

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4722283号  
(P4722283)

(45) 発行日 平成23年7月13日(2011.7.13)

(24) 登録日 平成23年4月15日(2011.4.15)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 32 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2000-357187 (P2000-357187)  
 (22) 出願日 平成12年11月24日 (2000.11.24)  
 (65) 公開番号 特開2001-178720 (P2001-178720A)  
 (43) 公開日 平成13年7月3日 (2001.7.3)  
 審査請求日 平成19年11月20日 (2007.11.20)  
 (31) 優先権主張番号 09/449389  
 (32) 優先日 平成11年11月26日 (1999.11.26)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 300019238  
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000  
 (74) 代理人 100064621  
 弁理士 山川 政樹  
 (72) 発明者 ハンス・ゲルマン・トルプ  
 ノルウェー国・7024・トロンドハイム  
 ・アーネバイヴェイエン・13

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】連続データ獲得を用いた超音波フロー・イメージングにおける運動の可視化のための方法および装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

それぞれの走査中にそれぞれのパルスの送信の後に続いて返された超音波エネルギーの関数である、データ・サンプルを獲得するためのデータ獲得サブシステムと、

前記データ・サンプルを高域フィルタリングして高域フィルタリング済みサンプルを形成するための、前記データ獲得サブシステムに結合された高域フィルタと、

前記高域フィルタリング済みサンプルから1組のスペックル信号サンプルを計算するための第1のプロセッサと、

前記獲得された各データ・サンプルの大きさを決定して、それぞれの組織信号サンプルを形成するための第2のプロセッサと、

それぞれの組織信号サンプルとそれぞれのスペックル信号サンプルの関数として導出された各画像値を各ピクセルに連続表示するための表示システムと  
を含むイメージング・システム。

## 【請求項 2】

前記データ獲得システムが受信器および復調器を含み、前記各データ・サンプルは、前記復調器から出力された同相および直交成分を含む請求項1に記載のシステム。

## 【請求項 3】

前記第1のプロセッサが、

前記高域フィルタリング済みサンプルについてそれぞれのスペックル信号サンプルを形成するための手段と、

10

20

前記スペックル信号サンプルを、線形スケールから非線形スケールへ変換するためのスケール・コンバータとを含む請求項1に記載のシステム。

**【請求項4】**

少なくとも1つの空間的および時間的領域における前記スペックル信号サンプルをフィルタリングするための手段と、

前記フィルタリング済みスペックル信号サンプルを、線形スケールから非線形スケールへ変換するためのスケール・コンバータと、

前記スケール変換されたフィルタリング済みスペックル信号サンプルのそれ1つを、前記スケール変換されたスペックル信号サンプルのそれ1つから引き、それによって振幅正規化されたスペックル信号サンプルを形成するための減算器とをさらに含み、

前記表示システムが、前記振幅正規化されたスペックル信号サンプルのうち対応するものおよび前記組織信号サンプルのうち対応するものの関数として導出される画像値を連続表示する請求項3に記載のシステム。

**【請求項5】**

前記スケール・コンバータが対数関数を適用する請求項4に記載のシステム。

**【請求項6】**

前記振幅正規化されたスペックル信号のうち対応するもの、および前記スケール変換されたフィルタリング済みスペックル信号サンプルのうち対応するものの関数として、強調されたスペックル信号サンプルを計算するための第3のプロセッサをさらに含み、

前記表示システムが、前記組織信号サンプルのうち対応するもの、前記強調されたスペックル信号サンプルのうち対応するもの、および前記スケール変換されたフィルタリング済みスペックル信号サンプルのうち対応するものの関数として導出される画像値を連続表示する請求項4に記載のシステム。

**【請求項7】**

前記高域フィルタリング済みサンプルの関数として速度推定値を形成するための第4のプロセッサをさらに含み、前記表示システムが各ピクセルで各画像値を連続表示し、各画像値は、前記組織信号サンプルのうち対応するもの、前記強調されたスペックル信号サンプルのうち対応するもの、および前記速度推定値のうち対応するものの関数として導出される請求項6に記載のシステム。

**【請求項8】**

前記第1のプロセッサが、スケール変換の前に時間平均されたスペックル信号サンプルを形成するための信号平均器をさらに含む請求項3に記載のシステム。

**【請求項9】**

前記第1のプロセッサが、前記スペックル信号サンプルを時間的に間引きするためのデシメータをさらに含む請求項3に記載のシステム。

**【請求項10】**

速度推定値を前記高域フィルタリング済みサンプルの関数として形成するための第3のプロセッサをさらに含み、前記表示システムが各ピクセルで各画像値を連続表示し、前記各画像値は、前記組織信号サンプルのうち対応するもの、前記スペックル信号サンプルのうち対応するもの、および前記速度推定値のうち対応するものの関数として導出される請求項3に記載のシステム。

**【請求項11】**

前記組織信号および前記スペックル信号のための別々のデータ・サンプルを獲得する前記データ獲得サブシステムを含む請求項1に記載のシステム。

**【請求項12】**

それぞれの走査中にそれぞれのパルスの送信の後に続いて返された超音波エネルギーの関数である、データ・サンプルを獲得するステップと、

前記データ・サンプルを高域フィルタリングしてフィルタリング済みサンプルを形成するステップと、

前記高域フィルタリング済みサンプルから1組のスペックル信号サンプルを計算するス

10

20

30

40

50

テップと、

前記獲得された各データ・サンプルの大きさを決定して、それぞれの組織信号サンプルを形成するステップと、

それぞれの組織信号サンプルとそれぞれのスペックル信号サンプルの関数として導出された各画像値を各ピクセルに連続表示するステップと

を含むイメージング方法。

【請求項 1 3】

前記計算するステップが、

前記各高域フィルタリング済みサンプルについてそれぞれのスペックル信号サンプルを形成するステップと、

前記スペックル信号サンプルを、線形スケールから非線形スケールへ変換するステップとを含む請求項1 2に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記計算するステップが、スケール変換の前に時間平均されたスペックル信号サンプルを形成するステップをさらに含む請求項1 3に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記計算するステップが、前記スペックル信号サンプルを時間的に間引きするステップをさらに含む請求項1 3に記載の方法。

【請求項 1 6】

速度推定値を、前記高域フィルタリング済みサンプルの関数として形成するステップと

、  
各ピクセルで画像値を連続表示するステップとをさらに含み、

前記各画像値は、前記組織信号サンプルのうち対応するもの、前記スペックル信号サンプルのうち対応するもの、および前記速度推定値のうち対応するものの関数として導出される請求項1 3に記載の方法。

【請求項 1 7】

少なくとも 1 つの空間的および時間的領域における前記スペックル信号サンプルをフィルタリングするステップと、

前記フィルタリング済みスペックル信号サンプルを、線形スケールから非線形スケールへ変換するステップと、

前記スケール変換されたフィルタリング済みスペックル信号サンプルのそれぞれ 1 つを、前記スケール変換されたスペックル信号サンプルのそれぞれ 1 つから引き、それによって振幅正規化されたスペックル信号サンプルを形成するステップと、

