

(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2009-530009

(P2009-530009A)

(43) 公表日 平成21年8月27日(2009.8.27)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F I  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-500985 (P2009-500985)  
 (86) (22) 出願日 平成19年3月14日(2007.3.14)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年9月18日(2008.9.18)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2007/050869  
 (87) 国際公開番号 W02007/107925  
 (87) 国際公開日 平成19年9月27日(2007.9.27)  
 (31) 優先権主張番号 60/784,317  
 (32) 優先日 平成18年3月21日(2006.3.21)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

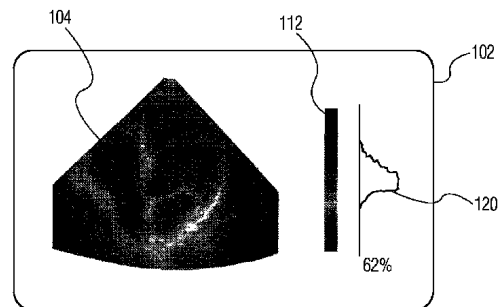
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カラー組織ドップラ画像化のための速度スケールの最適化

(57) 【要約】

超音波診断画像化システムは、組織ドップラ画像及び診断的使用のためのデータを生成するように動作する。そのシステムは、カラーマップの速度スケールを再設定する必要性及び組織ドップラ画像データにおけるエイリアシングの可能性をユーザに警告する可視的及び可聴的警告を有する。可視的警告は、表示スクリーン又は制御パネルにおける光であることが可能である、又はエイリアシングが生じる可能性がある画像の領域におけるカラーマップの色に対してコントラストを付ける色であることが可能である。可視的警告は、組織ドップラ画像のカラーバーと合わせるように表示されたヒストグラムであることが可能である。カラーバーの速度限界における画像値のヒストグラムによる表示は、カラー速度スケールを調整する必要性を表示する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

組織ドップラ画像化により組織の動きを解析する超音波診断画像化システムであって：  
動いている組織からドップラエコー信号を取得するように動作するプローブ；  
組織動き信号を生成するように機能する、前記ドップラエコー信号に応じて、前記プローブに結合されたドップラ処理器；  
前記組織動き信号を対応する色値に対してマッピングする、前記ドップラ処理器に結合されたカラーマッピング処理器；及び  
組織動きの画像を色で表示する、前記カラーマッピング処理器に結合されたユーザインタフェースであって、前記色値の範囲は前記カラーマッピング処理器により用いられ、表示器が前記表示された組織動きにおけるエイリアシングの可能性に対してユーザに警告する、ユーザインタフェース；  
を有する超音波診断画像化システム。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断画像化システムであって、前記表示器は、前記のエイリアシングの可能性に対してユーザに可聴的に警告するスピーカを有する、超音波診断画像化システム。

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の超音波診断画像化システムであって：  
組織動き画像で用いられる色値のヒストグラムを生成するように、動作する前記カラーマッピング処理器に結合されたヒストグラム処理器；  
を更に有する、超音波診断画像化システムであり、  
前記表示器は、前記の色値の範囲と同じ表示スクリーンにおいて、ヒストグラム表示を有する；  
超音波診断画像化システム。

20

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波診断画像化システムであって：  
前記の色値の範囲はカラーバーを有し；  
前記ヒストグラム表示は、前記ヒストグラムの点で表される前記カラーバーの色と合わされる；  
超音波診断画像化システム。

30

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の超音波診断画像化システムであって：  
前記カラーバーは、第 1 速度終点及び第 2 速度終点を示し；  
前記カラーバーの終点に近接して、ヒストグラム値の表示がエイリアシングの可能性を表す；  
超音波診断画像化システム。

**【請求項 6】**

請求項 3 に記載の超音波診断画像化システムであって：  
前記組織動きは表示フレームレートにおいてカラーで表示され；  
前記ヒストグラム表示は、前記表示フレームレートより低い周波数に更新される；  
超音波診断画像化システム。

