

(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2008-511367

(P2008-511367A)

(43) 公表日 平成20年4月17日(2008.4.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

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 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-529055 (P2007-529055)
 (86) (22) 出願日 平成17年8月1日(2005.8.1)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年2月27日(2007.2.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2005/052572
 (87) 国際公開番号 W02006/024975
 (87) 国際公開日 平成18年3月9日(2006.3.9)
 (31) 優先権主張番号 60/605,636
 (32) 優先日 平成16年8月30日(2004.8.30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

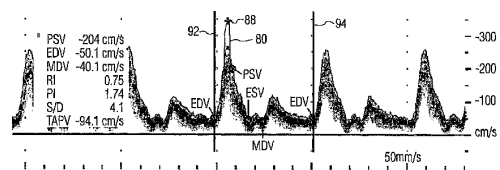
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ドップラ速度スペクトルにおける流速の調節可能トレース方法及び装置

(57) 【要約】

超音波診断撮影システムは、ピーク又は平均速度等のパラメータが自動的にトレースされるスペクトルドップラ表示を生成する。ユーザが、自動的に描画されたトレース(30)に満足しない場合、ユーザは、トレースにおける点(82, 86)をつかむように表示スクリーンにおいてカーソル(88)を操作し、スペクトル表示に対して新しい位置にトレースをドラッグし、又はそのトレースの一部をマニュアルで再描画する。例示としての実施形態においては、スペクトルドップラトレース(80)は、表示の速度及び時間範囲の両方において、ユーザが調節することができる心周期において規定された重要なタイミング点を有する。表示のグラフィカルに表示された値及び計算は、トレースの調節に関連して自動更新される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血流を分析するための超音波診断撮影システムであって：
 スペクトルドップラ情報を取得するための手段；
 前記スペクトルドップラ情報に応じて、血流スペクトルの平均速度又はピーク速度の少なくとも一において自動的にトレースするスペクトルドップラ分析器；
 前記スペクトルドップラ分析器に結合され、前記トレースと共に前記ドップラ血流スペクトルを表示するディスプレイ；及び
 前記ディスプレイと共に動作可能であり、前記ドップラ血流スペクトルに関する前記トレースの位置はマニュアルで調節可能である、ユーザ制御；
 を有する超音波診断撮影システム

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記トレースは、前記トレースの前記位置が前記ユーザ制御の操作により調節されることが可能である複数の制御点を更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記制御点は前記トレースに沿って時間経過と共に一様に分布される、超音波診断撮影システム。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記制御点は前記トレースの局所的最小及び / 又は最大に位置付けられる、超音波診断撮影システム。

20

【請求項 5】

請求項 2 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記制御点は心周期の重要なタイミング点に位置付けられる、超音波診断撮影システム。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記制御点は前記ディスプレイにおいてグラフィカルに特定される、超音波診断撮影システム。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の超音波診断撮影システムであって：
 前記ドップラ血流スペクトルは速度軸及び時間軸を有し；そして
 前記制御点は時間範囲及び速度範囲の両方において調節可能である；
 超音波診断撮影システム。

30

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって：
 前記ディスプレイはトレース調節カーソルを更に表示し；そして
 前記トレース調節カーソルは前記トレースの前記位置を調節するように前記ユーザ制御により操作可能である；
 超音波診断撮影システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記トレース調節カーソルは、前記トレースの前記速度位置を調節するように前記ユーザ制御により操作可能である、超音波診断撮影システム。

40

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波診断撮影システムであって：
 前記トレースは複数の制御点を更に有し；そして
 前記トレース調節カーソルは前記トレースに沿って前記の制御点の位置を調節するように前記ユーザ制御により操作可能である；
 超音波診断撮影システム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記制御点は前記心周期の重要

50

なタイミング点を規定する、超音波診断撮影システム。

【請求項 1 2】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記スペクトルドップラ分析器は、重要な値又は計算を生成することができるドップラ血流スペクトルの心周期を線引きするための手段を更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記スペクトルドップラ分析器は、線引きされた心周期から重要な値及び / 又は計算をグラフィカルに表示するための手段を更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記スペクトルドップラ分析器は、前記トレースの前記位置の調節に関して、線引きされた心周期のグラフィカルに表示された重要な値及び / 又は計算を自動的に更新するための手段を更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 1 5】

