

ることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

前記送信方向は、前記走査平面における少なくとも 2 つの異なる角度により画定され、
前記トランスデューサ (2) は、分割開口走査により前記超音波を送信する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記超音波データはグレイ・スケール・データを画定しており、前記プロセッサは前記グレイ・スケール・データの各部分を相関させ、かつ前記グレイ・スケール・データの各部分の非相関率を算出し、

前記グレイ・スケール・データは超音波 RF データ、超音波 A 線データ、又は、超音波 B 走査フレームを表わしている請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 4】

前記データはカラー・フロー・パワーを画定している請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記第 2 の方向は前記第 1 の方向に垂直である請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記トランスデューサ信号は、前記第 1 の方向にある第 1 のビーム相関幅 (B X) と、前記第 2 の方向にある第 2 のビーム相関幅 (B Y) と、前記第 3 の方向にある第 3 のビーム相関幅 (B Z) とを画定するビーム (B) を画定しており、

前記プロセッサ (30) は、前記第 1、第 2 及び第 3 のビーム相関幅に少なくとも部分的に
20 応答して前記第 3 の速度信号を発生し、

前記プロセッサは、前記走査平面が交差する前記関心領域の断面積にわたって前記第 3 の値を加算することにより前記流体流の体積を推定し、

前記プロセッサは、前記走査平面が交差する前記関心領域の断面積にわたって前記第 3 の値を加算することにより前記流体流の体積を推定する請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記流体は血液を含んでおり、前記関心領域は血管 (V E) を含んでいる請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記流体は造影剤 (C A) を含んでいる請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 9】

超音波システムにおいて関心領域 (V E) 内の流体流 (F) の体積を測定する方法であ
って、

走査平面 (I P) を画定する送信方向 (D 1 及び D 2) で前記関心領域 (V E) に超音波を送信する工程と、

前記関心領域内の前記流体から後方散乱した超音波に応答して、超音波データを画定するデータ信号を発生する工程と、

前記超音波データに応答して、前記走査平面 (I P) 内の第 1 方向における前記流体流の第 1 成分を表わす第 1 速度値を有する第 1 速度信号 (V_x) と、前記走査平面 (I P) 内の第 2 方向における前記流体流の第 2 成分を表わし前記第 1 速度値と異なる第 2 速度値を
40 有する第 2 速度信号 (V_y) とを精製する工程と、

前記超音波データの各部分を相関させる工程と、

前記各部分の非相関率 (D) を算出する工程と、

前記第 1 速度値と前記第 2 速度値と前記非相関率 (D) とに応答して、前記流体流 (F) の前記走査平面 (I P) に対して直交する第 3 成分を表す第 3 速度値を有する第 3 速度信号 (V_z) を発生する工程と、

前記第 3 速度信号に応答して前記流体流の体積 (F) を推定する工程とを備えた方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】

50

発明の背景を、明細書のこの項目の終わりに示している参考文献をその番号で援用して説明する。流体（例えば血液）の体積流の定量化は、心疾患、頸動脈狭窄、冠動脈硬化及び腎不全の診断等の臨床的応用を含めた多くの応用に有益である。ドブラ法は、超音波によって血流を測定する現在の臨床医学における標準である。超音波ビーム・パルスへ近づく流体の運動又は遠ざかる流体の運動によって、送信音波パルスの波長が変化する。ビームと、流体を運ぶ管（vessel、例えば血管）との間の角度が既知であると仮定すると、管内での流体の流速は、得られたドブラ周波数シフトから算出される。体積流測定のための現状の手法は、管の中心軸を超音波ビームの走査平面内に配向させ、次いで、円形対称の管腔を仮定して全流れ体積を算出する超音波検査装置を必要としている。これらの仮定は往々にして真ではなく、多大な誤差をもたらして、この方法の適用を極めて困難にしている。

10

【 0 0 0 2 】

平面内流速（すなわち超音波ビーム走査平面内での速度）を決定するための多数（マルチプル）ドブラ・ビームの利用法は、数十年来知られている（Wang、1982年）[文献番号1]。平面を共有する2つのビーム及び三角法の関係を用いると、導出される測定速度は角度に非依存的になる。

【 0 0 0 3 】

連続した超音波A線を相互相関させると、ドブラのエイリアシングによる曖昧さが解消する（Bonnetfous、1986年）[文献番号13]。

【 0 0 0 4 】

1次元及び2次元の流れベクトルを決定するためには、スペックル追跡すなわち連続したフレーム間でのパターンの相関が用いられている（Trahey、1987年）[文献番号2]。体積測定超音波走査の発展により、相関検索アルゴリズムが3次元で適用されて、何らかの成功を収めている（Morsy、1999年）[文献番号3]。

20

【 0 0 0 5 】

軸方向以外の流れ成分の大きさを定量化する最初の手法の一つはNewhouseによって開発されており（1987年）[文献番号4]、この方法は、超音波RF信号のスペクトルの拡がりに基づいている。

【 0 0 0 6 】

より近年では、Anderson（1998年）[文献番号5]が点拡がり関数の空間的加重を用いて、横方向の運動を定量化した。類似の研究で、Jensen（1998年）[文献番号6]は、トランスデューサ素子のアポダイゼーションによって発生される横断方向の空間変調を応用して、軸方向の流れを横断する1つ又は2つの方向での流れを定量化した。これら両手法とも、2次元の流れを決定するに留まっている。

30

【 0 0 0 7 】

エコー信号の非相関(decorrelation)を用いた血液速度の推定もかなり詳細に報告されている。Bamber（19988年）[文献番号7]は、A線の時間変化率を用いて、非相関を利用して組織の運動及び血流を画像化し得ることを実証した。より定量的には、Li等（1997年）[文献番号8]は、RF信号の非相関が横方向変位に線形で関係付けられることを示した。グレイ・スケール非相関を用いた造影剤強調を施された血流における変化の検出も、動物研究で以前に示されている（Rubin、1999年）[文献番号9]。

40

【 0 0 0 8 】

（参考文献）

[1] Wang W、Yao L：「定量的血流速度測定のための二重ビーム・ドブラ超音波法（A double beam Doppler ultrasound method for quantitative blood flow velocity measurement）」、Ultrasound Med. Biol.、1982年、第8巻、第421頁～第425頁。

【 0 0 0 9 】

[2] Trahey GE、Allison JW、von Ramm OT：「血流の角度非依存的な超音波検出（Angle independent ultrasonic detection of blood flow）」、IEEE Trans. Biomed. Eng.

