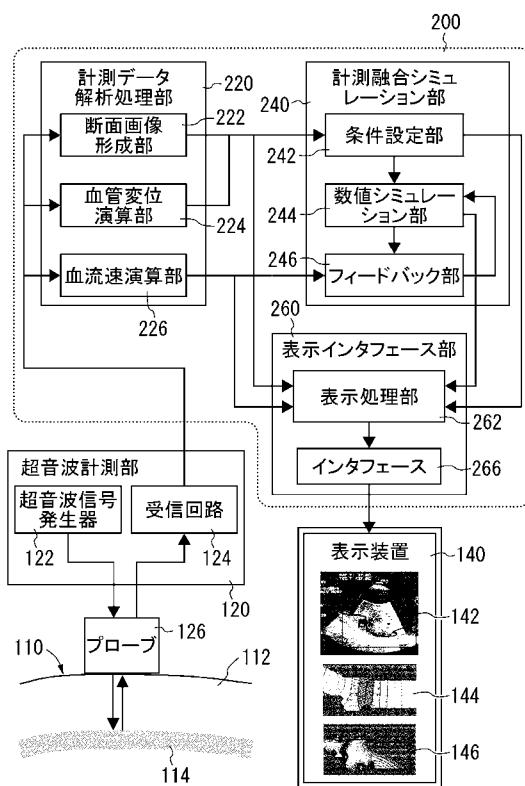
【符号の説明】

1 1 0	人間	
1 1 2	皮膚	10
1 1 4	血管	
1 2 0	超音波計測部	
1 2 2	超音波信号発生器	
1 2 4	受信回路	
1 2 6	プローブ	
1 4 0	表示装置	
2 0 0	計測データ処理部	
2 2 0	計測データ解析処理部	
2 2 2	断面画像形成部	
2 2 4	血管変位演算部	20
2 2 6	血流速演算部	
2 4 0	計測融合シミュレーション部	
2 4 2	条件設定部	
2 4 4	数値シミュレーション部	
2 4 6	フィードバック部	
2 6 0	表示インターフェース部	
2 6 2	表示処理部	
2 6 6	インターフェース	

