

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-520619**(P2006-520619A)**

(43) 公表日 平成18年9月14日(2006.9.14)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225	5 C 1 2 2
H 0 4 N 5/232 (2006.01)	H 0 4 N 5/232	Z

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

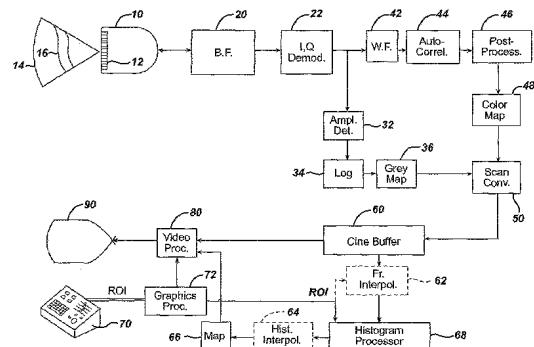
(21) 出願番号	特願2006-502390 (P2006-502390)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成16年2月3日 (2004.2.3)		コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
(85) 翻訳文提出日	平成17年6月30日 (2005.6.30)		Koninklijke Philips Electronics N. V.
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/000264		オランダ国 5621 ペーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02004/072676		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成16年8月26日 (2004.8.26)		1
(31) 優先権主張番号	60/447, 531		Groenewoudseweg 1, 5
(32) 優先日	平成15年2月13日 (2003.2.13)		621 BA Eindhoven, The Netherlands
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100087789
			弁理士 津軽 進
		(74) 代理人	100114753
			弁理士 宮崎 昭彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波カラーフロードブラ情報から合成されるフロースペクトログラム

(57) 【要約】

ユーザがカラーフロードブラ画像にROIを表すことができる超音波診断撮像システム及び方法が記載される。この超音波システムはROIのドブラピクセル情報を処理し、時間の関数としてこのROIにおける運動を説明するスペクトログラムを生成する。好ましい実施例において、ドブラピクセル情報は、ヒストグラムにより処理され、スペクトログラムデータを生成する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

運動を表す複数の二次元又は三次元の超音波画像からスペクトログラムを生成する方法において、

- 前記画像のうちの 1 つにおいて、前記画像に運動がある複数のピクセルを有する R O I (region of interest)を表すステップと、
 - 複数の定められた時間間隔にわたり、複数の画像における前記 R O I の前記ピクセルの運動データからなるヒストグラムを形成するステップと、
 - 前記ヒストグラムを時間的に離散している表示要素にマッピングするステップと、
 - 前記表示要素を前記 R O I に対するスペクトログラムとして表示するステップと
- を有する方法。

10

【請求項 2】

前記超音波画像がカラーフロー画像を有し、前記定められた時間間隔はフレームレート間隔を有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記 R O I のピクセルの前記運動データが速度情報及びドプラパワー情報のうち少なくとも 1 つを有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

画像バッファにおけるカラーフロー画像のシーケンスを取り込むステップをさらに有する請求項 2 に記載の方法。

20

【請求項 5】

前記表示するステップは、R O I が表される二次元又は三次元画像を表すステップをさらに有し、前記スペクトログラムが同時に表示される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

身体の二次元又は三次元の超音波画像における R O I に起こる運動特性の分布を表示する方法において、

- 運動特性が表示される空間な大きさである超音波画像のシーケンスを取得するステップと、
 - 前記画像に運動がある画像のうちの 1 つに R O I を表すステップと、
 - 前記運動特性の分布を時間の関数として決めるために、前記表された R O I の画像ポイントからの運動データを処理するステップと、
 - 前記運動特性の分布を時間の関数として表示するステップと
- を有する方法。

30

【請求項 7】

前記画像はカラードプラ画像を有する請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記運動特性は血流速度を有する請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記表すステップはさらに、前記画像のうちの 1 つに複数のピクセルを表すステップを有する請求項 8 に記載の方法。

40

【請求項 10】

前記処理するステップはさらに、前記カラードプラ画像の各々における前記 R O I に空間的に対応するピクセルの前記運動データを処理するステップを有する請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記処理するステップはさらに、各カラードプラ画像の前記 R O I の前記運動データのヒストグラムを生成するステップを有する請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記表示するステップはさらに、ヒストグラムデータを複数の時間表示素子にマッピングするステップを有し、前記時間表示素子の表示は、前記運動特性の分布を時間の関数と

50

して表す請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記運動特性は、時間ドメイン又は空間ドメインにおける、血流の速度微分を有する請求項 7 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記運動特性は、前記時間ドメイン又は空間ドメインにおける組織の運動速度又はその速度微分を有する請求項 7 に記載の方法。

【請求項 1 5】

身体の位置に関する運動情報を供給する超音波診断撮像システムにおいて、前記システムは、

- 超音波エネルギーを送信し、超音波エコー信号を応答して入力する超音波プローブと、
- 前記身体の空間的位置からコヒーレントエコー信号を形成する前記プローブに結合されるビーム形成器と、
- 運動を表す画像データを生成する空間エコー信号に反応する運動処理器と、
- 運動を表す二次元又は三次元画像を空間ベースで生成する前記画像データに反応するディスプレイと、
- ユーザが運動を表す画像における R O I を表すことができるユーザ制御装置と、
- R O I の運動を表す画像信号に応答し、運動特性の分布を時間の関数として計算する運動特性処理器と

