

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 523250

(P2003 - 523250A)

(43)公表日 平成15年8月5日(2003.8.5)

(51) Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド [*] (参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	4 C 6 0 1
7/60	250	7/60	5 B 0 5 7
			5 L 0 9 6

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 31数)

(21)出願番号 特願2001 - 561226(P2001 - 561226)

(86)(22)出願日 平成13年1月31日(2001.1.31)

(85)翻訳文提出日 平成13年10月23日(2001.10.23)

(86)国際出願番号 PCT/US01/03099

(87)国際公開番号 W001/062155

(87)国際公開日 平成13年8月30日(2001.8.30)

(31)優先権主張番号 09/514,068

(32)優先日 平成12年2月25日(2000.2.25)

(33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 E P (A T , B E , C H , C Y ,
D E , D K , E S , F I , F R , G B , G R , I E , I
T , L U , M C , N L , P T , S E , T R) , J P

(71)出願人 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
GENERAL ELECTRIC C
OMPANY
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケー
クタディ、リバーロード、1番

(72)発明者 パン, リホン
アメリカ合衆国、53045、ウィスコンシン州
、ブルックフィールド、オールド・チャー
チ・ロード、4790番

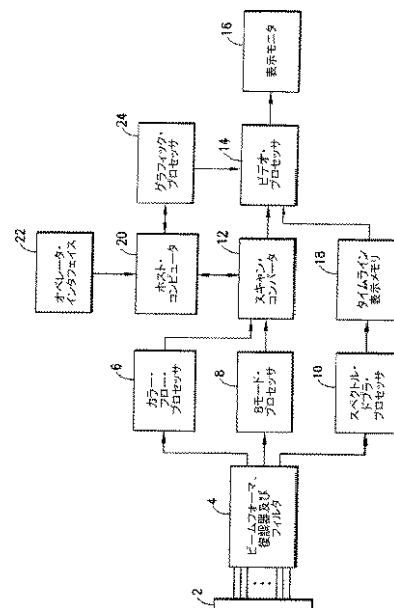
(74)代理人 弁理士 松本 研一

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波撮像における自動血管追尾のための方法及び装置

(57)【要約】

超音波撮像中に移動する血管内にレンジ・ゲートを自動的に維持する方法及び装置である。レンジ・ゲートは、血管の中心に維持してもよいし、血管境界の一方から一定の距離に維持してもよいし、或いは二つの境界から一定の比を有するそれぞれの距離で維持してもよい。利用者は先ず、検査されている血流上にレンジ・ゲートを配置する。アルゴリズムが各々の連続する画像フレームを処理して、レンジ・ゲートの近傍での血管境界位置及び血管配向角に関する情報を自動的に更新する。血管境界に対するレンジ・ゲート位置が、所定の量を上回って前回のフレームと異なっている場合には、レンジ・ゲート図形の位置及び血管勾配カーソルの配向 (並びにドブラ角) を自動調節して新たな値とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 (a) 血管の画像を表示する工程と、

(b) 該画像を導出した元となった画像パラメータ値であって、前記画像内のそれぞれのピクセルに対応している画像パラメータ値のフレームを記憶する工程と、

(c) 前記画像内の前記血管に重ねてレンジ・ゲートを表わす図形を配置する工程と、

(d) 前記画像パラメータ値のフレームに基づいて前記レンジ・ゲートに位置する又は前記レンジ・ゲートの近傍に位置する前記血管の血管勾配を決定する工程と、

(e) 前記画像内の前記血管に重ねて前記血管勾配を表わす図形を配置する工程と、

(f) 前記血管の境界の位置を決定する工程と、

(g) 前記レンジ・ゲートに対する前記境界の位置の変化が所定の閾値に等しい又はこれよりも大きい場合に、前記レンジ・ゲートの位置を調節する工程とを備えた方法。

【請求項2】 前記工程(f)は、前記境界上に位置するピクセルの番地を決定する工程を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記境界上に位置する前記ピクセルは、前記血管勾配図形に全体的に垂直な線に沿って位置決定される請求項2に記載の方法。

【請求項4】 前記工程(f)は、探索アルゴリズムに従って線に沿ってエッジ点を探索する工程をさらに含んでいる請求項2に記載の方法。

【請求項5】 前記工程(f)は、探索アルゴリズムに従って前記血管勾配図形に全体的に垂直な前記線に沿ってエッジ点を探索する工程をさらに含んでいる請求項3に記載の方法。

【請求項6】 前記工程(g)は、前記境界に対して所定の位置に前記レンジ・ゲート図形を表示する工程を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項7】 前記画像パラメータ値は、前記ピクセルの少なくとも一部のピクセルについてBモード強度値を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項8】 前記探索アルゴリズムは、
統計的ばらつきを減少させるように平滑化フィルタを適用する工程と、
ピーク画像パラメータ値及び最小画像パラメータ値、並びに隣接するピクセル
に対応する画像パラメータ値の間の最大の差を記憶する工程と、
前記ピーク画像パラメータ値と最小画像パラメータ値との間の差が所定の閾値
を上回っている場合に、差基準及び値基準の少なくとも一方を満足する画像パラ
メータ値を有する前記線に沿った点を探索する工程と、
前記点を前記エッジ点として識別する工程とを含んでいる請求項4に記載の方
法。

【請求項9】 前記画像パラメータ値は、前記フレーム内の前記ピクセルの
一部についてはBモード強度値を、及び前記フレーム内の前記ピクセルの残部に
ついてはカラー・フロー推定値を含んでおり、前記エッジ点を探索する工程は、
カラー・フロー推定値の代わりにBモード強度値を有するX個の点の最初のも
のである点を探索する工程と、
該点を前記エッジ点として識別する工程とを含んでいる請求項4に記載の方法
。

【請求項10】 多数のピクセルを含んでいる表示装置と、
当該超音波画像を導出した元となった画像パラメータ値であって、前記画像内
のそれぞれのピクセルに対応している画像パラメータ値のフレームを記憶するメ
モリと、
(a) 血管の超音波画像を、該血管に重ねてレンジ・ゲートを表わす図形と
共に表示するように前記表示装置を制御する工程と、
(b) 前記画像パラメータ値のフレームに基づいて前記レンジ・ゲートに位
置する又は前記レンジ・ゲートの近傍に位置する前記血管の血管勾配を決定する
工程と、
(c) 前記画像内の前記血管に重ねて前記血管勾配を表わす図形を配置する
ように前記表示装置を制御する工程と、
(d) 前記血管の境界の位置を決定する工程と、
(e) 前記レンジ・ゲートに対する前記境界の位置の変化が所定の閾値に等

しい又はこれよりも大きい場合に、前記レンジ・ゲートの位置を調節するように前記表示装置を制御する工程とを実行するようにプログラムされているコンピュータとを備えたシステム。

【請求項11】 前記工程(d)は、前記境界上に位置するピクセルの番地を決定する工程を含んでいる請求項10に記載のシステム。

【請求項12】 前記境界上に位置する前記ピクセルは、前記血管勾配図形に全体的に垂直な線に沿って位置決定される請求項11に記載のシステム。

【請求項13】 前記工程(d)は、探索アルゴリズムに従って線に沿ってエッジ点を探索する工程をさらに含んでいる請求項11に記載のシステム。

【請求項14】 前記工程(d)は、探索アルゴリズムに従って前記血管勾配図形に全体的に垂直な前記線に沿ってエッジ点を探索する工程をさらに含んでいる請求項12に記載のシステム。

【請求項15】 前記画像パラメータ値は、前記ピクセルの少なくとも一部についてBモード強度値を含んでいる請求項10に記載のシステム。

【請求項16】 前記探索アルゴリズムは、
統計的ばらつきを減少させるように平滑化フィルタを適用する工程と、
ピーク画像パラメータ値及び最小画像パラメータ値、並びに隣接するピクセルに対応する画像パラメータ値の間の最大の差を記憶する工程と、
前記ピーク画像パラメータ値と最小画像パラメータ値との間の差が所定の閾値を上回っている場合に、差基準及び値基準の少なくとも一方を満足する画像パラメータ値を有する前記線に沿った点を探索する工程と、
前記点を前記エッジ点として識別する工程とを含んでいる請求項13に記載のシステム。