スペクトルドップラパラメータの自動描画トレースを調節するための方法であって：
パラメータがトレースされたドップラ血流スペクトルを表示する段階；
ユーザ制御により操作されるディスプレイカーソルにより前記トレースにおける点をつかむ段階；及び
前記ディスプレイにおいて異なる点の方に前記トレースにおける点をドラッグする段階；
を有する方法。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 に記載の方法であって、つかむ段階は、前記トレースにおける制御点をつかむ段階を更に有する、方法。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載の方法であって、ドラッグする段階は、前記ディスプレイにおいて時間及び / 又は速度における異なる位置に前記制御点を移動させる段階を更に有する、方法。

【請求項 1 8】

請求項 1 5 に記載の方法であって、前記ディスプレイにおいて前記点の異なる位置の方に前記点のどちらか側に前記トレースを自動的に適合させる段階を更に有する、方法。

【請求項 1 9】

請求項 1 5 に記載の方法であって、つかむ段階は、前記心周期の重要なタイミング点として規定される前記トレースにおける点をつかむ段階を更に有する、方法。

【請求項 2 0】

請求項 1 5 に記載の方法であって、心周期の前記トレースに基づく重要な値及び / 又は計算のグラフィックを表示する段階を更に有し、グラフィカルに表示された重要な値及び / 又は計算は、異なる位置の方への前記トレースにおける点のドラッグに応じて自動的に更新される、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用診断超音波システムに関し、特に、スペクトル流速の調節可能な自動トレースに関する。

【背景技術】

【0002】

米国特許第 5, 287, 753 号明細書及び米国特許第 5, 634, 465 号明細書においては、スペクトルドップラ表示における平均及びピーク速度レベルをトレースするための自動化技術が示されている。スペクトル表示についての各々のスペクトル線が生成さ

10

20

30

40

50

れるとき、上記特許文献における超音波システムは、各々のスペクトル線についてのピーク及び/又は平均速度を特定するように、ドップラデータを処理する。上記特許文献の両方においては、このことは、前者の特許文献においては、外部のノイズ源に関連して、そして後者の特許文献においては、システムノイズ源に関連して、ノイズを伴うドップラデータの可能な汚染の考慮の下で行われる。平均及びピーク速度レベルが各々のスペクトル線において、その線が生成されるときに位置付けられるとき、その線における点は、スペクトル線がスクロールされるスペクトル表示に加えられ、前のスペクトル線における対応する点に対応する点に接続される。このことは、スペクトル表示における平均及び/又はピーク速度レベルがリアルタイムに自動的にトレースされることを可能にする。

【0003】

スペクトル表示が生成されるとき、そのスペクトル表示は、続く血管性能の測定又は計算について診断される又は使用されるために、後に記録され、再検討されることが可能である。一般に、自動化トレースは、医師には適切であるように見えるが、ときには、トレースは、スペクトル表示において不正確に位置付けられているように見える可能性がある。医師が、その医師にとって直感的に不正確であるように思われる自動トレースに直面するとき、唯一の選択肢は、医師がスペクトル表示において適切値であるものをマニュアルでトレースすることである。そのような、例えば、ピーク速度値のマニュアルによる再トレースは、根気のいる且つ多くの時間を要することである。しかしながら、医師は、特に、トレースレベルが、患者の血管性能の計算に基づいているようになっているときに、一般に、その医師が自信のあるマニュアルのトレースの助けを借りる。したがって、ユーザにとって不適切であるように見えるスペクトル表示の自動トレースの補正を促進するために幾つかの手段を提供することは望ましいことである。