を有し、前記ディスプレイは、表される R O I に対する運動特性の分布を時間の関数として表示するシステム。

【請求項 1 6】

前記運動処理器はドプラ信号処理器を有する請求項 1 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 7】

前記画像データはカラーフロードプラデータを有する請求項 1 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 8】

時間を関数とする運動特性の前記分布の表示は、スペクトログラム表示を有する請求項 1 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 9】

前記表示は、R O I を含む二次元又は三次元画像と前記 R O I に対する時間にわたる前記速度微分を表すスペクトルグラムとを同時に表示するように動作する請求項 1 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 2 0】

前記運動処理器は位相ドメイン又は時間ドメインの信号処理器のうち 1 つを有する請求項 1 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 2 1】

前記運動特性処理器は、ヒストグラム処理器を有する請求項 1 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波診断撮像に関し、特にカラーフロードプラ(Colorflow Doppler)情報が用いられ、合成されたフロースペクトログラム(flow spectrogram)を生成する超音波診断撮像システムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

カラーフロードプラは、過去 2 0 年もの間、広く用いられている超音波撮像モードである。カラーフロードプラが出てくる以前は、血流は、音響式に又はスペクトルドプラを介

10

20

30

40

50

して分析されていて、これが身体の特定のポイントにおける、時間関数とする流速又は周波数のグラフを生成する。カラーフローは、血管を含む脈管構造に血流の速度が空間表示で示されるので、血流の速さ及び向きを表す異なる色又は輝度を用いて、身体内の流動の良好な認識を臨床医に与える。最近では、超音波ドプラ技法が組織の運動を検出、表示及び測定することに展開され、主に動いている心臓及び血管の壁を研究するのに展開されている。組織の運動の分析は、カラードプラ撮像技法と同様にスペクトルドプラを用いて行われる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ドブラシフトは画像領域内にある多数のポイントで推定されるので、1つのカラーフロー画像のための超音波データを取得するのに要する時間は、比較的長くなる。これは、ドプラ技法が、フローが決められるべき各ポイントに、選択されたサンプリングレート（パルス繰り返し周波数、すなわちPRF）で多くの回数（アンサンプル長）サンプリングされる必要があるためである。結果的に、カラーフローモード中の表示のフレームレートは一般的に比べて低い。様々な技法が提案され、臨床医にこのフレームレートを増大させることを可能にする、例えばカラーフローが取得されるべき画像区域を狭くする、又は“カラーボックス”をカラーフローが取得される画像のエリアと定めることを可能にする。第3の技法は、ドブラシフトが推定される各ポイントにおいて使用される信号サンプルの数（アンサンプル長）を減少させることである。しかしながら、これはフロー推定をより粗くすると共に、それ程高くない分解能にしてしまう。

【0004】

これら要因の結果として、カラーフローは一般的に、調査ツールとして用いられ、臨床医に撮像される範囲のフロー状態の定性的な認識を与える。カラーがそうあるべきように見えない、又はいつもの認識と瞬間的に異なるので、この臨床医がこの現れていない画像内のポイントを一度見つけると、臨床医は定量的な分析のために、スペクトルドプラに変更する。身体内の1つのポイントにおいて向けられる高いサンプリングレートを用いて、スペクトルドプラは、そのポイントにおける変化するドブラシフト（周波数又は流速）からなる高い分解能のスペクトルを生成する。これは、測定が行われるポイントから事実上連続してスペクトルドプラ信号が入力されるからである。カラーボックスにおける走査線の全てが、このカラーボックスにドブラ表示を形成するために、繰り返しサンプリングされなければならないので、例えば幅が32本の走査線のカラーフローディスプレイのカラーボックスにおけるポイントがこの走査時間の1/32しかサンプリングされない。これは、カラーフロー画像の連続するフレーム間に時間的な不連続さも作り出してしまふ。各走査線に利用可能な限られた量の時間だけしかない場合、ドブラシフト推定に対するアンサンプル長が、カラーフローにおいて比較的短くなり、しばしば10個よりも少ないサンプルとなる一方、スペクトルドプラ処理器のアンサンプルウィンドウは、100個のサンプルに近づくことができる。結果として、スペクトルドプラ表示は、通常のリアルタイムのカラーフロー表示におけるポイントよりも、良好な信号対ノイズ比及び良好なスペクトル分解能を持つと期待される。

【0005】

スペクトルドプラ測定は、患者の身体に対し超音波プローブを安定に保つステップと、カラーフロー画像をスクリーン上に静止させるステップと、サンプルボリュームのカーソルをスペクトル測定が行われるカラーフロー画像内の位置に操作するステップと、このスペクトルドプラ情報をリアルタイムで取得するステップとにより行われる。しかしながら、プローブが所望のサンプルボリュームに相対的に移動する場合、生のカラーフロー画像は、このサンプルボリュームが所望の解剖構造に再位置決めされるように、再取得される。この必要を無くすために、カラーフロー表示及びスペクトルドプラの取得は、二重モードで行うことができ、これにより、スペクトルドプラ画像が表示されている間、カラーフロー表示が定期的に更新される。カラーフロー信号の取得は、このモードにおけるスペク