50

、1987年、第34巻、第965頁～第967頁。

【0010】

[3] Morsy AA、von Ramm OT : 「FLASH 相関：3次元超音波による組織運動の追跡及び血液速度推定の新たな方法 (FLASH correlation: A new method for 3-D ultrasound tissue motion tracking and blood velocity estimation)」、IEEE Trans. Ultra. Ferro. Freq. Con.、1999年、第46巻、第728頁～第736頁。

【0011】

[4] Newhouse VL、Censor D、Vontz T、Cisneros JA、Goldberg BB : 「ビーム軸に関して横断方向にある流れの超音波ドプラ精査 (Ultrasound Doppler probing of flows transverse with respect to beam axis)」、IEEE Trans. Biomed. Eng.、1987年、第34巻、第779頁～第789頁。

10

【0012】

[5] Anderson ME : 「空間的直角成分を用いた超音波による多次元速度推定 (Multi-dimensional velocity estimation with ultrasound using spatial quadrature)」、IEEE Trans. Ultra. Ferro. Freq. Con.、1998年、第45巻、第852頁～第861頁。

【0013】

[6] Jensen JA、Munk P : 「速度ベクトルの推定のための新たな方法 (A new method for estimation of velocity vectors)」IEEE Trans. Ultra. Ferro. Freq. Con.、1998年、第45巻、第837頁～第851頁。

20

【0014】

[7] Bamber J、Hasan P、Cook-Martin G、Bush N : 「Bスキャン非相関率を用いた組織の剪断及び流動のパラメトリック撮像 (要約) (Parametric imaging of tissue shear and flow using B-scan decorrelation rate (abstr))」、J. Ultrasound Med.、1988年、第7巻、第S135頁。

【0015】

[8] Li WG、Lancee CT、Cespedes EI、vanderSteen AF、Bom N : 「脈管内エコー信号の非相関：血液速度推定への可能性 (Decorrelation of intravascular echo signals: Potentials for blood velocity estimation)」、J. Acoust. Soc. Am.、1997年、第102巻、第3785頁～第3794頁。

30

【0016】

[9] Rubin JM、Fowlkes JB、Tuthill TA、Moskalik AP、Rhee RT、Adler RS、Kazanjian S、Carson PL : 「ファントム及びウサギの腎臓におけるBモード超音波による造影剤流のスペックル非相関流れ測定 (Speckle decorrelation flow measurement with B-mode US of contrast agent flow in a phantom and in rabbit kidney)」、Radiology、1999年、第213巻、第429頁～第437頁。

【0017】

[10] Tuthill TA、Krucker JF、Fowlkes JB、Carson PL : 「仰角方向スペックル非相関から算出される3次元超音波フレーム自動配置 (Automated three-dimensional US frame positioning computed from elevational speckle decorrelation)」、Radiology、1998年、第209巻、第575頁～第582頁。

40

【0018】

[11] Wear KA、Popp RL : 「心筋からの超音波エコーの包絡線の統計的性質の推定方法 (Methods for estimation of statistical properties of envelopes of ultrasonic echoes from myocardium)」、IEEE Trans. Med. Imag.、1987年、第6巻、第281頁～第291頁。

【0019】

[12] Adler RS、Rubin JM、Fowlkes JB、Carson PL、Pallister JE : 「組織灌流の超音波推定：確率論的アプローチ (Ultrasonic estimation of tissue perfusion: a stochastic approach)」、Ultrasound Med. Biol.、1995年、第21巻、第493頁～

50

第 5 0 0 頁。

【 0 0 2 0 】

[1 3] Bonnefous O、Pesque P : 「相互相関によるパルス・ドブラ超音波及び血液速度推定の時間領域での定式化 (Time domain formulation of pulse-Doppler ultrasound and blood velocity estimation by cross correlation)」、Ultrasonic Imag.、1986 年、第 8 巻、第 7 3 頁～第 8 5 頁。

【 0 0 2 1 】

[1 4] Chen J、Fowlkes JB、Carson PL、Rubin JM : 「スペckル非相関を用いた走査平面での運動の決定: 理論的考察と初期試験 (Determination of scan-plane motion using speckle decorrelation: theoretical considerations and initial test)」、Int. J. Imaging Syst. Technol.、1997 年、第 8 巻、第 3 8 頁～第 4 4 頁。

10

【 0 0 2 2 】

[1 5] Chen JR、Fowlkes JB、Carson PL、Rubin JM、Adler RS : 「積分型パワー・ドブラ信号の自己相関及びその応用 (Autocorrelation of integrated power Doppler signals and its application)」、Ultrasound Med. Biol.、1996 年、第 2 2 巻、第 1 0 5 3 頁～第 1 0 5 7 頁。

【 0 0 2 3 】

【発明の概要】

好適実施例は、超音波システムにおいて関心領域内での流体の流れの体積を測定するのに有用である。かかる環境においては、超音波は、好ましくは超音波トランスデューサによって、走査平面を画定する送信方向で管に向けて送信される。管内の流体から後方散乱した超音波に応答してデータ信号が発生される。データ信号から生成されたデータにตอบสนองして、流体の流れの走査平面内での速度の成分を表わす速度値を有する速度信号が発生される。データの各部分を相関させて、各部分の非相関率を算出する。流体の流れの体積は、速度信号及び非相関率にตอบสนองして推定される。本手法は好ましくは、超音波トランスデューサ及びデータ・プロセッサによって具現化される。

20

【 0 0 2 4 】

以上の手法を用いることにより、走査角度に依存しないで、且つ管形状又は流れの幾何的形狀に関する仮定を一切用いずに、管内の流体の流れの体積を決定することができる。例えば、本手法は、前述の従来方法が典型的に用いていた仮定を一切用いずに真の血液体積流を推定することを可能にする。好適実施例の手法は、現在市場に出回っている殆どの標準的超音波トランスデューサ・アレイの走査ヘッドに組み入れることができる。この手法は口バストであり、また、実時間で具現化することができる。

30

【 0 0 2 5 】

図 1 を参照して述べると、本発明の実施例に適したカラー・フロー及びグレイ・スケール・イメージング・システムの基本的な信号処理鎖が超音波トランスデューサ・アレイ 2 を含んでおり、超音波トランスデューサ・アレイ 2 は、長さ P の超音波のトーン・バーストを含むパルス系列を送信するように起動され、これらのトーン・バーストは、典型的にはキロヘルツの範囲にあるパルス繰り返し周波数 (PRF) で繰り返しファイアリングされる。パルス系列は、バースト長 P を含めてカラー・フロー処理と B モード処理とで異なっている。カラー・フロー撮像の場合には、P は 4 サイクル～8 サイクルであってよく、トーン・バーストは同じ送信特性で同じ送信焦点位置に集束させられる。

40

【 0 0 2 6 】

同じ送信焦点位置に集束した一連のカラー・フロー送信ファイアリングを「パケット」と呼ぶ。各々の送信ビームは、被走査物体を通して伝播して、物体内の超音波散乱体によって反射される。