【特許文献1】米国特許第5,287,753号明細書

【特許文献2】米国特許第5,634,465号明細書

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理にしたがって、ユーザにとって不適切に見える自動スペクトル表示トレースをユーザが調節することが可能である診断超音波システム及び方法について説明する。ユーザが自動スペクトルトレースにおける点を選択する、又はスペクトル表示において所望の位置にその(それらの)点を再位置付けすることができるユーザ制御が、提供される。その点はユーザによりマニュアルで再位置付けされるため、その自動システムは、必要に応じて、トレースの隣接点を再位置付けすることを含むトレースを自動的に再位置付けする。一実施形態においては、このようなトレースのマニュアル調節は、トレースにおける局所的最小及び/又は最大若しくは一様に間隔を置いた位置において、トレースにおける制御点を示すことにより促進される。他の実施形態においては、マニュアル調節は、ユーザが時間的位置、速度位置又はそれら両方において調節することが可能であるトレースにおける重要な生理学的位置を示すことにより促進される。他の実施形態においては、マニュアル調節が、トレースにおける何れの点から開始し、そのトレースの終了点においてそのトレースにおける他の点に再結合され、再描画されたトレースにおける何れの生理学的点を更新することができるトレースの局所的マニュアル描画により促進される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0005】

図1を参照するに、本発明の原理にしたがって構成された超音波システムがブロック図の形式で示されている。超音波信号は、超音波プローブのアレイトランスジューサ10により送信され、その結果としてのエコーはトランスジューサ要素により受信される。受信されたエコー信号は、ビーム形成器14により単一信号又はビームに形成される。エコー信号情報は、直交I及びQ信号成分を生成するドップラ検出器16により検出される。診断される体の部位からの複数のそのような信号成分はドップラ処理器18に適用され、そのドップラ処理器の1つは高速フーリエ変換(FFT)処理器であり、その高速フーリエ

10

20

30

40

50

変換処理器は受信された信号のドップラ周波数シフトを計算する。この基本的ドップラデータはドップラ後処理器 20 により後処理され、そのドップラ後処理器は、例えば、ウォールフィルタリング、利得制御又は振幅圧縮等の技術によりデータを更に改善する。

【0006】

ドップラエコーの受信中に断続的に、Bモードエコーが受信される。それらのエコーはまた、その場合に、Bモード画像処理器 64 における I 及び Q 値の二乗の和の平方根をとることにより振幅検出することが可能である I 及び Q 成分になる。Bモード画像処理器はまた、走査変換により Bモードエコーを所望の表示形式に整える。結果として得られる二次元画像は、スペクトルドップラデータと共に時間インターリーブ方式で表示されることが可能であるドップラ表示処理器 30 に結合される。

10

【0007】

後処理ドップラデータは、ピーク速度検出器 58 及びドップラ表示処理器 30 に適用される。ドップラ表示処理器は、スペクトル線情報のリアルタイムシーケンスの表示のためにドップラデータを用いる。ピーク速度検出器は、スペクトル線のピーク速度転を決定するように、ノイズ閾値 $NOISE_{th}$ とそのドップラデータを比較し、このことについては、米国特許第 5,287,753 号明細書及び米国特許第 5,634,465 号明細書に更に詳細に記載されている。ピーク速度検出器 22 はまた、ドップラデータのフィルタリングを実行することが可能であり、また、米国特許第 5,287,753 号明細書において詳細に記載されているような平均速度レベルを確認するために用いられることが可能である。ドップラ表示処理器 30 は、その場合、上記特許文献に記載されているように、解剖学的 Bモード画像及びスペクトルドップラ表示の両方並びに / 若しくは自動探索される平均速度値を与える。

20

【0008】

超音波表示はまた、好適には、R波信号の受信に応じて描かれる ECG トレースを示す。R波は、心収縮を刺激するように生成される電気生理学的信号であり、従来、心電図 (ECG) により検出されている。図 1 は、R波信号を検出するように、患者の胸部に貼られることが可能である ECG 電極 80 の集合を示している。信号が検出され、ECG 信号処理器 82 により処理され、そしてドップラ表示処理器 30 に適用され、そのドップラ表示処理器は、スクロールしているスペクトルドップラ表示と共に同期して、ECG 波形を表示する。Bモード画像は、スペクトル情報が取得される患者の解剖学的構造におけるポイントに位置付けて、そのポイントを表示するように用いられる。