【請求項17】 前記画像パラメータ値は、前記フレーム内の前記ピクセルの一部についてはBモード強度値を、及び前記フレーム内の前記ピクセルの残部についてはカラー・フロー推定値を含んでおり、前記エッジ点を探索する工程は、

カラー・フロー推定値の代わりにBモード強度値を有するX個の点の最初のものである点を探索する工程と、

該点を前記エッジ点として識別する工程とを含んでいる請求項13に記載のシステム。

【請求項18】 多数のトランスデューサ素子を含んでいる超音波トランスデューサ・アレイと、

走査平面内に一連の超音波送信ビームを送信するように選択されたトランスデューサ素子をパルス駆動する送信ビームフォーマと、

前記トランスデューサ・アレイの選択されたトランスデューサ素子に結合されており、それぞれのビーム送信に続いてそれぞれの受信信号を取得する受信ビームフォーマと、

前記受信信号から画像パラメータ値のベクトルを形成する信号プロセッサと、
前記ベクトルを画像パラメータ値のフレームへ変換して、該画像パラメータ値のフレームを前記メモリに記憶させるスキャン・コンバータと、

前記メモリから検索された前記画像パラメータ値のフレームをグレイ・スケールのピクセル値へマッピングするグレイ・スケール・マッピングを含んでいるビデオ・プロセッサとをさらに含んでいる請求項10に記載のシステム。

【請求項19】 血管の画像を表示する手段と、

前記超音波画像を導出した元となった画像パラメータ値であって、前記画像内のそれぞれのピクセルに対応している画像パラメータ値のフレームを記憶する手段と、

前記画像内の前記血管に重ねてレンジ・ゲートを表わす図形を配置する手段と、

前記画像パラメータ値のフレームに基づいて前記レンジ・ゲートに位置する又は前記レンジ・ゲートの近傍に位置する前記血管の血管勾配を決定する手段と、

前記画像内の前記血管に重ねて前記血管勾配を表わす図形を配置する手段と、
前記血管の境界の位置を決定する手段と、

前記レンジ・ゲートに対する前記境界の位置の変化が所定の閾値に等しい又はこれよりも大きい場合に、前記レンジ・ゲートの位置を調節する手段とを備えたシステム。

【請求項20】 血管の超音波画像を、該血管に重ねてレンジ・ゲートを表

わす図形及び血管勾配を表わす図形と共に表示する多数のピクセルを含んでいる表示装置と、

- ・前記血管の第一の境界の位置を決定する工程と、
- ・前記レンジ・ゲートに対する前記境界の位置の変化が所定の閾値に等しい又はこれよりも大きい場合に、前記レンジ・ゲートの位置を調節するように前記表示装置を制御する工程とを実行するようにプログラムされているコンピュータとを備えたシステム。

【請求項21】 前記位置を決定する工程は、前記第一の境界上に位置するピクセルの番地を決定する工程を含んでいる請求項20に記載のシステム。

【請求項22】 前記第一の境界上に位置する前記ピクセルは、前記血管勾配図形に全体的に垂直な線に沿って位置決定される請求項21に記載のシステム。

【請求項23】 前記コンピュータは、前記血管の第二の境界の位置を決定する工程を実行するようにさらにプログラムされており、前記制御する工程は、前記第一及び第二の境界に対する前記レンジ・ゲートの位置を調節する工程を含んでいる請求項20に記載のシステム。

【請求項24】 前記第一及び第二の境界上に位置する前記ピクセルは、前記血管勾配図形に全体的に垂直な線に沿って位置決定される請求項23に記載のシステム。

【請求項25】 計算機式超音波イメージング・システムを動作させる方法であって、移動する血管を追尾するようにレンジ・ゲートの位置を自動調節する工程を備えた方法。

【請求項26】 探索アルゴリズムに従って前記血管の境界上に位置する点を線に沿って探索する工程をさらに含んでいる請求項25に記載の方法。

【請求項27】 移動する血管を追尾するようにレンジ・ゲートの位置を自動調節するようにプログラムされている計算機式超音波イメージング・システム。

【請求項28】 探索アルゴリズムに従って前記血管の境界上に位置する点を線に沿って探索するようにさらにプログラムされている請求項27に記載のシ

ステム。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【関連出願】**

本出願は、1998年12月1日出願の米国特許出願第09/201,982号の部分継続出願である。

【0002】**【発明の属する技術分野】**

本発明は一般的には、運動する超音波散乱体の撮像に関する。具体的には、本発明は、医療診断用超音波撮像において血管の位置及び/又は配向を追尾する方法に関する。

【0003】**【従来の技術】**

優れた医療診断用超音波イメージング・システムには、広範な撮像モード・セットが必要である。これらのモードは、臨床診断に用いられる主な撮像モードであり、タイムライン(スペクトル)・ドブラ、カラー・フロー・ドブラ、Bモード及びMモードを含んでいる。Bモードでは、これらの超音波イメージング・システムは、ピクセルの輝度が帰投したエコーの強度に基づいているような組織の2次元画像を作成する。代替的に、カラー・フロー撮像モードでは、体液(例えば、血液)又は組織の運動を撮像することができる。ドブラ効果を用いての心臓及び血管での血流の測定は周知である。組織又は血液から後方散乱体の速度を測定するために、後方散乱した超音波の位相シフトを用いることができる。ドブラ・シフトを異なる色を用いて表示して、流れの速度及び方向を表わすこともできる。スペクトル・ドブラ撮像モードでは、これらのドブラ周波数シフトのパワー・スペクトルを算出して、速度-時間波形として視覚的に表示する。

【0004】

ドブラ超音波の主な利点の一つは、血管内の血流の非侵襲的且つ定量的な測定を可能にし得ることである。音波エネルギーを付与する(insonifying)ビームと流れ軸との間の角度(以下「ドブラ角」と呼ぶ)をとすると、速度ベクトルの大きさを次の標準ドブラ方程式によって決定することができる。

【0005】

$$v = c f_d / (2 f_0 \cos \theta)$$

ここで、 c は血液内での音速であり、 f_0 は送信周波数であり、 f_d は、後方散乱した超音波信号における運動に誘起されたドプラ周波数シフトである。

【0006】

Bモード撮像とスペクトル・ドプラ撮像とを同時に又はセグメント化された方式のいずれかで実行する従来の超音波スキャナでは、ドプラ・ビーム・カーソル（ビーム中心線）とBモード画像の血管勾配カーソルとの間の角度を用いて、ドプラ方程式に従ってドプラ周波数シフトを速度単位へ変換する。操作者は、Bモード画像での血管壁の配向に基づいて血管勾配カーソルを手動で（例えば、トグル・スイッチを介して）調節することを要求される。ドプラ角の値は通常、図形と共に表示される。ドプラ角の調節は、目視判定に基づいているので、角度の段階サイズが粗いときには特に、誤差を生じ易い。微細な角度調節が可能な場合には、処理が長時間を要するものとなる可能性がある。

【0007】

血管勾配カーソルを調節する自動的な方法が、“Method and Apparatus for Automatic Doppler Angle Estimation in Ultrasound Imaging”と題された米国特許出願第09/201,982号に教示されている。ドプラ角は、Bモード画像及びカラー・フロー画像（利用可能な場合）に基づいて自動的に推定される。この方法は血管勾配自動測定のアлゴリズムを用いており、該アルゴリズムは先ず、サンプル空間又はレンジ・ゲートの範囲内で最適な初期点を求め、次いで、勾配推定を行なう前に、強度のみ閾値と強度 - 差閾値との組み合わせに基づいて最も信頼性の高いピクセル点（近い壁又は遠い壁）を探索する。Bモード強度データ、及び選択によりカラー・フローの速度データ又はパワー・データ（グレイ/カラー・マッピングの前の）を用いる。このアルゴリズムはまた、血管直径及び流速の計算の自動追尾のための方法にも適用することができる。