【 0 0 2 7 】

帰投した RF 信号は、トランスデューサ素子によって検出されて、ビームフォーマ 4 内に設けられているそれぞれの受信チャネルによって受信される。ビームフォーマは、遅延付きのチャネル・データを加算して、ビーム加算された信号を出力し、この信号は復調器 6

50

によって同相及び直角位相 (I / Q) の信号成分へ復調される。復調器 6 からの B モードの I 及び Q 出力は、グレイ・スケール B モード処理用の中間プロセッサ 8 G へ送信され、復調器 6 からのカラー・フローの I 及び Q 出力は、カラー処理用の中間プロセッサ 8 C へ送信される。

【 0 0 2 8 】

図 2 に中間プロセッサ 8 C を示す。復調器 6 からの I / Q 信号成分は、インタリーブされている可能性のあるファイアリングからのデータをバッファリングして所与のレンジのセルにおいて各ファイアリングに跨がる点から成るベクタとしてデータを出力することを目的とするコーナ・ターナ・メモリ 7 に記憶される。データは「ファスト・タイム (fast time)」式で受信され、すなわち各回のファイアリング毎に (ベクタに沿って) レンジを下降する順に受信される。コーナ・ターナ・メモリの出力は、「スロー・タイム (slow time)」式に再配列され、すなわち各々のレンジ・セル毎にファイアリング順に再配列される。結果として得られた「スロー・タイム」式 I / Q 信号サンプルはウォール・フィルタ 9 を通過し、ウォール・フィルタ 9 は静止した組織又は極めて低速で運動する組織に対応するあらゆるクラッタを除去する。次いで、フィルタ処理後の出力は、パラメータ推定器 11 へ供給され、パラメータ推定器 11 は、レンジ・セル情報を中間的な自己相関パラメータ N、D 及び R (0) へ変換する。N 及び D は、自己相関方程式の分子及び分母であり、次のように示される。

【 0 0 2 9 】

【数 1】

$$N = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i) \quad (A)$$

$$D = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i I_{i+1} + Q_i Q_{i+1}) \quad (B)$$

【 0 0 3 0 】

ここで、 I_i 及び Q_i は、ファイアリング i についての復調後のベースバンド化された入力データであり、M はパケット内のファイアリングの回数である。R (0) は、パケット内のファイアリングの回数にわたる有限の和として近似され、次の通りになる。

【 0 0 3 1 】

【数 2】

$$R(0) = \sum_{i=1}^{M-1} \frac{(I_i^2 + Q_i^2 + I_{i+1}^2 + Q_{i+1}^2)}{2} \quad (C)$$

【 0 0 3 2 】

R (0) は、カラー・フロー送信ファイアリングからの後方散乱体のカラー・フロー・パワーを表わす。

【 0 0 3 3 】

プロセッサが、N 及び D を各々のレンジ・セル毎の大きさ及び位相へ変換する。用いられる方程式は次の通りである。

【 0 0 3 4 】

$$| R (T) | = (N^2 + D^2)^{1/2} \quad (D)$$

$$(T) = \tan^{-1} (N / D) \quad (E)$$

【 0 0 3 5 】

R (T) 及び (T) は、第 1 遅れ自己相関関数のそれぞれ大きさ及び位相である。遅れ

10

20

30

40

50

という用語は、時間間隔を示すのに用いられる。例えば、遅れはフレーム - フレーム間の増分であってもよいし、又はファイアリング - ファイアリング間の増分であってもよい。式 (A) ~ (C) に示すように、パケット内のファイアリングの回数の範囲内での既知のデータにわたる有限の和によって、正確な自己相関関数が近似される。

【 0 0 3 6 】

パラメータ推定器は、これらの大きさ及び位相の値を処理して、パワー、速度、及び乱流又は分散の推定値を表わす値を有する信号として、それぞれ導体 1 1 A、1 1 B 及び 1 1 C 上へ送信する。位相は平均ドブラ周波数を算出するのに用いられ、平均ドブラ周波数は後に示すように速度に比例している。また、 $R(0)$ 及び $|R(T)|$ (大きさ) は乱流を推定するのに用いられる。

10

【 0 0 3 7 】

ヘルツ単位での平均ドブラ周波数は、 N 及び D の位相、並びにパルス繰り返し時間 T から得られる。

【 0 0 3 8 】

【 数 3 】

$$\bar{f} = \frac{1}{2\pi T} \tan^{-1} \left[\frac{N}{D} \right] = \frac{1}{2\pi T} (\phi(T)) \quad (F)$$

【 0 0 3 9 】

20

平均速度は、下記のドブラ・シフト方程式を用いて算出される。流れの方向とサンプリングの方向との間の角度である θ は未知であるので、 $\cos \theta$ は 1.0 であるものと仮定される。

【 0 0 4 0 】

【 数 4 】

$$\bar{v} = \frac{\bar{f}}{f_0} \frac{c}{2 \cos \theta} \quad (G)$$

【 0 0 4 1 】

30

好ましくは、パラメータ推定器は、平均ドブラ周波数を中間的な出力として算出するのではなく、ルックアップ・テーブルを用いてプロセッサの位相出力から直接にベクトル v を算出する。但し、後述する式 (1) ~ (6) に示す計算の目的のためには任意の速度推定器を用いることができる。速度推定には、遅延相互相関及び自己回帰等が含まれ得る。

【 0 0 4 2 】

乱流は、平均ドブラ周波数の分散の 2 次級数展開として時間領域において算出することができる。乱流の時間領域表現は、ゼロ遅れ及び 1 段遅れの自己相関関数 $R(0)$ 及び $R(T)$ をそれぞれ算出することを含んでいる。

【 0 0 4 3 】

乱流の時間領域表現は次のように表わすことができる。

40

【 0 0 4 4 】

【 数 5 】

$$\sigma^2 = \frac{2}{(2\pi T)^2} \left[1 - \frac{|R(T)|}{R(0)} \right] \quad (H)$$

【 0 0 4 5 】

平均値信号 $\bar{f}(T)$ は、流動する反射体の平均ドブラ周波数シフトの推定値であり、延いては平均血流速度に比例している。分散信号 σ^2 は、ベースバンド・エコー信号の流れ信

50

号成分の周波数の拡がりを示している。この値は、多くの速度の混成を含む流れの乱れを示す。流動する反射体からの信号の強度を示すためには、信号 $R(0)$ が、ドプラ・シフトした流れ信号における帰投パワーの量を示している。

【0046】

導体 11A 上の信号パワーはデータ圧縮モジュール 13 へ渡されて、モジュール 13 は複数の群を成すデータ圧縮曲線に従ってデータを圧縮する。異なる走査応用のために異なる群の曲線を用意することができる。例えば、1つの群の曲線を腎臓走査のために用意する一方、他の群の曲線を頸動脈走査のために用意する。利用者が走査応用を選択すると、制御器 26 が既定の曲線を設定する。ダイナミック・レンジは、表示器 18 上に形成される強度又はルーメンの範囲を制御する。