30

【0009】

本発明の実施形態により生成される典型低なスペクトルドップラ表示を図 2 に示す。そのような表示は、一般に、図 2 に示すように、リアルタイムの一連の連続的スペクトル線スクロール対速度表示のように表示される離散的サンプリング期間のドップラ情報を有する。図 2 の表示においては、新しく生成されたスペクトル線が、表示の右側に連続して生成される。その一連の線は、左側の前に生成されたスペクトルデータ及び右側の漸次の更なる現データを有して、右から左へと移動する又はスクロールする。各々の線は、ドップラ調査の特定の時間において体内の選択された場所の血流において検出された血流速度の範囲を示している。線 100、200 及び 300 で示される最大速度は、心拍の心臓収縮周期において、典型的に存在するものである。収縮期の間の間隔 12、22 及び 32 は、心臓の働きについての介入拡張期中の血流速度を表す。

40

【0010】

本発明の原理にしたがって、図 2 は、各々のスペクトル (縦方向) 線のピーク速度が示され、ピークが実線表示線 60 により接続されているスペクトル線表示を示している。図 2 に示すように、スペクトル線のピーク速度は、スペクトル線が存在して、表示され、それにより、追跡されるピークスペクトル速度のリアルタイムの連続表示を与えることができる。耐ノイズ性テストを満足する各々の表示されたスペクトル線について、平均速度値がまた、計算され、表示される。上記特許文献、米国特許第 5,287,753 号明細書に記載されているように、平均速度を計算するための多様な技術が知られている。平均速

50

度は、スペクトル線表示の右側におけるスペクトル線の最初の出現と同時にまた、スペクトル線表示において印付けされる。図 2 は、表示されたスペクトル線の計算された平均速度値を接続する破線 6 2 を示している。

【 0 0 1 1 】

ピーク速度値及び平均速度値は、図 2 に示されているように又は異なる色付き線により別々に区別される線によりトレースされることが可能である。単色の高密度スペクトル線表示においてピーク速度値及び平均速度値を視覚的にトレースするための好適な方法が、図 3 に示されている。この図においては、スペクトル線 7 0 が、白色の背景 7 2 に対して灰色の濃淡で示されている。ピーク速度線 8 0 は一連の黒色のドットとして表され、各々のドットはその関連スペクトル線におけるピーク速度に印を付けている。平均速度値は、それぞれの平均速度位置をブランクにすることによって示され、それにより、参照符号 8 2 としてスペクトル線の中央を通る白色の線を効果的に残している。この技術は、高速且つ高密度生成及びスペクトル線の表示を利用し、その技術において、スペクトル線 7 0 は、互いに実際に隣接して表示され、それにより、ピーク速度線 8 0 の下の灰色濃淡の連続的帯が示されている。白色の平均速度線 8 2 は、それ故、スペクトル線の周りの灰色濃淡と対象をなして区別できるように示されている。図 3 の表示が一般に、典型的な超音波表示において黒色 / 白色反転を伴って示されることを、当業者は認識している。