10

20

30

40

50

トルドブラデータのストリームを中断し、スペクトル表示の信号対ノイズ比及びスペクトル分解能を減少させる。

【課題を解決するための手段】

【0006】

これら問題を軽減するために、研究者は、カラーMモードと呼ばれるカラーフローのより空間的に向けられた形式を考案する。カラーMモードにおいて、ドブラ情報は、スペクトルドブラにおける情報として、1つの走査線に沿って連続して取得され、高いサンプリングレートの利点をもたらす。このデータは次いで、Mモードで行われるのと同じように、カラー符号化され、ラインの時間シーケンスに表示される。上述した時間的な不連続さの問題に取り組んでいる一方、カラーMモードはそれ自身の制限、例えばカラー符号化を波形と認識する難しさ及びディスプレイの一次元の空間的性質を取り入れてしまう。これにより、スペクトルドブラ表示により供給される動的で、定量的な情報の形式を提供するために、カラーフロー情報を使用する他のやり方を開発することが望ましい。

10

【0007】

本発明の原理に従って、カラードブラ撮像データが用いられ、時間を表す1つの軸と、マッピングされる特別な運動特性に対応する他の軸とを用いた二次元画像における時間の関数として、特徴的な運動特性(例えば速度、加速、時間及び/又は空間的速度微分)の分布を記録する。ピクセルの選択したグループのカラードブラ撮像データが処理され、カラーフローフレームの時間で、ピクセル位置における血流又は組織の運動を特徴付ける表示パラメタの一次元分布を生成する。結果生じる表示は、スペクトルドブラ表示に類似のスペクトログラムとすることができる。好ましい実施例において、ヒストグラムはカラーフローデータから形成され、所望の表示パラメタにマッピングされる。カラーフローフレームのシーケンスの間隔にわたる表示パラメタの時間シーケンスは、心拍の一部又は全てにわたるピクセル位置における流動力学を説明する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

最初に図1を参照すると、本発明の原理に従って構成される超音波診断撮像システムがブロック図形式で示される。超音波プローブ10は、身体内の画像領域14に超音波を送信するアレイトランデュースア12を有する。本説明において、画像領域14はフェーズドアレイトランデュースアにより走査されるので、扇形形状として示される。この説明される扇形画像は、プローブにより調査される血管16を含んでいる。二次元の画像平面が走査される場合、このアレイはトランデュース要素の一次元アレイを有し、エレベーションフォーカシング(elevation focusing)が用いられる場合、又は三次元のボリウムがリアルタイムで走査される場合、前記アレイはトランデュース要素の二次元アレイを有する。送信波からの反射波(エコー)は、アレイトランスデュースアにより入力され、電気信号に変換され、ビーム形成器20に結合される。このビーム形成器において、アレイトランスデュースアの前記要素からの信号が遅延すると共に組み合わせられ、深さ位置からビーム方向に沿ったエコー信号のシーケンスの操舵及び焦点合わせされたビームを形成する。これらエコー信号は、エコー信号の直交成分を検出するI、Q復調器22に結合される。

30

【0009】

直交信号成分は、Bモード信号パス及びドブラ信号パスである2つの信号パスにおいて処理されることができる。Bモード信号パスにおいて、I、Q信号は、振幅検出器32により検出される。検出された信号は、対数圧縮器34により対数圧縮され、次いで、ルックアップテーブルにより、所望のグレイスケールマップ36の対応する値にマッピングされる。これらグレイスケール画像の信号は次いで走査変換器50に結合される。この走査変換器は、画像情報を平滑にして、画像信号を所望の画像形式に変換する。ドブラ信号パスにおいて、I、Q信号は、ウォールフィルタ(wall filter)42によりフィルタリングされ、フローが撮像される場合の組織信号(tissue signal)のような不要な信号を除去する。ドブラシフトが次いで推定される。好ましいドブラ推定装置は、自己相関器44である。ここで、速度(ドブラ周波数)の推定は、ラグが1(lag-one)の自己相関関数の引数

40

50

に基づき、ドブラパワーの推定は、ラグが 0 (lag-zero) の自己相関関数の大きさに基づいている。既知のフェーズドメイン (例えば MUSIC、ESPRIT 等のようなパラメタ周波数推定装置) 又は時間ドメイン (例えば相互相関) の信号処理技術により運動が推定されることもできる。速度の時間又は空間分布に関連する他の推定装置、例えば加速、又は時間及び / 又は空間速度微分の推定装置は、速度の推定装置の代わりに、若しくはそれに追加して使用されることができる。これら速度及びパワー推定は、ノイズを減少させるためのしきい値の検出、セグメント化及びポストプロセッサ 46 において穴埋め及び平滑するようなポスト処理を行う。これら速度及びパワー推定は、カラーマップ 48 により所望の範囲の表示色にマッピングされる。これらカラーの値は、走査変換器 50 に与えられ、この変換器において、これら値は所望の画像形式に変換され、血流を含む組織構造の B モード画像に重畳されカラーフロー画像を形成する。 10

【0010】

これらカラーフロー画像は CineLoop (登録商標) バッファ 60 に与えられる。このバッファは取得した画像の最新のシーケンスを記憶している。この CineLoop (登録商標) バッファに記憶される画像の数は、使用される記憶デバイスの大きさに依存している。ディスプレイフレームは CineLoop (登録商標) バッファの出力部からビデオ処理器 80 へ結合される。ディスプレイフレームが CineLoop (登録商標) バッファから取り出される (tapped off) ポイントは、このバッファに記憶されるフレームシーケンスの最初、終り又は中間点でもよい。このビデオ処理器は、必要なディスプレイ駆動信号を製造することにより、ディスプレイフレームに応答し、ディスプレイ 90 にカラーフロー画像を表示する。 20