10

【0047】

図 3 を参照して述べると、グレイ・スケール B モード中間プロセッサ 8G は、量 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ を算出することにより、ビーム加算された受信信号の包絡線を形成する包絡線検波器 10 を含んでいる。信号の包絡線に対数圧縮 (図 3 のブロック 12) 等の何らかの追加の B モード処理を施して表示データを形成し、スキャン・コンバータ 14 (図 1) へ出力する。

【0048】

再び図 1 を参照して述べると、カラー・フロー推定値及びグレイ・スケール表示データがスキャン・コンバータ 14 へ送られると、スキャン・コンバータ 14 はデータをビデオ表示用の XY フォーマットへ変換する。走査変換 (スキャン・コンバート) された XY フォーマットのフレームはビデオ・プロセッサ 16 へ渡されて、ビデオ・プロセッサ 16 は基本的には、ビデオ・データをビデオ表示のための表示用カラー・マップ及びグレイ・スケール画像フレームへマッピングする。次いで、画像フレームは、ビデオ・モニタ 18 へ送られて表示される。典型的には、カラー画像については、速度もしくはパワーのいずれかが単独で表示されるか、又は速度がパワーもしくは乱流のいずれかと組み合わせられて表示される。システム制御はホスト・コンピュータ (図示されていない) に集中化されており、ホスト・コンピュータは操作者インタフェイス (例えばキーボード) を介して操作者入力を受け取って、様々なサブシステムを制御する。

20

【0049】

ビデオ・モニタ 18 によって表示される画像は画像フレームを成すデータから形成され、画像フレーム内の各々のデータが、表示器におけるそれぞれのピクセルの強度又は輝度を示しており、且つ流速を示している。画像フレームは例えば、その各々の強度データがピクセルの色及び輝度を示す 2 進数であるようなデータのアレイで構成されている。表示モニタ 18 上の各々のピクセルの輝度は、周知の態様でデータ・アレイ内の対応する要素の値を読み込むことにより絶えず更新される。各々のピクセルが強度値を有しており、該強度値は呼び掛けを行なった超音波パルスに応答したそれぞれのサンプル空間の後方散乱体の断面積と、用いられているグレイ・マップと、平均流速及び / 又はパワーを示すカラー値との関数となっている。

30

【0050】

図 4 を参照して述べると、システム制御はマスタ・コントローラ又はホスト・コンピュータ 26 に集中化されており、マスタ・コントローラ 26 は操作者インタフェイス (図示されていない) を介して操作者入力を受け取って、様々なサブシステムを制御する。マスタ・コントローラ 26 はまた、システムのタイミング信号及び制御信号を発生する。マスタ・コントローラ 26 は、中央処理ユニット (CPU) 30 とランダム・アクセス・メモリ 32 とを含んでいる。キーボード 29 を用いて CPU 30 にデータを入力する。CPU 30 は、取得された生データに基づいてグレイ・マップ及びカラー・マップを構築するのに用いられるルーチンを記憶する読み出し専用メモリを内部に組み入れている。

40

【0051】

スキャン・コンバータ 14 は、音線メモリ 22 と XY メモリ 24 とを含んでいる。音線メモリ 22 に極座標 (R -) セクタ・フォーマットで記憶されている B モード強度データ

50

及びカラー・モード強度データは、適当にスケーリングされたデカルト座標ピクセル表示データへ変換されて、XYメモリ24に記憶される。カラー・データはメモリ位置24Cに記憶され、グレイ・スケール・データはメモリ位置24Gに記憶される。走査変換されたフレームはビデオ・プロセッサ16に渡されて、ビデオ・プロセッサ16はデータをビデオ表示用のグレイ・マップへマッピングする。次いで、グレイ・スケール画像フレームはビデオ・モニタへ送られて表示される。

【0052】

音波サンプル・データの連続したフレームは、先入れ先出し方式でシネ・メモリ28に記憶される。カラー・フレームはメモリ位置28Cに記憶され、グレイ・スケール・フレームはメモリ位置28Gに記憶される。カラーの関心領域においては、表示ピクセルに対応するカラー・データの各々のワード毎に、該ピクセルに対応するBモード・グレイ・スケール・データの対応するワードが存在している。シネ・メモリは、バックグラウンドで稼働する循環的な画像バッファのようなものであり、音波サンプル・データを絶えず取り込んで、実時間で利用者に対して表示する。利用者がシステムをフリーズさせると、利用者は、シネ・メモリに以前に取り込まれている音波サンプル・データを見る能力を有するようになる。

【0053】

CPU30は、システム制御バス34を介してXYメモリ24及びシネ・メモリ28を制御する。具体的には、CPU30は、XYメモリ24からビデオ・プロセッサ16及びシネ・メモリ28への生データの流れを制御すると共に、シネ・メモリからビデオ・プロセッサ16及びCPU26自体への生データの流れを制御する。CPUはまた、グレイ・マップ及びカラー・マップをビデオ・プロセッサにロードする。

【0054】

画像フレームは、連続的な方式でシネ・メモリ28に収集される。シネ・メモリ28は、単一画像閲覧及び多数画像ループ閲覧のための常駐のデジタル画像記憶容量、並びに様々な制御機能を提供している。単一画像のシネ再生時に表示される関心領域は、画像取得時に用いられた領域である。シネ・メモリはまた、画像をマスタ・コントローラ26を介してデジタル保管装置（図示されていない）へ転送するためのバッファの役割も果たしている。

【0055】

好適実施例は、図1～図4に記載する形式のシステムを用いて、標準的なドブラ測定にエコー振幅非相関を組み合わせた体積血流測定の手法を具現化する。単一の臨床用トランスデューサ2を用いて、流体の体積流を測定すべき管の配向の知識は用いずに、超音波撮像平面の全体にわたって3次元ベクトルの流れの場を算出する。一般的には、体積流は、管の断面（すなわち撮像平面と管との交差面）にわたって平面外流れ（例えば撮像平面を横断する流れ）を積分することにより算出される。

【0056】

〔平面内速度〕

図5は、関心領域（管VE、例えば血管であってよい）における流体（例えば血液）の流れ方向FL及びトランスデューサ2の配向を示している。流体は好ましくは、造影剤CAを含有している。ビームBとしてのドブラ超音波は、方向D1及びD2（例えば、トランスデューサの面3に垂直な軸A1から $\theta = +20^\circ$ 及び -20° ）にステアリング（方向制御）される。方向制御は、別個のBモード・ビーム・パルス・ファイアリングを用いて行なわれる。方向D1及びD2は、撮像及び走査平面IPを画定しており、平面IPは何らかの決定されていない角度で管VEと交差する。角度は例えば、 60° であってよいが、利用者はこの角度を知らない。平面IP内でビームBを方向決定する三角法、相互相関等の任意の2次元方法を用いてよい。代替的には、ビームBの走査は、米国特許第5,398,216号（Hall等、1995年3月14日に付与）に記載されている分割開口法を用いて行なってもよい。尚、該特許はここに参照されるべきものである。分割開口アプローチを用いると、ビームBは異なる角度から管VE内の共通の点に方向決定される。