【図1】

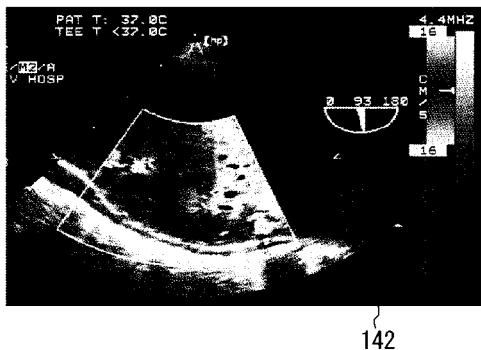


【図2】

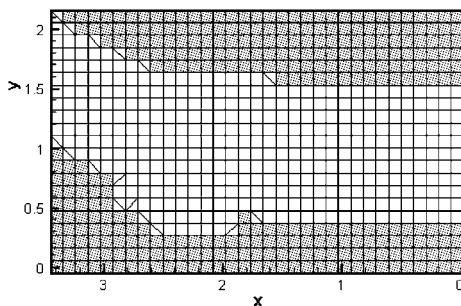


【図3】

カラードプラ表示例

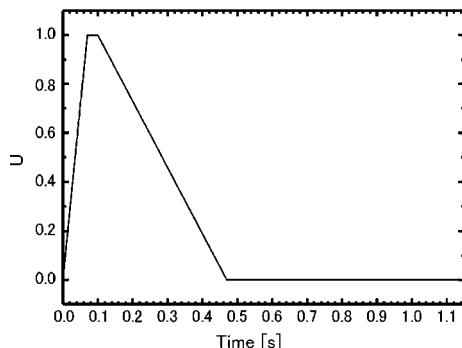


【図4】

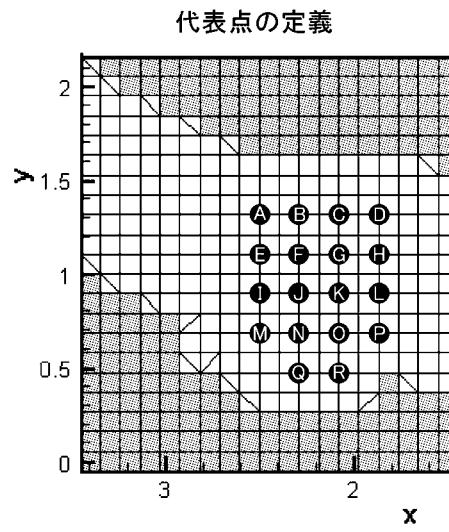
計測融合シミュレーションの計算格子(32×20)

【図5】

血管上流側の一様速度境界条件

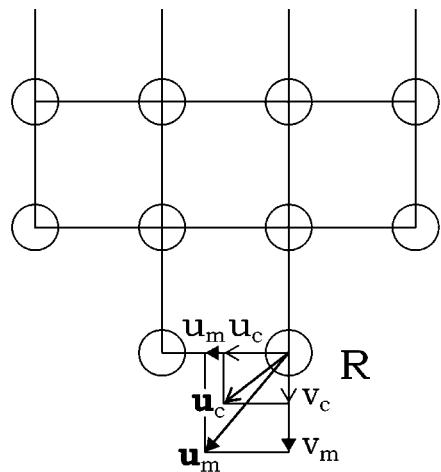


【図6】



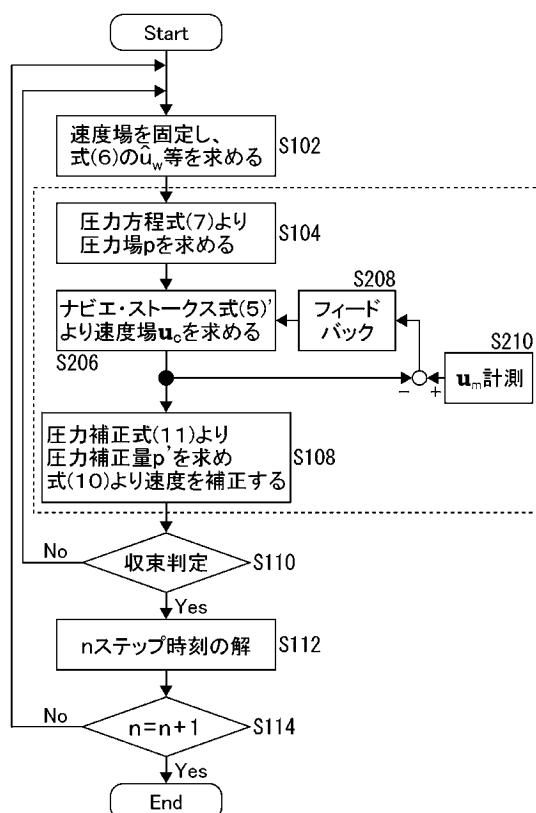
【図7】

フィードバックの説明図



$$\mathbf{f} = -K \left(\frac{\mathbf{u}_c \circ \mathbf{u}_m}{|\mathbf{u}_m|^2} - 1 \right) \mathbf{u}_m$$

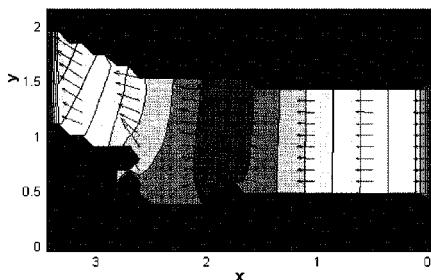
【図8】



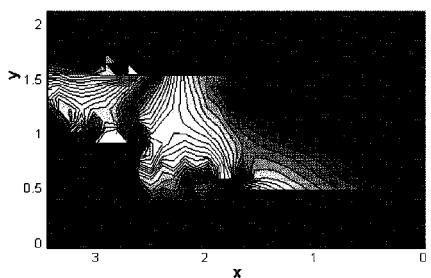
【図9】

計測融合シミュレーションの結果(t=0.2s)