【0008】

臨床超音波撮像研究では、血管の一つのセグメントに沿って多数の部位で血管を検査することが必要な場合がある。従来のスキャナでは、プローブが血管に沿

って移動するにつれて血管の深さが変化する場合には、手動制御（例えばトラックボールを用いる）によってレンジ・ゲートを血管内に維持する必要がある。予め選択された血管位置で流れを検査すると、レンジ・ゲートが血管から外れる可能性があり、組織及び／又はプローブの移動のせいで血管外にずれる場合もあり得る。

【0009】

従って、検査されている移動する血管内にレンジ・ゲートを自動的に維持することのできる方法に対する必要性が存在している。

【0010】

【発明の概要】

本発明は、超音波撮像中に移動する血管の内部にレンジ・ゲートを自動的に維持する方法及び装置に関するものである。レンジ・ゲートは、血管の中心に維持してもよいし、血管境界の一方から一定の距離に維持してもよいし、或いは二つの境界から一定の比を有するそれぞれの距離で維持してもよい。

【0011】

好適実施形態の方法によれば、利用者は先ず、検査されている血流上にレンジ・ゲートを配置する。制御キー又はボタンを押して特定のBモード画像フレーム（及び利用可能であればカラー・フロー・データ）に基づく自動ドプラ角推定を起動する代わりに、アルゴリズムが各々の連続する画像フレームを処理して、レンジ・ゲートの近傍での血管境界位置及び血管配向角に関する情報を自動的に更新する。血管境界に対するレンジ・ゲート位置が、所定の量を上回って前回のフレームと異なっている場合には、レンジ・ゲート図形の位置及び血管勾配カーソルの配向（並びにドプラ角）を自動調節して新たな値とする。選択により、送信ビームの方向角を自動的に更新することもできる。

【0012】

【好適実施形態の詳細な説明】

図1に、従来の超音波イメージング・システムの一つを概略的に示す。データの主経路は、トランスデューサ2からビームフォーマ・ボード4へのアナログRF入力で開始する。ビームフォーマ・ボード4は、送信ビーム形成（ビームフォ

ーミング)及び受信ビーム形成を受け持つ。ビームフォーマの信号入力、トランスデューサ素子からの低レベルのアナログRF信号である。ビームフォーマ・ボード4は、ビームフォーマ、復調器及びフィルタを含んでおり、取得されたデータ・サンプルから形成されるI(同相)及びQ(直角位相)の2つの加算されたデジタル・ベースバンド受信ビームを出力する。これらのデータ・サンプルは、送信されたビームのそれぞれの焦点ゾーンから反射した超音波から導き出されている。受信されたデータは、送信波形の基本周波数 f_0 を中心とする周波数帯域又は基本周波数の高調波若しくは低調波周波数を通過させるフィルタ係数でプログラムされているフィルタへ送られる。

【0013】

フィルタから出力されたI/Qデータは、中央プロセッサ・サブシステムへ送られ、ここで、取得モードに従って処理されて、処理済ベクトル・データとして出力される。典型的には、中央プロセッサ・サブシステムは、カラー・フロー・プロセッサ6と、Bモード・プロセッサ8と、スペクトル・ドプラ・プロセッサ10とを含んでいる。代替的には、デジタル信号プロセッサ又はこのようなプロセッサから成るアレイが、3つすべてのモードで信号を処理するようにプログラムされていてもよい。

【0014】

Bモード・プロセッサ8は、ビームフォーマ・ボード4からのI及びQのベースバンド・データを対数圧縮された形態の信号包絡線へ変換する。Bモード機能は、信号の包絡線の時間変化する振幅をグレイ・スケールとして撮像(作像)する。ベースバンド信号の包絡線は、I及びQが表わしているベクトルの大きさである。I及びQの位相角は、Bモード表示には用いられない。信号の大きさは、これら直交する成分の平方和の平方根であり、即ち、 $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ である。Bモード強度データは、スキャン・コンバータ12内のBモード音線メモリ(図示されていない)へ出力される。

【0015】

スキャン・コンバータ12は、処理済のBモード・ベクトル・データを受け取り、必要に応じて補間すると共に、この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）されたフレームは、ビデオ・プロセッサ14へ渡され、ビデオ・プロセッサ14はビデオ・データをビデオ表示用のグレイ・スケール・マッピングへ写像（マッピング）する。従来の超音波イメージング・システムは典型的には、生の画像データの単純な伝達関数である多様なグレイ・マップを用いてグレイ・レベルを表示する。次いで、これらのグレイ・スケール画像フレームを表示モニタ16へ送って表示する。

【0016】

モニタ16によって表示されるBモード画像は、画像フレームを成すデータから形成されており、画像フレームにおいて、各々のデータは、表示装置におけるそれぞれのピクセルの強度又は輝度を示している。一つの画像フレームは、例えば400×400のデータ配列を含むことができ、各々の強度データは、ピクセル輝度を示す8ビットの二進数である。各々のピクセルは、呼び掛け用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断面積と、用いられているグレイ・マップとの関数である強度値を有している。表示画像は、撮像されている人体を通る平面内で組織及び／又は血流を表わしている。

【0017】

撮像平面内での血液速度の実時間2次元画像を形成するためには、カラー・フロー・プロセッサ6が用いられる。血管及び心空間等の内部から反射した音波の周波数は、血球の速度に比例してシフトしており、トランスデューサへ近づく血球については正にシフトし、遠ざかる血球については負にシフトしている。血液速度は、特定のレンジ・ゲートにおいてファイアリング（firing）からファイアリングにかけての位相シフトを測定することにより算出される。画像内で一つのレンジ・ゲートにおいてドプラ・スペクトルを測定する代替としては、各々のベクトルに沿って多数のベクトル位置及び多数のレンジ・ゲートから平均血液速度を算出し、この情報から2次元画像を形成する。カラー・フロー・プロセッサ6は、ビームフォーマ・ボード4から左右を加算した複素I/Qデータを受け取り、このデータを処理して、操作者が画定した領域内のすべてのサンプル空間について平均血液速度、分散（血液の乱れ（turbulence）を表わす）及び正規化前の全パワーを算出する。次いで、これら3つの出力値を組み合わせ、主出力及び

副出力の2つの最終出力とする。主出力は、速度又はパワーのいずれかとなる。副出力は、分散又はパワーのいずれかとなり得る。どの2つの値を表示するかは、操作者が選択する表示モードによって決定される。両方の値が、スキャン・コンバータ12内のカラー音線メモリ（図示されていない）へ送られる。血液がトランスデューサに近付いて流れてくるときには後方散乱した周波数の変化又はシフトは増大し、血液がトランスデューサから遠ざかって流れていくときには減少する。典型的には、カラー・フロー・モードは、何百もの隣接したサンプル空間のすべてを白黒の解剖学的Bモード画像に重ね合わせ、色符号化して同時に表示し、各々のサンプル空間の速度を表現する。

【0018】

ここに記載されている従来の超音波イメージング・システムのカラー・フロー・モードでは、超音波トランスデューサ・アレイが起動されて、一連のマルチ・サイクル（典型的には、4サイクル～8サイクル）・トーン・バーストを送信し、これらのトーン・バーストは、同じ送信特性で同じ送信焦点位置に集束（フォーカス）されている。これらのトーン・バーストは、一定のパルス繰り返し周波数（PRF）でファイアリングされる。PRFは典型的には、キロヘルツの範囲にある。同じ送信焦点位置に集束されている一連の送信ファイアリングを「パケット（packet）」と呼ぶ。各々の送信ビームは、走査されている物体を通過して伝播し、血球のような超音波散乱体によって反射される。反射信号は、トランスデューサ・アレイの各素子によって検出された後に、ビームフォーマによって受信ビームとして形成される。

【0019】

例えば、従来のカラー・ファイアリング系列は、同じ位置に沿った一連のファイアリング（例えば、トーン・バースト）であり、各ファイアリングは、それぞれの受信信号

$$F_1 \quad F_2 \quad F_3 \quad F_4 \quad \dots \quad F_M$$

を形成する。ここで、 F_i はi番目のファイアリングについての受信信号であり、Mは1パケット内のファイアリングの数である。これらの受信信号は、コーナ・ターナ・メモリ（corner turner memory）にロードされ、高域通過フィルタ（