40

**【請求項 7】**

請求項 6 に記載の超音波診断画像化システムであって：  
心拍信号；  
を更に有する、超音波診断画像化システムであり、  
前記ヒストグラム表示は、前記心拍信号のタイミングに応じて更新される；  
超音波診断画像化システム。

**【請求項 8】**

請求項 6 に記載の超音波診断画像化システムであって、前記ヒストグラム表示は、時間

50

に基づいて周期的に更新される、音波診断画像化システム。

【請求項 9】

請求項 6 に記載の超音波診断画像化システムであって：

前記ヒストグラム表示は所定の特性を示す；

超音波診断画像化システムであり、

前記ヒストグラム表示は、前に表示されたヒストグラムの特性に応じて、現ヒストグラムの所定の特性に基づいて更新される；

音波診断画像化システム。

【請求項 10】

請求項 6 に記載の超音波診断画像化システムであって：

前記ヒストグラム処理器は、組織動き画像において用いられる色値の第 2 ヒストグラムを生成するように動作する；

超音波診断画像化システムであり、

前記第 1 ヒストグラム及び第 2 ヒストグラムは、時間的に異なる組織動き画像に基づく

；

音波診断画像化システム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波診断画像化システムであって、前記第 1 ヒストグラムは、比較的長い時間の期間に亘って生成される色値に基づき、前記第 2 ヒストグラムは、短い時間の期間に亘って生成される色値に基づく、音波診断画像化システム。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の超音波診断画像化システムであって：

組織動き画像において用いられる色値のヒストグラムを生成するように動作する前記カラーマッピング処理器に結合されたヒストグラム処理器；

を更に有する、超音波診断画像化システムであり、

前記表示器は、前記ヒストグラムに応じて、前記エイリアシングの可能性に対してユーザに可聴的に警告するスピーカを有する；

音波診断画像化システム。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の超音波診断画像化システムであって：

前記カラーマッピング処理器は、色値の範囲に対して組織動き信号をマッピングするように動作し、前記の色値の範囲は、最大速度限界に対応する終点を有し；

最大速度限界において又は該最大速度限界に近接して、組織動き信号が、前記の色値の範囲の色とかなり異なる色にマッピングされる；

音波診断画像化システム。

【請求項 14】

請求項 1 に記載の超音波診断画像化システムであって、前記表示器は可視的表示を有する、音波診断画像化システム。

【請求項 15】

請求項 1 に記載の超音波診断画像化システムであって、前記可視的表示は数値表示を有する、音波診断画像化システム。

【請求項 16】

請求項 15 に記載の超音波診断画像化システムであって、前記数値表示は、組織動き画像において用いられる前記色値の範囲の生成を表示する、音波診断画像化システム。

【請求項 17】

請求項 1 に記載の超音波診断画像化システムであって：

組織動き信号がマッピングされる前記の色値の範囲を調整するように、ユーザにより動作可能である速度スケール制御部；

を更に有する、波診断画像化システムであり、

前記表示器は、前記速度スケール制御部を使用するようにユーザに警告する；

10

20

30

40

50

音波診断画像化システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断用超音波システム、特に、カラー組織ドップラ撮影についての速度スケールを最適化することができる超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

組織超音波ドップラは、心筋の動き及びタイミングを測定する心エコーにおいて用いられる。組織ドップラ超音波は、血液速度、即ち、カラーフローマッピング並びにスペクトル及び音響パルス波ドップラを解析するために用いられる超音波技術に適合する。本発明は、速度又は加速度等の動いている組織の動きの定量化が組織画像における識別カラーで表示される、カラー組織ドップラ撮影(TDI)に関する。血流技術においては、クラッタフィルタは、かなり弱く、高速の血液エコーが認識できるように、強く、低速の組織エコーを拒絶する。組織ドップラは、典型的には、クラッタフィルタを用いず、解析される低速組織エコーは、血液の振幅より一般にかなり高い支配信号、及び残響信号である。カラーTDIの主な用途は、画像の記憶されているシーケンス(ループ)から導き出される時間-領域のグラフと、心筋の異なる部分のタイミングを比較する速度、歪み速度及び歪みを解析することである。カラーTDIのフレームレートは、それらのグラフが適切な時間分解能を有するように、好適には、少なくとも90Hzである。一般に、診断は、ライブのカラーTDIからは行われず、記憶されたシーケンスの再調査において行われる。