(a)血管内の速度ベクトルと圧力分布



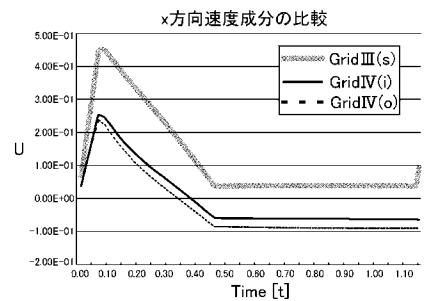
(b)カラードプラ表示



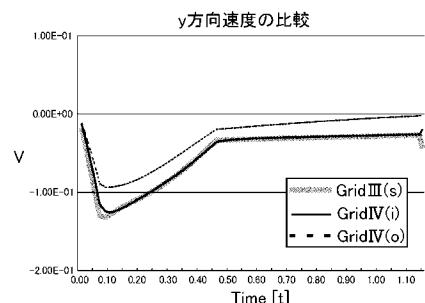
【図10】

計測融合シミュレーションと通常の
数値シミュレーションとの計算精度の比較
(代表点Rでの比較)

(a) u速度成分の時間変化



(b) v速度成分の時間変化



フロントページの続き

(72)発明者 早瀬 敏幸

宮城県仙台市青葉区中山台 3 - 4 - 3

(72)発明者 船本 健一

宮城県仙台市青葉区三条町 11 - 29 ベルシオン仙台 I - 301

(72)発明者 白井 敦

宮城県仙台市青葉区米ヶ袋 2 - 1 - 6 - 101

(72)発明者 山家 智之

宮城県仙台市太白区金剛沢 1 - 4 - 30

(72)発明者 西條 芳文

宮城県仙台市青葉区中山台 3 - 4 - 5

F ターム(参考) 4C301 DD01 DD04 DD09 EE11 KK02 KK13 KK22 KK23 KK26 KK30

4C601 BB03 DD03 DD06 DE01 DE03 EE09 JC37 KK02 KK18 KK19

KK20 KK23 KK25 KK28 KK30 KK31

专利名称(译)	血流可视化诊断装置		
公开(公告)号	JP2004121735A	公开(公告)日	2004-04-22
申请号	JP2002293631	申请日	2002-10-07
申请(专利权)人(译)	有限公司东北化工技术拱门		
[标]发明人	早瀬敏幸 船本健一 白井敦 山家智之 西條芳文		
发明人	早瀬 敏幸 船本 健一 白井 敦 山家 智之 西條 芳文		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52074 A61B8/06 A61B8/0858 A61B8/13 A61B8/463 G01S7/52071 G01S15/8977		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD09 4C301/EE11 4C301/KK02 4C301/KK13 4C301/KK22 4C301/KK23 4C301/KK26 4C301/KK30 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD06 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK20 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK30 4C601/KK31		
代理人(译)	一夫戊申 清水 英雄 高木雄一 日高树		
其他公开文献	JP4269623B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种诊断设备，该诊断设备能够准确显示血管中的血流速度并显示血压分布。解决方案：超声波测量单元120，其向身体中的血管发射超声波信号并接收反射的超声波信号，并且从接收到的信号中获得血管的形状和血管中的血流速度。分析处理单元220，基于来自分析处理单元220的血管形状设置计算网格以模拟血流速度和压力分布的模拟单元244，来自分析处理单元的血流速度以及模拟单元244。反馈单元246根据来自模拟单元244的血流速度计算误差并将其反馈给模拟单元244，显示单元260和140在反馈之后显示来自模拟单元的血流速度和压力分布的输出。它是特征性的血流可视化诊断设备。[选择图]图2

