

(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2005-500888  
(P2005-500888A)

(43) 公表日 平成17年1月13日(2005.1.13)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
G 0 1 S 7/539	G 0 1 S 15/89	A 5 J 0 8 3
G 0 1 S 15/89	G 0 1 S 7/62	D

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

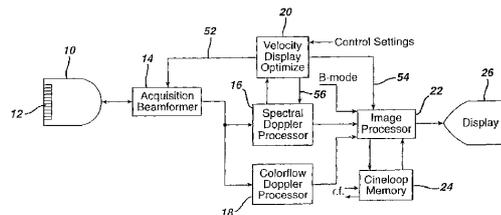
<p>(21) 出願番号 特願2003-524039 (P2003-524039)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成14年8月26日 (2002. 8. 26)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 平成15年12月24日 (2003. 12. 24)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/IB2002/003539</p> <p>(87) 国際公開番号 W02003/019227</p> <p>(87) 国際公開日 平成15年3月6日 (2003. 3. 6)</p> <p>(31) 優先権主張番号 09/941, 348</p> <p>(32) 優先日 平成13年8月28日 (2001. 8. 28)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>(81) 指定国 EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), CN, IN, JP</p>	<p>(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 Koninklijke Philips Electronics N. V. オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands</p> <p>(74) 代理人 100087789 弁理士 津軽 進</p> <p>(74) 代理人 100114753 弁理士 宮崎 昭彦</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ドップラ表示パラメータの自動的最適化

(57) 【要約】

超音波診断画像システムにおいて、ドップラ情報の表示を規定するパラメータは、表示範囲又は領域の良好な利用をなすよう自動的に最適化される。スペクトルドップラ情報は、スペクトル表示又はカラーフロー表示を最適化するのに用いることができ、カラーフロードップラ情報は、スペクトル表示又はカラーフロー表示を最適化するのに用いることができる。この最適化は手動のユーザ制御によって起動することができ、1つ又は複数の表示パラメータを自動的に最適化する。自動的な最適化は、ユーザにより呼び出されたときにだけ、或いはある時間間隔(所定数の心臓行程)後に周期的に、又はユーザが表示又は画像形成モードを切り換えたときに起動されるようにすることができる。最適化処理は、背景において連続的に実行して、最適化パラメータが呼び出されたときに直ちに利用可能となるようにするのが好ましい。最適化処理は、既に得ているが表示の目的としては用いられない「隠れた」ドップラデータを利用することもできる。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ドップラ超音波情報の表示を最適化する方法であって、  
ドップラ信号情報を受け、  
表示領域における表示のためにドップラ信号情報を処理し、  
スペクトルドップラ信号情報を分析して前記表示領域における当該処理後のドップラ信号情報の表示のために最適表示パラメータを生成する、  
方法。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の方法であって、当該処理は、スペクトル表示のためのドップラ信号情報を処理することをさらに有する、方法。 10

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の方法であって、当該分析は、スペクトルドップラ信号情報を解析して、PRF、スペクトルドップラ表示領域、表示極性及びドップラ基線位置に係るパラメータのうち少なくとも 1 つを最適化することをさらに有する、方法。

**【請求項 4】**

請求項 1 に記載の方法であって、当該処理は、解剖学的ドップラ表示のためにドップラ信号情報を処理することをさらに有する、方法。

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の方法であって、当該処理は、カラーフロードップラ表示、速度ドップラ表示、ドップラ M モード表示及びパワードップラ表示のうち少なくとも 1 つに係る表示のためにドップラ信号情報を処理することをさらに有する、方法。 20

**【請求項 6】**

請求項 4 又は 5 に記載の方法であって、当該分析は、カラーフロードップラ信号情報、スペクトルドップラ信号情報、パワードップラ信号情報及びドップラ M モード信号情報のうち少なくとも 1 つを分析することをさらに有する、方法。

**【請求項 7】**

請求項 5 又は 6 に記載の方法であって、当該分析は、ドップラ信号情報を解析して、PRF、色画素値の範囲、カラー基線位置及び色範囲極性に係るパラメータのうち少なくとも 1 つを最適化することをさらに有する、方法。 30

**【請求項 8】**

請求項 1 又は 4 に記載の方法であって、最適表示パラメータをドップラ表示のために自動的に用いられるようにする制御をマニュアルで作動させることをさらに有する、方法。

**【請求項 9】**

請求項 1 又は 4 に記載の方法であって、ドップラ信号情報を分析して少なくとも 1 つの最適表示パラメータを生成することは、最適パラメータを用いた表示に係る表示において所定の時間間隔後に周期的に、1 以上の心拍の後に周期的に、ユーザによるドップラ設定の変更に応答して、又は自動的に最適化される表示パラメータがドップラ表示のために用いられるようにする制御のマニュアルの作動に応答して、行われる、方法。

**【請求項 10】**

請求項 1 又は 4 に記載の方法であって、ドップラ信号情報を分析して最適表示パラメータを生成することは、最適化されるドップラ表示に係る表示において大略連続して行われる、方法。 40

**【請求項 11】**

請求項 10 に記載の方法であって、当該分析は、当該最適化されるドップラ表示に係る表示の前に最適表示パラメータを生成するようドップラ信号情報を分析することをさらに有する、方法。

**【請求項 12】**

請求項 11 に記載の方法であって、当該分析は、背景におけるドップラ信号情報を分析して最適表示パラメータを生成する、方法。 50

**【請求項 1 3】**

請求項 1 又は 4 に記載の方法であって、  
メモリに処理後の一連のドップラ画像を記憶することをさらに有し、  
当該分析は、ドップラ信号情報を分析して当該記憶したドップラ画像の表示のために最適表示パラメータを生成する、方法。

**【請求項 1 4】**

請求項 1 3 に記載の方法であって、当該分析は、メモリに記憶された複数の画像のドップラ信号情報を分析することを有する、方法。

**【請求項 1 5】**

請求項 1 に記載の方法であって、当該分析は、表示画像を生成するのに用いられない少なくともドップラ信号情報を分析することをさらに有する、方法。 10

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断画像形成システムに関し、特にドップラ表示パラメータが自動的に最適化される超音波診断画像形成システムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

ドップラ画像形成は、臨床医が患者の血液の流れ又は組織の動きに関する情報を得たいと望む場合に行われる。この血流又は動き速度の表示は、図表式に速度が表示されるスペクトルドップラ表示によって、又は濃淡又は色調により速度が表示されるカラードップラ表示によって行うことができる。どちらの場合も、表示される速度の範囲は、連続波 (c w : continuous wave) ドップラサンプリングレート又はパルス波 (p w : pulse wave) パルス繰返周波数 (P R F) によって定められる図表化又は色の限界により制限される。多くの場合、血液又は組織の速度の範囲は、検査が始まる前に正確に予測することはできないので、臨床医は、表示におけるドップラ周波数の範囲及び種々の速度の解像度を最大にしてエイリアシングを最小にするため、検査が開始し進行すると何度も調整を行わなければならない。一般に、臨床医は、当該システムの表示領域において最適な表示を得るために 2 つ又は 3 つの制御 (手段) を調整しなければならない。この調整プロセスを自動化し手動調整を無くすか又は軽減させた形で最適な表示をなし臨床医が当該検査の開始及び進行において最適なデータを集めることができるようにするのが望まれる。 20 30

**【0003】**

本発明の原理によれば、ドップラ P R F 及び表示基線 (位置及び極性) のようなドップラ設定値が当該超音波システムにより自動的に最適化される超音波診断画像形成システムが提供される。臨床医は、ドップラ表示パラメータのうち 1 つ若しくは幾つか又は全てを自動的に最適化させるかどうか、また、最適化が更新される周期性を決定することができる。スペクトルドップラ P R F 及び基線オフセット並びに反転は、当該スペクトルトレース内のデータ又は対応するカラー M モードトレースのカラーデータ或いはカラードップラ画像を用いて自動的に最適化することができる。カラードップラ画像 P R F 及び基線は、それ自身のカラードップラ推定データ又は対応するスペクトルドップラトレース又はカラー M モード表示内のデータを用いて自動的に最適化することができる。カラー M モード P R F 及び基線は、それ自身のドップラ推定データ又は対応するスペクトルドップラトレース若しくはカラードップラ表示内のデータを用いて自動的に最適化することができる。 40

**【0004】**

この最適化は、生のリアルタイムの表示においても、ドップラシネループ (Doppler Cine loop(R)) 情報のような記憶データの表示においても行うことができる。表示されるデータだけを用いて又はユーザから得られる「隠れた」データを用いて、かかる最適化の計算を行うことができる。

**【0005】**

これらの最適化技術は、血流、動きのある組織及びコントラスト剤などの関連する全ての 50

ドップラターゲットに適用可能であり、速度カラーフロー、カラーパワーイメージング、組織ドップライメージング及びパワーモーションイメージングなどの全てのカラードップラモードにおいて、また、連続波、パルス波、単一アングル及びベクトルドップラなどの全てのスペクトルドップラモードにおいて適用可能である。