10

20

【0003】

解析のシーケンスが取得されるライブのカラーTDI操作中に、ユーザは、心臓の動きがそのスケール範囲の殆どを用いるが、色割り当てのための速度スケールがその範囲を超えることがないように、最適に設定されることが確実にする必要がある。そのスケールが高過ぎるように設定される場合、色データの速度分解能は低く、そのことは、得られるグラフにおける速度分解能が低いことを意味する。そのスケールが低過ぎるように設定される場合、その速度は反対方向にエイリアシングする(aliasing)可能性があり、そのことは、得られるグラフにおいて歪められることを意味する。エイリアシングを解く解析アルゴリズムを開発することは可能であるが、現在の歪みタイミングソフトウェアはそのようなアルゴリズムを使用することができない。

30

【0004】

ライブのカラーTDI表示における色の唯一の目的は、ユーザが速度スケールを設定する支援をし、速度データが実際に取得されることをユーザに確実にすることである。ユーザは、典型的には、動き方向に依存する、TDIにおけるかなり均一な赤色又は青色を見ることを好む。しかしながら、ライブのカラーTDIのフレームレートは、通常、人間が知覚することができるより高く、ライブの画像はしばしば、赤色及び青色で激しく点滅する。そのような環境下では、エイリアシングを視覚的に知覚することは困難であり、ユーザは、最適でない速度スケールを用いることになる可能性がある。

40

【0005】

一部のカラーマップは0からプラス/マイナスのフルスケールの速度まで、即ち、赤色から黄色まで及び青色から緑色までの色のスムーズな変化を有する。このことは、色域の上半分における速度が、下方の速度に割り当てられる色とかなり異なるように現れるようにする。しかしながら、そのようなマップを用いるとき、最適な分解能のスケールが高過ぎる、赤色及び青色のみをTDI画像が有するように、TDI実行器は、そのスケールを増加させる傾向にある。従って、好ましい赤色及び青色のカラーマップを尚も使用しながら、エイリアシングアーティファクトの影響下でない有用なTDIデータの取得において、ユーザを支援することは望ましいことである。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 0 6 】

本発明の原理に従って、カラー組織ドップラ撮影操作中に、速度表示範囲のエイリアシング又は不適切な使用があるとき、診断超音波システムはユーザに警告する。その警告は、可聴的警告又は視覚的警告であることが可能であり、不適切な速度スケールの使用についてユーザに知らせる。視覚的表示は、例えば、実際に用いられている現在の速度スケールの比率を示すことが可能である。その警告に応じて、ユーザは、速度スケールをより最適な範囲に設定することができ、そのシステムは、そのスケールを自動的に最適化することが可能である。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 0 7 】

先ず、図 1 を参照するに、本発明の原理に従って構成される超音波診断撮影システムがブロック図の形式で示されている。超音波プローブ 10 は、体内の画像フィールド 14 において超音波を送信するアレイトランスデューサ 12 を有する。この図においては、画像フィールド 14 は、フェーズドアレイトランスデューサにより操作される扇形に示されている。例示としての扇形画像は、プローブによりインテロゲートされる血管又は他の器官 16 を有する。下で示す実施例においては、心臓が画像化される。二次元画像面が操作されるようになっている場合、そのアレイは、トランスデューサ要素の一次元アレイを有し、高さフォーカシングが用いられる又は三次元ボリュームがリアルタイムに走査されるようになっている場合、アレイは、トランスデューサ要素の二次元アレイを有する。送信波からのエコーがアレイトランスデューサにより受信され、電気信号に変換され、そしてビームフォーマ 20 に結合される。ビームフォーマにおいて、アレイトランスデューサの要素からの信号が、ビーム方向に沿った深さ位置からの一連のエコー信号の、操舵され、フォーカシングされたビームを形成するように、遅延されて結合される。それらのエコー信号は、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。