前記振幅正規化されたスペックル信号サンプルのうち対応するもの、および前記組織信号サンプルのうち対応するものの関数として導出された画像値を連続表示するステップとをさらに含む請求項1 3に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記スケール変換が対数関数を適用する請求項1 7に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記振幅正規化されたスペックル信号のうち対応するもの、および前記スケール変換されたフィルタリング済みスペックル信号サンプルのうち対応するものの関数として、強調されたスペックル信号サンプルを計算するステップと、

前記組織信号サンプルのうち対応するもの、前記強調されたスペックル信号サンプルのうち対応するもの、および前記スケール変換されたフィルタリング済みスペックル信号サンプルのうち対応するものの関数として導出された画像値を連続表示するステップとをさらに含む請求項1 7に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記高域フィルタリング済みサンプルの関数として速度推定値を形成するステップをさらに含み、

前記表示された画像値はそれぞれの速度推定値の関数として導出される請求項1 9に記

10

20

30

40

50

載の方法。

**【請求項 2 1】**

前記データ・サンプルを獲得するステップは前記組織信号および前記スペックル信号のための別々のデータ・サンプルを獲得するステップを含む請求項 1 2 に記載の方法。

**【請求項 2 2】**

電気的活動化に応答して波エネルギーを送信し、返された波エネルギーをアナログ電気信号に変換するための、多数のトランスデューサ要素を含むトランスデューサ・アレイと、

前記アナログ電気信号をデジタル・データ・サンプルに変換するためのアナログ - デジタル・コンバータと、

画像を表示するための表示モニタと、

コンピュータとを含み、

前記コンピュータは、

前記トランスデューサ・アレイを制御して、それぞれの走査中にそれぞれのパルスの送信の後に続いて返された超音波エネルギーの関数である、データ・サンプルを獲得するステップと、

前記データ・サンプルを高域フィルタリングして高域フィルタリング済みサンプルを形成するステップと、

前記高域フィルタリング済みサンプルからスペックル信号サンプルを計算するステップと、

前記表示モニタを制御して、前記スペックル信号サンプルの関数として導出された画像値を連続表示するステップとを実行するようにプログラムされる、血液運動をイメージングするためのシステム。

**【請求項 2 3】**

前記計算するステップが、

前記各高域フィルタリング済みサンプルについてそれぞれのスペックル信号サンプルを形成するステップと、

前記スペックル信号サンプルを、線形スケールから非線形スケールへ変換するステップとを含む請求項 2 2 に記載のシステム。

**【請求項 2 4】**

前記コンピュータが、

少なくとも 1 つの空間的および時間的領域における前記スペックル信号サンプルをフィルタリングするステップと、

前記フィルタリング済みスペックル信号サンプルを、線形スケールから非線形スケールへ変換するステップと、

前記スケール変換されたフィルタリング済みスペックル信号サンプルのそれ 1 つを、前記スケール変換されたスペックル信号サンプルのそれ 1 つから引き、それによって振幅正規化されたスペックル信号サンプルを形成するステップと、

前記表示モニタを制御して、前記振幅正規化されたスペックル信号サンプルのうち対応するものの関数として導出された画像値を連続表示するステップとを実行するようにさらにプログラムされる請求項 2 3 に記載のシステム。

**【請求項 2 5】**

前記スケール変換が対数関数を適用する請求項 2 4 に記載のシステム。

**【請求項 2 6】**

前記コンピュータが、

前記振幅正規化されたスペックル信号のうち対応するもの、および前記スケール変換されたフィルタリング済みスペックル信号サンプルのうち対応するものの関数として、強調されたスペックル信号サンプルを計算するステップと、

前記表示モニタを制御して、前記強調されたスペックル信号サンプルのうち対応するもの、および前記スケール変換されたフィルタリング済みスペックル信号サンプルのうち対

10

20

30

40

50

応するものの関数として導出された画像値を連続表示するステップとを実行するようにさらにプログラムされる請求項2\_4に記載のシステム。

**【請求項 2\_7】**

前記コンピュータが、

前記各スペックル信号サンプルに対応するそれぞれの組織信号サンプルを計算するステップと、

速度推定値を、前記高域フィルタリング済みサンプルの関数として形成するステップと、

前記表示システムを制御して、各ピクセルで画像値を連続表示するステップとを実行するようにさらにプログラムされ、

各画像値は、前記組織信号サンプルのうち対応するもの、前記強化されたスペックル信号サンプルのうち対応するものおよび前記速度推定値のうち対応するものの関数として導出される請求項2\_6に記載のシステム。

**【請求項 2\_8】**

前記計算するステップが、スケール変換の前に時間平均されたスペックル信号サンプルを形成するステップをさらに含む請求項2\_3に記載のシステム。

**【請求項 2\_9】**

前記計算するステップが、前記スペックル信号サンプルを時間的に間引きするステップをさらに含む請求項2\_3に記載のシステム。

**【請求項 3\_0】**

前記コンピュータが、

前記高域フィルタリング済みサンプルの関数として速度推定値を形成するステップと、

前記表示システムを制御して、各ピクセルでそれぞれの画像値を連続表示するステップとを実行するようにさらにプログラムされ、前記各画像値は、前記スペックル信号サンプルのうち対応するものおよび前記速度推定値のうち対応するものの関数として導出される請求項2\_3に記載のシステム。

**【請求項 3\_1】**

前記コンピュータが、

前記獲得された各データ・サンプルの大きさを決定して、それぞれの組織信号サンプルを形成するステップと、

前記表示システムを制御して、各ピクセルでそれぞれの画像値を連続表示するステップとを実行するようにさらにプログラムされ、各画像値は、それぞれのスペックル信号サンプルおよびそれぞれの組織信号サンプルの関数として導出される請求項2\_2に記載のシステム。

**【請求項 3\_2】**

前記データ獲得ステップが、前記各データ・サンプルについてそれぞれの追加データ・サンプルを獲得することを含み、前記それぞれの追加データ・サンプルは、前記走査でインターリーブされたそれぞれの追加走査中にそれぞれのパルスの送信の後に続いて返された超音波エネルギーの関数でもあり、前記コンピュータが、

前記各追加獲得データ・サンプルの大きさを決定してそれぞれの組織信号サンプルを形成するステップと、

前記表示システムを制御して、各ピクセルでそれぞれの画像値を連続表示するステップとを実行するようにさらにプログラムされ、各画像値は、それぞれのスペックル信号サンプルおよびそれぞれの組織信号サンプルの関数として導出される請求項2\_2に記載のシステム。