**【0006】**

本発明の実施例：

本発明による方法により、処理されたドップラ信号情報をマップ化し当該表示領域をより有効に利用するよう、又は表示されるドップラ情報の色又は強度の範囲をより有効に利用するようにした最適表示パラメータを得ることが可能となる。この最適化された表示パラメータは、表示画像のエリアシングを減らすように機能することができる。

10

**【0007】**

分析されるドップラ信号情報は、ピークスペクトルドップラ情報及び/又はバイナリマップ描画ドップラ及び非ドップラ情報のトレースを有することができる。

**【0008】**

本発明により、以前に表示されるドップラ画像と比較して最適化された複数の異なる表示パラメータを用いたドップラ画像の表示をなすことができる。

**【発明を実施するための最良の形態】****【0009】**

図1には、本発明の原理に基づいて構成された超音波システムがブロック図で示されている。この実施例では、スペクトルドップラ表示の  $p w P R F$ 、基線位置又は基線反転を自動的に最適化するためにスペクトルデータが用いられる。超音波トランスデューサ12を備えるスキャンヘッド10は、超音波を送信し超音波エコー信号を受信する。受信したエコー信号は、送信周波数と同じ周波数となることもあり、或いは当該送信周波数の高調波又は低調波ともなりうる。トランスデューサの送信及び受信エコー信号の処理の制御は、捕捉ビームフォーマ14によって行われる。コヒーレントエコー信号は、米国特許第6,139,501号に記載されているようにBモード及びドップラ双方の表示のために用いられ、スペクトル及び/又はカラーフロー表示のためにドップラ処理器16及び18に結合され、又はBモード表示のために検出され処理されたりする。この処理されたBモード及びドップラの信号は、画像処理器22に結合され、ここで所望の画像フォーマットによる表示のために処理された後、画像表示器26に表示される。リアルタイム画像の各系列は、高周波(又は  $r.f.$ )の表示形態、推定値の表示形態、原始的表示形態又は複合的表示形態でシネループメモリ24に取り込まれ記憶されることが可能であり、これに基づいて、さらに詳細な分析のために再生され又は以下に説明するように再処理されることができる。

20

30

**【0010】**

本発明の原理によれば、速度表示最適化器20は、スペクトルドップラデータを分析又は解析し、その分析結果を、速度範囲(PRF)、ドップラ基線位置及び基線反転などのスペクトルドップラ表示のパラメータを自動的に調整するのに用いる。ここで図示されている実施例において、この速度表示最適化器は、スペクトルドップラ処理器16からスペクトルデータを受信し、スペクトルドップラ表示のための表示パラメータを返す。速度表示最適化器は、ライン52より超音波システムの捕捉部に当該PRF、サンプルボリュームサイズ及びトラッキング並びに送信操作及びDライン位置のための情報のような制御パラメータを送る。ウォールフィルタ(wall filter)、サンプルボリューム深度及びスクロール速度は、ライン56によりスペクトルドップラ処理器に供給されたパラメータの中のものである。基線ポジショニング、反転、カラーマップ、ドップラ角補正及びサンプルボリュームトラッキングなどのパラメータは、ライン54により画像処理器に供給される情報の中のものである。好適実施例においては、速度表示最適化器20は、ユーザにより設定された制御設定値(又は条件)により呼び出されるそうしたパラメータを調整する。例えば、ユーザは、特定のパラメータの自動的調整を「オン」又は「オフ」にするために利用可能な個別のハード又はソフトキーを使うことができる。ユーザは、例えば「自動PR

40

50

F」ボタン、「自動基線」ボタン及び/又は「自動反転」ボタンから選択することができる。こうした制御の1つを設定することにより、特定のパラメータを自動的に設定するよう当該超音波システムが条件づけられる。ユーザはまた、ドップラパラメータの全てについての自動的な調整を起動するための「自動ドップラ」ボタンを選択することもできる。この自動調整は、時間の経過とともに周期的に行われるものとしたり、モード変更などの動作状況やECGトリガ信号に 응답して、或いは所定の心拍間隔後に行われるものとすることができる。当該ボタンをオフにすると、ユーザが従来のように手動(マニュアル)でドップラパラメータを設定することが必要となる。

#### 【0011】

図2には、スペクトルドップラ表示が示される。この図面は、ゼロ速度基線32を基準にしてスペクトル波形30を示している。この基線は、2つの速度限界+Vと-Vとの間、すなわちエイリアシングなしで表される逆方向における最大速度間における中央に位置づけられる。かかる速度限界は、当該2つの限界がサンプリングレートのナイキスト限界+PRF/2及び-PRF/2に等しくされるとともに、cwドップラサンプリングレート又はpwPRFにより直接設定される。従来、ユーザはPRFを設定し、ディスプレイはこのPRF設定値を図2に示されるような2つの限界値間の中央に位置づけられた基線を伴う表示の+V及び-Vの限界値を確定させるために用いる。しかし、ドップラ波形は事前に予測することができないので、スペクトル波形は、当該表示の一方の箇所に優位を占めて現れてしまう。図2においては、スペクトル波形30が基線の上方に優位を占め表示の下半分が用いられないので該波形が当該表示の上半分に主として存在することが分かる。ユーザは、通例この表示領域を有効に利用するよう表示パラメータを手動(マニュアル)で少しずつ調整することができるが、本発明が提供するように超音波システムがこれを自動的に行うことが望ましい。速度表示最適化器20は、PRFを認識し、図に示される値A及びBを測定するためにスペクトルデータを用いる。ここでAは、正のスペクトルピーク振幅と上側の表示限界との間の幅であり、Bは、負のスペクトルピーク振幅と下側の表示限界との間の幅である。速度表示最適化器は、新しい幅A及びBを計算する。ここでは $A \quad B \quad (A + B) / 2$ である。

10

20

#### 【0012】

速度表示最適化器はこれらA及びBの値をスペクトルドップラ処理器16又は画像処理器22に供給し、スペクトル表示は、表示の中央にスペクトル波形30を中心付けるようこれらの値を用いた表示に再マップ化される。この波形の中心付けにより、増加分(B-B)だけベースライン32の位置を変え、+V及び-Vの表示限界値がリセットされ、波形30のような非対称な波形の表示において等しい大きさにならないものとなりうる。必要に応じて、A及びBの値は減少させられてスペクトル表示が表示高さ全体を有効利用することができる拡大表示に再マップ化される。このスペクトル波形は表示の全高さにわたり表示可能であるが、好ましくは、ガード幅A及びBは、前の正及び負の最大振幅を超える後続のピーク振幅を考慮するように残される。好ましくは、再マッピングによりスペクトル波形を単に拡大するよりも、速度表示最適化器は、次のようなドップラ方程式から新しいPRF値を計算するのがよい。

30

40

$$PRF \quad V + (A \quad + B \quad )$$

#### 【0013】

ここで、Vは図に示されるようなスペクトル波形の正のピーク振幅と負のピーク振幅との間の速度範囲である。また、A及びB(又はA及びB)は上述のように定められる。このスペクトル波形の振幅範囲Vが小さすぎると、PRFは、表示窓を有効利用するよう減らされる。新しいPRF値は、図1に示されるような捕捉ビームフォーマ14に供給され、動き又は血流が表示に対しより効率的なサンプリングレートでサンプルされるようになる。上述した調整の結果、スペクトル表示はPRF変化により再スケール化され、スペクトル波形はスペクトル表示領域に対し、より効果的に再マップ化されるよう変換される。

#### 【0014】

50

この調整処理には、スペクトル波形の他の処理の効果がある。例えば、米国特許第5,287,753号及び第5,634,465号は、スペクトルドブラ波形の平均及びピークをトレースする技術を記述している。これらの分析技術が、ユーザにより起動可能であり、速度表示最適化器20は、図3に示されるように、波形の正及び負のピーク振幅のトレース34及び36から直接、スペクトル波形のピーク最大及び最小振幅を容易に得ることができる。ユーザが自動トレーシングのオプションを起動しない場合、波形トレースは、ユーザへのトレース34又は36、及び表示されない(「隠れた」)トレースから取り込まれるピーク最大及び最小振幅の表示を伴うことなく速度表示最適化器により行うことができる。

**【0015】**

行うべき調整を決定するもう1つの分析のアプローチは、これらの計算のために実際のスペクトルデータは不要であり、むしろ、表示スペースにおけるスペクトルデータの場所が重要であることを認識することである。したがって、スペクトルデータは2進表示に再マップ化することができ、有効なスペクトルデータの位置は「1」に符号化され、他の表示領域は「0」に符号化される。調整はその後、かかる2進マップから計算される。2進マップはまた、図4に示されるような波形トレース34及び36から生成することもできる。この図において、波形34と波形36の間の領域38は「1」に符号化され、残りの表示領域は「0」に符号化される。そして表示パラメータは、そのトレース間の領域38により表示領域の使用が最大になるように計算される。