## 【 0 0 0 8 】

直交信号成分は 2 つの信号経路、即ち、B モード信号経路及びドップラ信号経路で処理されることが可能である。B モード信号経路においては、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 により対数的に圧縮され、スキャンコンバータ 50 に結合され、そのスキャンコンバータは、画像情報をスムージングし、画像信号を所望の画像フォーマットであって、この実施例においては、扇形に変換する。ドップラ信号経路においては、I , Q 信号は、フローが画像化されるとき、組織信号のような何れかの不所望の信号を取り除くように、ウォールフィルタ 42 によりフィルタリングされる。組織ドップラ画像化のために、そのウォールフィルタは、より高い速度の血流信号の除外の方に、組織エコー信号を渡すようにローパスフィルタとしてプログラムされる、若しくはドップラ信号全てを渡すようにバイパスされる又は設定されることが可能である。その場合、ドップラシフトがドップラ処理器 44 により推定される。好適なドップラ推定器は自動補正器であり、その自動補正器における速度（ドップラ周波数）推定は、遅れ 1 の自動補正関数の項に基づき、ドップラパワー推定は、遅れ 0 の自動補正関数の大きさに基づく。動きはまた、既知の位相領域（例えば、M U S T I、E S P R I T 等のパラメトリック周波数推定器）信号処理技術又は時間領域（例えば、相互相関）信号処理技術により推定されることが可能である。加速度若しくは時間的及び / 又は空間的速度微分の推定のような速度の時間的又は空間的分布に関連する他の推定が、速度推定の代わりに又はそれに追加して、用いられることが可能である。速度推定は、ノイズ、セグメント化、及び後処理器 46 における穴埋め及び平坦化のような後処理を減少させるように、閾値検出を行う。速度推定は、カラー表示範囲、典型的には、 $\pm P R F / 2$  範囲をカバーする 8 ビットに量子化される速度値の範囲又はスケールを決定する量子化処理器 48 に適用される。量子化速度推定がスキャンコンバータ 50 に適用され、そのスキャンコンバータにおいて、それらの速度推定は、表示される B モード画像のフォーマットに適合する所望の画像フォーマットに変換される。走査変換された B モード及び速度値は、2 つの重ねられた表示のための色及び所望の階調に対してそれらの値をマッピングするマッピング処理器 3

10

20

30

40

50

6に結合される。速度スケール又はカラーバーと呼ばれるカラー Doppler 画像で用いられる表示カラーの範囲は、カラー Doppler 画像に沿って、カラーバーを表示するグラフィクス処理器 72 に結合される。

【0009】

カラー Doppler 画像は、表示スクリーン 90 にリアルタイムの画像を表示するビデオ処理器 80 に結合される。組織 Doppler 画像化の実施例において、TDI 画像がまた、最も最近に取得された画像のシーケンスを記憶するシネループ（登録商標）バッファ（図示せず）に適用される。シネループ（登録商標）バッファに記憶される画像の数は、用いられる記憶装置の容量に依存する。一連の TDI 画像は、上記の診断及び後のグラフィカル解析のためのシネループ（登録商標）バッファに記憶されることが可能である、若しくは、TDI 画像のより長い持続時間が、ビデオテープに、又は後の解析のためのデジタルビデオレコーダにより記録されることが可能である。