10

【 0 0 1 2 】

本発明の原理にしたがって、スペクトル表示における自動トレースは、図 4 a 乃至 4 c で示すように、ユーザにより調節されることができる。この第 1 実施形態においては、図 4 a におけるスペクトル線 7 0 のピーク速度は、図 2 においてはピーク速度表示線 6 0 に対応する線 8 0 によりトレースされている。リアルタイムのスペクトル表示は、超音波システムの制御パネル 9 9 における“フリーズ”ボタンの活性化により表示スクリーンにおいて止められる（フリーズされる）ことができる。代替として、予め記録されたリアルタイムのスペクトル表示が、スクリーン上に再生されて止められることができる。どちらの場合にも、超音波システムは、“ゴールポスト”として知られている縦の線 9 2、9 4 によって、1 心周期のスペクトル線の広がり自動表示する。それらのゴールポスト線は、拡張末期の最小についてのトレース又はスペクトル波形を検査することにより設定される。代替として、ゴールポスト線は、ECG トレースが利用可能であるとき、スペクトル表示に ECG トレースを関連付けることにより位置付けされる。超音波システムは、それ故、計算及び測定のために、この心周期の情報を用いる。ユーザが、この心周期を受け入れることを希望せず、他の心周期を選択する場合、ユーザは、ゴールポストの位置を変えるようにスペクトル表示における他の心周期においてクリックする、又は、スペクトル表示における異なる心周期をフレーム化するようにスクリーンカーソルにより縦のゴールポスト線をドラッグする。その表示の左下のグラフィックは、ユーザが見ることを希望する選択された心周期の特定データ点及び何れの計算を示す。この実施例においては、そのグラフィックは、 -58.9 cm/sec のピークの収縮速度 (PSV)、 -12.9 cm/sec の拡張末期の速度 (EDV) 及び 0.78 の抵抗指数 (RI) を示している。

20

30

【 0 0 1 3 】

しかしながら、トレース 8 0 が不正確に描かれているとユーザが感じる場合について考えることにする。ユーザは、トレース 8 0 が正確に描かれていないことを信じることに繋がる可能性がある、例えば、計算された RI 値を疑う可能性がある。そのような場合、ユーザは、超音波システムのタッチスクリーンパネル又は画像表示スクリーンに示されることが可能である、又は制御パネル 9 9 において別個の制御であることが可能である“編集トレース”メニューアイテムをクリックする。この選択は、図 4 b に示すように、一連の制御点 8 2、8 6 が選択された心周期のトレースにおいて現れるようにする。この実施例においては、制御点は、小さいマーカー 8 2 と大きいマーカー 8 2、8 2 及び 8 6 とを有する。この実施形態における大きいマーカーは、心周期の重要なタイミングの点に位置付けられている。この場合、マーカー 8 2 はトレース 8 0 におけるピークの収縮速度点に印付けし、マーカー 8 2 はそのトレースにおける収縮末期の速度点に印付けし

40

50

、そしてマーカー 86 はそのトレースの拡張末期の速度点に印付けする。また、トラックボール又はマウスのような制御パネルにおけるユーザ制御により操作されることが可能であるカーソル 84 がスクリーンに現れている。

【0014】

この実施例においては、ユーザは、ピークの収縮速度点は、自動的に描かれたトレース 80 により示されているより、実際には大きいと思っている。ユーザは、その場合、制御点 82 を“つかみ”、図 4C に示すように、所望の速度レベルまでそれを“ドラッグ”する。制御点 82 は再位置付けされるため、トレース 80 及びそのトレースにおける他の制御点 82 は再位置付けされた制御点 82 と共に追従する。これは、スプライン補間技術により、進行中に、トレース 80 を再計算することにより行われ、それにより、トレースにおける 1 点の再配置は、スプライン曲線の接続における隣接点がスムーズなトレースを与えるように自動調節されるようにする。制御点 82、82 及びトレース 80 はユーザにより再位置付けされるため、トレースと関連する表示値及び計算はまた、進行中に更新及び再計算される。この実施例においては、PSV 値は、 -89.8 cm/sec に、即ち、図 4c において再位置付けされた制御点 82 の位置に自動的に更新され、そして RI 値は、その調節により影響され、 0.86 に再計算されたことが理解できる。それ故、ユーザは、彼が自動トレース 80 に対して行っている調節を視覚的に理解することができ、表示され且つ計算される値に関する彼の調節の効果を同時に理解することができる。それらの新しい表示及び計算値は、彼の調節の精度においてユーザに自信を与える、又は続く調節によりそれらの値の更なる改善に繋がることのできる。

10

20

【0015】

図 5a 乃至 5d は、本発明の第 2 実施形態を示している。図 5a においては、スペクトル表示の線 70 は、トレース線 80 によりトレースされたそれらの線 70 のピーク速度値を有し、心周期は、ゴールポスト線 92、94 により線引きされる。数値的表示は、スペクトル表示における他の重要な点、即ち、平均拡張速度 (MDV) を示す。3つの他の計算、即ち、血管抵抗値 (PI)、収縮/拡張比 (S/D) 及び時間平均ピーク速度 (TAPV) がまた、表示される。