**【0016】**

本発明の画像処理はまた、エイリアシングの問題に対処するように用いることができる。図5において、動き(成分)はPRFによりアンダーサンプリングされ、エイリアシングをもたらす。使用されない2つの領域A及びB並びに単一のピーク間領域Vを有するのではなく、表示は、単一の未使用領域Aにより分離される当該表示の上側及び下側において $V_1$ 及び $V_2$ により描画される2つの波形領域を有する。この $V_1$ 及び $V_2$ 振幅は $+V$ 及び $-V$ ナイキスト限界にまで十分に延びている。この状態は、認識しやすく、速度表示最適化器は、捕捉ビームフォーマ14のPRFを上昇させることにより応答する。好ましくは、基線はPRFの調整前に調整されるのがよい。PRFの増分変更は、エイリアシング状態がもはや存在しなくなるまで起動可能である。

**【0017】**

スペクトル表示の現れは、図6に示されるようなドブラ処理器の極性検知のために大なる負の振幅が支配的になることである。このような状況において、多くの臨床医は、より慣れた方位に波形30を反転させたいと思うものであり、これはドブラ表示信号の極性を変えることによって行われる。この状態は、スペクトラム波形30のピーク間振幅範囲Vがベースライン32の下において支配的に位置付けられる場合に容易に認識される。当該振幅Vの高いパーセンテージが基線の下にあるときには、速度表示最適化器20は、ドブラ表示信号の極性を変えることによって応答し、これにより表示波形が反転される(この調整はしばしば「基線反転」と称される)。

**【0018】**

カラーフローデータはまた、図7及び図8に示されるような対応のスペクトルドブラ表示のパラメータを自動的に調整するために用いることができる。図7は、カラーフロードブラ画像40を示しており、かかる画像は、カラーボックス42の内部にある血管の部分の血流速度を画像化するために示いられる。図2のもの如きスペクトル解折は、血管50の中央にサンプルボリューム52を位置づけることにより開始される。血流方向カーソル54は、角度補正のために血流方向に整合するよう設定される。好ましくは、当該血流方向カーソル設定や角度補正は、米国特許(出願番号09/721,301号,2000年11月21日付)に記述されているように自動的に行われるのがよい。表示画面上のカラーフロー画像40の隣には、カラーバー60があり、これは速度値の範囲に対する血流の色の配置を描いている。この図において、正の速度は緑(G)から黄(Y)までの色に及んでおり、負の速度はライトブルー(LB)からダークブルー(DB)に及ん

10

20

30

40

50

でいる。ここでの緑と黄との間にあるゼロ速度ポイントは、カラー基線である。

【0019】

画像40のカラーフローデータは、図8に示される本発明の実施例により分析される。この実施例において、速度表示最適化器20はカラーフロッド処理器18からカラーフローデータを受け、このデータを、スペクトルドット表示のパラメータを自動的に調整するために分析する。PRFのパラメータ、サンプルボリュームサイズ、送信角、Dライン位置及びサンプルボリュームトラッキングは、ライン72により超音波システムの捕捉部に結合されるものである。基線シフト、反転、階調マッピング及び角度補正パラメータは、ライン74により行われるものである。ウォールフィルタ及びサンプルボリューム深度は、ライン76により導かれるパラメータのものである。速度表示最適化器20は、カラーフロー表示における色画素の値の範囲、好ましくはユーザにより選択されたサンプルボリューム周辺の領域における色画素の範囲を読む。カーソル54によって描かれるような血管50の中央における色値は、ピーク速度値として採用される。この色値がカラーバー60に用いられる色値の範囲と比べて狭い範囲を占める場合、例えば当該画素が実質的に全て同じ色である場合、PRFは高すぎることになり、速度表示最適化器は、比較的低いPRF設定値を捕捉ビームフォーマ14に送ることにより応答する。速度表示最適化器はまた、隣接する画素の色の違いも解析する。エイリアシングがある場合は、図7の例においては図9に示されるようなダークブルーから黄色への隣接画素の急激な遷移となるものであり、PRFは速度表示最適器により増大する。或いは、基線シフトはエイリアシングを取り除くために用いることができる。A及びBの値は、画像40におけるカラーフロー画素の色範囲の限界とカラーバー60の+V及び-Vの値との間の差から計算され、スペクトル基線をシフトさせ上述したようにスペクトル表示領域の最大限の有効利用をなすために用いられる。このように、スペクトル表示パラメータは、カラーフローデータを用いて最適化される。

10

20

【0020】

図10に示される本発明の実地例においては、カラーフロー表示を最適化するのにカラーフローデータが用いられる。速度表示最適化器20は、カラーフロッド処理器18から色画素値を受け取る。隣接画素は、カラーバー60の+Vの色から-Vの色への急激な色遷移のために比較され、この場合、ライン82上のPRFパラメータは、速度表示最適化器によりPRFを増加させエイリアシングを減らすよう変えられる。画素の色値の範囲は解析され、それが小さすぎるとPRFは減らされる。ピーク色値は、それらと+V及び-Vカラー限界との間の範囲を検出するよう検出され、上述したA、B及びVの測定をなすのに用いられる。これらの値は、PRF限界、カラー基線及び画素色の範囲を再マップ化し、カラーフロー画像40の最良の色範囲を得るのに用いられる。当該基線及びカラーマップのパラメータは、ライン84により画像処理器22に供給される。

30

【0021】

図11は、本発明の他の実施例を示しており、ここではスペクトルデータがカラーフロー表示のパラメータを最適化するのに用いられる。速度表示最適化器は、スペクトルドット処理器16からスペクトルデータを得、スペクトル波形の最大及び最小の振幅を、好ましくは上述したような自動的に計算されたトレーシングにより測定する。A、B及びV値は、これら振幅値とスペクトル表示の+V及び-V限界とから上述したように計算される。そしてこれらの値は、ライン92により必要に応じてPRFをリセットするよう上述したようにして用いられ、エイリアシングを減らし、又は波形及びカラーフロー表示の色の範囲を拡大する。A及びBは、カラーバーのカラーフロー基線(ゼロ値)を位置決めするために計算され、色の表示範囲はマップ化され、基線及びカラーマップのパラメータは、ライン94により画像処理器22に供給される。この処理は、カラーフロー画像が得られた後になされるものであり、血管において位置付けられるスペクトルデータのサンプルボリュームを有するBモード画像を用いて行われる。前述した調整は、計算処理され、その後、表示のための最適化された値を用いてBモード画像に対しカラー表示が開始する。

40

【0022】

50

図12は本発明の他の実施例を示しており、ドップラ表示パラメータの調整は、シネループメモリに記憶されたデータに対して行われる。構成される実施例において、ユーザが「停止」ボタンを押すと、リアルタイムの取込は停止され、シネプールメモリ24に最後に取り込まれた画像が保存される。このシーケンスすなわち「ループ」においてセーブされる画像の数は、シネループメモリのサイズによるものであり、100フレームを超えることもある。メモリ24に記憶された画像は、速度表示最適化器20に結合され、ここでは、当該画像のドップラデータがシネループに記憶されたカラーフロー又はスペクトル画像の表示パラメータを最適化するのに用いられ、或いは上述した最適化技術の1つ以上が共に用いられる。画像データ及び基線の新しい表示パラメータ、表示反転、及びノ又はカラーマップは、その後ライン64により画像処理器22に供給され、ここで新しい表示スケールリング又はマッピングに応じて画像が表示される。フリーズボタンがその画像をセーブするために押圧解除された後に自動的最適化は起動可能となる。かかる最適化は、画面に示される画像のドップラデータに基づき、若しくは当該ループの画像の規定された関心領域のドップラデータに基づき、又はループの全体の全てのドップラデータを用いて行うことができる。後者の2つの実現形態は、例えば当該ループの全画像におけるエイリアシングを避けることによって当該ループ画像の全てを最適化するものとなる。シネループの画像はシステムの最大PRFにおいても取得可能であり、その後エイリアスの無い画像の最適な表示のために表示領域にドップラデータをスケールするよう最適化される。

10

#### 【0023】

自動的最適化の起動を可能とする方法は色々ある。1つのアプローチは、スペクトル表示において示される現行の心臓行程のデータのような1つ又は幾つかの心臓行程のドップラデータに基づいてユーザが自動最適化ボタンを選択したときのみ画像を最適化することである。自動的最適化は、最適化を維持するよう幾つかの心臓行程毎に又は何秒か毎に周期的に起動可能である。最初は、十分な量のデータが取り込まれかつ最適化の計算に利用可能となるまでに十分な数の心臓行程が得られた場合に自動的最適化が延ばされるようにしてもよい。最適化は、ユーザがサンプルボリュームを動かす度に又はカラーボックス42が調整又はリセットされる度に自動的に起動されるようにすることができる。また、最適化は、画像形成モードが変更される度に、例えばBモードからカラーへ変更されたとき又はスペクトルデータ取込が開始されたときに、自動的に起動されるようにすることができる。好ましくは、速度表示最適化器は、自動的最適化がユーザにより起動されていないときでも、ドップラ取込中において最適なパラメータを生成するよう当該背景(バックグラウンド)において連続的に実行をなすのがよい。このようにすることにより、ユーザがドップラ表示を自動的に最適化するようユーザが選択しているときは、直ちに最適パラメータを利用することが可能となる。