10

【0010】

本発明の原理に従って、カラーマッピング処理により表示カラーに対してマッピングされる速度は、ヒストグラム処理器 64 に結合される。そのヒストグラム処理器は、速度スケールにおける各々の色値が組織 Doppler 画像において用いられる時間数を計数する。これは、カラーバーのカラー速度スケールの値の範囲に対応するピンの使用により行われることが可能であり、ピンが対応する速度値を画像点が用いる各々の時間をインクリメントされるピンの計数を用いる。ヒストグラム処理器は、各々の画像フレームについての速度値のヒストグラムを生成することができる一方、この表示速度は、通常、実際の使用のためには高過ぎる。フレーム毎のヒストグラム表示を更新することに代えて、表示は、好適には、例えば、各々の心周期に一度、10秒毎に一度、又はある他の周期的間隔で、周期的に更新される。心周期のタイミングは、心エコーシステムによりモニタされる患者の ECG 信号から利用することが可能である。表示されるようになっているヒストグラムはグラフィクス処理器 72 に結合され、ビデオ処理器は、組織 Doppler 画像のカラーバーと関連付けて、そのヒストグラムを表示する。

20

【0011】

ヒストグラム処理器 64 はまた、エイリアシングが生じるときに、スピーカを通して可聴音を生成する音響処理器 68 に結合される。エイリアシングは、上側終点と下側終点に隣接して、ヒストグラムのピンを満たすことにより特定されることが可能である。例えば、エイリアシングが終了した（一般に、 $\pm PRF/2$ ）スケールの終わりについて  $\pm 3\%$  の範囲内のかなりの数の組織動き色値があることは、エイリアシングが存在する又は生じる可能性があることを示しているとみなされる。この状態が検出されるとき、音響処理器は、スピーカ 62 を通して可聴警告を発する。代替として、アンチエイリアシングアルゴリズムが、エイリアシングの始まりを検出し、可聴警告をトリガすることが可能である。

30

【0012】

図 2 は、組織 Doppler 画像化を実施するときの、本発明の超音波システムの表示スクリーン 102 を示している。矢印 104 は、心臓の 4 つの心腔組織 Doppler 画像であって、この場合、4 つの心腔ビューを指している。心エコー中は従来のように、患者の ECG がモニタされ、スクリーン 106 の下部に表示される。マーカ 108 は、スクリーン上に画像が得られた心周期における時点を示している。

40

【0013】

このスクリーンのショットにおける画像の右側には、深さスケールがあり、その深さスケールの右側には、カラーバー 112 がある。カラーバーは、組織 Doppler 画像 104 における組織の動きを表すように用いられる速度に対応する色の範囲を示す。カラーバーはしばしば、カラーバーの上部の  $+5\text{ cm/sec}$  の及び下部の  $-5\text{ cm/sec}$  のようなカラー速度スケールの数値表示を伴う。その色は、組織動きの高い速度及び低い速度が存在する解剖学的構造のハイライトされた領域及び心臓の解剖学的構造の異なる領域の速度の感覚をユーザに与える。本発明の原理に従って、エイリアシングが生じている又は生じる可能性がある解剖学的構造の領域は、識別色でハイライトされている。例えば、上記の

50

ように、典型的なTDIのユーザは、カラーバーを赤色及び青色領域であるように設定する。しかし、速度値が、略速度範囲の終点である、又はその終点以上である、例えば、範囲終点の3%の範囲内にあるとき、それらの速度値は、TDI画像において、赤色又は青色でなく、黄色又は緑色のような識別色で表示される。識別色は、画像において長く示されることが可能でなく（米国特許第5,215,094号明細書に記載されているように、持続されることは可能であるが）、その色の違いは、スクリーン上で単に瞬間的に点滅するかのように、ユーザは知覚するかも知れない。それ故、ユーザは、エイリアシングの状況に注意するように警告され、速度スケール制御により、より大きい範囲（例えば、 $\pm 10 \text{ cm/sec}$ ）に、カラーバーで用いる速度値の定量化範囲を再設定することができる。ユーザはまた、色の集合体のPRF（パルス繰り返し周波数）を調整することができる。代替として又は付加的に、メッセージ“エイリアシング”が、この状態で表示スクリーンにおいて点滅されることが可能であり、又は、光が、制御パネルの速度スケールに隣接して制御パネル70において動かされることが可能である。それらの警告の何れかが、診断上で有用であるTDIデータの取得のために、働きが推薦されることを、ユーザに対して示される。