【0016】

図 5b においては、トレース 80 がその表示と重ね合わされ、PSV、ESV、MDV 及び EDV (拡張末期速度) の重要なタイミング点を特定する。表示される及び特定される重要なタイミング点はユーザにより選択され、そしてそれらの時間的な位置は ECG 波形から特定されることが出来る。それらの重要なタイミング点はまた、上記特許文献において記載されている自動トレースアルゴリズムから計算されることが可能であり、そのアルゴリズムは、ドップラスペクトルの形及び ECG 波形の両方に関連付けられるように、局所的最大及び最小を求める。重要なタイミング点は、ユーザがそれらの点を示すように選択する (制御パネル又はユーザインターフェースによりそれらをオンに切り換えることにより) 場合に、表示される。重要なタイミング点は、PSV、EDV 及びそれらの微分計算等の結果をもたらす。この実施例においては、PSV 点がトレースの収縮ピークに位置付けられていないことが理解できる。そのような場合、図 5c に示すように、スクリーンカーソルにより PSV 点をつかみ、トレース 80 の収縮ピークの方に PSV マーカーをスライドさせることにより、ユーザは、トレースに沿って (即ち、時間経過と共に)、その点を再位置付けすることが可能である。そのグラフィックは、相応して更新される。PSV 値は、この実施例においては、 -204 cm/sec 乃至 -272 cm/sec に増加し、独立した RI、PI 及び S/D の計算はまた、変わる。

30

40

【0017】

代替として又は付加的に、ユーザは、トレース 80 が不正確に描かれていると思う可能性がある。そのような場合、図 5d に示すように、ユーザは、カーソル 88 によりトレース 80 をつかみ、所望の振幅の方にトレースすることが可能である。上記実施例においては、トレース 80 は、ユーザがトレース線をその新しい位置の方に伸ばしている様子を与えるように、進行中に、再計算され且つ表示される。代替として、ユーザは、トレースの

50

1つの点をクリックし、トレースをトレースの他の点で再結合させる前に、スクリーンポインタによりマニュアルでトレースの一部を再描画することが可能である。この実施例においては、ユーザは、カーソル88のどちらか側にスペクトルピークを再描画している。その表示の左側の新しく再計算されたグラフィック値は、このようなピーク速度トレースの再位置付けがそれら4つの表示されている計算の3つに影響していることを示している。この実施形態においては、ユーザがつかむ離散的な制御点は存在しない。それに代えて、トレース80の各々の点は、自動的なスペクトルトレースの位置を調節するようにユーザのカーソルによりつかまれて、再位置付けされることが可能である。トレース80の調節に続いて、重要な点が、トレースアルゴリズムに基づいて、それらの最適な位置に自動的に調節される。しかしながら、重要な点の自動的位置決めが満足のいくものでないと判断される場合、ユーザは、そのトレースにおいて重要なタイミング点をマニュアルで再位置付けすることが可能である。例えば、PSVは、図5dにおいて、トレース80の新しい収縮ピークの方に再位置付けされることが可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の原理にしたがって構成された超音波診断撮影システムのブロック図である。

