

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-97774

(P2007-97774A)

(43) 公開日 平成19年4月19日(2007.4.19)

(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 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2005-290301 (P2005-290301)

(22) 出願日 平成17年10月3日 (2005.10.3)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦

(74) 代理人 100091351

弁理士 河野 哲

(74) 代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74) 代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、その制御方法及びプログラム

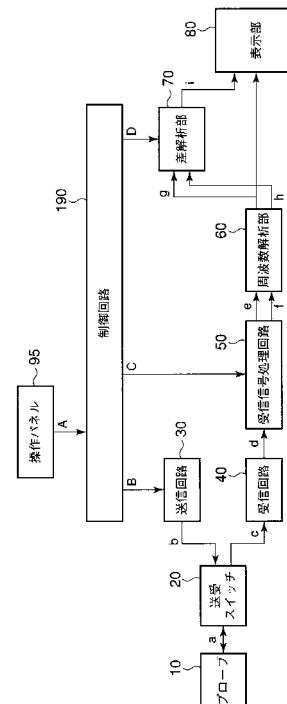
(57) 【要約】

【課題】 ユーザが既に持っている血流方向に関する情報を利用し、それを裏付けられるような、ひとつの参考情報を提供すること。

【解決手段】 ドプラ・モードを備えた超音波診断装置において、ユーザに2ヶ所のサンプルマーカの設定を促し、ユーザから入力された第1と第2のサンプル位置を設定する手段(95、90)と、前記第1のサンプル位置から得られた血流流速情報と、2点の角度情報から第2のサンプル位置における流速を推定する手段(60)と、前記推定された第2のサンプル位置における流速と第2のサンプル位置から得られた流速情報とを比較して、それらの差から予測血流方向に関する正しさの情報である血流方向評価情報を算出する手段(70)と、を具備する。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ドブラ・モードを備えた超音波診断装置において、

ユーザに 2 ヶ所のサンプルマーカの設定を促し、ユーザから入力された第 1 と第 2 のサンプル位置を設定する手段と、

前記第 1 のサンプル位置から得られた血流流速情報と、2 点の角度情報から第 2 のサンプル位置における流速を推定する手段と、

前記推定された第 2 のサンプル位置における流速と第 2 のサンプル位置から得られた流速情報とを比較して、それらの差から予測血流方向に関する正しさの情報である血流方向評価情報を算出する手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、超音波の送信を共通に行い、受信を 2 方向から同時に行うことで前記血流方向評価情報を算出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記血流方向評価情報を算出する手段は、前記血流方向評価情報に基づいた補正値を求める手段を更に具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、前記補正値に基づいて補正された血流速度を表示する表示手段を更に具備することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、前記血流方向評価情報を、検出された血流速度を含むその他の情報と共に表示する手段を更に具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、前記ドブラ・モードは、パルスドブラ・モード又は CW ドブラ・モードであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

ドブラ・モードを備えた超音波診断装置に適用される制御方法において、

30

ユーザから入力された第 1 と第 2 のサンプル位置を受け付けるステップと、

前記第 1 のサンプル位置から得られた血流流速情報と、2 点の角度情報から第 2 のサンプル位置における流速を推定するステップと、

前記推定された第 2 のサンプル位置における流速と第 2 のサンプル位置から得られた流速情報とを比較して、それらの差から予測血流方向に関する正しさの情報である血流方向評価情報を算出するステップと、を具備することを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

【請求項 8】

ドブラ・モードを備えた超音波診断装置で血流速度を推定するプログラムにおいて、

ユーザに 2 ヶ所のサンプルマーカの設定を促す表示を行う手段と、

40

ユーザから入力された第 1 と第 2 のサンプル位置を受け付ける手段と、

前記第 1 のサンプル位置から得られた血流流速情報と、2 点の角度情報から第 2 のサンプル位置における流速を推定する手段と、

前記推定された第 2 のサンプル位置における流速と第 2 のサンプル位置から得られた流速情報とを比較して、それらの差から予測血流方向に関する正しさの情報である血流方向評価情報を算出する手段と、を具備することを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、血流速度情報を提供するドブラ・モードを備えた超音波診断装置、その制御