20

30

#### 【0024】

スペクトルドップラ又はカラーMモード表示のようなスクローリング表示のために自動最適化が起動される場合、最適パラメータを後に取得したドップラ情報に単に適用しないことが好ましい。むしろ、最適パラメータは画面上のドップラ情報の全てに適用され、最適パラメータとともに表示される表示領域におけるドップラデータの全てをユーザが見るようにすることが好ましい。

40

#### 【0025】

他の取り込み又は表示パラメータも、本発明の原理に応じて自動的に最適化することができる。例えば、強コントラスト要因信号が現れたとき、過剰なコントラスト信号飽和による画像中のブルーミングを減らすように信号ゲインを自動的に調整するようにしてもよい。ダイナミックレンジ、ノイズフロア、カラーボックス、送信角及びオーディオボリュームは、自動的に調整されることの可能な他のパラメータである。本発明の技術は、2D及び3D超音波画像の双方、及びカラーMモード表示のような1D画像の表示を最適化するのに使うことができる。

#### 【0026】

なお、本発明につき示された実施例は、上述したように全部の表示パラメータを最適化す

50

る必要はなく、マニュアルのみによる調整のパラメータを幾つか残すようにしてもよい。例えば表示領域又は表示色範囲への自動的再マッピングは、PRFがユーザ制御によってのみ調整可能なよう維持するようにして自動的に起動されるようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】スペクトルドップラデータをスペクトルドップラ表示の自動的最適化に用いる、本発明の原理により構成された35超音波システムのブロック図。

【図2】ドップラ表示を最適化するために用いられるスペクトルドップラ変数を示す図。

【図3】表示最適化のためのスペクトルドップラデータを描画する種々の方法を示す図。

【図4】表示最適化のためのスペクトルドップラデータを描画する種々の方法を示す図。

【図5】本発明によるエイリアシングの検出及び低減を示す図。

【図6】ドップラ波形の自動的反転を示す図。

【図7】スペクトルドップラ表示を最適化するためのカラーフローデータの用例を示す図

。【図8】カラーフローデータをスペクトルドップラ表示を最適化するのに用いる本発明の他の実施例を示すブロック図。

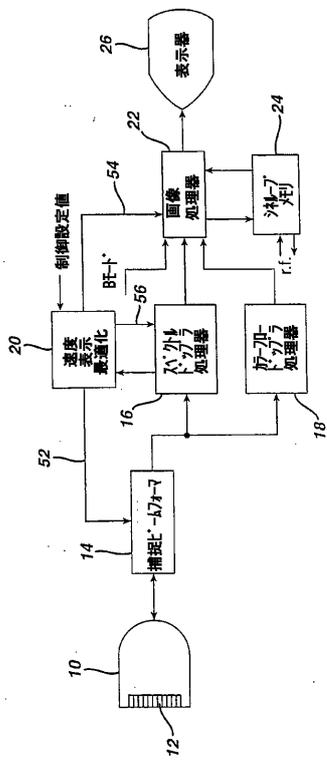
【図9】スペクトルドップラ表示を最適化するためのカラーフローデータの用例を示す図

。【図10】カラーフローデータをカラーフロドップラ表示を最適化するために用いる本発明の他の実施例を示すブロック図。

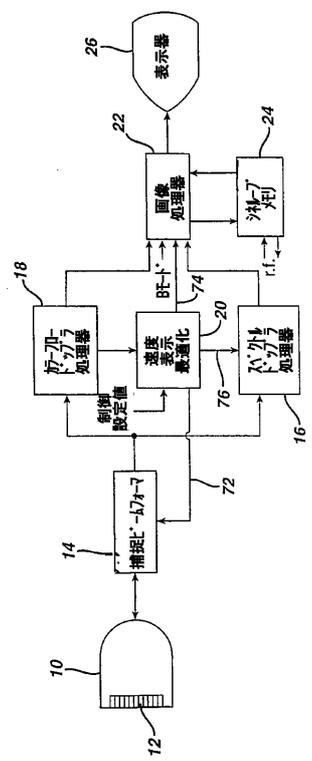
【図11】スペクトルドップラデータをカラーフロドップラ表示を最適化するために用いる本発明の他の実施例を示すブロック図。

【図12】本発明の原理によりシネループメモリに記憶されたドップラデータを最適化する本発明の他の実施例を示すブロック図。

【図1】



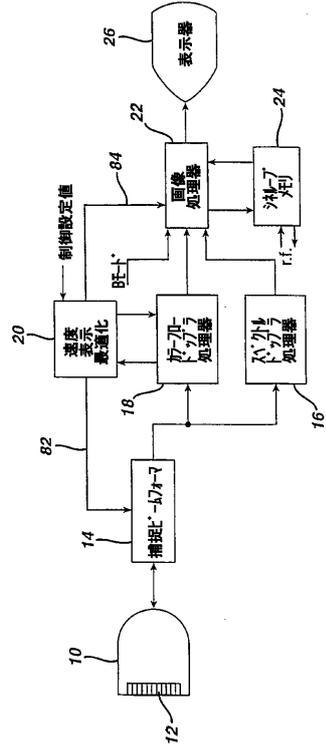
【図8】



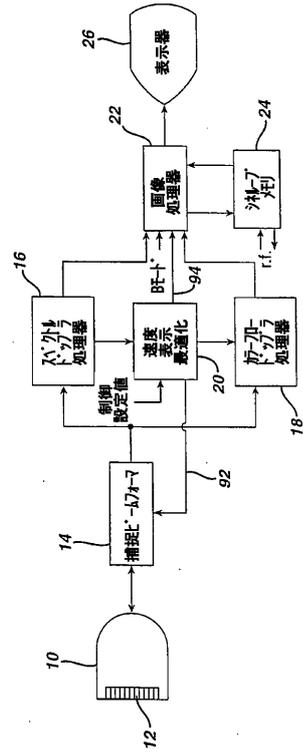
10

20

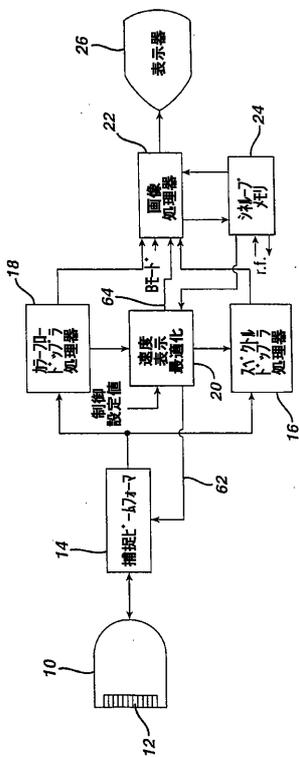
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



## 【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

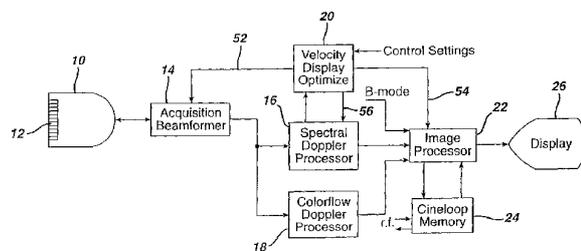
(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau(43) International Publication Date  
6 March 2003 (06.03.2003)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 03/019227 A1

- (51) International Patent Classification<sup>7</sup>: G01S 7/52, 15/80  
Eindhoven (NL). SIMON, Claudio; Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). MORSY, Ahmed; Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). JOHNSON, Keith, W.; Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). PESQUE, Patrick, R.; Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (21) International Application Number: PCT/IB02/03539
- (22) International Filing Date: 26 August 2002 (26.08.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/941,548 28 August 2001 (28.08.2001) US
- (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
- (74) Agent: LOTTIN, Claudine; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- (81) Designated States (national): CN, IN, JP.
- (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR).
- Published:  
with international search report
- (72) Inventors: CHRISTOPHER, Donald; Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). ROBINSON, Marshall, T.; Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). ROUTH, Helen, F.; Prof. Holslaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: AUTOMATIC OPTIMIZATION OF DOPPLER DISPLAY PARAMETERS



(57) Abstract: In an ultrasonic diagnostic imaging system, the parameters which govern the display of Doppler information are automatically optimized to make better use of the display range or area. Spectral Doppler information may be used to optimize a spectral display or a colorflow display, and colorflow Doppler information may be used to optimize a spectral display or a colorflow display. The optimization may be invoked by a manual user control which automatically optimizes one or a plurality of display parameters. Automatic optimization may be invoked only when called for by the user, or periodically after a time interval, a given number of heart cycles, or when the user has made a change to the display or imaging mode. Preferably the optimization processor runs continuously in the background so that optimized parameters are available immediately when called for. The optimization processor may utilize "hidden" Doppler data which has been acquired but is not used for display purposes.

WO 03/019227 A1

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

## Automatic optimization of Doppler display parameters

This invention relates to ultrasonic diagnostic imaging systems and, in particular, to ultrasonic diagnostic imaging systems in which Doppler display parameters are automatically optimized.