【図2】ピーク及び平均速度レベルの両方がトレースされたスペクトルドップラ表示を示す図である。

【図3】高線密度スペクトル表示におけるピーク及び平均速度レベルをトレースするための好適な技術を示す図である。

20

【図4A】自動スペクトルドップラトレースが特定され且つ調節された、本発明の第1実施形態を示す図である。

【図4B】自動スペクトルドップラトレースが特定され且つ調節された、本発明の第1実施形態を示す図である。

【図4C】自動スペクトルドップラトレースが特定され且つ調節された、本発明の第1実施形態を示す図である。

【図5A】スペクトルドップラトレースにおける重要な点が特定され且つ調節された、本発明の第2実施形態を示す図である。

【図5B】スペクトルドップラトレースにおける重要な点が特定され且つ調節された、本発明の第2実施形態を示す図である。

30

【図5C】スペクトルドップラトレースにおける重要な点が特定され且つ調節された、本発明の第2実施形態を示す図である。

【図5D】スペクトルドップラトレースにおける重要な点が特定され且つ調節された、本発明の第2実施形態を示す図である。

【 図 1 】

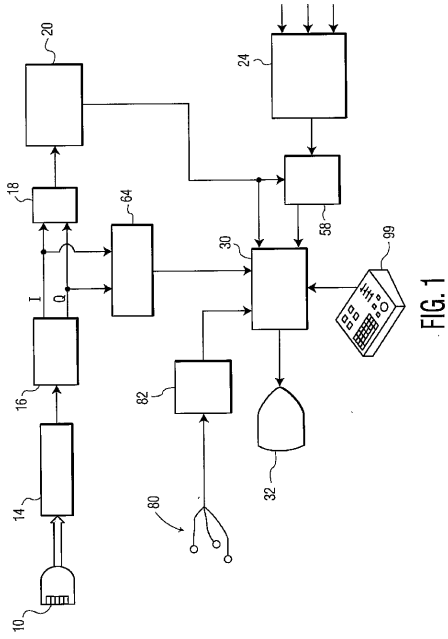


FIG. 1

【 図 2 】

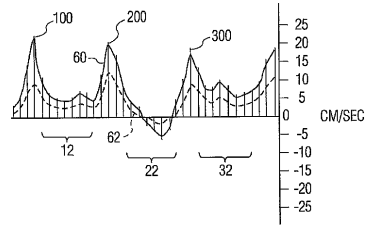


FIG. 2

【 図 3 】

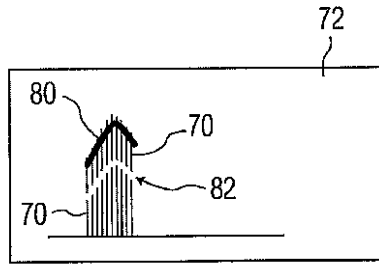


FIG. 3

【 図 4 A 】

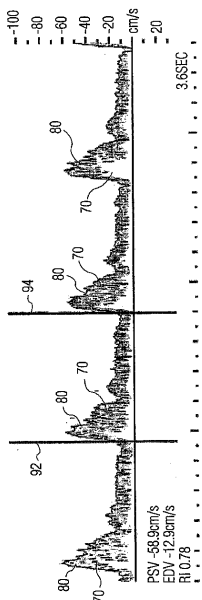


FIG. 4A

【 図 4 B 】

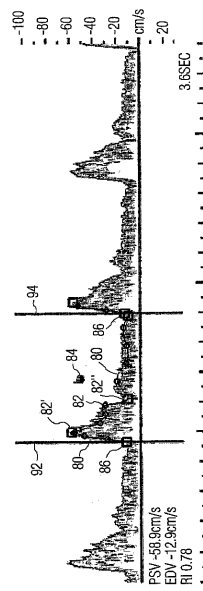


FIG. 4B

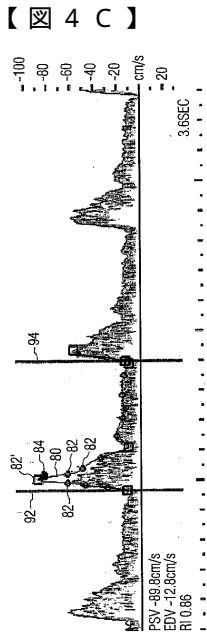


FIG. 4C

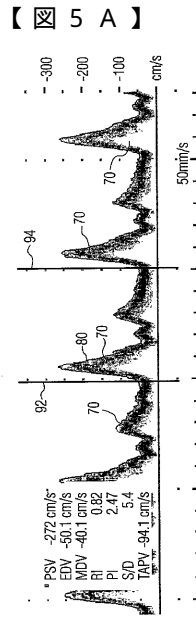


FIG. 5A

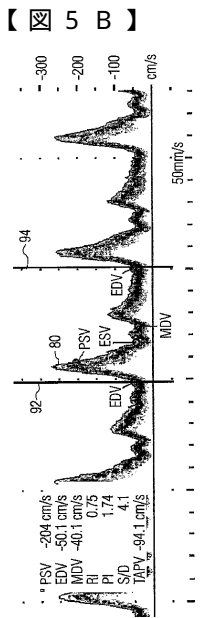


FIG. 5B

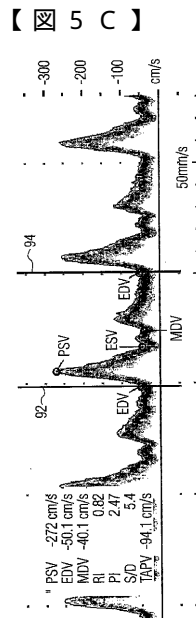


FIG. 5C

【 5 D 】

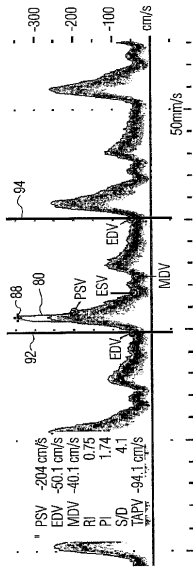


FIG. 5D

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/IB2005/052572

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G01S15/89 G01S15/58 A61B8/06		
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) G01S A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 634 465 A (SCHMIESING ET AL) 3 June 1997 (1997-06-03) cited in the application abstract figure 5	1-20
A	US 6 050 948 A (SASAKI ET AL) 18 April 2000 (2000-04-18) abstract	1-20
A	US 6 293 913 B1 (TSUJINO HIROYUKI ET AL) 25 September 2001 (2001-09-25) figures 6-8	1-20
	----- -/--	
<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 *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
17 November 2005		29/11/2005
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 Willig, H

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/JP2005/052572