【0011】

本発明の原理によれば、図 1 の実施例は、カラーフロー画像データからスペクトログラムを製造するための回路を含む。CineLoop (登録商標) バッファ 60 の出力は、任意のフレーム補間器 62 の入力に結合される。このフレーム補間器 62 は、処理されるカラーフローフレーム間に追加のフレームを補間することが望ましい場合に使用され、これにより、スペクトログラムの時間分解能は増大する。フレーム補間器は、追加の完全な画像フレーム、すなわち、以下に述べるような ROI (region of interest) のカラーフローデータだけを補間することができる。フレーム補間器 62 の出力は、ヒストグラム処理器 68 に結合される。このヒストグラム処理器は、以下に述べるような選択される ROI のカラーフローデータのヒストグラムを形成する。このヒストグラム処理器 68 の出力は、任意のヒストグラム補間器に結合され、これはスペクトログラムの周波数 / 速度分解能だけでなく時間分解能も増大させるために、ヒストグラム処理器により製造されるデータセットの間に追加のヒストグラムデータセットを補間することができる。ヒストグラム補間器 64 は、フレーム補間器 62 の代わりに用いることができ、構成される実施例において、フレーム補間器及びヒストグラム補間器は共に時間分解能を増大させるために用いられる。ヒストグラム補間器 64 の出力は、マップに結合され、このマップにおいて、ヒストグラムデータはカラー又はグレイスケールのディスプレイラインの所望の形式にマッピングされる。これらディスプレイラインは、以下に述べられるように表示するためのビデオ処理器 80 に結合される。 30

【0012】

図 1 の超音波システムは、制御パネル 70 も有し、このパネルから、このシステムの様々な機能がユーザにより制御及び操作される。カラーフロー画像上の ROI を選択するための制御は本発明に関連している。例えば ROI の輪郭のような ROI の画像の指定は、グラフィック処理器 72 により生み出され、前記カラーフロー画像で重畳するためのビデオ処理器 80 に結合される。ROI の座標は、ヒストグラムに用いられるべきデータを選択するためのヒストグラム処理器 68、及び任意には、ROI のフレームデータだけがフレーム補間器 62 により補間される場合に使用するフレーム補間器 62 にも結合される。 40

【0013】

動作中、ユーザは、ジョイスティック又はトラックボールのような制御パネル 70 にある制御装置を操作して、超音波のグレイスケール又はフロー画像上に ROI を定める。こ 50

の定められたROIは、空間的な場所を指定し、この場所からドブラ又は一般的に運動信号が取得される。この定められたROIは、矩形又は楕円のような既定の形状、すなわち二次元画像に対しては正方形又は円形、三次元画像に対しては箱型形状又はボール形状とすることができる。このROIは、任意のユーザが定めた形状、例えば、自由な形式の多角形又はスプライン形状とすることもできる。多数のROIが以下に説明されるように定められることができる。このROIの目的は、データが本発明に従って処理される複数のピクセル位置を包含又は定めることである。ROIは、生の、リアルタイム画像にわたり定めることができる、すなわちCineloop(登録商標)バッファに保存される画像のような記憶された画像にわたり定めることができる。

【0014】

図1のシステムが記憶された画像データを処理する場合、動作は以下のように進行する。リアルタイムのカラーフロー画像を観察する間、ユーザは制御パネルの“静止”ボタンを押し下げ、ディスプレイスクリーン上の現在の画像を静止させ、Cineloop(登録商標)バッファ60におけるカラーフロー画像のシーケンスを保持する。代わりに、ユーザは、事前に記憶された画像のシーケンスをディスプレイスクリーン上に表示される画像の1つと共にバッファ60に読み込むことができる。ユーザは、ROIが所望の形状及び大きさであり、測定されるべきフローの上に位置決めされるように、ユーザ制御を操作する。例えば、ROIは最初に、図2に示されるように、画像フレームにおいて小さな正方形102として現れる。ユーザは、ROIの正方形が診断すべきフローエリアの上にくるまで、この正方形をドラッグしてもよい。ユーザはこの正方形を伸ばしたり、縮めたりして、診断すべきフローの輪郭を描く異なる大きさ又は形状にしてもよい。図2の実施例において、ユーザは特に関心がある部分における血管16におけるフローエリア104の上にROI102を位置決めする。この血管16において陰影を付けたエリア104及び106は、関心のあるフローの活動が起こっているカラーフロー画像フレームの色付けされたエリアを表す。

【0015】

ROI102は、本発明に従って分析される画像フレーム1における複数のカラーフローのピクセルを表している。同じ空間のROIは、図3に示される画像フレームの堆積(スタック)により表されるように、Cineloop(登録商標)バッファ60に記憶される画像シーケンスの残りの画像において対応しているフローピクセルを表す。このスタックの一番上にあるフレームは、フレーム1であり、このスタックの一番下にあるフレームはフレームNである。図に説明されるように、ROI102は、前記スタックにおける画像フレームの全てにわたり効果的に投影され、これにより、特定の画像フレームに対し分析される各画像における複数のピクセルを表す。