**【発明の詳細な説明】**

**【0001】**

**【発明の属する技術分野】**

本発明は、一般に、医療診断のための人体構造の超音波イメージングに関する。詳細には、本発明は、血管構造をイメージングするための方法および装置に関し、より詳細には、

10

20

30

40

50

超音波イメージング・システムで使用するために血液運動を可視化するための信号処理アルゴリズムに関する。

【 0 0 0 2 】

## 【従来の技術】

従来のカラー・フロー・イメージングには「アンジオ」または「パワー・ドップラー・イメージング」(以下「フロー・イメージング」と呼ぶ)があり、1つの画像を、送信されたパルスのシーケンス(パケット)から、典型的には画像における各走査線につき5~15パルスの範囲で生成するものである。低速で運動する筋肉組織では、移動中の血液からの信号よりも受信信号においてより低いドップラー偏移が生じ、効率的なクラッタ・フィルタが、クラッタ信号を血液からの信号よりもはるかに低いレベルまで抑制するように設計されている。クラッタをフィルタリングした後の信号パワーを使用して、画像内で血液が存在するポイントを検出する。代替方法は、信号パワーを画像(アンジオまたはパワー・ドップラー)として表示して血管を可視化することである。信頼性ある検出を得るために、実質的な時間および空間平均が使用される。したがって動的変動ならびに空間分解能(血流)が制限される。この平均処理によって、信号振幅における空間的スペックル・パターンを抑制する。

[ 0 0 0 3 ]

従来の超音波血流イメージングは、移動する散乱体によって生じたドップラー偏移の検出および測定に基づいている。このドップラー偏移を利用して、血液の存在を検出するために、低速で運動する筋肉組織からの信号を抑制し、これを超音波画像の各ポイントにおける実際の血液速度を計るためにも用いる。残念ながら、ドップラーウィーク波数偏移は、超音波ビームに沿った速度成分のみを感知可能であり、このビームを横断する可能性のある速度成分は、受信信号ドップラー・スペクトルから検出されず、あるいは測定不可能である。標準のカラー・フロー・イメージングでは、ドップラー偏移が、いくつかの送信パルスから生成された受信信号から推定され、カラー・スケールでコーディングされる。ある状況では、血流方向を血管の幾何形状から測定することができるが、これは、特に血管の幾何形状を画像において明瞭に見ることができないときに、自動的な方法で行うことが困難である。標準のカラー・フロー・イメージングは、しばしば混乱を生じるような血液速度可視化を与え、たとえばカーブする血管ではドップラー偏移が、したがって色も、血液速度と超音波ビームの間の角度変化により、速度の大きさが一定であっても、血管に沿って変化している。パワー・ドップラー（アンジオ・モードとも呼ばれる）では、この問題を、測定されたドップラー偏移を表示から廃棄することによって解決する。

[ 0 0 0 4 ]

超音波フロー・イメージングにおける横向き速度成分を測定することには、相当な関心があり、いくつかの方法が提案されている。2つの異なる位置からの複合走査は、Foxにより、「Multiple crossed-beam ultrasound Doppler velocimetry」, IEEE Trans. Sonics Ultrason., Vol. 25, pp. 281-286, 1978年において開示された。2つの異なる位置からの複合走査によって2つの速度成分が与えられるが、大開口のトランステューサには実際的な問題がある。これは、2つの成分測定の間のタイム・ラグ、および、視野が制限されていることである。Newhouse他によって、「Ultrasound Doppler probing of flows transverse with respect to beam axis」, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 34, pp. 779-789, 1987年10月において開示された方法によれば、超音波ビームを通過する移行時間が測定され、これがドップラー信号の増加する帯域幅に反映される。この方法の正確さは大変低く、流れの方向を生じず、直線形および層流のある領域においてのみ動作する。フレーム対フレームの相関解析に基づく二次元のスペックル追跡方法が、Trahey他によって、「Angle independent ultrasonic detection of blood flow」, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 50

. 34, pp. 965 - 967, 1987年12月において提案されている。この方法は、R F 信号と振幅検出信号両方に対して使用することができる。受信ビーム・パターンにおいて横向きの振動を生じるための、トランステューサの2つの副開口のコヒーレント処理は、Jensen他によって、「A new method for estimation of velocity vectors」, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Contr., Vol. 45, pp. 837 - 851, 1998年5月、および、Andersonによって、「Multi-dimensional velocity estimation with ultrasound using spatial quadrature」, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Contr., Vol. 45, pp. 852 - 861, 1998年5月に記載されている。10 この方法では、徴候を含めた定量的な横方向速度情報が与えられる。この方法の主な欠点は横方向分解能が不十分なことであり、そのためイメージングへの使用が制限される。

#### 【0005】

##### 【発明が解決しようとする課題】

システム使用者に血流の方向および大きさの正確な認知を与え、実際の血流を内壁運動の人為構造から分離するのに有効でもある、超音波イメージングの方法が必要とされている。20

#### 【0006】

##### 【課題を解決するための手段】

超音波イメージングでは、返されたエコーが可干渉的に処理される。画像には、多数の散乱体から散乱され戻された音波の構成的および破壊的干渉により、強度における変動がある。強度におけるこれらの変動は、しばしば「スペックル・パターン」と呼ばれる。散乱体のわずかな変位（赤血球細胞）があるとき、スペックル・パターンに対応する変位が生じる。スペックル・パターンを、移動する散乱体から強調し、このような画像のストリームを表示することによって、血流の直観的な表示が得られる。

#### 【0007】

本発明は、血管における血球の運動に関するスペックル・パターンの運動を保持、強調、可視化することによって、血液運動をイメージングするための方法および装置である。30 この方法を、本明細書では以下で「血液運動イメージング」(B M I)と呼ぶ。スペックル・パターンの運動は、使用者に、血流の方向および大きさの正確な認知を与え、実際の血流を内壁運動の人為構造から分離するために有効でもある。このように、システム操作員は血流を画像で見ることができるが、横方向速度成分を測定する試みは行われない。しかし、横方向速度成分は、スペックル運動から導出された角度測定を、ドップラー周波数偏移から得られた半径方向速度成分と結合することによって、間接的に導出することができる。

#### 【0008】

本発明の好ましい実施態様では、信号サンプルの画像フレーム（すなわち、生の音響データ）が連続的に獲得される。信号処理のためのデータ入力は、ビーム形成されかつ複合復調されたI / Qデータ・サンプルである。別法として、この処理を、実数値のR Fデータ上で、複合復調せずに実行することができる。データ・フレームの連続ストリームはそれぞれが1回の走査の結果であり、処理に使用可能である。走査面の各位置について（本明細書で使用するように、「位置」とは1つのビームからの1つの深さ範囲という意味である）、信号サンプルのそれぞれの時間シーケンスが、処理に使用可能である。この信号は、まず高域フィルタリングされる。高域フィルタの後に続いて、スペックル信号が形成される。スペックル信号を形成する1つの方法は、高域フィルタリング済み信号（I / QまたはR F）の平方量（すなわち、パワー）を計算することである。次いで、このスペックル信号が非線形スケール変換を受けて、表示用の血液運動イメージング（B M I）信号が形成される。非線形スケール変換の一例は、対数圧縮と、その後に続くゲインおよびダイ4050