Doppler imaging is performed when a clinician desires to acquire information about the flow of blood or moving tissues of a patient. The display of flow or motion velocity may be done, by means of a spectral Doppler display in which velocities are displayed graphically, or by a color Doppler display in which velocities are displayed in shades or hues of color. In both cases the range of velocities displayed is bounded by graphical or color limits set by the continuous wave (cw) Doppler sampling rate, or the pulsed wave (pw) pulse repetition frequency (PRF). In many cases the range of blood or tissue velocities cannot be accurately predicted before the exam begins, and hence the clinician must make a number of adjustments as the exam commences and progresses in order to maximize the range of Doppler frequencies in the display and the resolution of the different velocities, and to minimize aliasing. Generally the clinician must adjust two or three controls in order to obtain the optimal display in the system's display area. It would be desirable to automate this adjustment process so that an optimal display is produced with little or no need for manual adjustment, enabling the clinician to gather optimized data upon commencement and progression of the exam.

In accordance with the principles of the present invention an ultrasonic diagnostic imaging system is provided in which Doppler settings such as the Doppler PRF and the display baseline (position and polarity) are automatically optimized by the ultrasound system. The clinician can decide whether to have one, several, or all of the Doppler display parameters optimized automatically, and the periodicity with which optimization is updated. The spectral Doppler PRF and baseline offset and inversion can be automatically optimized using data within the spectral trace or color data of a corresponding color M-mode trace or color Doppler image. The color Doppler image PRF and baseline can be automatically optimized using its own color Doppler estimation data or data within a corresponding spectral Doppler trace or color M-mode display. The color M-mode PRF and baseline can

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

be automatically optimized using its own Doppler estimation data or data within a corresponding spectral Doppler trace or color Doppler display.

This optimization can be performed on either live, real time displays or on displays of stored data such as Doppler Cineloop® information. The optimization calculations can be made using only displayed data, or data which is acquired and "hidden" from the user.

These optimization techniques can be applied to all relevant Doppler targets such as blood flow, moving tissue, and contrast agents, and can be applied in all color Doppler modes such as velocity colorflow, color power imaging, tissue Doppler imaging, and power motion imaging, and in all spectral Doppler modes such as continuous wave, pulse wave, single angle, and vector Doppler.

Embodiments of the invention:

A method according to the invention allows the obtaining of optimized display parameters that map the processed Doppler signal information to make more extensive use of the display area or to make more extensive use of the range of color or intensity of displayed Doppler information. The optimized display parameters can also act to reduce aliasing on the displayed image.

The Doppler signal information which is analyzed can comprise a trace of peak spectral Doppler information and/or binary map delineating Doppler and non-Doppler information.

As a result of the invention it is possible to obtain the display of a Doppler image which utilizes a plurality of different optimized display parameters as compared to the previously displayed Doppler image.

In the drawings:

Fig. 1 illustrates in block diagram form an 35 ultrasound system constructed in accordance with the principles of the present invention in which spectral Doppler data is used to automatically optimize a spectral Doppler display;

Fig. 2 illustrates spectral Doppler variables used to optimize a Doppler display;

Figs. 3 and 4 illustrate different ways to delineate spectral Doppler data for display optimization;

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

Fig. 5 illustrates the detection and reduction of aliasing in accordance with the present invention;

Fig. 6 illustrates the automatic inversion of a Doppler waveform;

5 Figs. 7 and 9 illustrate the use of colorflow data to optimize a spectral Doppler display;

Fig. 8 illustrates in block diagram form another embodiment of the present invention in which colorflow data is used to optimize a spectral Doppler display; Fig. 10 illustrates in block diagram form another embodiment of the present invention in which colorflow data is used to optimize a colorflow Doppler display;

10 Fig. 11 illustrates in block diagram form another embodiment of the present invention in which spectral Doppler data is used to optimize a colorflow Doppler display; and

Fig. 12 illustrates in block diagram form another embodiment of the present invention in which Doppler data stored in Cineloop memory is optimized in accordance with the principles of the present invention.

15

Referring first to Fig. 1, an ultrasound system constructed in accordance with the principles of the present invention is shown in block diagram form. In this embodiment spectral data is used to automatically optimize the pw PRF, baseline position, or baseline inversion of a spectral Doppler display. A scanhead 10 having an ultrasonic transducer 12  
20 transmit ultrasonic waves and receives ultrasonic echo signals. The received echo signals may be at the same frequency as the transmit frequency, or at a higher or lower harmonic of the transmit frequency. Control of the transducer transmission and processing of the received echo signals is provided by an acquisition beamformer 14. The coherent echo signals may be  
25 detected and processed for B mode display, may be coupled to Doppler processors 16 and 18 for spectral and/or colorflow display, or may be used for both B mode and Doppler display as described in U.S. Patent 6,139,501. The processed B mode and Doppler signals are coupled to an image processor 22 where they are processed for display in the desired image format and are then displayed on an image display 26. Sequences of real time images may be  
30 captured and stored in a Cineloop memory 24 in r.f., estimate, native, or composite display form, from which they may be replayed for more detailed analysis or reprocessed as described below.

In accordance with the principles of the present invention a velocity display optimizer 20 analyzes spectral Doppler data and uses the results of the analysis to

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

automatically adjust parameters of a spectral Doppler display such as the velocity range (PRF), Doppler baseline position, and baseline inversion. In the illustrated embodiment the velocity display optimizer receives spectral data from the spectral Doppler processor 16 and returns display parameters for the spectral Doppler display. The velocity display optimizer sends control parameters such as those for the PRF, sample volume size and tracking, and the transmit steering and D—line position over line 52 to the acquisition portion of the ultrasound system. Wall filter, sample volume depth, and scroll speed are among the parameters which are supplied to the spectral Doppler processor over line 56. Parameters such as the baseline positioning, inversion, color map, Doppler angle correction, and sample volume tracking are among those supplied to the image processor over line 54. In a preferred embodiment the velocity display optimizer 20 adjusts those parameters denominated by control setting set by the user. For example, the user may have individual hard or softkeys available to turn the automatic adjustment of particular parameters “on” or “off.” The user may select from an “Auto PRF” button, an “Auto Baseline” button, and/or an “Auto Invert” button, for instance. Setting one of these controls conditions the ultrasound system to set the particular parameter automatically. The user may also be able to select an “Auto Doppler” button to invoke automatic adjustment for all of the Doppler parameters. The automatic adjustment may occur periodically with the passage of time or in response to an operational event such as a mode change, and ECG trigger signal, or after a predetermined heart rate interval. Leaving the button “off” requires the user to set the Doppler parameters manually in the conventional manner.

A spectral Doppler display is shown in Fig. 2. This drawing illustrates a spectral waveform 30 in reference to a zero velocity baseline 32. The baseline is centered between two velocity limits +V and -V, the maximum velocities in opposite directions which are represented without aliasing. The velocity limits are set directly by the cw Doppler sampling rate or the pw PRF, with the two limits being equal to the Nyquist limits of the sampling rate, +PRF/2 and -PRF/2. Conventionally the user will set the PRF and the display will use the PRF setting to establish the +V and —v limits of the display with the baseline centered between the two as shown in Fig. 2. But since the Doppler waveform cannot be predicted in advance, the spectral waveform can appear predominately in one portion of the display. In Fig. 2 the spectral waveform 30 is seen to be principally in the upper half of the display since it is predominately above the baseline and the lower half of the display is unused. The user can generally manually adjust the display parameters to make better use of the display area, but it is desirable for the ultrasound system to do this automatically as the

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

present invention provides. The velocity display optimizer 20 knows the PRF and uses the spectral data to measure the values A and B shown in the drawing, where A is the range between the peak positive spectral excursion and the upper display limit and B is the range between the peak negative spectral excursion and the lower display limit. The velocity display optimizer calculates new ranges A' and B', where

$$A' = B' = (A+B)/2$$

The velocity display optimizer provides these A' and B' values to the spectral Doppler processor 16 or the image processor 22 and the spectral display is remapped to a display which uses these values, which centers spectral waveform 30 in the center of the display. This centering of the waveform repositions the baseline 32 by an increment (B-B')

10 and resets the +V and -v display limit values, which may no longer be of equal magnitudes in the display for an asymmetrical waveform such as waveform 30. If desired, the A' and B' values can be reduced so that the spectral display is remapped to an enlarged display which makes better use of the full display height. The spectral waveform can be displayed over the

15 full height of the display, but preferably a guard range A'' and B'' is left to allow for subsequent peak excursions which exceed the previous maximum positive and negative excursions. Preferably, rather than simply enlarging the spectral waveform by remapping, the velocity display optimizer calculates a new PRF value from the Doppler equation such as

$$PRF' \propto V + (A'+B')$$

20 where V is the velocity range between the peak positive and negative excursions of the spectral waveform as shown in the drawings and A' and B' (or A'' and B'') are determined as described above. If the excursion range V of the spectral waveform is too small, the PRF is reduced to make better use of the display window. The new PRF' value is applied to the acquisition beamformer 14 as shown in Fig. 1, causing the motion or flow to be sampled at

25 more effective sampling rate for display. As a result of the foregoing adjustments, the spectral display is rescaled by the PRF change and the spectral waveform is translated to be remapped more effectively to the spectral display area.