10

20

30

40

50

#### 【0014】

図3は、本発明の超音波システムの他のスクリーンショット102を示している。ヒストグラム処理器64により生成されたヒストグラム120が、この実施例においては、カラーバー112に隣接して表示される。そのヒストグラムは、カラーバーの各々の色により用いられるカラー組織ドブ画像104における画素数を表す点の曲線又は一連の点である。そのまっすぐな線のベースラインの右側には、ヒストグラム曲線120の軌跡が示されている。その軌跡が大きくなればなる程、その曲線のそのレベルにおける色の画素の数は多くなる。この実施例においては、ヒストグラム120は、カラーバーの終点（上終点及び下終点）間の値のかなり一様な分布であって、終点において画素（速度）が殆どない又は全くない、分布を示している。そのヒストグラムの下のパーセント数は、カラーバーの88%が、TDI画像104において用いられていることを示している。従って、ユーザは、カラーバー112の速度スケールが、この患者について示されている組織速度において適切であることを、図式的及び数字的の両方で情報提供される。

#### 【0015】

図4は、カラーバー112の速度範囲の全範囲が不適切に使用されているときのスクリーンショット102を示している。この場合、ヒストグラム120は、カラーバーの中央において画素数が集中していることを示している。数字の表示は、カラーバーの範囲の62%のみが用いられていることを、ユーザに対して示している。それらの2つの表示は、速度スケールの調整が、全色表示範囲をより良好に使用するようにすることが推薦されることを、ユーザに対して報提供している。図2の実施例においては、ユーザは、速度スケールの定量的スケールを調整するように、制御パネルを用いることができ、色表示範囲に対して異なる範囲の速度推定を定量化することができる。代替として、ユーザは、取得中により広い周波数範囲をもたらすように、送信されたドブ画像の集合体のパルス繰り返し周波数（PRF）を調整することができる。

#### 【0016】

図5は、2つのヒストグラム曲線102、122が示される、本発明の他の実施例である。それらの2つのヒストグラム曲線は、時間的に異なるように生成されたものである。この実施例においては、太い曲線122は、細い曲線120のヒストグラムデータより長い期間に亘るヒストグラムデータを示している。例えば、太い曲線122は、まさに幾つかの可能性を与えるように、高いエイリアシングの可能性のある時間期間であって、例えば、過去10秒間の、過去30回の心周期の、又はTDI検査の開始以来の、時間期間に亘って有するよう演算されたヒストグラムを示すことが可能である。曲線122は、より大きいエイリアシングの発生についての新しいヒストグラムが得られるときはいつでも、更新される。例えば、細い曲線は、現在の、最も最近の心周期又は最も最近の5心周期において、より大きいエイリアシングの可能性を有するヒストグラムであることが可能で

ある。他の可能性は、曲線 1 2 0 が、収縮期のピーク、即ち、最も高い速度である確率が最も高い心周期の点において、更新される。ECG 波形 1 0 6 は、心周期に対してタイミングが取られたヒストグラムの表示についてのタイミング基準として用いられる。この図においては、曲線 1 2 2 及び 1 2 0 は、可能性のあるエイリアシングの条件が過去において検出されている（曲線 1 2 2）一方、最も最近のデータは、エイリアシングの問題点を有しない可能性が高い（曲線 1 2 0）ことを、ユーザに情報提供している。

【 0 0 1 7 】

図 6 は、組織ドップラ画像化中に、エイリアシングに自動的に応じる、本発明の超音波システムの他の実施例を示している。この実施例においては、ヒストグラム処理器 6 4 が、速度スケール範囲の不適切な使用を示す分布を有するヒストグラムを生成するとき、又は現在用いているカラーマップのカラーバーの終点の近くの又はその終点を越えた速度値を検出するとき、ヒストグラム処理器は、定量化処理器 4 8 による速度値の再スケールアップか又は、ドップラ集合体 PRF の調整のどちらかを行う。例えば、 $\pm 5 \text{ cm/sec}$  のカラーマップが使用されている間に、可能性のあるエイリアシング条件が検出されたとき、定量化処理器 4 8 は、カラー表示の範囲、例えば、8 ビットに定量化された速度の範囲を自動的に変えることが可能である。代替として、ヒストグラム処理器は、送信ドップラ PRF の調整を行うように、ビームフォーマ制御器に命令することが可能である。