ナミック・レンジ調整である。

**【0009】**

血液散乱体の運動が、フレームからフレームへの画像におけるスペックル・パターンの対応する運動を生じ、これが半径方向と横方向の両方の運動を示す。連続獲得では、これらの各フレームの間の時間が、パルス繰り返し時間（1 / P R F）に等しい。運動を可視化するために、表示フレーム・レートをたとえば1 kHzから30 Hzへ実質的に低減しなければならない。リアルタイム表示では多くのデータを廃棄しなければならないが、低速運動再生では、記録されたフレームのより大きい断片またはすべてを使用することができる。十分に高いP R Fを得るには、フレーム・レートを最大にするべきである。

**【0010】**

したがって、連続獲得のための好ましい組織処理は、フローおよび組織画像と同じ走査から計算することである。最も好ましい実施形態によれば、（1つの信号処理経路に沿って高域フィルタへ送信された）信号サンプルを別々の信号処理経路に沿って組織処理することによって、各走査につき1つの組織画像が記録される。

**【0011】**

別法として、別々の走査を、信号サンプルの別々の画像フレームを獲得して組織画像を形成するように実行することができる。後者の場合、獲得フレーム・レートが著しく低減される。

**【0012】**

相対的に幅広い送信ビームを使用することによって、わずかに異なる方向における同時ビーム形成によって、送信ビームにつきいくつか（たとえば、2つ）の受信ビームを獲得することが可能であり、それによって獲得フレーム・レートが向上する。この既知の技術は、マルチライン獲得（MLA）と呼ばれる。

**【0013】**

別の好ましい実施形態によれば、スペックル信号を2つの別々の経路に沿って処理することによって、スペックル信号が強調される。第2の経路に沿って、スペックル信号が時間的および／または空間的フィルタリングを受けて、信号におけるスペックルが抑制される。次いで、結果として得られる時間的／空間的フィルタリング済みの信号が、非線形スケール変換を受け、第1の経路に沿って元のスケール変換されたスペックル信号から引かれて、血液運動をイメージングするために強調されたスペックル信号が形成される。加えて、フロー画像におけるスペックル・パターンを強調するため、短い送信パルスおよび大開口のトランスデューサを使用することによって、空間分解能をできるだけ高くするべきである。

**【0014】**

スペックル・パターンをフロー画像に含ませる様々な方法がある。すなわち、（1）スペックル信号を信号パワーと結合し、結合した信号をアンジオ・モードのフロー画像と同じ方法で示すことによる、（2）アンジオ画像の強度（HSV色表現における「値」）変調による、（3）運動の方向および大きさを可視化するために、スペックルの「年齢」をカラー・コーディングすることによる。

**【0015】**

本発明は、画像のシーケンスの記録されたI / Qデータに基づく、あるいはリアルタイムによる、後処理として実施することができる。本発明は、ハードウェアおよび／またはソフトウェアにおいて実施することができる。

**【0016】**

**【発明の実施の形態】**

カラー・フローおよび組織イメージングを有する、典型的な超音波イメージング・システムを全体として図1に示す。超音波トランスデューサ・アレイ10の個々の要素が、送信／受信（T / R）スイッチ12を介して送信器14の多数のパルサによって活動化されて、ウェーブレットが送信される。これは送信ビームを形成するための同じ送信特性を持っており、同じ送信焦点位置に焦点が合わせられる。パルサを活動化して送信ビーム形成を

10

20

30

40

50

達成するための送信シーケンスおよび時間遅延は、ビーム形成コントローラ 16 によって行われる（たとえば、ソフトウェアとしてホスト・コンピュータに組み込まれる）。各送信ビームは、走査されている対象を通過して伝播し、対象における超音波散乱体によって反射されてアレイに戻る。各送信を照射した後、トランスデューサ・アレイ要素によって検出されたエコー信号が、受信器 18 のそれぞれの受信チャネルに供給される。受信器 18 が、ビーム形成コントローラ 16 の方向においてエコーをビーム形成する。受信器 18 は、適切な受信焦点時間遅延を受信したエコー信号に与え、これらを合計して、特定の送信焦点ゾーンに対応する深さの範囲から連続的に反射された合計の超音波エネルギーを正確に指示するエコー信号を提供する。

## 【0017】

10

R F システムでは、受信器 18 によって出力され、ビーム加算された R F エコー信号が、組織信号（たとえば、B モード）プロセッサ 22 へ送信される。組織信号プロセッサは、典型的に、ビーム加算された信号の包絡線を形成するための包絡線検波器を組み込んでいる。信号の包絡線は、対数圧縮など、いくつかの追加の組織信号処理を受けて、表示データを形成し、これがメモリ 26 に格納され、次いで走査コンバータ 28 へ出力される。別法として、図 1 に示すように、R F 信号が復調器 20 によってベースバンドに復調され、次いで同相成分および直交成分が、組織信号プロセッサによって別々に処理される。

## 【0018】

一般に、表示データは走査コンバータ 28 によって、ビデオ表示用に X - Y フォーマットへ変換される。検査中の対象を通じて多数の並列走査またはスライスの 1 つを表している強度データの各フレームが走査コンバータ 28 へ格納され、次のサイクルで、表示サブシステム 30 におけるビデオ・プロセッサへ送信される。ビデオ・プロセッサはビデオ・データを、ビデオ表示用にグレー・スケールにマッピングする。次いで、グレー・スケール画像フレームが、表示サブシステム 30 のビデオ・モニタへ送信される。

20

## 【0019】

カラー・フロー・イメージング・モードでは、カラー・フロー・プロセッサ 24 は追加の走査で獲得されたデータを処理し、各カラー・フロー画像が多数の走査から獲得される。たとえば、P 個のパルスのシーケンス（すなわち、「パケット」）が、R O I における各焦点位置へ送信され、1 つのカラー・フロー画像が走査の各パケット毎に生成される。カラー・フロー画像データは、メモリ 26 の別々の部分に格納され、走査変換され、カラー・マッピングを使用してビデオ処理され、次いで表示中に組織画像の上に重ねられる。

30

## 【0020】

「I Q 信号」とラベルのついた入力が、図 1 に示した復調器から受信されるという条件で、本発明の好ましい実施形態を図 2 に示す。この好ましい実施形態および別の好ましい実施形態によれば、データが連続的に、計時されたシーケンスにおいて関心領域を繰り返し走査することによって獲得される。各走査に対して、単一のパルスが画像の各ビーム方向へ送信される。図 2 に示した処理技術によれば、各走査につき 1 つのフロー画像および 1 つの組織画像を表示することができる。両方の画像は、同じデータ・セットから計算される。

## 【0021】

40

図 2（および以下の図）に示した B M I 処理は、1 つの深さ範囲についてのものであるが、同じ処理がすべての深さ範囲に並行に適用される。各レンジ・ゲートから獲得されたデータ・サンプル（送信パルスの後に続く）が、デジタル高域フィルタ 32 によってフィルタリングされる。デジタル高域フィルタが、信号サンプルの連続ストリームを受信する。各ビーム・ベクトルが K 個の信号サンプルからなり、K 個の深さ範囲を表す場合、受信信号サンプルの組を二次元信号  $s(k, n)$  ;  $k = 1, \dots, K$  ;  $n = 1, \dots$  によって記述することができる。このとき、各深さ範囲  $k$  について、一次元の信号  $x(n) = s(k, n)$  が高域フィルタ 32 に入力される。高域フィルタ 32 は、各深さ範囲  $k$  について別々に動作している。