This adjustment process may take advantage of other processing of the spectral waveform. For instance, U.S. Patents 5,287,753 and 5,634,465 describe techniques

30 for tracing the mean and the peak of a spectral Doppler waveform. These analytical techniques may be invoked by the user, in which case the velocity display optimizer 20 can readily obtain the peak maximum and minimum excursions of the spectral waveform directly from the traces 34 and 36 of the peak positive and negative excursions of the waveform, as illustrated in Fig. 3. If the user has not invoked an automatic tracing option, the waveform

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

tracing may be done by the velocity display optimizer without display of the traces 34 or 36 to the user, and the peak maximum and minimum excursions taken from the undisplayed ("hidden") traces.

5 Another analytical approach to determine the adjustments to be made is to recognize that for these calculations the actual spectral data is not needed; rather, it is the locus of the spectral data in the display space which is of importance. Thus, the spectral data can be remapped to a binary representation, where the location of valid spectral data is encoded as a "1", and other display areas encoded as a "0". The adjustments are then calculated from such a binary map. A binary map can also be produced from the waveform  
10 traces 34 and 36 as shown in Fig. 4. In this drawing the area 38 between the waveforms 34 and 36 is encoded as a "1" and the remaining display area is encoded as a "0". The display parameters are then calculated to maximize the use of the display area by the area 38 between the traces.

The image processing techniques of the present invention may also be used to  
15 address aliasing problems. In Fig. 5 the motion is undersampled by the PRF, resulting in aliasing. Instead of having two unused areas A and B and a single peak-to-peak region V, the display has two waveform areas delineated by  $V_1$  and  $V_2$  at the top and bottom of the display, separated by a single unused area A. The  $V_1$  and  $V_2$  excursions extend fully to the  $+V$  and  $-V$  Nyquist limits. This condition is readily recognized and the velocity display optimizer  
20 responds by increasing the PRF of the acquisition beamformer 14. Preferably the baseline would be adjusted before adjusting the PRF. Incremental changes in the PRF may be invoked until the aliasing condition is no longer present.

One manifestation of a spectral display is that in which large negative excursions predominate, due to the polarity sensing of the Doppler processor as shown in  
25 Fig. 6. In such a situation many clinicians want to invert the waveform 30 to its more familiar orientation, which is done by changing the polarity of the Doppler display signals. This condition is readily recognized when the peak-to-peak excursion range V of the spectral waveform 30 is predominately below the baseline 32. When a significant percentage of the excursion V is below the baseline, the velocity display optimizer 20 responds by changing  
30 the polarity of the Doppler display signals, thereby inverting the displayed waveform, an adjustment often referred to as "baseline invert."

Colorflow data may also be used to automatically adjust the parameters of a corresponding spectral Doppler display as shown in Figs. 7 and 8. Fig. 7 shows a colorflow Doppler image 40 which is used to image the blood flow velocities of the portion of a vessel

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

50 which is inside a color box 42. A spectral analysis such as that of Fig. 2 is initiated by positioning a sample volume 52 over the center of the blood vessel 50. A flow direction cursor 54 is set to be aligned with the direction of blood flow for angle correction. Preferably the flow direction cursor setting and angle correction is performed automatically as described in U.S. Patent [application serial number 09/721,301, filed 11/21/2000]. Next to the colorflow image 40 on the display screen is a color bar 60, which depicts the mapping of the flow colors to a range of velocity values. In this illustration positive velocities extend from green (G) to yellow (Y) in color and negative velocities extend from light blue (LB) to dark blue (DB), where the zero velocity point between green and yellow is the color baseline.

10 The colorflow data of the image 40 is analyzed by the embodiment of the present invention shown in Fig. 8. In this embodiment the velocity display optimizer 20 receives colorflow data from the colorflow Doppler processor 18 and analyzes this data to automatically adjust the parameters of a spectral Doppler display. Parameters for the PRF, sample volume size, transmit angle, D-line position, and sample volume tracking are among those which are coupled to the acquisition portion of the ultrasound system over line 72. Baseline shift, invert, grayscale mapping and angle correction parameters are among those conducted over line 74. Wall filter and sample volume depth are among those parameters conducted over line 76. The velocity display optimizer 20 looks at the range of values of the color pixels in the colorflow display or, preferably, the range of color pixel in an area around a sample volume selected by the user. The color value at the center of the vessel 50, as delineated by the cursor 54, is picked as a peak velocity value. If the color values occupy a narrow range in comparison with the range of color values used in the color bar 60, e.g., the pixels are virtually all the same color, the PRF is too high and the velocity display optimizer responds by sending a lower PRF setting to the acquisition beamformer 14. The velocity display optimizer also analyzes the color differences of adjacent pixels. If aliasing is present, which in the example of Fig. 7 would be a sudden transition of adjacent pixels from dark blue to yellow as represented in Fig. 9, the PRF is increased by the velocity display optimizer. Alternatively, a baseline shift can be used to cure aliasing. The A and B values are computed from the differences between the limits of the color range of the colorflow pixels in the image 40 and the +V and -V values of the color bar 60, and are used to shift the spectral baseline and make the most effective use of the spectral display area as described above. Thus, the spectral display parameters have been optimized using colorflow data.

30 In the embodiment of the present invention shown in Fig. 10, colorflow data is used to optimize the colorflow display. The velocity display optimizer 20 receives the color

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

pixel values from the colorflow Doppler processor 18. Adjacent pixels are compared for sudden color transitions from the +V color to the -V color of the color bar 60, in which case the PRF parameter on line 82 is changed by the velocity display optimizer to increase the PRF and reduce aliasing. The range of color values of the pixels is analyzed and, if it is too small, the PRF is reduced. Peak color values are detected to detect the ranges between them and the +V and -V color bar limits and used to make the A, B, and V determinations described above. These values are used to remap the PRF limits, color baseline, and range of pixel colors to obtain the best color range for the colorflow image 40. Parameters for the baseline and color map are applied to the image processor 22 over line 84.

Fig. 11 illustrates a further embodiment of the present invention in which spectral data is used to optimize the parameters of a colorflow display. The velocity display optimizer obtains spectral data from the spectral Doppler processor 16 and determines the maximum and minimum excursions of the spectral waveform, preferably from automatically computed tracings as described above. From these excursion values and the +V and -V limits of the spectral display the A, B, and V values are computed as described above. These values are then used as described above to reset the PRF if necessary by way of line 92 to reduce aliasing or expand the waveform and hence the range of colors for the colorflow display. A' and B' are computed to locate the colorflow baseline (zero value) for the color bar, and a display range of colors is mapped and parameters for the baseline and color map applied to the image processor 22 over line 94. This processing may occur after the colorflow image has been acquired, and it may also take place using a B mode image with the sample volume for the spectral data positioned over a blood vessel. The foregoing adjustments are computed and then the color display commences over the B mode image using the optimized values for display.

Fig. 12 illustrates a further embodiment of the present invention where adjustment of Doppler display parameters is performed on data stored in Cineloop memory. In a constructed embodiment the user pushes the "Freeze" button to stop real time acquisition and retain the most recently acquired images in the Cineloop memory 24. The number of images saved in the sequence or "loop" is dependent upon the size of the Cineloop memory, which may retain in excess of 100 frames. The images stored in the memory 24 are coupled to the velocity display optimizer 20 where the Doppler data of the images is used to optimize the display parameters of the colorflow or spectral images stored in Cineloop, or both using one or more of the optimization techniques described above. The image data and the new display parameters for the baseline, display inversion, and/or color map are then applied to

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

the image processor 22 over line 64 where the images are displayed in accordance with the new display scaling or mapping. Automatic optimization can be invoked after the Freeze button has been depressed to save the images. The optimization can be based upon the Doppler data of an image shown on the display screen, on the Doppler data of a defined region of interest of the images of the loop, or using all the Doppler data of the whole loop. The latter two implementations will optimize all of the loop images by, for instance, preventing aliasing in all the images of the loop. The images of the Cineloop can also be acquired at the system's maximum PRF, then optimized to scale the Doppler data to the display area for the optimal presentation of alias-free images.

There are various ways in which the automatic optimization can be invoked. One approach is to optimize the images only when the user selects the Auto Optimize button based upon the Doppler data of one or a few heart cycles, such as the data of the heart cycles present shown in a spectral display. Automatic optimization can be invoked periodically every few heart cycles or every few seconds to maintain optimization. Initially automatic optimization may be deferred if an insufficient number of heart cycles have been acquired until a sufficient amount of data has been acquired and is available for the optimization calculations. Optimization can be automatically invoked each time the user moves the sample volume or each time the color box 42 is adjusted or reset. Optimization can be automatically invoked each time the imaging mode is changed, for instance, when changing from B mode to color or when starting spectral data acquisition. Preferably, the velocity display optimizer runs continuous in the background to produce optimized parameters during Doppler acquisition even when automatic optimization has not been invoked by the user. By doing so, optimized parameters are immediately available whenever the user chooses to automatically optimize a Doppler display.

When automatic optimization is invoked for a scrolling display such as a spectral Doppler or color M-mode display, it is preferable not to simply apply the optimized parameters to subsequently acquired Doppler information. Rather, it is preferred that the optimized parameters be applied to all of the Doppler information on the screen, so that the user sees all of the Doppler data in the display area displayed with the optimized parameters.