ウォール・フィルタ)が、各ファイアリングに跨がって各々の下降レンジ位置に対して適用され、即ち「低速」で適用される。(1, -1)のウォール・フィルタという最も単純な例では、各々のレンジ点がフィルタ処理されて、それぞれの差信号

$$(F_1 - F_2) \quad (F_2 - F_3) \quad (F_3 - F_4) \quad \dots \quad (F_{M-1} - F_M)$$

を形成し、これらの差がカラー・フロー速度推定器へ入力される。典型的には、コーナ・ターナ・メモリ、ウォール・フィルタ及びパラメータ(例えば、速度)推定器は、カラー・フロー・プロセッサ6内に組み込まれている。

【0020】

スキャン・コンバータ12内のカラー音線メモリ及びBモード音線メモリはそれぞれ、カラー・フロー・プロセッサ及びBモード・プロセッサから処理済のデジタル・データを受け取る。スキャン・コンバータのこれらの構成要素はまた、カラー・フロー・データ及びBモード・データの極座標(R -)セクタ・フォーマット又はデカルト座標リニア・フォーマットから適当に拡張されたデカルト座標の表示ピクセル・データへの座標変換を行ない、変換後のデータは、スキャン・コンバータ内のXY表示メモリ(図示されていない)に記憶される。カラー・フロー画像は、運動する血液等の物質の速度のカラー画像を白黒の解剖学的Bモード画像の上にスーパインポーズ(重ね合わせ表示)することにより形成される。

【0021】

表示したい画像が一つのBモード・フレームと一つのカラー・フロー・フレームとの組み合わせであるならば、両方のフレームをビデオ・プロセッサ14へ渡すと、ビデオ・プロセッサ14はBモード・データをグレイ・マップへ写像すると共にカラー・フロー・データをカラー・マップへ写像してビデオ表示する。最終的な表示画像では、カラーのピクセル・データがグレイ・スケールのピクセル・データの上にスーパインポーズされる。

【0022】

スペクトル・ドプラ撮像では、I及びQの各成分は、特定の時間区間にわたって積分(加算)された後に、スペクトル・ドプラ・プロセッサ10によってサン

プリングされる。加算区間及び送信バースト長は併せて、利用者によって指定されるものとしてサンプル空間の長さを画定している。「サム・アンド・ダンプ (sum and dump)」演算によれば、サンプル空間から後方散乱したドブラ信号を効率的に得ることができる。ドブラ信号は、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信号内のあらゆるクラッタを除去するウォール・フィルタを通過する。次いで、フィルタ処理後の出力は、スペクトル・アナライザへ供給され、アナライザは典型的には、32乃至128のサンプルの移動式時間ウィンドウにわたって高速フーリエ変換 (FFT) を行なう。各々のFFTパワー・スペクトルは圧縮された後に、スペクトル・ドブラ・プロセッサ10によってタイムライン表示メモリ18へ出力される。ビデオ・プロセッサ14は、圧縮されたスペクトル・ドブラ・データを、ドブラ速度 (周波数) 対時間のスペクトルにおける特定の時点での単一のスペクトル線として、モニタ16に表示するためのグレイ・スケールへ写像する。

【0023】

システム制御は、ホスト・コンピュータ20に集中化されており、ホスト・コンピュータ20は、オペレータ・インタフェイス22 (例えば、制御パネル) を介して操作者の入力を受け取って、様々なサブシステムを制御する。ホスト・コンピュータ20は、システム・レベルの制御作用を実行する。ホスト・コンピュータ20は、オペレータ・インタフェイス22を介して操作者からの入力と共にシステム状態の変更 (例えば、モードの変更) を受け取り、適当なシステム変更を行なう。システム制御バス (図示されていない) が、ホスト・コンピュータから各サブシステムへのインタフェイスを提供している。スキャン・コントローラ (図示されていない) が、様々なサブシステムへ実時間 (音波ベクトル・レート) の制御入力を供給する。スキャン・コントローラは、音波フレーム取得用のベクトル系列及び同期選択肢についてホスト・コンピュータによってプログラムされている。このように、スキャン・コントローラは、ビーム分布及びビーム密度を制御している。スキャン・コントローラは、ホスト・コンピュータによって定義されたこれらのビーム・パラメータを走査制御バス (図示されていない) を介して各サブシステムへ伝達する。

【0024】

従来のシステムは、任意の超音波画像上に図形記号をスーパインポーズする能力を有している。画像フレーム上への図形のスーパインポーズは、ビデオ・プロセッサ14において達成され、ビデオ・プロセッサ14は、スキャン・コンバータ12内のXY表示メモリから超音波画像フレームを、また、グラフィック・プロセッサ24から図形データを受け取る。グラフィック・プロセッサは、ホスト・コンピュータ20からの指令に応じて、画像フレームに表示される図形記号、例えば後に詳述するレンジ・ゲート図形、ドブラ・ビーム・カーソル及び血管勾配カーソルに対応するデータを生成する。好適実施形態では、血管勾配、ドブラ角及びレンジ・ゲート位置はホスト・コンピュータにおいて算出される。次いで、ホスト・コンピュータはグラフィック・プロセッサに対し、これらの位置パラメータを表わす図形を生成する指令を送る。代替的には、ホスト・コンピュータは、図形データを生成し、次いで、この図形データを後にビデオ・プロセッサへ転送するために図形表示メモリに記憶させるようにプログラムされていてもよい。

【0025】

図1に示すシステムでは、ドブラ角は、ホスト・コンピュータ20によって自動推定される。次いで、推定されたドブラ角の値は、ホスト・コンピュータによって、ドブラ周波数シフトの関数として流速を推定するのに用いられる。ここで、図5について説明する。ドブラ・ビーム・カーソル(ビーム中心線)26と、Bモード画像32の血管30上の血管勾配カーソル28との間の角度を用いて、ドブラ方程式に従ってドブラ周波数シフトを速度単位へ変換する。ドブラ角の値は通常、図形と共に表示されている。

【0026】

以上のことを達成するために、利用者は、オペレータ・インタフェイス22(図1を参照)を介して図2に示すように画像32の血管30上に、レンジ・ゲート頂部図形36とレンジ・ゲート底部図形34とから成るドブラ・レンジ・ゲート(サンプル空間)図形を配置した後に、やはりオペレータ・インタフェイス22上にある回転ノブを押すことにより、自動ドブラ角推定を要求する。ホスト・

コンピュータ20は、スキャン・コンバータ12内の表示メモリから（又は図示されていないシネ・メモリから）Bモード画像データ及びカラー・フロー画像データ（利用可能な場合）のカレントのフレームを自動的に読み込む（図7の工程40）。この画像データに基づいてドブラ角を算出して、ドブラ角の値及び図形を更新する。利用者は、自動推定されたドブラ角に満足しなければ、自動ドブラ角推定を開始するのに押した回転ノブをダイヤル調節することにより血管勾配カーソルを調節することができる。

【0027】

ドブラ角を自動算出するために、ホスト・コンピュータは、工程40で読み込まれた画像データのフレームに対して図7に示すアルゴリズムを実行する。探索区域の中心点が、工程42において次のようにして識別される。図2を参照して述べると、ドブラ・レンジ・ゲートの中心点68の周囲の小区域66でのいくつかのBモード強度値の平均が、何らかの閾値にある又はそれ未満であるならば、この位置を探索アルゴリズムの中心点として用いる。Bモード強度値が閾値を上回っているならば、ホスト・コンピュータは、すべての方向においてこの点から全レンジ・ゲート幅の1/2だけ外向きに探索して、（血液からの散乱の典型である）最小の平均Bモード強度値を有する区域を決定する。この最小平均強度の区域が元の中心点区域の強度から何らかの百分率だけ下回っていれば、図3に示すように、中心点をこの最小値区域の中心70へ移動させる。

【0028】

次いで、ホスト・コンピュータは、処理されている画像フレームが、中心点70（図3を参照）の位置に対応するピクセル番地にカラー・フロー・データを含んでいるか否かを決定する（図7の工程44）。画像フレームが中心点に対応するカラー・フロー・データを含んでいるならば、ホスト・コンピュータは、図3に示すように、360°の全範囲にわたってS度ずつ角度が離隔している半径線72に沿って中心点70から外向きに探索する。中心から探索する距離は、Dcmである。このエッジ探索区域を図3の円74によって示す。