【 0 0 5 7 】

図 5 の x 軸及び y 軸の両方が平面 I P 内に位置している。z 軸は仰角方向に延在し、y 軸は軸方向に延在し、x 軸は横方向に延在する。軸 x、y 及び z は直交している。

【 0 0 5 8 】

方向 D 1 及び D 2 に方向制御されたビームに応答して管 V E から後方散乱した超音波は、トランスデューサ 2 によって受け取られて、これらの超音波を用いてデータが生成される。このデータから 2 つの対応する「軸方向」流体速度 V_1 及び V_2 が測定される。次いで、平面内（すなわち平面 I P 内）流体速度成分 V_x 及び V_y を次のようにして算出することができる。

【 0 0 5 9 】

【 数 6 】

$$V_1 = \vec{k}_1 \cdot \vec{V} = -V_x \sin \theta + V_y \cos \theta \quad (1)$$

$$V_2 = \vec{k}_2 \cdot \vec{V} = V_x \sin \theta + V_y \cos \theta \quad (2)$$

$$V_x = \frac{V_2 - V_1}{2 \sin \theta} \text{ and } V_y = \frac{V_1 + V_2}{2 \cos \theta} \quad (3)$$

【 0 0 6 0 】

V_y の測定誤差は、 \cos () の逆数への依存性を有しているため、角度を大きくするとさらに正確な結果が得られることに留意されたい。

【 0 0 6 1 】

[非相関(decorrelation)]

流体におけるスペックル非相関率は、流速又はビーム・パルス繰り返し周波数 (P R F) (処理方法に依存する) と、トランスデューサ 2 のビーム特性との関数である。非相関率は、前述の形式のカラー・フロー送信ファイアリングから算出することができる。より明確に述べると、非相関率は、ゼロ遅れ自己相関式 (C) によって表わされているカラー・フロー・パワーに基づくことができる。非相関率は、ファイアリングの 1 つのパケットから他のパケットまでの時間にわたる $R(0)$ の値の変化によって決定される。

【 0 0 6 2 】

また、非相関率は、管 V E から後方散乱した超音波 R F データを表わしているグレイ・スケール・データからも算出することができる。グレイ・スケール・データに基づく非相関率について以下で詳述するが、当業者であれば、この原理をカラー・フロー送信ファイアリングからの非相関率の算出に適用することができる。スペックル形成のさらに詳細な統計的解析が前述の論文 (Tuthill 等、1998 年) [文献番号 10] に与えられているが、本質的な点及び仮定についてここで述べておく。

【 0 0 6 3 】

完全拡散型スペックル (fully developed speckle) については、3 次元点拡がり関数によって画定されるサンプル空間には少なくとも 10 の散乱体が存在していなければならない。超音波強度の空間的分布は、1.0 という一定の平均対標準偏差 (M S D) 比を有する指数分布となる筈である。パルスからパルスにかけて (フレームからフレームにかけて) のスペックルの変化量はスペックル・パターンの 2 次統計に直に関係している。

【 0 0 6 4 】

仰角次元 (すなわち平面 I P に垂直な次元) におけるスペックル相関関数の導出法についてここで記載するが、この導出法は平面 I P 内に位置する横方向次元及び軸方向次元に容易に拡張することができる。コヒーレントに形成されたスペックルの場合には、強度相関関数は振幅相関関数に直に関係し、振幅相関関数はまた、点拡がり関数 (P S F) 自己相

10

20

30

40

50

関に比例する。集束式トランスデューサ2を仮定すると、ビームが焦点領域に出入りするのに伴って深さ依存性の幅を有するガウシアンによってビーム・パターンを近似することができる。結果的に、横方向での強度自己相関もまた、取得されたフレームの間での流体の平行移動に関するガウス関数として書くことができ、標準偏差 $\sigma_x(z)$ すなわち深さ依存性のビーム相関幅 (BCW) を有するものとなる。トランスデューサの物理的特性によって焦点における相関幅を算出することもできるし、完全拡散型スペックルを生成する散乱体を含むファントムを用いてさらに長距離のレンジについて相関幅を較正することもできる。

【0065】

すると、単一のピクセル位置についての時間で正規化された強度共分散 C は、ガウス形を有する (Wear、1987年) [文献番号11]。

【0066】

【数7】

$$C(\Delta t, z) \propto \exp\left(\frac{-(V_x \Delta t)^2}{2\sigma_x^2(z)}\right) \quad (4)$$

【0067】

ここで、 V_x は横方向速度であり、 $\sigma_x(z)$ はトランスデューサの特性によって決定される深さ依存性のビーム相関幅である。次いで、ビームBのパルス・ファイアリング速度 R_f について、連続したA線から取得される特定の深さに位置するピクセルの集合からの正規化された共分散を、ファイアリング回数 n の関数としてのガウシアンにフィットした曲線とすることができる。

【0068】

【数8】

$$C(n) \propto \exp\left(\frac{-(D n/R_f)^2}{2}\right) \quad (5)$$

【0069】

ここで、 D すなわち秒の逆数の単位の非相関率の値は、速度を当該深さについてのビーム相関幅で除算したものと等価である。最終的な結果は、グレイ・スケールA線の集合又はグレイ・スケールB走査フレームの集合からのスペックル領域についての相関関数をガウス曲線にフィットさせることにより、この集合についての平均速度を算出することができることになる。非相関率は、特に、Tuthill (1998年) [文献番号10] 及びRubin (1999年) [文献番号9] に記載されている方法によって算出することができる。非相関はまた、ドブラ情報から算出することもできる (Adler、1995年) [文献番号12] 及び (Chen、1996年) [文献番号15] が、応用によっては好ましい方法とならない場合がある。

【0070】

ここで、体積流のために非相関を3つの次元すべてを含むように拡張することができる。楕円形のサンプル空間を仮定すると、曲線にフィットされた非相関値 D は、速度成分に直に関係する。

【0071】

$$D^2 = (V_x^2 / B_x^2) + (V_y^2 / B_y^2) + (V_z^2 / B_z^2) \quad (6)$$

ここで、 B_i は第 i の方向でのビーム相関幅 (BCW) である。BCWは、スペックル・ファントムを用いて較正され、深さ及びトランスデューサの集束パラメータに依存しているが、撮像平面の全体にわたって測定可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