10

【 0 0 1 8 】

当業者は、他の変形を容易に創出することができる。例えば、最近の画像又は画像セットにおける最大の正及び負の速度値が、線、数、又はカラーバーにおいて又はカラーバーの隣の他のシンボルとして、表示されることが可能である。カラーバーは、カラーディスク等の他の形状に表示されることが可能である。同様の情報が、ヒストグラムの値がカラーバーの中央辺りに又は他の領域に集中するときのように、カラー速度領域を減少させるように、ユーザに助言するように用いられることが可能である。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】本発明の原理に従って構成された超音波診断画像化システムをブロック図の形式で示す図である。

【 図 2 】心臓のカラー組織ドップラ画像のスクリーンショット及びその対応するカラーバーを示す図である。

30

【 図 3 】カラーバーを用いるヒストグラムを示す、本発明の超音波システムのスクリーンを示す図である。

【 図 4 】不適切な速度スケールを示すヒストグラムを示す、本発明の超音波システムのスクリーンを示す図である。

【 図 5 】カラーバーを用いる 2 つのヒストグラムを有する本発明の超音波システムの他のスクリーンを示す図である。

【 図 6 】自動速度スケール最適化のための、本発明の原理に従って構成された他の超音波診断画像化システムをブロック図の形式で示す図である。

【 図 1 】

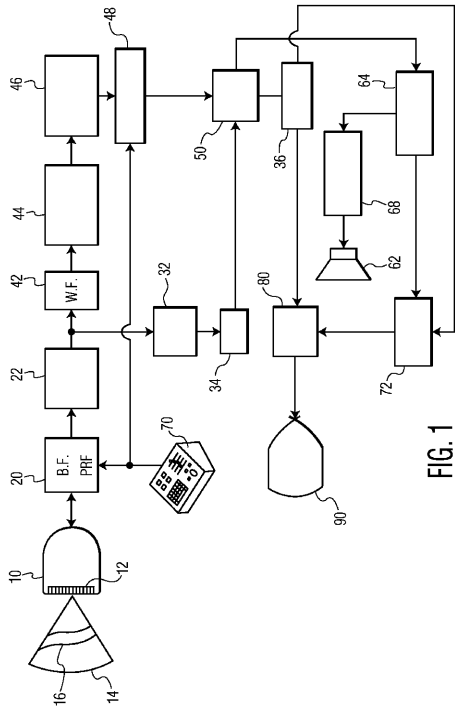


FIG. 1

【 図 2 】

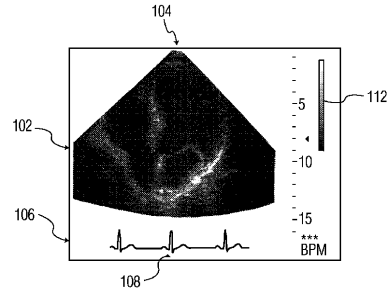


FIG. 2

【 図 3 】

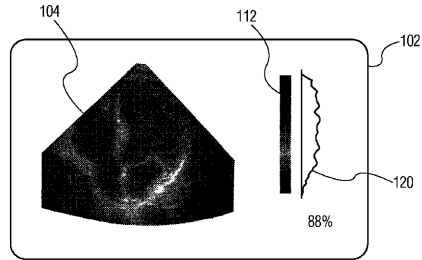


FIG. 3

【 図 4 】

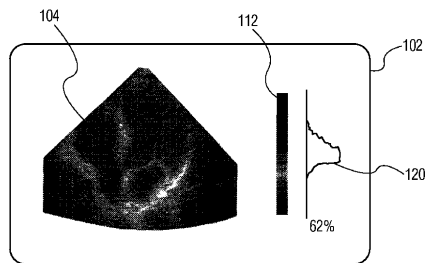


FIG. 4

【 図 5 】

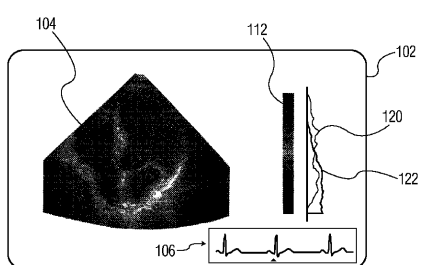


FIG. 5

【 図 6 】

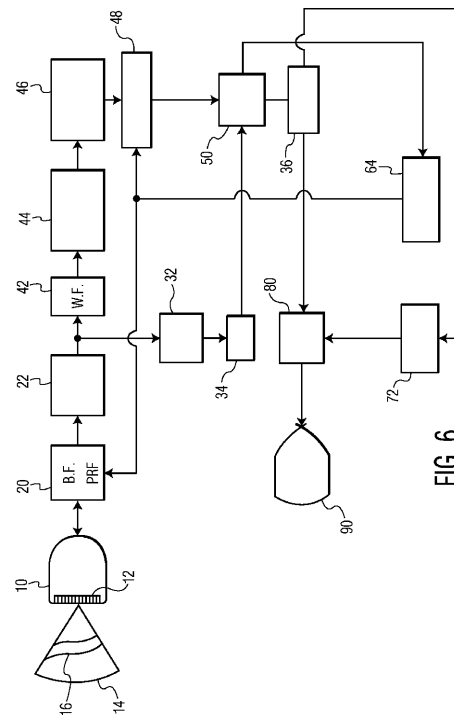


FIG. 6



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2007/050869
---

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2006/052698 A1 (LOUPAS THANASIS [GR]) 9 March 2006 (2006-03-09) page 4, paragraph 47 figure 4 -----	5-12
A	US 4 932 415 A (ANGELSEN BJORN A J [NO] ET AL) 12 June 1990 (1990-06-12) column 3, line 36 - column 4, line 35 column 5, line 47 - column 6, line 34 column 6, line 57 - line 65 column 7, line 5 - line 21 -----	1,13,14