【0029】

各々の半径線72に沿って、ホスト・コンピュータは、中心点70から探索を

行ない、点が、カラー・フローの速度でもパワー・データでもなくBモード強度データを表示するX(2)個の点のうち第1のものとなっていれば、この点をエッジ点として記憶する(図7の工程46)。図4に、例示的なエッジ点を長方形76として示す。Dcmの探索を終える前に、又はカラーの関心領域の端を見出す前にこのような点が見つからなければ、この半径線に沿ってエッジ点はマークされない。一旦、各々の半径線が探索され終わったら、エッジ点探索区域のうち所定のセグメントに位置するすべてのエッジ点76(例えば、図4に破線で示すセグメント1)を共にグループ化して(工程48)、線フィット・アルゴリズムへ供給すると、このアルゴリズムが、血管勾配推定値及び適合度(goodness-of-fit)測定値の両方を形成する(工程50)。他のセグメント(例えば、図4の実直線で示すセグメント2)についてもこの工程を繰り返し、各々の場合において血管の勾配及び適合度を記録する。各セグメントは、図4に示すセグメント1及びセグメント2のように、何度かずつ互いに重なり合っているもよい。特定のセグメントが内部に何らかの最小の数のエッジ点を有していなければ、このセグメントは無視される。

【0030】

以上に加えて、このアルゴリズムはまた、360°の全範囲にわたってS度ずつ離隔している半径線において中心点からBモード強度データを探索することによりBモード・エッジ点を決定する(工程52)。中心からの探索の距離は、Dcmである。各々の半径線に沿って、各々のBモード強度値(それぞれのピクセルに対応している)を、この強度値自体と、半径に沿った2つの隣接強度値との平均で置き換える。平均される半径線に沿ったピーク強度値及び最小強度値、並びに最大の差(一つのピクセルから次のピクセルへの)がそれぞれ記録される。ピーク強度と最小強度との間の差が何らかの閾値を上回っていなければ、この射線についてはエッジ点は指定されない。ピーク強度と最小強度との間の差が閾値を上回っているならば、中心から何番目かの点から探索を開始して、差のみの閾値、強度のみの閾値又は差と強度とを組み合わせた閾値を上回る点(エッジ点)が見出されたときに停止する。例えば、ピクセル位置が最大強度の50%であり、最大差の30%であれば、このピクセル位置は差と強度とを組み合わせた閾値

に合格する。そして、このエッジ点の強度が記録される。Dcmの探索を終える前に、又はBモード画像の端を見出す前にこのような点が見つからなければ、この半径線に沿ってエッジ点はマークされない。一旦、各々の半径線が探索され終えたら、エッジ点のうち何パーセントかは無視されている。無視されたエッジ点は、最低強度に関連するエッジ点である。エッジ点探索区域の所定のセグメントにおいて残りのすべてのエッジ点をグループ化して(工程54)、次いで、線フィット・アルゴリズムへ供給すると、このアルゴリズムが、血管勾配推定値及び適合度測定値の両方を形成する(工程56)。他のセグメントについてもこの工程を繰り返し、各々の場合において血管の勾配及び適合度を記録する。各セグメントは、何度かずつ互いに重なり合っている。特定のセグメントが内部に何らかの最小の数のエッジ点を有していなければ、このセグメントは無視される。

【0031】

Bモード・セグメントも、カラー・フロー・モード・セグメントも、血管勾配推定値を得るのに十分なエッジ点を形成しなかったならば、距離Dを増加させて、アルゴリズムを再実行する。(アルゴリズムを再実行しても依然として血管勾配推定値が得られなければ、ドプラ角は不変のままにする。)

アルゴリズムのこの点において、血管勾配の推定値及びこれらの推定値の対応する適合度測定値は、(Bモード及び可能ならばカラー・フロー・モードについて)何らかの数のセグメントについて既知となる。最良の適合度を有するセグメントを識別し(工程58)、その血管勾配を、最良の適合度と比較して何らかの差を上回らないような適合度測定値を有する他のすべての血管勾配推定値と組み合わせる(平均する)(工程60)。しかしながら、カラーが起動されており、最良のカラー血管勾配が何らかの度数で上回っている(血管が幾分垂直であることを示す)ならば、この血管勾配を組み合わせるアルゴリズムにおいてカラー・データのみを用いる。これを行なう理由は、幾分か垂直な血管壁は、画像データの横方向汚染(lateral smearing)のためBモードでは検出するのが困難であるからである。他方、カラーが起動されていないならば、図7の工程46、工程48及び工程50は実行されず、工程60で、Bモードのエッジ点から導き出され

た血管勾配のみを組み合わせる。

【0032】

ホスト・コンピュータは、図5に示すような組み合わせられた血管勾配カーソル28とドブラ・ビーム・カーソル26との間の角度を算出することによりドブラ角を決定する(図7の工程62)。ホスト・コンピュータは次いで、算出されたドブラ角の値を用いて、ドブラ方程式に従って速度を算出する。

【0033】

本発明の好適実施形態によれば、ホスト・コンピュータはまた、組織及びプローブの相対的移動中にレンジ・ゲートが血管内に維持されるようにレンジ・ゲートの位置を自動調節する。システム利用者がこの自動血管追尾オプションを選択できるように、オペレータ・インタフェイスに押しボタンを設けることができる。ドブラ角が算出された後に、ホスト・コンピュータは、図7において自動血管追尾オプションが選択されたか否かを検出する(工程64)。血管追尾アルゴリズムの第一工程66は、レンジ・ゲートの血管壁に対するカレントの位置を算出することである。例えば、ホスト・コンピュータは、血管壁の配向に垂直な方向に沿って、それぞれ血管壁境界に対応しているピクセルの位置を決定することができる。図6に示すように、ホスト・コンピュータは、線A-Bに沿って位置しておりそれぞれの血管壁境界に重なるピクセルP1及びP2の番地を決定する。線A-Bはカレントの血管勾配に垂直となっており、このことを図6の血管勾配カーソル28によって示している。この処理は、例えば、Bモード強度データを中心点から線A-Bに沿って相対する双方向に探索して、図7に示す工程52について前述したようにしてBモード・エッジ点を決定する或いは既に得られているエッジ点を用いることにより、達成することができる。線A-Bの配向は、カレントのドブラ角情報によって決定される。

【0034】

レンジ・ゲート図形を表示するのに用いられるピクセルの番地は、グラフィック・プロセッサによってホスト・コンピュータへ送られる。ピクセルP1及びP2の番地は、レンジ・ゲートに対する血管の位置を確定する。ホスト・コンピュータが、血管境界に対するレンジ・ゲート位置が所定の量を上回って前回のフレ

ームにおける位置から変位しているものと判定した場合には、ホスト・コンピュータはグラフィック・プロセッサに対し、レンジ・ゲートを新たな位置へ移動させるように指令する。すると、グラフィック・プロセッサはレンジ・ゲート図形の新たに調節された位置についてピクセル番地を算出する。レンジ・ゲート位置は、血管の中心に維持してもよいし、血管境界の一方から所定の距離に維持してもよいし、或いは二つの血管境界から所定の比に維持してもよい。次いで、アルゴリズムは図7の工程40に戻って、新たな画像フレームを検索する。次いで、新たな画像フレームに基づいてドブラ角を改めて推定して更新する。血管追尾オブションが作動状態にある限りにおいて、血管追尾及び角度更新のプロセス全体を繰り返す。

【0035】

ホスト・コンピュータ及びグラフィック・プロセッサを有する超音波イメージング・システムの例で好適実施形態を開示したが、両者の機能を一つのプロセッサによって実行することもできる。具体的には、図7の流れ図に示す機能を単一のプロセッサによって実行することができる。さらに、図1は、多数の処理及びホスト・コンピュータを有する従来の超音波イメージング・システムの構造を示しているが、データ処理及び計算機能のすべてを単一のコンピュータ、例えば十分な処理能力を有するパーソナル・コンピュータによって実行してもよい。