[3次元流れベクトル及び体積流]

平面内速度 V_x 及び V_y (すなわち平面 I P 内での速度) を決定したら、ドプラ測定値から (又はスペックル追跡から)、走査平面 I P に垂直な速度成分の大きさ V_z を式 (6) から算出することができる。このようにして、3次元流れベクトルを、3つの測定値 (例えば2つのドプラ及び1つのグレイ・スケール非相関) について2つの異なるモードで動作する単一のトランスデューサ2から決定することができる。データ収集の方法、並びに値 V_x 、 V_y 及び D の各々を得るためのデータ処理は多くの形態を有し得ることを理解されたい。

【 0 0 7 3 】

また、管 V E を通過する全体積流を算出することができる。ガウスの定理は、閉曲面から流出する束又は体積流は、閉じ込められた空間からのベクトル場の発散の積分に等しいとしている。従って、全体積流 F は、断面積にわたって積分された垂直速度成分となり、すなわち

【 0 0 7 4 】

【数9】

$$F = \int (\vec{V} \cdot \vec{n}) ds \quad (7)$$

【 0 0 7 5 】

となる。撮像及び走査平面 I P が交差する管の面積の全体にわたって V_z すなわち平面 I P に垂直な速度成分を加算することにより、全体積流を算出することができる。式 (A) ~ (H) 及び式 (1) ~ (7) の計算は、C P U 3 0 (図4) によって実行することができる。C P U 3 0 は、式 (A) ~ (H) 及び式 (1) ~ (7) の様々なパラメータに対応する信号を発生する。

【 0 0 7 6 】

本明細書に記載されている計算を実行するためには多様なデジタル・プロセッサを用いることができる。例えば、マイクロプロセッサ又はデジタル信号プロセッサを用いてもよいし、また論理演算及び算術演算を実行することが可能な応用特定の集積回路を用いてもよい。かかるプロセッサは、図1~図4に記載したシステムの任意の位置に位置していてもよいし、又はシステムの外部に位置していてもよい。

【 0 0 7 7 】

[具体例]

以下は、実験によって確認されたという意味で本発明の最良の態様を表わす。但し、カラー・フロー送信ファイアリングによって非相関を測定する等の本発明のその他の形態の方が応用によっては具現化が容易である場合もあるものと考えられる。

【 0 0 7 8 】

7.5 MHz のリニア・アレイ・トランスデューサを備えた G E L o g i c 7 0 0 臨床用スキャナ (ウィスコンシン州ミルウォーキー、GE Medical Systems社) を単一の焦点で用いた。G E L o g i c 7 0 0 スキャナは一般的には図1~図4によって表わすことができ、7.5 MHz のリニア・アレイ・トランスデューサはトランスデューサ2によって表わすことができる。エッジ強調及び平均等の内部後処理設定はすべてオフにして、深さは最小値の3 cm に設定して最大許容フレーム・レートの30 Hz を得るようにした。出力パワーは最低レベルに設定して、音波照射力に起因する付加的な非相関からの影響を減じるようにした。Bモードについては、リニア・グレイ・スケール・マッピングを適用して、走査を圧縮復元して、振幅に比例したピクセル値を有する画像を得るようにした。ドプラ取得については、最低の速度及びウォール・フィルタ9の最低の設定を適用した。画像はすべて、スキャナ上に8ビットでデジタル式で記憶されて、C P U 3 0 (図4) によって表わすことのできる U N I X コンピュータへ転送された。3 cm x 4 cm のデジタル画像をメモリ32 (図4) に、長さ84.5 µm の正方形のピクセル寸法で355 x

10

20

30

40

50

478ピクセルとして記憶した。

【0079】

トランスデューサ・サンプル空間は、組織を模したファントム（ヴァージニア州ノーフォーク、CIRS、Computerized Imaging Reference Systems社）について、一連のBモード走査を各々の方向（横方向、仰角方向及び軸方向）において漸増する間隔で収集することにより較正された。ファントムは、稠密に充填され乱雑に分布した散乱体で構成されており、完全拡散型スペックルを形成する。リニア・マイクロポジショナにより、横方向及び仰角方向については50 μ mの間隔、並びに軸方向については25 μ mの間隔が可能となった。各々のトランスデューサ配向毎に、60から成る画像の集合が取得され、次いで、対応するビーム相関幅が深さの関数として算出された。

10

【0080】

流管実験については、6.4mm直径の分子寸法で有孔性の膜組織管（カリフォルニア州ラグナ・ヒル、Spectrum Laboratories社）を脱泡水を満たした水浴内に載置した。注射ポンプ（マサチューセッツ州ホリントン、Harvard Apparatus社）を用いて、12ml/分～20ml/分の流れを形成した。管系に気泡が入らないように注意した。系の出口はタンクから10cm上方に保って、圧力を維持すると共に確実に膜組織管が十分に拡がるようにした。

【0081】

血液を模した流体は、5：1の水／グリセロール混合物内に1 μ m～35 μ m直径のポリスチレン球を分散させたもので形成された。高濃度を用いて後方散乱体を増大させ、より一様なスペックルを得るようにした。

20

【0082】

トランスデューサ2は、図5に示すようにy軸及びx軸の両方の周りでの独立の回転が可能になるように固定された。トランスデューサは、3つの異なる体積流の各々についてy軸の周りに30°ずつの増分で回転させた。

【0083】

各々の体積流設定について、60から成るグレイ・スケール画像のシネ・ループを先ず収集してメモリ28G（図4）に記憶させ、続いて、ドブラ画像の集合を収集した。2つのドブラ角度（+/-20°）の各々について10の未相関画像を収集して平均した。

【0084】

記憶された画像は、MATLAB（マサチューセッツ州ナトウィック、Mathworks社）に書かれているプログラムを用いて後処理された。スペックル非相関については、各々のピクセル毎に共分散関数を計算して、5×5のピクセル・ウィンドウについて平均した。次いで、共分散関数を正規化して、ガウシアン・フィットには最初の2段の遅れのみを用いて非相関値を決定した。

30

【0085】

得られた非相関画像を閾値処理して、管の輪郭を決定した。式6を用いて、平面外速度（すなわち図5に示すz軸に沿った速度）を算出し、閉じた管VEにおいて加算して、全体積流を決定した。

【0086】

超音波RF信号での本手法の効力を実証するために、5.0MHzのリニア・アレイをトランスデューサ2として用いたDiasonics スキャナ（カリフォルニア州ミルピタス、Diasonics Ultrasound社）を用いて、第2の設定で流管を用いた。シネ・ループのRF取得は極端に遅いフレーム・レートを持っていたので、非相関処理のためにMモード・データのみを収集した。この収集では、取得されたA線についてのファイアリング速度は786Hzであった。

40

【0087】

[結果]