【0016】

Cineloop(登録商標)バッファ60における画像フレームは、処理するためにヒストグラム処理器68へ送信される。しかしながら、前記シーケンスにおける画像フレームの時間的な間隔は、スペクトログラムに望まれる時間分解能にとって大きすぎる。このスペクトログラムに対するデータの時間分解能を改善するために、バッファ60に存在するフレーム間に追加のフレームが補間される。この補間は2つのフレーム間の簡単な線形補間としてよい。例えば、フレーム3における位置 x_m, y_n のピクセルは、そのフレームが時間 $t = 3$ で起こる場合、6の速度値を持ち、フレーム4における位置 x_m, y_n のピクセルは、そのフレームが時間 $t = 4$ で起こる場合、8の速度値を持つ。フレーム補間器62は、補間されるフレーム3.5における位置 x_m, y_n のピクセルが7の速度値を持つ時間 $t = 3.5$ に対する時間的に中間のフレーム3.5を線形補間する。非線形の補間機能(例えば、エイリアシングされた速度値に適する円形補間)も使用可能であり、多数のフレームがCineloop(登録商標)バッファのフレーム間に補間されることができる。必要とされる補間処理を減少させるために、フレーム補間器62は、これらフレームのROIのピクセルに対する追加のフレーム値がヒストグラム処理器68で使用される値であるために、これら値を単に補間するだけでよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

入力されるフレーム及び如何なる補間されるフレームも、ヒストグラム処理器 6 8 へ送信される。分析される各 R O I のピクセルのデータは、速度データ、パワードプラデータ、又は運動に関連するある他の選択された値である。本発明において、前記速度データ及びパワーデータは共に分析に使用される。所望の時間分析間隔 T に対応するこれらパワー及び速度（関連する速度）推定は、データアレイ V (k) 及び P (k) に記憶される。ここで $k = 1, 2, \dots, K$ 、及び K はヒストグラム処理器に供給される R O I のピクセルの数により決められる。スペクトログラムが標準の運動撮像モード（カラードプラ、カラーパワー血管造影 (angio)、組織ドプラ撮像等）に従って作り出される場合、時間分析間隔 T に対する明白な選択がフレーム取得間隔であり、補間されたフレームの実効取得間隔を含んでいる。代わりに、走査するシーケンスは、R O I を通過するビームに対しより頻繁な取得を含むように修正され、これにより、ほんの僅かのフレーム取得間隔である時間分析間隔を提供する。これの実施例は、この R O I の外側にある画像フレームの走査線が取得される間、R O I を通過するビームの反復走査を時間インタリーブする。スペクトログラムが標準の運動撮像モードに従って作り出される場合、運動撮像モードで使用する標準の推定は、修正することなく用いられることができ、これにより、アンサンブル (ensemble) 内にある平均速度 / パワーに対応するアンサンブル毎に 1 つの時間サンプルを作り出す。各フレームは従って、サンプルからなるアンサンブルの運動処理から生じる 1 つの時間サンプルを持つ。代わりに、スペクトログラムデータは、本来のアンサンブルのシーケンスのサブセットを処理する専用のパワー及び速度（又は関連する速度）の推定から得られることができ、これにより、入力アンサンブル毎に 1 つ以上の時間サンプルを作り出し、（より平均的である代わりに）より瞬時的な推定を示す。

【 0 0 1 8 】

V (k) 及び P (k) データアレイは、時間間隔 T 内の運動を特徴付ける一次元のアレイ A () を作り出すのに用いられる。データアレイが使用される又は組み合わされる様々なやり方が存在する。例えばアレイ A () は、速度分布 A (V m) とすることができ、アレイ V (k) における発生する速度範囲 v m の数に等しい。これを計算する 1 つの方法は、

For all v m values of interest, set $A(v_m) = 0$

For each k, find the velocity range v m corresponding to v(k) and,

If v m is among the values of interest, set $A(v_m) = A(v_m) + 1$

である。この技法の数値例は、2 ピクセル × 2 ピクセル (= 4 ピクセル) からなる R O I と仮定することである。V (k) 及び P (k) アレイはこれによりそれぞれ 4 つの要素を持ち、これらは $V = \{ -41, -45, -22, +47 \}$ 及び $P = \{ 10, 8, 5, 9 \}$ と仮定される。V アレイの単位は、cm / 秒であり、P アレイの単位は、対数圧縮されたパワー単位である。さらに、ヒストグラム速度範囲は、- 50 cm / 秒から 20 cm / 秒のステップで + 50 cm / 秒までわたると仮定する。これは以下のような速度分布となる。

A(1) corresponds to velocity range $v1 = [-50, -30]$;

A(2) ,, $v2 = [-30, -10]$;

A(3) ,, $v3 = [-10, +10]$;

A(4) ,, $v4 = [+10, +30]$;

A(5) ,, $v5 = [+30, +50]$;

V の速度値及びヒストグラム速度範囲の対応は、

-40 cm/s is in range $v1$;

-45 ,, $v1$;

-22 ,, $v2$;

+47 ,, $v5$;

である。これにより A の要素は、

$A(1) = 1 + 1 = 2$;

$A(2) = 1$;

10

20

30

40

50

A(3)=0;
A(4)=0;
A(5)=1

である。

【 0 0 1 9 】

他の実施例として、アレイ A () はパワー重み付け(power-weighted)された速度分布 A (v m) とすることができ、アレイ V (k) における出現する全ての速度範囲 v m に対応するパワー P (k) の合計に等しい。これを計算する 1 つの方法は、

For all v_m values of interest, set A(v_m) = 0

For each k, find the velocity range v_m corresponding to v(k) and,

10

If v_m is among the values of interest, set A(v_m)=A(v_m)+G[P(k)]

ここで G [] は所望のパワー重み付け (線形、区分的線形、平方根、対数圧縮等) を供給するように構成される関数である。この技法の数値例は、V 及び P アレイに対する上記数値例を用いて、