【0036】

好適実施形態を参照して本発明を説明したが、当業者であれば、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変形を施し、また本発明の構成要素を均等構成で置換し得ることが理解されよう。例えば、各々の半径線に沿って、(それぞれのピクセルに対応する)各々のBモード強度値を、この強度値自体と半径に沿ったその二つの隣接強度値との平均で置き換えることができるが、統計的な変動を減少させるような適当な任意の平滑化フィルタを用いることもできる。加えて、本発明の本質的な範囲から逸脱せずに特定の状況を本発明の教示に合わせるように多くの改変を施してもよい。従って、本発明は、本発明を実施するのに想到される最良の態様として開示されている特定の実施形態に限定されている訳ではなく、特許請求の範囲内に含まれるすべての実施形態を包含するものとする。

【図面の簡単な説明】**【図1】**

本発明の好適実施形態を搭載した超音波イメージング・システムの全体的な構造を示すブロック図を概略的に示す図である。

【図2】

ドブラ・ビーム・カーソルをスーパインポーズした状態での血管の一部の超音波画像を示す概略図である。

【図3】

本発明の好適実施形態によるエッジ点探索情報をスーパインポーズした状態での図2の超音波画像を示す概略図である。

【図4】

本発明の好適実施形態によるエッジ点のセグメント化を表わす概略図である。

【図5】

ドブラ・ビーム・カーソル及び血管勾配カーソルをスーパインポーズした状態での図2の超音波画像を示す概略図である。

【図6】

血管勾配カーソルに垂直な線に沿って、いずれのピクセルが血管壁を表示しているかを判定する工程を示す概略図である。

【図7】

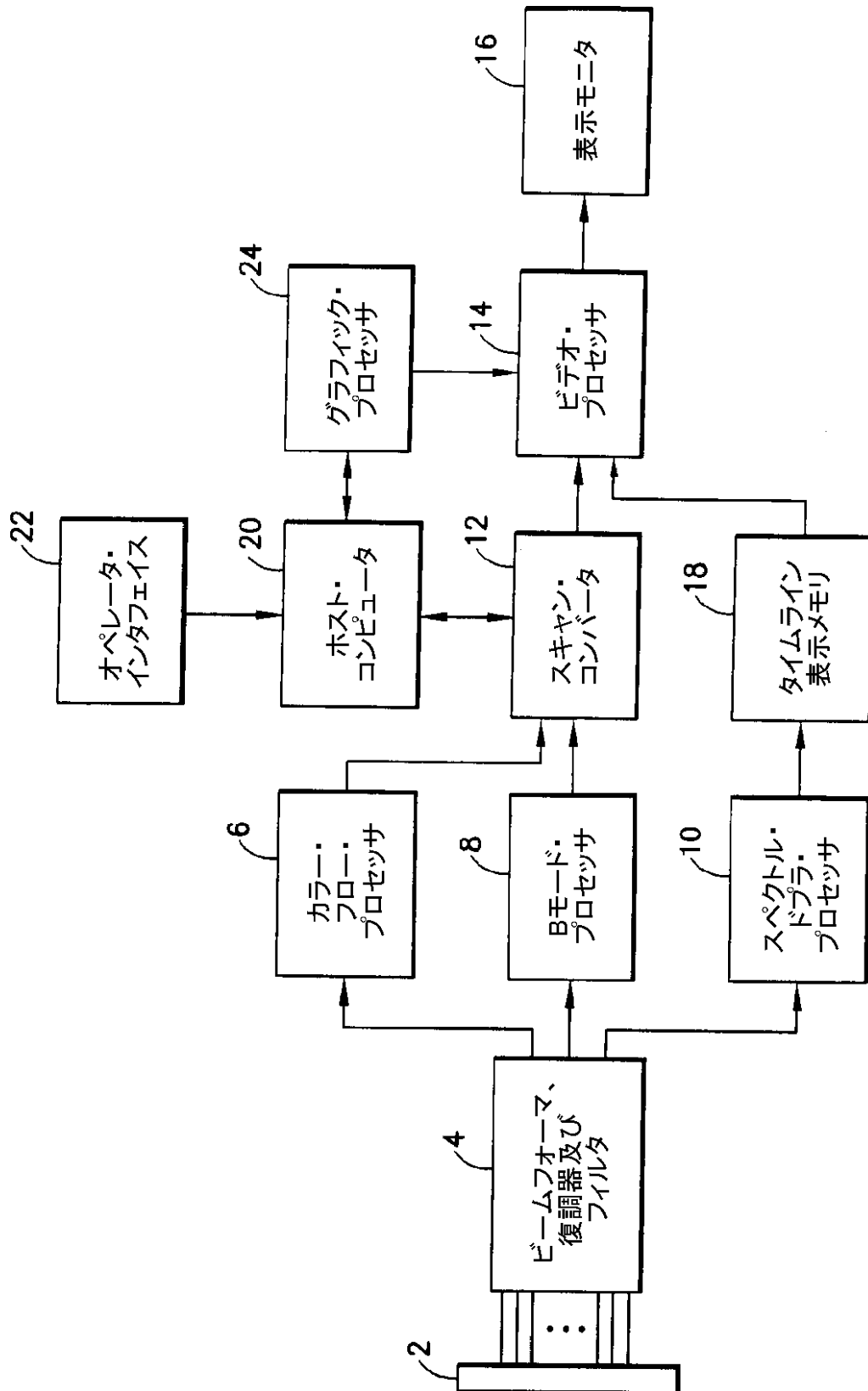
本発明の好適実施形態に従ってレンジ・ゲート位置を自動調節するアルゴリズムを示す流れ図である。

【符号の説明】

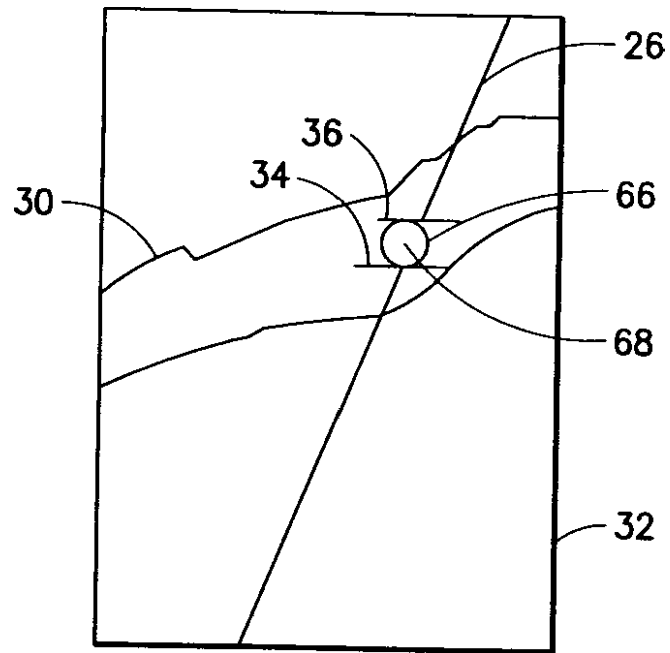
- 2 トランスデューサ
- 4 ビームフォーマ・ボード
- 6 カラー・フロー・プロセッサ
- 8 Bモード・プロセッサ
- 10 スペクトル・ドブラ・プロセッサ
- 12 スキャン・コンバータ
- 14 ビデオ・プロセッサ

- 1 6 表示モニタ
- 1 8 タイムライン表示メモリ
- 2 0 ホスト・コンピュータ
- 2 2 オペレータ・インタフェイス
- 2 4 グラフィック・プロセッサ
- 2 6 ドブラ・ビーム・カーソル
- 2 8 血管勾配カーソル
- 3 0 血管
- 3 2 Bモード画像
- 3 4 レンジ・ゲート底部図形
- 3 6 レンジ・ゲート頂部図形
- 6 6 小区域
- 6 8 ドブラ・レンジ・ゲートの中心点
- 7 0 最小平均強度区域の中心
- 7 2 半径線
- 7 4 エッジ探索区域
- 7 6 エッジ点