単一の焦点を有する所与のスキャナ設定については、GEの7.5MHzトランスデューサは、焦点の近くで横方向、仰角方向及び軸方向についてそれぞれ170 μ m、280 μ

50

m及び150 μ mのBCWを有していた。図6は、仰角方向／横方向平面の周りでの15°増分について算出されたBCW、並びに B_x （横方向）及び B_y （仰角方向）からの理論的な楕円形フィットを示している。

【0088】

RFデータを用いたDiasonicsのトランスデューサ2の較正から、仰角方向及び横方向の両方について、深さ依存性のBCWが、包絡線検波後のBCW曲線と有意には異なっていないことが分かった。予期された通り、軸方向RF信号は、包絡線検波後の走査線よりかなり速くに非相関となった。焦点の近くでは、RFのBCWは約25 μ mであって、全波長の1/6である。包絡線信号についての対応するBCWは135 μ mであって、多数波長パルスに整合している。

10

【0089】

-20°の方向制御及び+20°の方向制御（図5）の両方のドブラ画像を用いて、表示可能な合計全平面内速度の大きさの画像を形成する。

【0090】

閾値処理された非相関画像をマスクとして適用して、垂直速度を閉じた領域で加算して、全体積流を算出した。非相関マスクは、ドブラとは異なって流れの角度にかかわらず管VEの管腔の検出可能な画像を形成するので、非相関マスクを選択した。マスク後の断面積における加算された体積流は0.25 ml/秒であった。

【0091】

本明細書に記載されているアルゴリズムについては、利用者は、閾値処理された非相関画像から決定されるべき管VEの全断面積について、管VEの内部の区域を指示するだけでよい。角度依存性が減少した非相関閾値処理（Rubin、1999年）[文献番号9]を用いると、ドブラの場合よりも信頼性の高い流れの境界の描写が可能になる筈である。

20

【0092】

本発明の手法によって算出される速度推定値の空間分解能は主として、Bモード画像よりも低い分解能を有するドブラ信号によって制限される。非相関手法は、B走査における各々のピクセルについて、又はA線の各々の点について算出されるので、空間分解能はデジタル化サンプリング速度によって決定される。但し、正確な相関曲線を算出するためには何らかの空間平均が必要である。

【0093】

時間分解能は、非相関及びドブラ周波数シフトの正確な推定値に必要とされる連続したA線の数によって決定される。殆どの臨床用スキャナにおいては、ドブラ出力を算出するためには約10～15のファイアリング線が用いられる。平面内速度はまた、2つの時間相関又はスペックル追跡を用いて決定され得ることに留意されたい。

30

【0094】

人体の血流は、激しい運動中の大動脈での30 l/分から単一の毛細血管での10 nl/分までにわたる（mm/秒のオーダの速度）。本発明の手法は、測定可能な速度範囲の上限及び下限の両方を有している。低速の流れをドブラを用いて検出することは困難である。というのは、「ウォール・サンプ（wall thump）」フィルタが相対的に低速の組織運動からの信号を除去するように適用されるからである。同様に、運動に起因する軟組織の非相関が下限を画定する。

40

【0095】

高速においては、解析の非相関成分は崩壊する。流れ運動がファイアリングの間で2つのBCWよりも大きい場合には、信号は完全に非相関となり、速度推定を行なうことはできない。従って、PRF及びサンプル空間のBCWが速度の上限を決定し、すなわち最大速度 $< PRF * (2 BCW)$ となる。例えば、10 kHzのファイアリング速度で相関幅が400 μ mである場合には、測定可能な最大速度は80 cm/秒となる。RF解析においては、軸方向BCWは仰角成分又は横方向成分のいずれよりも小さい大きさのオーダとなる。ドブラ測定の場合とは反対に、相対的に速い速度を検出するためにはビームに垂直な流れが好適な方向にある。

50

【 0 0 9 6 】

この好ましい手法はまた、流れがすべて1つの方向にあるものと仮定している。剪断運動又は乱流は、体積流測定を上方に偏らせるような付加的な非相関を生ずる可能性がある。前述のように、² を検査することによりこの条件を示して、本方法の不適切な利用を回避することができる。

【 0 0 9 7 】

流れの符号は非相関測定では決定することができない。従って、平面外流れの方向は未知のままである。このことは、心搏周期中に流れの反転が生じ得る動脈流で問題となる場合がある。流れの方向を決定する1つの可能性は、1 . 7 5 D アレイによる仰角方向での位相直角解析であろう。

10

【 0 0 9 8 】

当業者は、特許請求の範囲に画定されている本発明の要旨及び範囲から逸脱せずに好適実施例が変更され改変され得ることを理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【図1】好適実施例と関連した利用に適したカラー・フロー及びBモード超音波イメージング・システムの信号処理鎖を示す概略的なブロック図である。

【図2】図1に示す中間プロセッサ・カラー・フロー装置を示す概略的なブロック図である。

【図3】図1に示す中間プロセッサBモード装置を示す概略的なブロック図である。

【図4】図1に示すシステムの部分の更なる細部を示す概略的なブロック図である。

20

【図5】流体が流れている管に関する図1に示す超音波トランスデューサの例示的な配向を示す概略的なブロック図である。

【図6】仰角方向／横方向平面の周りでの15°の増分について図5に示すトランスデューサによって発生される超音波ビームの算出されたビーム相関幅、及びB_x（横方向）及びB_y（軸方向）からの理論的な楕円フィットを示すグラフである。

【部材一覧】

- B ビーム
- F L 流れ方向
- V E 関心領域（例えば、管）
- I P 走査平面
- F 流体の流れの体積
- D 1、D 2 走査角度
- D 非相関率
- 2 超音波トランスデューサ・アレイ
- 4 ビームフォーマ
- 6 復調器
- 7 コーナ・ターナ・メモリ
- 8 G 中間プロセッサ
- 8 C 中間プロセッサ
- 9 ウォール・フィルタ
- 1 0 包絡線検波器
- 1 1 パラメータ推定器
- 1 1 A、1 1 B、1 1 C 導体
- 1 2 対数圧縮
- 1 3 データ圧縮モジュール
- 1 4 スキャン・コンバータ
- 1 6 ビデオ・モニタ
- 1 8 ビデオ・モニタ
- 2 2 音線メモリ
- 2 4 X Yメモリ