-41 cm/s is in range	v1	and is associated with power	10;
-45	,,	v1	,, 8;
-22	,,	v2	,, 5;
+47	,,	v5	,, 9;

と示し、これにより A の要素は、

A(1)=G[10]+G[8]=18;

20

A(2)=G[5]=5;

A(3)=0;

A(4)=0;

A(5)=G[9]=9

である。

【 0 0 2 0 】

一般的に、アレイ A () は、(例えばドットプロット、ステムプロット、ボックスプロット等の) 統計分布を記録する如何なる代替手段を表すことができる。その上、アレイ A () は、ヒストグラムに類似した情報を伝達するために、統計分布特性を数学的に組み合わせたものに依存する如何なる関数とすることができる。ヒストグラムに關すると共に、表示するのに適する統計分布特性の実施例は、中央の位置 (例えば平均値、再頻値又は中央値) の測定、分散 (例えば、標準偏差、平均絶対誤差、最小 / 最大値、百分位範囲等) の測定、又は形状 (例えば、歪度、尖度等) の測定である。

30

【 0 0 2 1 】

図 4 は上述した最初の技法を用いて、速度ヒストグラムの実施例を表す。データは、所与の画像フレームにおいて 3 0 ピクセル × 3 0 ピクセルの R O I によるものであり、これにより V (k) アレイは 9 0 0 個のサンプルの大きさである。ヒストグラムスケールのナイキスト速度範囲は、最大の正の速度が 5 0 c m / 秒であり、最大の負の速度が - 5 0 c m / 秒である、1 0 0 c m / 秒となる。縦座標軸は、横座標軸上に表される速度のうちの 1 つの速度を表すピクセル数を示している。例えば、9 0 0 個のピクセルのうち 1 9 個は、- 2 0 c m / 秒の速度値を持っている。R O I における速度の分布は、- 1 5 c m / 秒から - 5 0 c m / 秒の負の速度に支配的に存在していることがわかる。このスケールの中央に何ら速度値は存在せず、及びヒストグラムの右側において、+ 5 0 c m / 秒から + 3 0 c m / 秒において減少している発生は、利用されるナイキスト範囲に対しエイリアシングが起こり、- 5 0 c m / 秒よりも大きい負の速度がこのヒストグラムの右側に現れるように、折り返されることを示している。

40

【 0 0 2 2 】

図 4 に示されるようなヒストグラムがヒストグラム処理器 6 8 により製造されるので、スペクトログラムの時間分解能は、このヒストグラム処理器により製造されるヒストグラムの間に中間ヒストグラムを補間することにより増大することができる。例えば、ヒスト

50

グラム補間器 64 が、時間 $t = 3$ におけるフレーム 3 に対する図 4 のヒストグラムと、 -20 cm/s で 13 個発生することを示す時間 $t = 4$ におけるフレーム 4 に対する後続するヒストグラムとを入力する場合、中間ヒストグラムは、線形補間により時間 $t = 3.5$ に対し補間されることができ、これは、 -20 cm/s で 16 個発生することを示す。

【0023】

各ヒストグラムのデータは次いで、スペクトログラム表示するための円柱表示要素にマッピングされる。1つの上記表示要素 110 が図 5 に示されている。図 4 と図 5 との間にある矢印が示すように、表示要素 110 は、図 4 のヒストグラムデータから生成される表示要素の一種である。要素 110 の隣にある “+” 及び “-” の記号は、これらヒストグラムのデータ値が頂部に（例えばトランスデューサに向かうフローである）正の速度値と、底部に（例えばトランスデューサから離れるフローである）負の速度値とを用いてマッピングされる。表示要素 110 が黒くなるほど、そのレベルにおける要素の特定速度の発生数は増大する。表されるマッピングは、より暗い陰影が値の多さを示すグレイスケールからなる一方、黒地に白抜きで一般的に示される超音波ディスプレイにとって、発生する数が、グレイ又は白からなるより明るい陰影により示されることも明白である。代わりにこの表示要素が濃度に代わって又はそれに追加して色にマッピングされてもよい。二次元のアレイ B () は、円柱状の方式で徐々に築かれていく。アレイ B () の各円柱は、同じ時間間隔の分析から得られるアレイ A () に等しい時間間隔 T に対応している。表示する前に、アレイ B () は、グレイレベル又は RGB マップ 66 を用いてグレイスケール又はカラー画像にマッピングされる。このマッピングを含むスケーリングは、利用可能なグレイレベル又はカラーの良好な利用を保証し、マッピングアーチファクト、例えば彩度を最小にするように自動的又は手動で適合することができる。倍増器は、所望するなら、表示値を所望の範囲の値に変換するのに使用してよい。2次元アレイ B のマッピングされた表示要素 110 はスペクトログラムとして表示される。所望するのであれば、このスペクトログラムが各心拍に対する最大又は平均の血流速度のような表示される数値を伴ってもよい。