## 【0022】

50

図6は、図2に示した好ましい実施形態による走査および表示シーケンスを、長さN = 3の有限インパルス応答(FIR)フィルタの場合について示している。FIRフィルタは、長さN = 3のスライディング・ウィンドウ68として動作する。

#### 【0023】

入力信号がx(n)であり、出力信号がy(n)の場合、汎用線形フィルタの演算は下記の式によって記述することができる。

#### 【数1】

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k) h(n, k)$$

10

#### 【0024】

フィルタは時間可変となる可能性があり、出力サンプルは入力サンプルの無限数に依存する可能性がある。時間不变のフィルタでは、フィルタリング演算は下記の式に簡約される。

#### 【数2】

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k) h(n-k)$$

ただし、h(n)はインパルス応答関数と呼ばれる。無限インパルス応答(IIR)フィルタではh(n)は無限の長さであり、FIRフィルタではh(n)が有限の長さである。多項式回帰フィルタは、使用できる時間可変フィルタの一例である。長さJ = 4の高域FIRフィルタのインパルス応答関数の一例は、下記の式によって与えられる。

$$h(0) = 0.16, h(1) = 0.53, h(2) = -0.53, h(3) = -0.16$$

#### 【0025】

サンプルの連続ストリームの最初で、いくつかのフィルタ出力サンプルを廃棄しなければならない可能性があり、それによって最初の画像フレームが得られる前に小さい遅延が生じる。FIRフィルタを使用した場合、最初のK個の画像を、ただしKがFIRフィルタ命令であるとき、廃棄しなければならない。IIRフィルタを使用した場合、フィルタを一時的に抑制するためのいくつかの初期化技術が存在するが、最初の画像のいくつかを廃棄しなければならない可能性がある。フローおよび組織画像を同期化するには、等しい数の組織画像を廃棄する必要がある。

#### 【0026】

高域フィルタリングの後に続いて、スペックル・プロセッサ70によってスペックル信号が形成され、処理される。好ましい一実施形態によれば、スペックル・プロセッサ70が、各出力サンプルの平方量(すなわち、パワー)を計算するプロセッサ34を含む。複合I/Q信号がx(k) = z(k) + iy(k)によって与えられ、ただしzおよびyが実数かつi = -1の場合、プロセッサ34の出力はz(k)<sup>2</sup> + y(k)<sup>2</sup>によって与えられる。プロセッサ34の内部に図示した表記法では、中央の点が入力信号x(k)で置換される。次いで、スペックル信号が、非線形振幅変換を受ける。図2では、この変換が、対数圧縮(ブロック36)と、その後に続くゲインおよびダイナミック・レンジ調整(ブロック38)からなる。スペックル・プロセッサ70から結果として得られるスペックル信号が、連続的にメモリ26に格納される。

#### 【0027】

図2に示した好ましい実施形態によれば、同じ獲得データを使用して、血液運動画像と組織画像を共に計算する。従来の組織信号処理22の一部として、I/Q信号の包絡線(高域フィルタリングなし)が公式(z(k)<sup>2</sup> + y(k)<sup>2</sup>)<sup>1/2</sup>を用いて計算される。組織信号プロセッサ22は各I/Q信号サンプル上で動作し、ブロック34は高域フィルタリングされたバージョンのI/Q信号サンプル上で動作する。結果として生じる組織画像が、

20

30

40

50

メモリ 26 の別々の部分に格納される。各組織画像および各血液運動画像が、走査コンバータ 28 によって走査変換され、RGB 符号器 42 へ送信される。血液運動画像および組織画像の簡素な組合せを、表示サブシステム 44 によって表示された画像の RGB 成分に使用することができる。一例は、 $R = 4 \times BMI + 2 \times \text{組織}$ 、 $G = BMI + 4 \times \text{組織}$ 、 $B = 4 \times \text{組織}$ である。グレースケール画像を生成する組合せも可能である。

#### 【0028】

図 3 に示した好ましい実施形態によれば、別々の走査が実行されて、組織の（たとえば、B モード）画像が従来の方法で獲得される。1 回の組織走査が、各 BMI 走査について実行される。組織走査が BMI 走査と交替にされることが好ましい。この実施形態では、第 1 の関心領域を、各 BMI 走査中に走査することができ、第 1 の関心領域よりも大きい第 2 の関心領域を各組織走査中に走査することができる。代替（たとえば、偶数回の）走査中に獲得された BMI 走査データが高域フィルタリングされ、次いでスペックル信号を形成するように処理され、たとえば奇数回の走査中に獲得された組織走査データが包絡線検波される。上述のように、図 3 は、「IQ 信号」とラベルのついた入力が、図 1 に示した復調器から受信される一実施形態を表す。図 2 のそれぞれのブロックと等しい参照番号を有する図 3 のブロックは、図 2 を参照して先に記載した同じ機能を有する。第 1 のベクトル空間およびベクトル毎の第 1 の数の送信焦点位置を有する、第 1 の計時シーケンスにおける第 1 の関心領域を走査し、次いで、第 2 のベクトル空間およびベクトル毎の第 2 の数の送信焦点位置を有する、第 2 の計時シーケンスにおける第 2 の関心領域を走査することによって、データが連続的に獲得される。任意選択で、第 1 のベクトル空間を、第 2 のベクトル空間と異なるようにすることができ、かつ／または、ベクトル毎の第 1 の数の送信焦点位置を、ベクトル毎の第 2 の数の送信焦点位置と異なるようにすることができる。次いで、フロー画像が、より大きい組織背景画像上に重ねて表示される。

#### 【0029】

図 4 は、さらに好ましい実施形態を示し、スペックル信号が振幅正規化によって強調されてより平滑な表示が提供されるものである。これは、時間的かつ空間的にフィルタリングされ、スケール変換されたバージョンのスペックル信号を、スペックル・プロセッサ 70' においてスケール変換されたスペックル信号自体から引くことによって実施され、それによって、血液運動をイメージングするために強調されたスペックル信号が形成される。

#### 【0030】

図 4 を見るとわかるように、高域フィルタ 32 の後に続いて、フィルタリング済みの I / Q 信号サンプルの平方量がプロセッサ 34 で、先に記載したように計算される。各入力サンプル  $\times (k)$  について、対応する出力サンプルがある。これは  $z(k)^2 + y(k)^2$  である。プロセッサ 34 によって出力されたスペックル信号が、2 つの信号処理経路に沿って送信される。第 1 の経路では、スペックル信号がブロック 36 で対数圧縮を受ける。第 2 の経路では、スペックル信号が、時間的フィルタリング 46 と、その後に続く空間的フィルタリング 48 を受けることが好ましい。時間的フィルタ 46 によって出力されたサンプルが、異なる時間からのいくつかのサンプルの加重平均であることが好ましい。空間的フィルタ 48 によって出力されたサンプルは、異なる空間的位置からのいくつかの時間的フィルタリング済みサンプルの数の加重平均であることが好ましい。好ましい実施形態によれば、フィルタ 46 および 48 は低域特性を有し、したがって信号における高速な変動を平滑化するように機能する（すなわち、スペックルを抑制する）。（対照的に、高域フィルタ 32 は、高速変動とは反対に低速変動を抑制する。）時間的かつ空間的にフィルタリングされた信号の対数が、ブロック 50 で計算される。後続の処理はすべて対数領域で行われる。