Other acquisition or display parameters may also be automatically optimized in accordance with the principles of the present invention. For instance, when strong contrast agent signals appear, the signal gain may be automatically adjusted to reduce blooming in the image due to excessive contrast signal saturation. The dynamic range, noise floor, color box, transmit angle, and audio volume are other parameters which may be adjusted automatically.

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

The techniques of the present invention may be employed to optimize the display of both 2D and 3D ultrasound images, and of ID images such as color M—mode displays.

It will be appreciated that a given embodiment of the present invention need not optimize all of the display parameters as described above, but may leave some parameters  
5 for only manual adjustment. For instance, automatic remapping to a display area or range of display colors may be invoked automatically, with the PRF continuing to be adjustable only by user control.

WO 03/019227

PCT/IB02/03539

## CLAIMS:

1. A method for optimizing the display of Doppler ultrasound information comprising:
  - receiving Doppler signal information;
  - processing Doppler signal information for display in a display area; and
  - analyzing spectral Doppler signal information to produce optimized display parameters for display of the processed Doppler signal information in the display area.
2. The method of Claim 1, wherein processing further comprises processing Doppler signal information for spectral display.
3. The method of Claim 2, wherein analyzing further comprises analyzing spectral Doppler signal information to optimize at least one of the parameters of the PRF, the spectral Doppler display area, the display polarity, and the Doppler baseline position.
4. The method of Claim 1, wherein processing further comprises processing Doppler signal information for an anatomical Doppler display.
5. The method of Claim 4, wherein processing further comprises processing Doppler signal information for display of at least one of a colorflow Doppler display, a velocity Doppler display, a Doppler M—mode display, a power Doppler display
6. The method of Claim 4 or 5, wherein analyzing further comprises analyzing at least one of colorflow Doppler signal information, spectral Doppler signal information, power Doppler signal information, Doppler M-mode signal information.

WO 03/019227

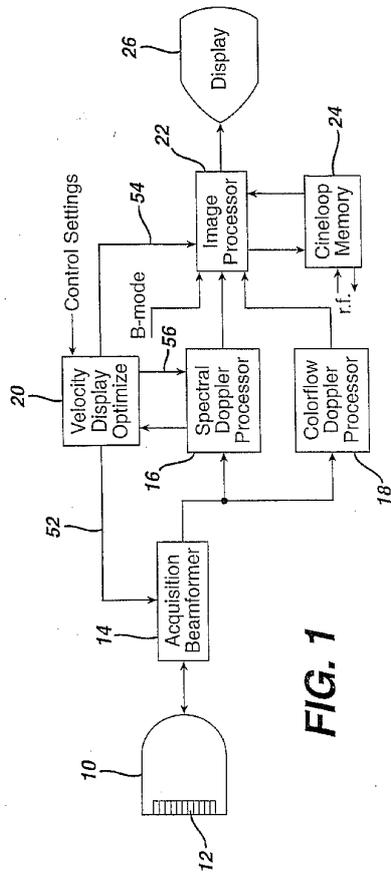
PCT/IB02/03539

7. The method of Claim 5 or 6, wherein analyzing further comprises analyzing Doppler signal information to optimize at least one of the parameters of the PRF, the range of color pixel values, the color baseline position, and the color range polarity.
- 5 8. The method of Claim 1 or 4, further comprising:  
manually actuating a control to cause automatically optimized display parameters to be used for a Doppler display.
9. The method of Claim 1 or 4, wherein analyzing Doppler signal information to  
10 produce at least one optimized display parameters occurs periodically after a predetermined time interval during display of a display using optimized parameters, or periodically after one or more heart cycles, or in response to modification of a Doppler setting by the user, or in response to a manual actuation of a control to cause automatically optimized display parameters to be used for a Doppler display.
- 15 10. The method of Claim 1 or 4, wherein analyzing Doppler signal information to produce optimized display parameters occurs substantially continuously during display of the Doppler display being optimized.
- 20 11. The method of Claim 10, wherein analyzing further comprises analyzing Doppler signal information to produce optimized display parameters prior to the display of the Doppler display being optimized.
12. The method of Claim 11, wherein analyzing comprises analyzing Doppler  
25 signal information in the background to produce optimized display parameters.
13. The method of Claim 1 or 4, further comprising:  
storing a sequence of processed Doppler images in memory; and  
wherein analyzing comprises analyzing Doppler signal information to produce  
30 optimized display parameters for display of the stored Doppler images.
14. The method of Claim 13, wherein analyzing comprises analyzing Doppler signal information of a plurality of the images stored in memory.

WO 03/019227

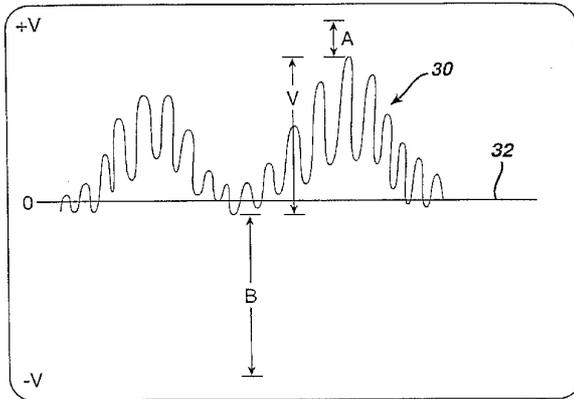
PCT/IB02/03539

15. The method of claim 1, wherein analyzing further comprises analyzing at least some Doppler signal information which is not used to produce a displayed image.