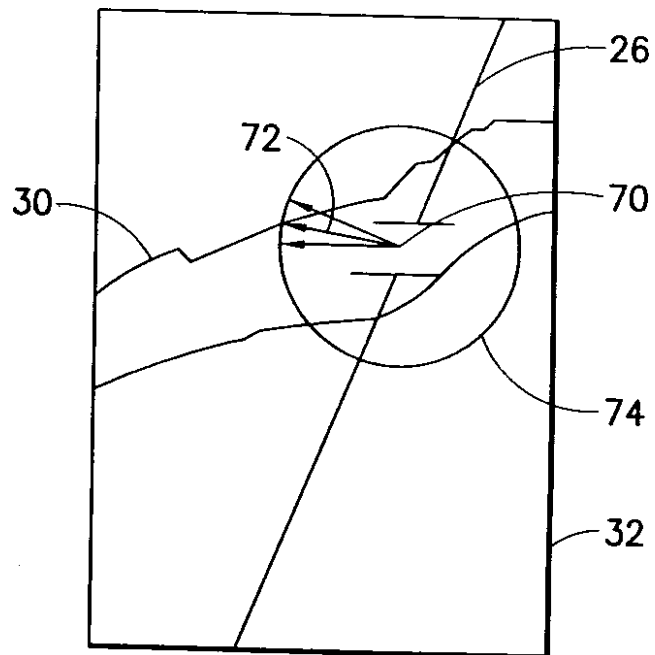
【図1】



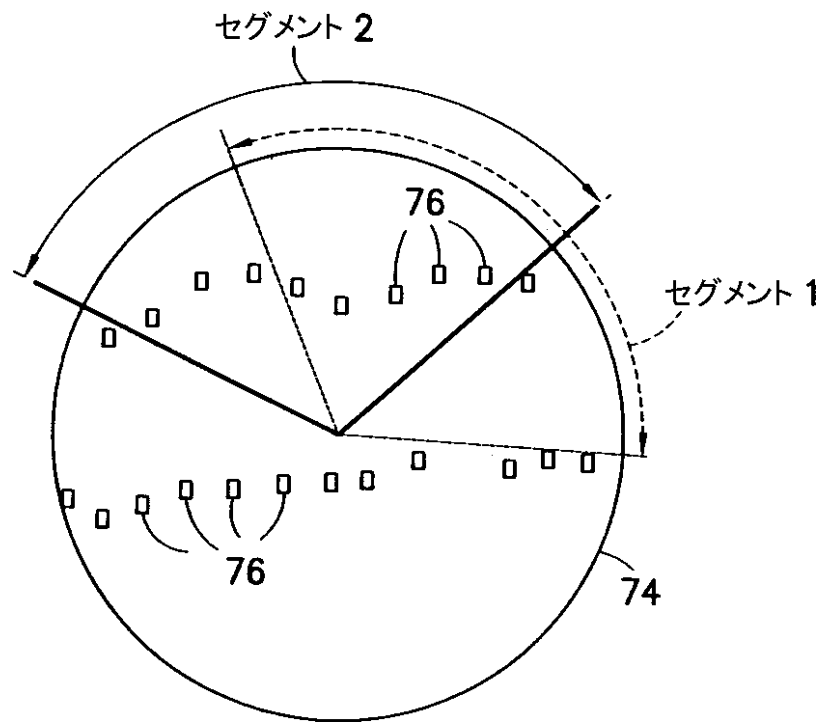
【図2】



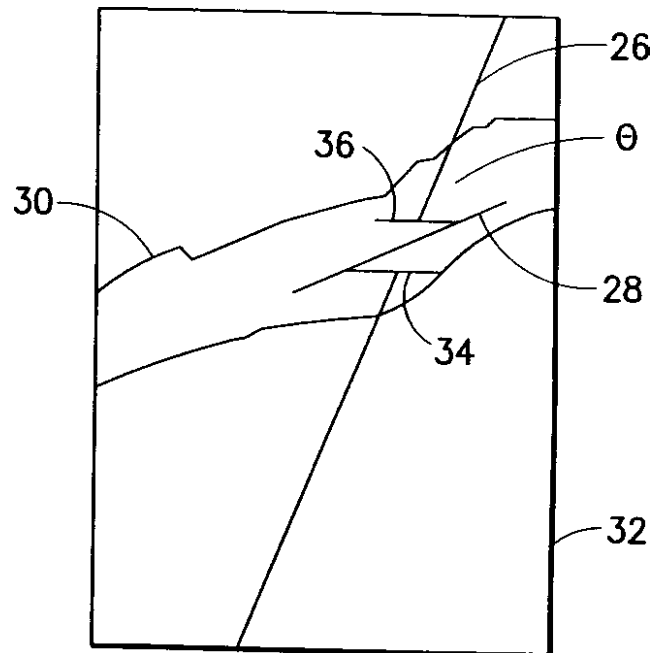
【図3】



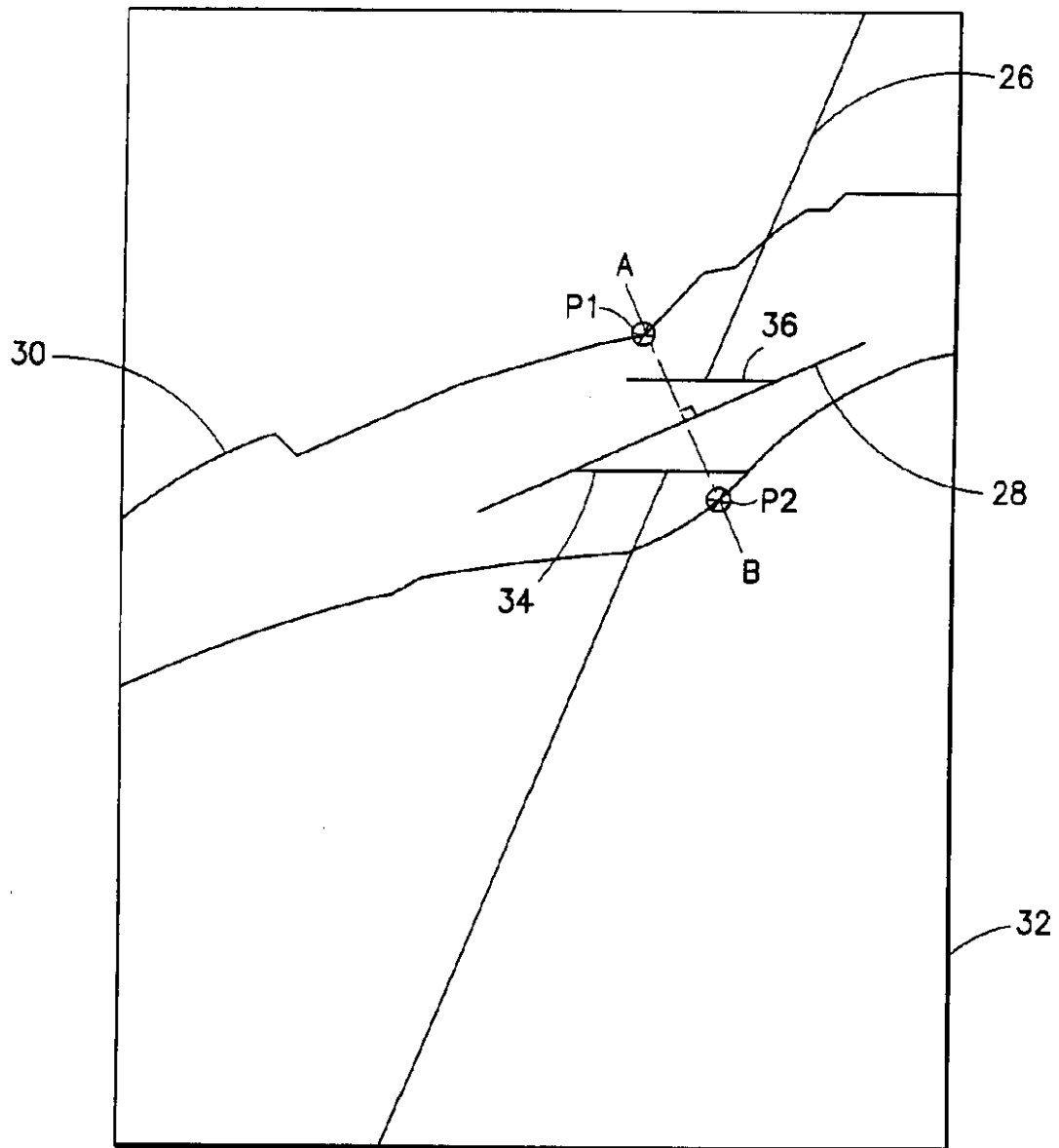
【図4】



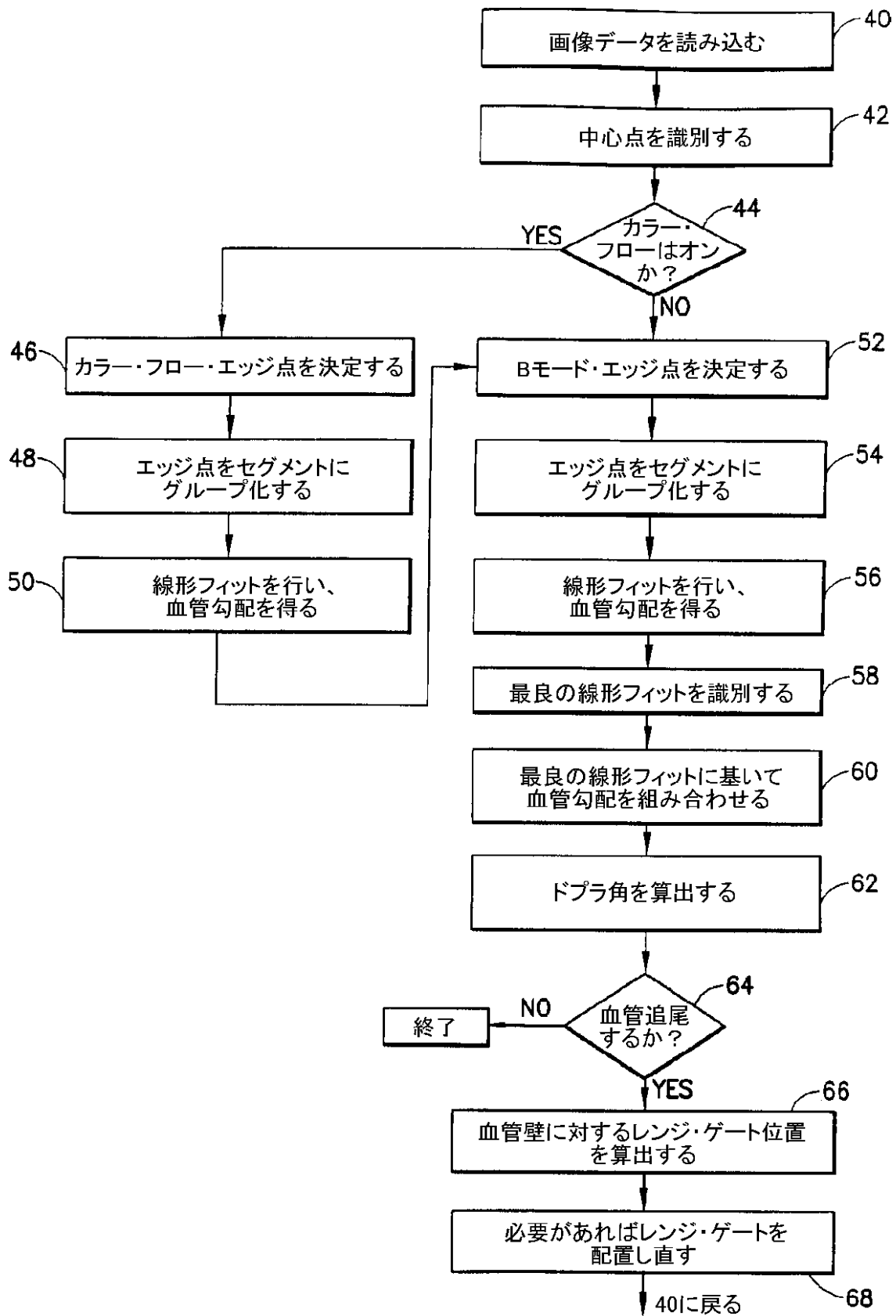
【図5】



【図6】



【図7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Inter of Application No PCT/US 01/03099
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/08		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
E	EP 1 005 834 A (GENERAL ELECTRIC) 7 June 2000 (2000-06-07) the whole document	1-28
A	WO 96 17549 A (PHILIPS CORP) 13 June 1996 (1996-06-13) the whole document	1-7, 9-15, 17-28
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
30 May 2001		07/06/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Lemercier, D

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Inter	il Application No
PCT/US 01/03099	

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1005834 A	07-06-2000	US 6068598 A JP 2000287977 A	30-05-2000 17-10-2000
WO 9617549 A	13-06-1996	EP 0744915 A JP 9509603 T US 5690116 A	04-12-1996 30-09-1997 25-11-1997

フロントページの続き

- (72)発明者 モー, ラリー・ワイ・エル
アメリカ合衆国、53186、ウィスコンシン
州、ウォーキシャ、サラトガ・ロード、
1707番
- (72)発明者 ウォシュバーン, マイケル・ジョセフ
アメリカ合衆国、53151、ウィスコンシン
州、ニュー・ベルリン、ウエスト・グラハ
ム・ストリート、12920番

F ターム(参考) 4C301 BB22 CC02 DD01 DD04 DD06
EE11 EE14 JB08 JB22 JB27
JC07 JC16 KK02 KK03 KK09
KK12 KK22 KK27
4C601 BB05 BB06 DD03 DD26 DE01
DE03 EE09 JB16 JB17 JB34
JB35 JB40 JC04 JC15 JC20
KK02 KK03 KK12 KK18 KK19
KK23 KK24 KK31
5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA12
CA16 CA17 CB08 CB12 CB16
CC04 CE05 CE08 DA08 DA16
DB02 DB05 DB09 DC08 DC17
DC22 DC36
5L096 AA03 AA06 BA06 EA06 FA06