#### 【0031】

振幅正規化されたスペックル信号は、時間的かつ空間的にフィルタリングされたスペックル信号の対数を、加算器 / 減算器 52（図 4 を参照）におけるスペックル信号の対数から引くことによって得られる。対数領域における減算は、対応する線形信号の小数部の対数に等しい。I / Q 信号はゼロ平均複合ガウス処理である。平均パワー（分散）で割り算さ

10

20

30

40

50

れた、平方された振幅信号が、ユニティに等しい平均値で指數関数的に分布される。したがって、振幅正規化されたスペックル信号のサンプルが等しく分布され、分布は指數分布の対数変換によって判明する。このスペックル信号は、確率分布によって決定された、ある信頼区間に収まるように制限する（ブロック 5 4）ことができる。リミッタ 5 4 の出力は、さらに処理することなくメモリに格納することができ、図 2 に関して先に記載したように表示できる。

#### 【 0 0 3 2 】

図 4 は、より高度な信号処理を示す。スペックル信号は、画像において血流が検出される領域のカラー・ピクセル値を修正することによって、フロー画像表示において可視化される。この効果を得るために 1 つの方法は、平均信号パワーをスペックル信号と結合して 1 つの値にすることであり、これがたとえばピクセル値の輝度を制御する。これは、次の方法で行うことができる。時間的 / 空間的にフィルタリングされたスペックル信号のゲインが、ブロック 5 8 で調整される。結果として得られる信号は、指定されたダイナミック・レンジによって与えられた正の最大値に制限される（正のリミッタ 6 0）。負の信号値はゼロに制限されない。次いで、正に制限された信号が、加算器 / 減算器 6 4 へ送信される。変動するパワー（すなわち、スペックル）信号が制限され（リミッタ 5 4）、平均パワー信号に加算され（加算器 / 減算器 6 4）、負の値がゼロに等しく設定される（負のリミッタ 6 6）。平均信号が最大値を有するとき、合計の信号は表示のダイナミック・レンジに及ぶ。平均信号が最大値未満のとき、合計の信号の最小部分が失われる。平均信号を RGB 符号器 4 2 で使用することができ、次いでこれは組織 / フロー・アービトレーション機能を含む。

#### 【 0 0 3 3 】

図 4 に示した好ましい実施形態では、時間的および空間的フィルタリングの両方は必要でない。別法として、時間的フィルタリングを、空間的フィルタリングなしに実行することができ、あるいは、空間的フィルタリングを、時間的フィルタリングなしに実行することができる。

#### 【 0 0 3 4 】

図 4 に示したブロックに加えて、スペックル・プロセッサ 7 0' は、任意選択で、量平方ブロック 3 4 の後に続いて時間的平均器（破線ブロック 8 0 で示す）を含むことができる。この時間的平均は、スペックルにおいて、血流の方向に沿った線を生成する。この平均器の後に続いて、時間的デシメータ（図 4 において破線ブロック 8 2 で示す）を、任意選択で、リアルタイム表示に適したフレーム・レートを得るために含めることができる。このとき、類似のデシメーションが、組織信号および第 2 のスペックル・ブランチにおける信号に必要である。

#### 【 0 0 3 5 】

図 5 は、スペックル信号を半径方向速度成分の推定値と結合する、さらに好ましい実施形態を示す。図 4 のブロックと同じ数を有するブロックは、先に記載したものと同じ機能を有する。自己相関推定ブロック 7 2 では、1 に等しい時間的ラグにおける自己相関関数の推定値の連続ストリームが、下記の式のように判明する。

#### 【 数 3 】

$$\hat{R} (1) = x (k) * x (k - 1)$$

ただし、アスタリスクは複素共役を表し、たとえば、 $x = z + i y$  の場合は  $x^* = z - i y$  である。これらの複素値の自己相関推定値がブロック 7 4 で時間的にフィルタリングされ、ブロック 7 6 で空間的にフィルタリングされる。自己相関値がメモリ 2 6 に格納され、速度値が表示アルゴリズムの一部として計算される。別法として、速度値がメモリ 2 6 の前に計算され、自己相関値の代りに格納される。

#### 【 0 0 3 6 】

図 5 に示した好ましい実施形態によれば、B M I 信号、平均パワー信号、半径方向速度信

10

20

30

40

50

号、および組織信号を使用して血液運動画像を表示用に計算する。まず、走査変換プロック 28 がこれらの 4 つの信号を走査変換する。次いで、各ピクセルに対して、それが組織ピクセルかフロー・ピクセルかの判断が行われる。この組織 / フロー・アービトレーション（プロック 78）は、組織信号、平均パワー信号および半径方向速度信号に基づく。フロー・ピクセルの R G B 値は、B M I 信号および半径方向速度信号によって決定される（R G B 符号器 42）。色は、半径方向速度信号に基づいて選択され、B M I 信号は色の輝度を決定する。

#### 【 0 0 3 7 】

図 6 の上部は、図 2 に示したシステムの走査シーケンスを示し、下部は表示シーケンスを示す。水平軸が時間軸であり、垂直軸がビーム位置である。上部では、各ドットが、1 つの送信パルスからの受信信号ベクトルを表す。M L A を使用した場合、ビーム位置がわずかに異なる 2 つまたはそれ以上の信号ベクトルが、各時間インスタンスについて存在する。図 6 は、M L A のない状況を示す（明瞭にするため）。走査シーケンスは、関心領域の連続走査を用いてデータが連続的に獲得されるようにプログラムされる。これは、従来の B モード走査に類似している。しかし、この場合、いくつかの連続走査がメモリに格納され、B M I 処理が、たとえば図 6 の長さ 3 のスライディング・ウィンドウによって 1 つの位置からの信号サンプルのシーケンスに適用される。この例では、各表示フレームが、先行する 3 回の走査から計算され、各表示組織フレームは、先行する 1 回の走査から計算される。図 2 を参照すると、高域フィルタ 32 の後の信号サンプルの数が、図 6 に示した例では、M = 3 である。

10

#### 【 0 0 3 8 】

本明細書に開示した好ましい実施形態によれば、血液運動イメージングのために連続的に獲得されたデータが次のように処理される。入力データは、ビーム形成され、複合復調され、時間利得補正された（time-gain compensated）I / Q データである。別法として、この処理を、複合復調せずに、実数値の無線周波数（R F）データ上で行うことができる。連続走査毎の各位置からの信号サンプルの連続ストリームが、複素値（I / Q データを使用すると仮定して）信号を形成する。したがって、信号は、時間において、フレーム・レートに等しいサンプリング周波数を有する 1 つのサンプル量からのサンプルからなる。信号サンプルは、ゼロ平均複合ガウス分布を有する。