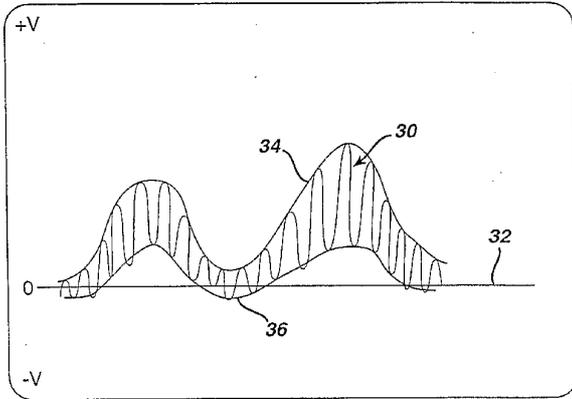


**FIG. 1**

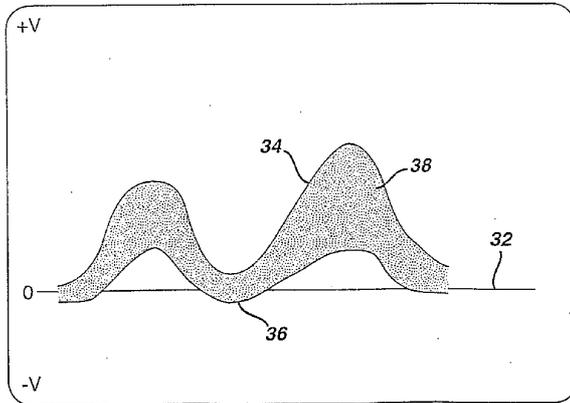
**FIG. 2**



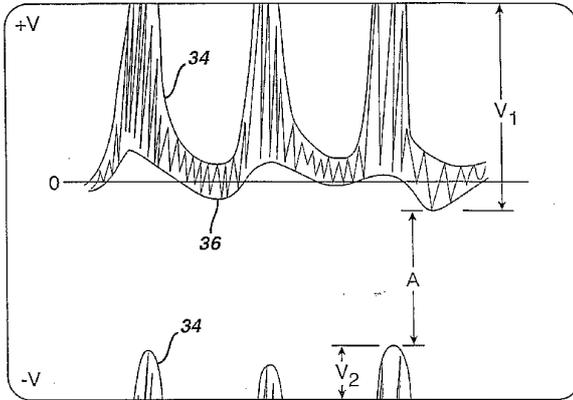
**FIG. 3**



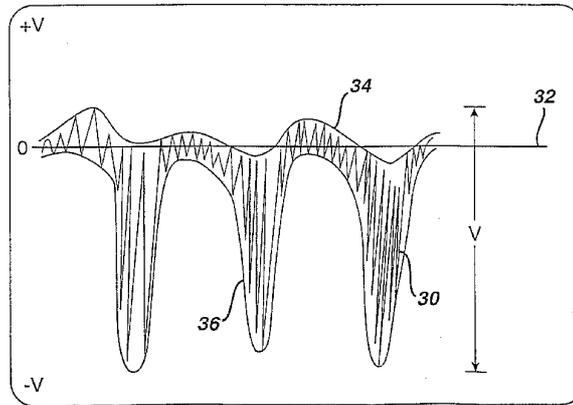
**FIG. 4**



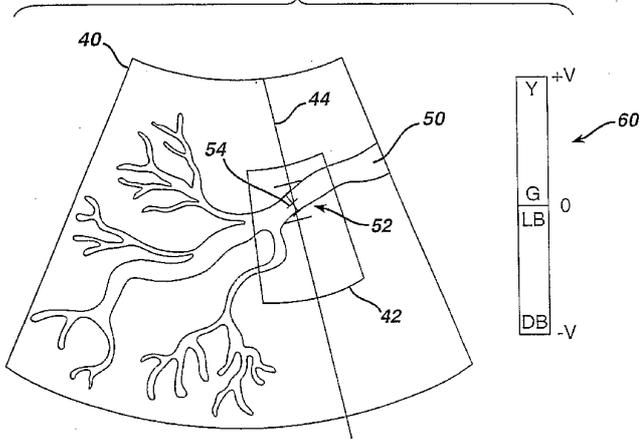
**FIG. 5**



**FIG. 6**



**FIG. 7**



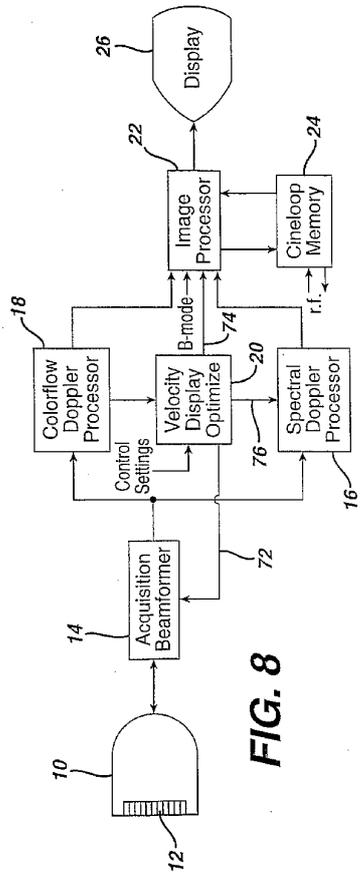


FIG. 8

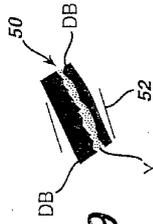
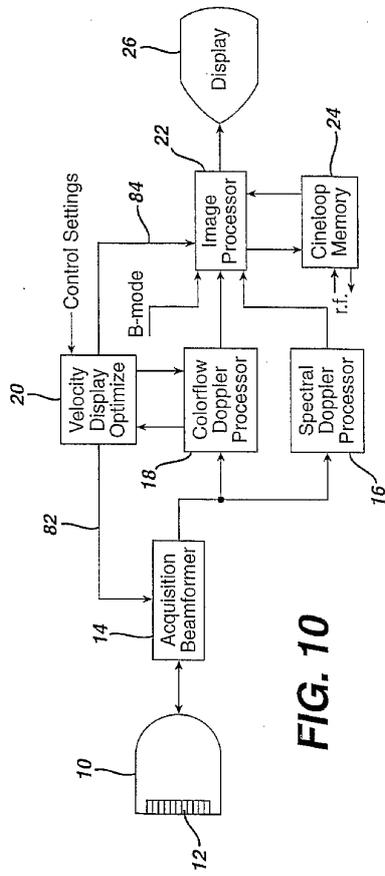
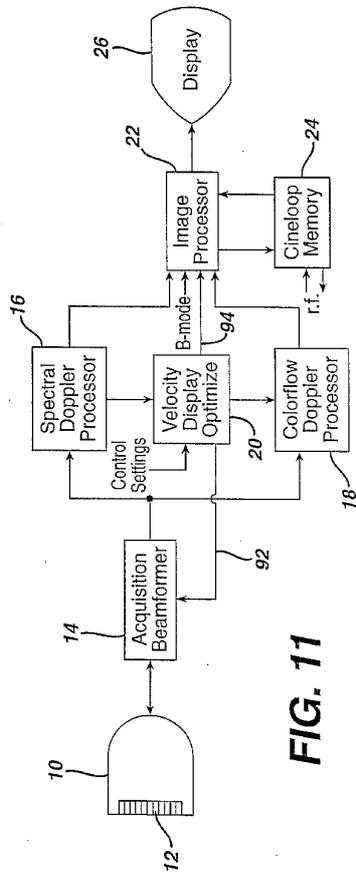


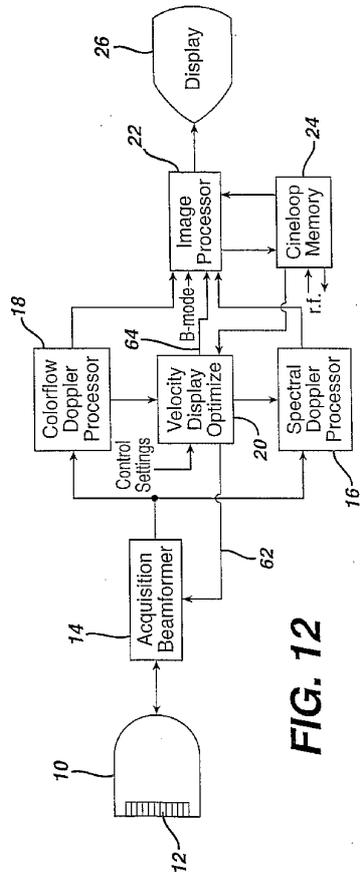
FIG. 9



**FIG. 10**



**FIG. 11**



**FIG. 12**

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/JP 02/03539
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 601S7/52 601S15/89		
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 601S 601N 606T		
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 Y	US 6 142 943 A (MO LARRY Y L ET AL) 7 November 2000 (2000-11-07)  abstract; figure 1 column 2, line 1-15,38-67 column 3, line 31 -column 4, line 7 column 5, line 1-6,24-27	1-4, 9-11,13 5-8,12, 14,15
X Y	EP 1 016 880 A (GEN ELECTRIC) 5 July 2000 (2000-07-05)  abstract; figures 1-9 page 2, line 17 -page 3, column 4 page 3, line 27 -page 4, line 5 page 4, line 29-58 page 6, line 44 -page 7, line 2 --- -/-	1-3,8-10 4-7, 11-15
<input checked="" 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		*T* later document, published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to underscore the principle or theory underlying the invention
*E* earlier document but published on or after the international filing date		*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
*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)		*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.
*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*S* document member of the same patent family
*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 22 October 2002		Date of mailing of the international search report 29/10/2002
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 Reuss, T

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/IB 02/03539
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6 017 309 A (LUCAS SEAN D ET AL) 25 January 2000 (2000-01-25) abstract; figures 1-9 column 1, line 31 -column 2, line 27 column 5, line 36 -column 6, line 38 column 8, line 7 -column 9, line 57	4,5,8, 11,13-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT  
Information on patent family members

International Application No.  
PCT/JP 02/03539

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6142943	A 07-11-2000	EP 1060409 A1 WO 0040998 A1	20-12-2000 13-07-2000
EP 1016880	A 05-07-2000	EP 1016880 A2 JP 2000197634 A US 2002116141 A1	05-07-2000 18-07-2000 22-08-2002
US 6017309	A 25-01-2000	EP 1060407 A1 WO 0040996 A1	20-12-2000 13-07-2000

## フロントページの続き

(74)代理人 100122769  
弁理士 笹田 秀仙

(72)発明者 クリストファー ドナルド  
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 ロビンソン マーシャル ティ  
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 ロース ヘレン エフ  
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 シモン クラウディオ  
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 モルシィ アメド  
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 ジョンソン キース ダブリュ  
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

(72)発明者 ベスキュー パトリック アール  
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

Fターム(参考) 4C601 DE03 DE04 DE05 EE06 EE22 FF08 HH13 JB49 KK02 KK13  
KK17 KK19 KK31 KK42 LL03  
5J083 AB17 AC29 AD01 AD08 AE10 BA01 BB04 BC01 BE44 DA05  
DC01 EA14 EA16 EA46

专利名称(译)	自动优化多普勒显示参数		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005500888A</a>	公开(公告)日	2005-01-13
申请号	JP2003524039	申请日	2002-08-26
[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	クリストファードナルド ロビンソンマーシャルティ ロースヘレンエフ シモンクラウディオ モルシミアメド ジョンソンキースダブリュ ペスキューパトリックアール		
发明人	クリストファードナルド ロビンソン マーシャルティ ロース ヘレン エフ シモン クラウディオ モルシィ アメド ジョンソン キース ダブリュ ペスキュー パトリック アール		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S7/539 G01S15/58 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8981 G01S7/52026 G01S7/52071 G01S15/584		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/89.A G01S7/62.D		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE06 4C601/EE22 4C601/FF08 4C601/HH13 4C601/ JB49 4C601/KK02 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK31 4C601/KK42 4C601/LL03 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AD01 5J083/AD08 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BB04 5J083/BC01 5J083/BE44 5J083/DA05 5J083/DC01 5J083/EA14 5J083/EA16 5J083/EA46		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	09/941348 2001-08-28 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

在超声诊断成像系统中，定义多普勒信息显示的参数被自动优化以充分利用显示范围或区域。频谱多普勒信息可用于优化频谱显示或彩色血流显示，并且彩色血流多普勒信息可用于优化频谱显示或彩色血流显示。可以通过手动用户控制激活此优化，并自动优化一个或多个显示参数。可以仅在用户调用时或在特定时间间隔（预定数量的心脏行程）之后或者当用户打开显示器或成像模式时周期性地执行自动优化。你可以做到。