10

20

【0024】

本発明の原理に従って形成されるスペクトログラムを表す代表的なディスプレイ 120 が図 6 に示される。その上に ROI が置かれるカラーフローの画像フレーム 100 は、このディスプレイの左側に示され、これら ROI 102 及び 108 に対するスペクトログラム 122 及び 128 がこのディスプレイの右側に示される。ユーザが他の ROI を画像 100 に追加するたびに、新しいスペクトログラムがディスプレイ上に現れる。ユーザが ROI を画像上のあちこちに移動させる、又は ROI の大きさ若しくは形状を変化させるので、ROI に対するスペクトログラムは、この ROI に対する変化により表される新しいピクセル値に従って変化する。各スペクトログラム 122、128 は、本実施例において、時間と共に表示される一連の円柱ライン 124 の速度として、よく知られるスペクトルドブラ表示と同じ様式で表示される。各円柱ライン 124 は、使用される連続する画像、又はそれら画像から補間される画像若しくはヒストグラムのうちの 1 つの ROI におけるピクセルから形成される。好ましい実施例において、円柱ラインは速度 0 のベースライン 126 に相対して示される。スペクトログラム 128 は、ディスプレイの第 1 のエイリアシングされた領域に、図 5 の円柱ライン 110 を含んでいることがわかる。

30

40

【0025】

図 6 の実施例は、表される ROI 及び関連するスペクトログラムを備えるカラーフロー画像が臨床報告書に直接電子的に貼り付けることができるので、容易に報告書を作成しやすい。

【0026】

ディスプレイ 120 が記憶される画像のシーケンスから形成される場合、カラーフローフレームを形成するのに使用される CineLoop (登録商標) バッファに記憶されるカラーフローフレームが不変であるため、スペクトログラムは静止表示である。ディスプレイ 120 は、リアルタイムの画像から形成されることも可能である。その場合、表示されるフレ

50

ーム 100 は、リアルタイムで変化する生のカラーフロー画像である。新しいカラーフロー画像が走査変換器 50 により生成され、画像 100 として示されるたびに、その ROI データは、表示されるスペクトログラム上において新しい円柱要素に対しマッピングされるヒストグラムを生成するのに用いられる。これにより生成されるスペクトログラムは、従って、リアルタイムでスクロールする表示として最も効率的に示される。リアルタイムの画像が使用される場合、ヒストグラム処理器のための信号路は、カラーマップ 48 から直接 ROI ピクセルデータを得ることにより簡略化されることができる。

【0027】

アレイ B () の速度 (又は関連する速度) 範囲 (及び故にスペクトログラム) は、アレイ B () に存在する値の範囲に適合するように自動的又は手動で調節されることができる。例えば、デフォルトの速度範囲が $(-0.5 \cdot \text{NyquistVel}, +0.5 \cdot \text{NyquistVel})$ に設定されることができ、ここで NyquistVel は、エイリアシングを行わずに測定されるが、存在する速度が大部分は正である条件に対し、 $[-0.1 \cdot \text{NyquistVel}, +0.9 \cdot \text{NyquistVel}]$ に自動的又は手動で修正されることが可能な最大の正又は負の速度である。エイリアシングがスペクトログラムに起こることを分かる、例えば、スペクトログラム 128 において表示要素 110 及びそれに隣接する要素である場合、エイリアシングの条件は、表示要素の中心に値が無く、ヒストグラム又は表示要素の “ + ” 及び “ - ” のナイキストリミットに値が存在することを検出することにより自動的に検知されることができる。スペクトログラム表示のスケールは増大し、“ 折り返される (wrapped) ” 値はディスプレイに対して折り返されない。代わりに、システム制御が許されれば、エイリアシング条件の検知は、プローブ送信制御器及びエイリアシングを削除するために増大するプローブの PRF に戻される。

【0028】

本発明の原理は、(標準のスペクトルドラモードに対応する、すなわち本発明に記載されるカラードラデータから合成される) スペクトログラム、又は (標準のカラードラモードの速度スケールの最適化を含む) 超音波システムにおける他の速度ベースの表示を自動的にスケールリングするのにも利用されてよい。カラーフロー画像のシーケンスは、Cineloop (登録商標) バッファに取り込まれ、上述したように処理される。1 つ又は数個の ROI を使用する代わりに、画像の全フローエリアが例えばデフォルトの ROI の大きさからなる ROI で自動的に覆われることができる。ヒストグラムは次いで、これら ROI の全て及び処理されるヒストグラムに対し計算され、最大及び最小の速度値、並びにエイリアシングの折り返し特性を検出する。ROI の全ての最大及び最小速度が非常に低い場合、スペクトログラム又は速度ベースの表示のスケールリングは、狭い範囲に減少することができる。前記最大値及び最小値がナイキストリミットにあり、折り返しが検出される場合、表示範囲は増大する、ベースラインがオフセットとなる、又は PRF がそれに応じて増大する。結果生じる表示スケールリングは、画像の如何なるエリア又は範囲内に置かれるどんな ROI に対しても適切であるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図 1】本発明の原理に従って構成される超音波診断撮像システムを形成するブロック図。