20

#### 【 0 0 3 9 】

血液運動イメージング方法は、超音波コントラスト・イメージングと組み合わせて使用することもできる。造影剤が血液からの散乱を強調し、そのため感度が向上してクラッタ・フィルタリングの重要性が減る。血液運動イメージング方法は、走査線毎の送信パルスのシーケンスを使用したコントラスト強調のためのすべての既知の方法と組み合わせて、使用することができる。これらの方法には、基本および二次高調波パワー・ドップラー、パルス反転技術、および符号化励振がある。コントラスト粒子の移動および / または破壊によって生じたフレームからフレームへのエコーの変動によって、画像におけるスペックル・パターンに変化が生じ、このため造影剤の小さい濃縮の視覚的検出がより容易になる。コントラスト・イメージングにしばしば使用される間欠イメージングでは、血液運動イメージング方法が特別に重要であり、これは、多数の画像が各記録データ・セットについて表示され、画像のより連続的なストリームが与えられ、スペックルの変動が造影剤の存在を示すからである。本明細書で使用する「間欠イメージング」という用語は、各フレームの間で定義された時間の期間にデータ獲得を停止する技術を指す。各フレームの間の時間は、典型的には 1 またはいくつかの心周期である。

30

#### 【 0 0 4 0 】

いくつかのパルス圧縮技術が、送信されたパルスの振幅を増大することなく信号対雑音比（S N R）を改善するために存在する。このような技術の 1 つが、H a i d e r 他によって、「P u l s e E l o n g a t i o n a n d D e c o n v o l u t i o n F i l t e r i n g f o r M e d i c a l U l t r a s o n i c I m a g i n g」，I E E E T r a n s . U l t r a s o n . , F e r r o e l e c t . , F r e

40

50

q. Contr., Vol. 45, pp. 98 - 113, 1998年1月に記載されている。本明細書に記載したB M I処理への入力信号は、S N Rを増大するこのような技術を用いて、獲得することができる。

#### 【0041】

本発明を、好ましい実施形態を参照して記載したが、当業者には、本発明の範囲から離れることなく、様々な変更を行うことができ、その要素の代りに均等物を使用できることが理解されよう。加えて、本発明の必須の範囲から離れることなく、多数の修正を行い、特定の状況を本発明の教示に適用することができる。したがって、本発明は、本発明を実行するために企図された最良の形態として開示された特定の実施形態に限定されないが、本発明は付属の特許請求の範囲内に入るすべての実施形態を含むことを、意図するものである。10

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】カラー・フロー画像を組織画像上に重ねることができる、従来の超音波イメージング・システムを示すブロック図である。

【図2】血液運動および組織画像を同じ走査から獲得するための、本発明の好ましい実施形態を示すブロック図である。

【図3】別々の血液運動および組織走査に基づいてイメージングするための、本発明の好ましい実施形態を示すブロック図である。

【図4】時間的および／または空間的フィルタリングを利用してスペックル信号を強調する、本発明の別の好ましい実施形態を示すブロック図である。20

【図5】強調されたスペックル信号が半径方向速度成分の推定値と結合される、本発明のさらにもう1つの好ましい実施形態を示すブロック図である。

【図6】連続データ獲得を用いた血液運動イメージングを示す概略図であり、上部が走査シーケンスを例示し、下部が表示シーケンスを例示し、水平軸が時間軸であり、垂直軸がビーム位置である図である。