FA14 FA67 GA07

专利名称(译)	用于超声成像中的自动血管跟踪的方法和设备		
公开(公告)号	JP2003523250A	公开(公告)日	2003-08-05
申请号	JP2001561226	申请日	2001-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	パンリホン モーラリーワイエル ウォシュバーンマイケルジョセフ		
发明人	パン,リホン モー,ラリー・ワイ・エル ウォシュバーン,マイケル・ジョセフ		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14 G01S15/58 G06T1/00 G06T7/60		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/489 A61B5/7232 A61B8/06 A61B8/0858 A61B8/13 A61B8/488 G01S15/58		
FI分类号	A61B8/06 G06T1/00.290.D G06T7/60.250.B		
F-TERM分类号	4C301/BB22 4C301/CC02 4C301/DD01 4C301/DD04 4C301/DD06 4C301/EE11 4C301/EE14 4C301/JB08 4C301/JB22 4C301/JB27 4C301/JC07 4C301/JC16 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/KK09 4C301/KK12 4C301/KK22 4C301/KK27 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DD26 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB16 4C601/JB17 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB40 4C601/JC04 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CA17 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC04 5B057/CE05 5B057/CE08 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC08 5B057/DC17 5B057/DC22 5B057/DC36 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/EA06 5L096/FA06 5L096/FA14 5L096/FA67 5L096/GA07		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/514068 2000-02-25 US		
其他公开文献	JP2003523250A5 JP4831281B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种在超声成像过程中自动将测距门保持在运动的血管内的方法和装置。测距门可以保持在容器的中心，与容器边界之一保持恒定距离，或者与具有恒定比率的两个边界保持距离。好啊 使用者首先在被检查的血液上方放置一个测距门。该算法处理每个连续的图像帧，并自动更新有关测距门附近的船只边界位置和船只方位角的信息。如果距离门相对于血管边界的位置超过预定量且与前一帧不同，则将自动调整距离门图形的位置和血管梯度光标的方向（以及多普勒角度）以进行新的调整。价值。