A	US 2002/151794 A1 (LI XIANG-NING [US]) 17 October 2002 (2002-10-17) page 1, paragraph 15 page 2, paragraph 18 - paragraph 22 figures 4-6 -----	1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/IB2007/050869

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2003125624 A1	03-07-2003	US 2006184032 A1	17-08-2006
US 2002186868 A1	12-12-2002	NONE	
US 2006052698 A1	09-03-2006	NONE	
US 4932415 A	12-06-1990	NONE	
US 2002151794 A1	17-10-2002	NONE	

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, 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, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, 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, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 クラーク, デイヴィッド ダブリュ

アメリカ合衆国, 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ワシントン州, ボセル, ピー・オー・ボックス 3 0 0 3

Fターム(参考) 4C601 DD15 DE04 EE10 EE22 FF08 JB53 KK02 KK07 KK19 KK31

专利名称(译)	彩色组织多普勒成像速度刻度的优化		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009530009A</a>	公开(公告)日	2009-08-27
申请号	JP2009500985	申请日	2007-03-14
[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	クラークデイヴィッドダブリュ		
发明人	クラーク,デイヴィッド ダブリュ		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/EE22 4C601/FF08 4C601/JB53 4C601/KK02 4C601/KK07 4C601/KK19 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/784317 2006-03-21 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声诊断成像系统用于产生组织多普勒图像和数据以供诊断使用。该系统包括一个可视和可听警报，以提醒用户需要和组织多普勒图像数据混叠复位彩色地图的速度刻度的可能性。可见警告可以是彩色或对比的颜色图的颜色是可能的，或可能会出现图像混叠的区域，在显示屏幕或控制面板光。可见警报可以是显示的直方图，以适合组织多普勒图像的颜色条。在颜色条的速度限制处的图像值的直方图表示指示需要调整颜色速度缩放。