#### 【符号の説明】

10 超音波トランステューサ・アレイ

16 ビーム形成コントローラ

18 受信器

20 復調器

22 組織信号プロセッサ

26 メモリ

28 走査コンバータ

30、44 表示サブシステム

32 高域フィルタ

34 プロセッサ

36 対数圧縮ブロック

38 ゲインおよびダイナミック・レンジ調整ブロック

42 R G B 符号器

46、74 時間的フィルタリング

48、76 空間的フィルタリング

50 ブロック

52、64 加算器／減算器

54 リミッタ

60 正のリミッタ

66 負のリミッタ

68 スライディング・ウィンドウ

70、70' スペックル・プロセッサ

72 自己相関推定ブロック

78 組織／フロー・アービトレーション・ブロック

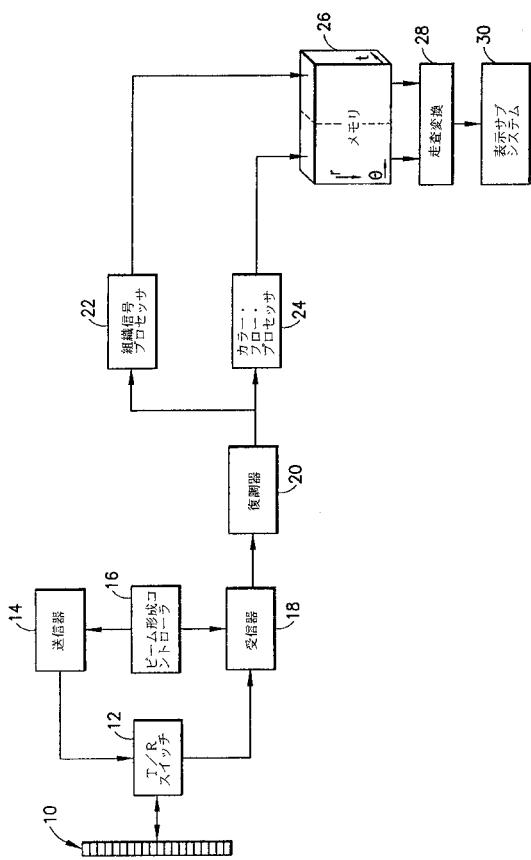
30

40

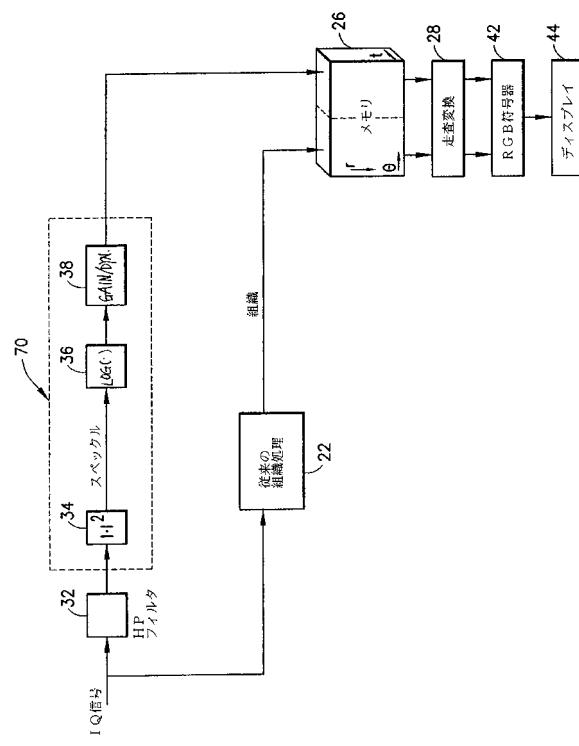
50

8 0 時間的平均器  
8 2 時間的デシメータ

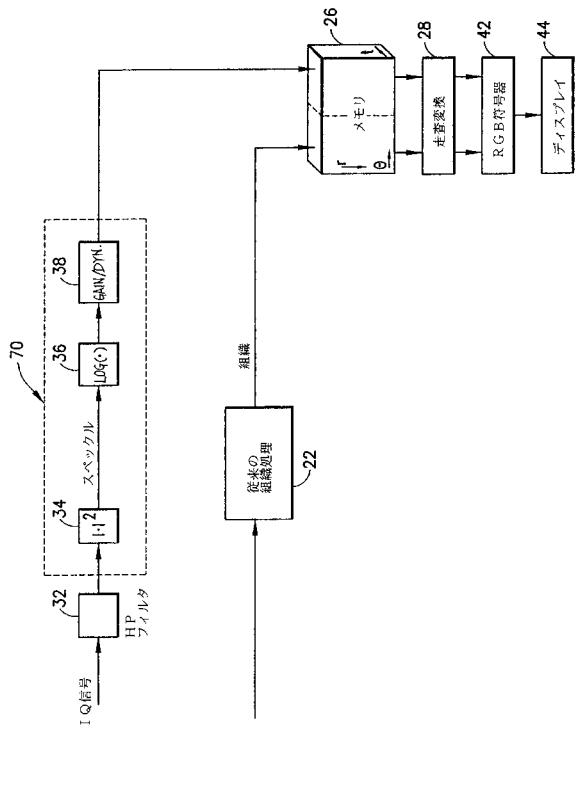
【図 1】



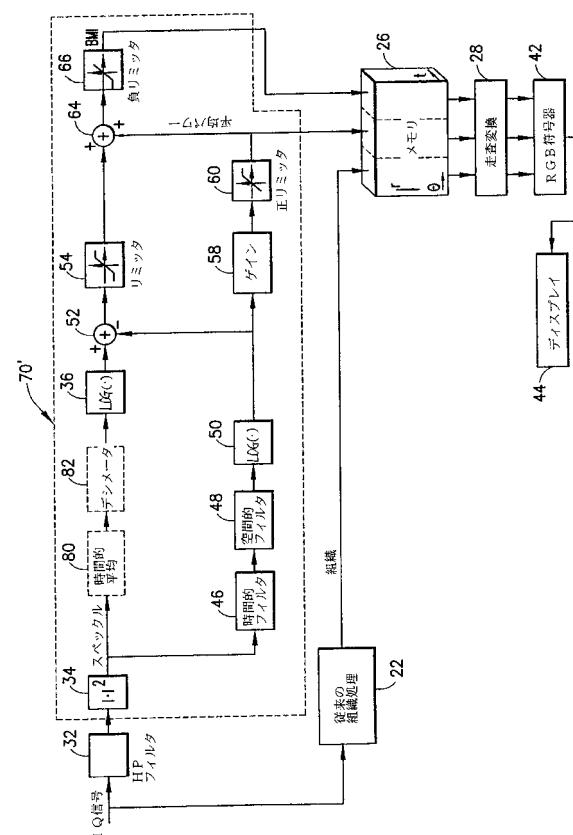
【図 2】



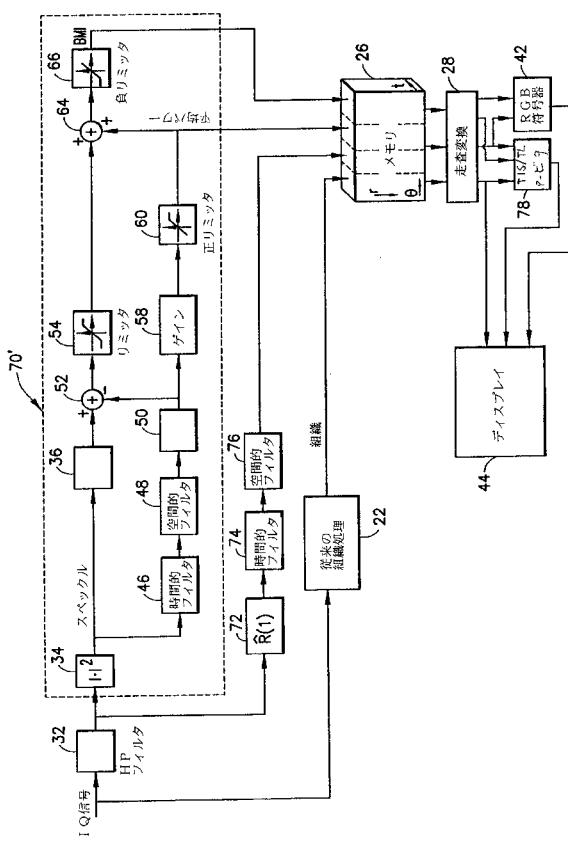
【図3】



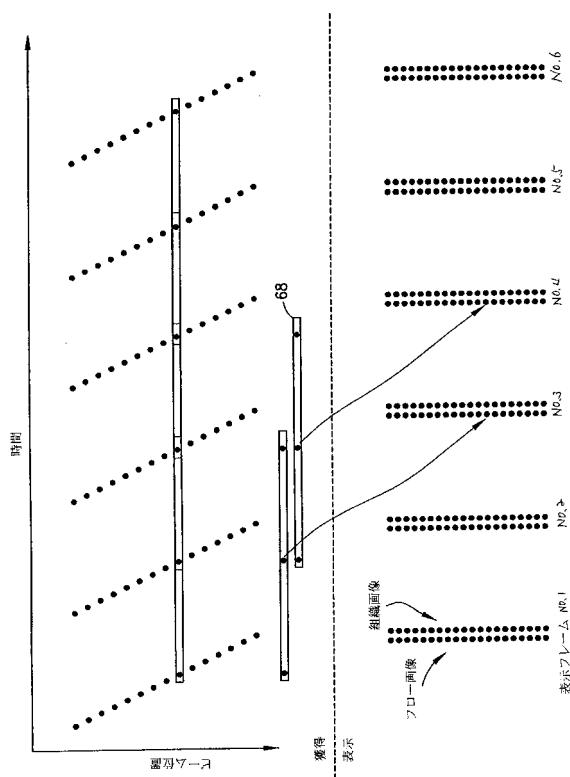
【図4】



【図5】



【図6】



---

フロントページの続き

(72)発明者 シュタイナー・ブジェラム  
ノルウェー国・7014・トロンドハイム・ヴァイデマンズヴェイエン・7エイ

審査官 東 治企

(56)参考文献 特開平08-308842(JP,A)  
特開平08-182680(JP,A)  
特開平09-201359(JP,A)  
特開平11-253447(JP,A)  
特開平11-318902(JP,A)  
特開2000-342586(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

G01N 29/00