【図 2】血管及び選択されたスペクトログラムのサンプルボリュームを示すカラーフロー画像フレーム。

【図 3】スタックに配されるカラーフロー画像フレームのシーケンス。

【図 4】30 ピクセル × 30 ピクセルのサンプルボリュームに対するヒストグラム。

【図 5】図 4 のヒストグラムからマッピングされるスペクトログラム表示のバー。

【図 6】本発明の原理に従って構成される超音波ディスプレイ。

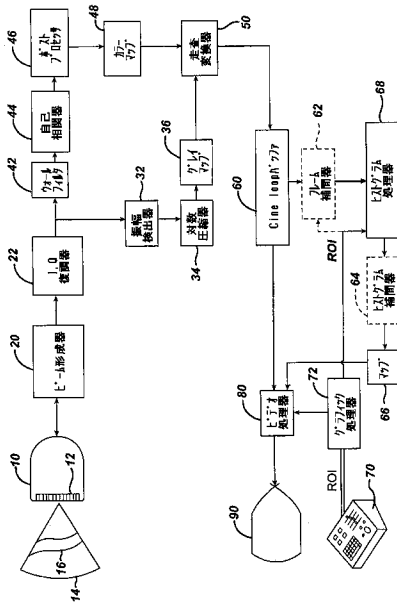
10

20

30

40

【図 1】



【図 3】

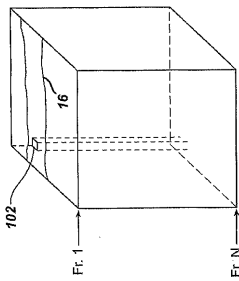


FIG. 3

【図 2】

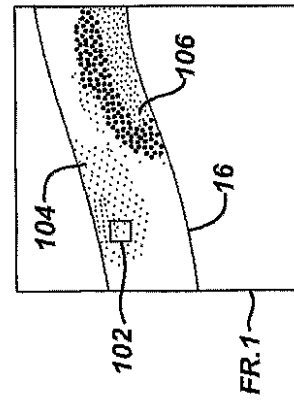


FIG. 2

FIG. 4

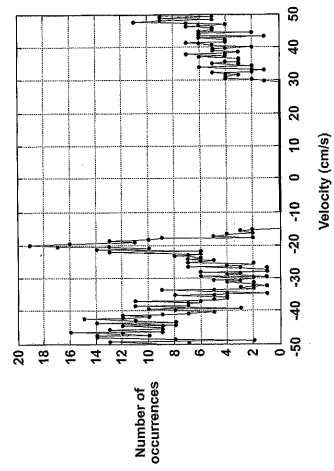
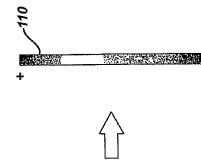
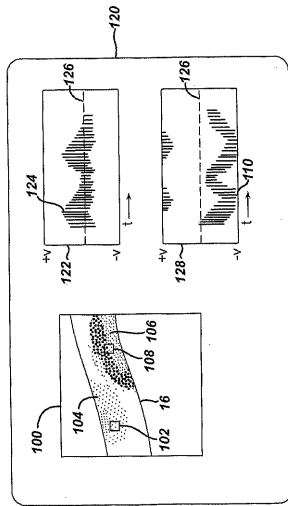


FIG. 5



【 図 6 】

FIG. 6



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/JP2004/000264

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01S15/89 G01S7/52		
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 G01S 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) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 941 826 A (GOUJON ANTOINE) 24 August 1999 (1999-08-24)	1-12, 14-21
Y	column 2, lines 23-26 column 4, lines 6-15 column 6, lines 31-59 column 6, lines 10-20 figure 8	13
Y	US 5 622 174 A (YAMAZAKI NOBUO) 22 April 1997 (1997-04-22) column 28, line 10 - column 29, line 33 figures 54-63	13
X	US 5 515 857 A (SHIKI EIICHI ET AL) 14 May 1996 (1996-05-14) column 4, line 49 - column 5, line 32	6
<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. *G* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 12 May 2004		Date of mailing of the international search report 26/05/2004
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 Kern, O

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/JP2004/000264

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5941826	A	24-08-1999	FR 2741521 A1	30-05-1997
			DE 69620547 D1	16-05-2002
			DE 69620547 T2	24-10-2002
			EP 0775920 A1	28-05-1997
			JP 9182752 A	15-07-1997
US 5622174	A	22-04-1997	JP 2791255 B2	27-08-1998
			JP 6114059 A	26-04-1994
			JP 3253409 B2	04-02-2002
			JP 6285065 A	11-10-1994
			JP 3263171 B2	04-03-2002
			JP 6285066 A	11-10-1994
			JP 6285064 A	11-10-1994
			US 5701897 A	30-12-1997
			US 5673700 A	07-10-1997
US 5515857	A	14-05-1996	JP 3381968 B2	04-03-2003
			JP 7023951 A	27-01-1995

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100122769

弁理士 笛田 秀仙

(72)発明者 ロウパス ザナシス

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピーオー ボックス 3003
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD03 DE04 EE09 JB24 JB46 JB49 JC06 JC25
JC37 KK13 KK17 KK19 KK25 KK31 LL04
5C122 DA15 DA25 EA59 FH11 FK23 HB05 HB06

专利名称(译)	从超声波彩色血流多普勒信息合成流动谱图		
公开(公告)号	JP2006520619A	公开(公告)日	2006-09-14
申请号	JP2006502390	申请日	2004-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ロウパスザナシス		
发明人	ロウパス ザナシス		
IPC分类号	A61B8/08 H04N5/225 H04N5/232 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/483 G01S7/52074 G01S7/52084 G01S15/582 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08 H04N5/225.C H04N5/232.Z		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/JB24 4C601/JB46 4C601/JB49 4C601/JC06 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL04 5C122/DA15 5C122/DA25 5C122/EA59 5C122/FH11 5C122/FK23 5C122/HB05 5C122/HB06		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/447531 2003-02-13 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了一种超声诊断成像系统和方法，其允许用户在彩色血流多普勒图像中表示ROI。超声系统处理ROI的多普勒像素信息并产生谱图，该谱图描述ROI中的运动作为时间的函数。在优选实施例中，通过直方图处理多普勒像素信息以生成谱图数据。