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1997, no. 04, 30 April 1997 (1997-04-30) & JP 08 322841 A (MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD), 10 December 1996 (1996-12-10) abstract -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/IB2005/052572

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5634465	A	03-06-1997	AT 228335 T DE 69624978 D1 DE 69624978 T2 EP 0747010 A2 JP 9000521 A	15-12-2002 09-01-2003 18-09-2003 11-12-1996 07-01-1997
US 6050948	A	18-04-2000	JP 11033024 A	09-02-1999
US 6293913	B1	25-09-2001	JP 2000229082 A	22-08-2000
JP 08322841	A	10-12-1996	JP 2956534 B2	04-10-1999

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, 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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 マン, ジュンジェン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 リュ, ヘイユアン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 ロビンソン, マーシャル

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 サード, アシュラフ

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 スキーバ, ダン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE03 EE09 JB43 JB48 JB50 JC09

专利名称(译)	多普勒速度谱中流量可调的跟踪方法和装置		
公开(公告)号	JP2008511367A	公开(公告)日	2008-04-17
申请号	JP2007529055	申请日	2005-08-01
[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	マンジュンジェン リュヘイユアン ロビンソンマーシャル サードアシュラフ スキーバダン		
发明人	マン,ジュンジェン リュ,ヘイユアン ロビンソン,マーシャル サード,アシュラフ スキーバ,ダン		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S7/52073 A61B5/0456 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/543 G01S7/52084 G01S15/58 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB43 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC09		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/605636 2004-08-30 US		
其他公开文献	JP2008511367A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统产生频谱多普勒显示，在该显示上自动跟踪诸如峰值或平均速度的参数。如果用户对自动绘制的轨迹（30）不满意，则用户可以操纵显示屏上的光标（88）以抓住轨迹上的点（82,86）并将轨迹拖动到相对于该轨迹的新位置。光谱显示或手动重绘部分迹线。在所实施例中，频谱多普勒迹线（80）包括心脏周期中的定义的键定时点，其可由用户在显示器的速度和时间维度中调整。显示的图形显示值和显示计算会自动更新，以响应跟踪的调整。）