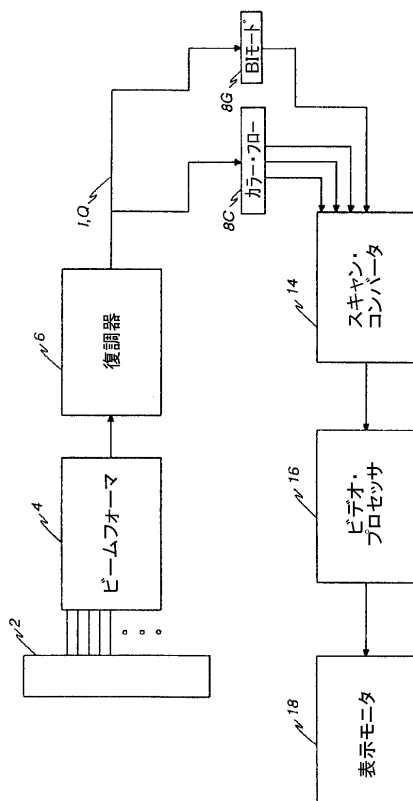
30

40

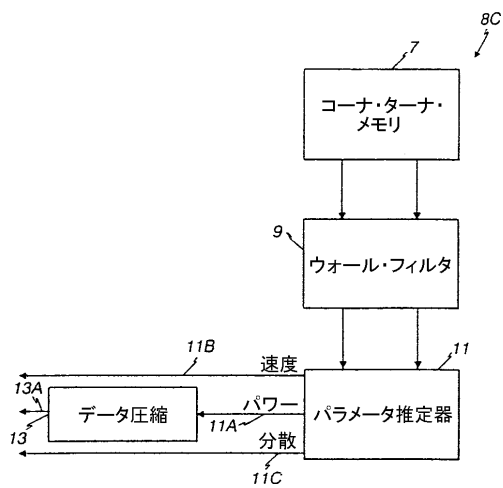
50

- 2 4 C、2 4 G メモリ位置
- 2 6 マスタ・コントローラ
- 2 8 C、2 8 G メモリ位置
- 2 9 キーボード
- 3 0 中央処理ユニット
- 3 2 ランダム・アクセス・メモリ
- 3 4 制御バス

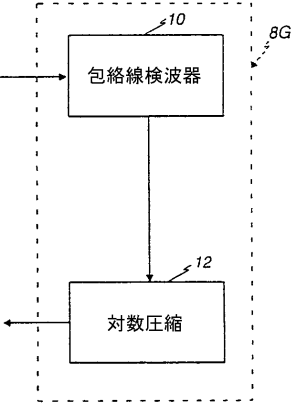
【図 1】



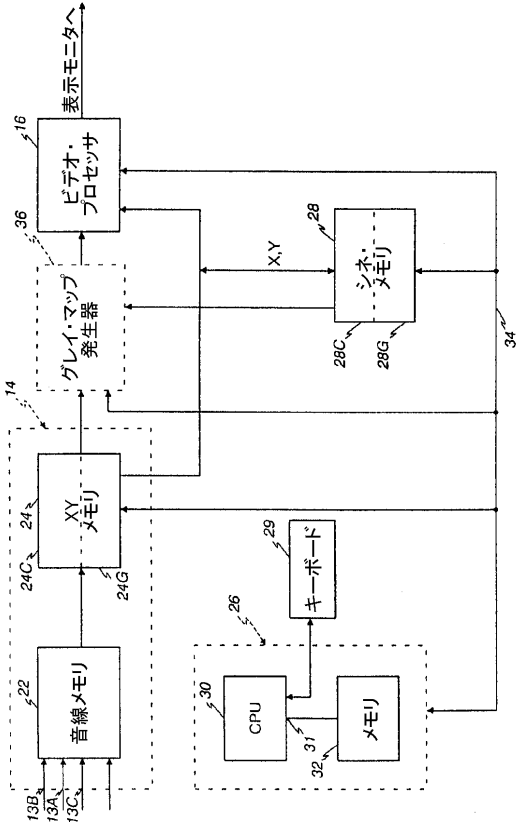
【図 2】



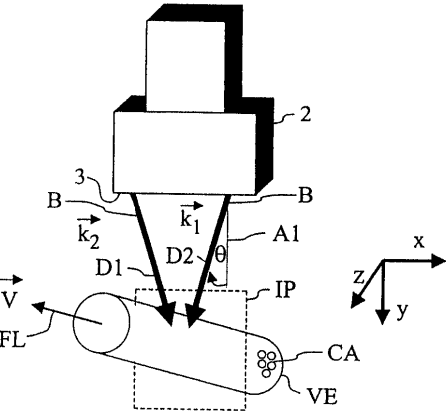
【図 3】



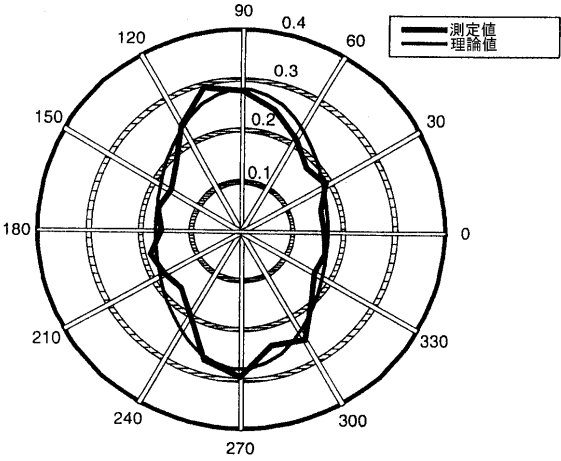
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (74)代理人 100137545
弁理士 荒川 聡志
- (72)発明者 ジョナサン・エム・ルビン
アメリカ合衆国、ミシガン州、アン・アーバー、ダブリュー・ヒューロン・リバー・ドライブ、3
6 5 0 番
- (72)発明者 ジェフリー・ブライアン・フォウルケス
アメリカ合衆国、ミシガン州、アン・アーバー、ソーンダース・クレセント、1 4 2 5 番
- (72)発明者 テレサ・アン・トゥシル
アメリカ合衆国、ミシガン州、アン・アーバー、アパートメント・4 3 0 エー、グリーン・ブライ
アー・ブルヴァール、3 5 5 2 番
- (72)発明者 アン・リンゼイ・ホール
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、ウエスト・トップ・オー・ヒル・ドライ
ブ、1 6 0 1 5 番

審査官 東 治企

- (56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 5 0 3 6 5 4 (J P , A)
米国特許第 0 5 3 9 8 2 1 6 (U S , A)
Rubin JM et al. , "Speckle decorrelation flow measurement with B-mode US of contrast ag
ent flow in a phantom and in rabbit kidney" , Radiology , 1 9 9 9 年 , Volume 213, Number
2 , pages 429-437 , U R L , <http://radiology.rsna.org/content/213/2/429.full.pdf+html>
Rubin JM, Fowlkes JB, Tuthill TA , "Volume flow measurement using doppler and grey-scal
e decorrelation" , Ultrasound in Medicine & Biology , 2 0 0 1 年 1 月 , Volume 27, Issue
1 , pages 101-109

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00
G01F 1/66
G01S 15/00