50

方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

ドプラ効果を利用した血流速度検出機能は、超音波診断装置にとって重要な機能である。この血流速度検出機能では、超音波を血流に照射するとその速度に応じて反射ビームの波長がずれることを利用したものである。しかし、図7に示すように、超音波ビームと血流方向のなす角度からくる、実際の速度と測定速度の違いは常に課題としてあげられてきた。そのため、超音波ビームと血流方向のなす角度を自動推定しそれをもって速度を補正するやり方がいくつか提案されている。

【0003】

例えば、プローブを複数個使う方法（非特許文献1参照）や、受信開口の大きさに関する受信ドプラ信号の周波数帯域の広がりから角度を推定して速度を補正する方法（非特許文献2及び3、並びに特許文献1及び2参照）などが提案されてきたが、実際に適用し得る方法として普及しているとはいえない。その理由として、方法が煩雑だったり、必ずしも精度のよい値が求まらなかったりして、角度推定や速度補正が利用されていないことにある。

【0004】

実際の使用現場では、上述のような自動補正が採用されているのはまれで、ユーザがBモード断層像をガイドにプローブと被測定領域の位置関係を調整し、超音波ビームと血流のなす角による誤差が許容されると思われる状況にもっていった測定を実施している場合

10

20

【0005】

技術を駆使して（あるいは力技で）角度を推定し、絶対速度を求めようとしても、必ずしも正確な値が求まなかったり、実際の現場では設定・手順等が煩雑すぎたりして、受け入れられるようなものを提供できていない。

【0006】

また、従来の角度推定・速度補正においては、ユーザにとって処理がブラックボックス的であり、必ずしもユーザが確信の持てるような仕組みになっていない。すなわち、どのような角度推定値により速度補正をしているのかユーザには見えないので、それが妥当なものなのか不安になってしまう場合がある。

30

【特許文献1】特開2003-70789号公報

【特許文献2】特開平4-108435号公報

【非特許文献1】B. Dunmire, K. W. Beach, K-H. Labs, M. Plett, D. E. Strandness Jr. "Cross-beam vector Doppler ultrasound for angle independent velocity measurements," Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 26, No. 8, pp. 1213-1235.

【非特許文献2】V. L. Newhouse, P. Tortoli, G. Guidi, "On the use of Doppler bandwidth for more accurate blood flow estimation," IEEE Ultrasonic, Symposium, 1994 Proceedings, Vol. 3, pp. 1743-1745.

【非特許文献3】B-R. Lee, H. K. Chiang, C-D. Kuo, W-L. Lin, S-K. Lee, "Doppler angle and flow velocity estimations using the classic and transverse Doppler effects," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 46, No. 1, pp. 252-256.

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたもので、角度を自動推定し絶対速度を求めようとする方向性から脱却し、ユーザが既に持っている血流方向に関する情報を利用し、それを裏付けられるような、ひとつの参考情報を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

50

本発明の局面に係る発明は、ドブラ・モードを備えた超音波診断装置において、ユーザに２ヶ所のサンプルマーカの設定を促し、ユーザから入力された第１と第２のサンプル位置を設定する手段と、前記第１のサンプル位置から得られた血流流速情報と、２点の角度情報から第２のサンプル位置における流速を推定する手段と、前記推定された第２のサンプル位置における流速と第２のサンプル位置から得られた流速情報とを比較して、それらの差から予測血流方向に関する正しさの情報である血流方向評価情報を算出する手段と、を具備することを特徴とする。なお、本発明は、装置の発明に限らず、当該機能を実現するための制御方法及び超音波診断装置を制御するためのプログラムの発明として成立する。

【発明の効果】

10

【０００９】

本発明によれば、ユーザは自分が見込んでいる血流方向の正しさを、客観的に評価する情報を確認しながら血流速度測定が可能になり、より確信の持てる診断が可能になる。すなわち、今までユーザが知識と経験、およびＢモード断層像によって判断していた血流方向に関し、その正しさと正しさの程度を示す、ユーザ自身が解釈可能な参考情報を提供可能になる。このため、ユーザは従来に比べ、より幅のある情報源をもとに診断を実施することが可能になり、その信頼性も増すことが期待できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１０】

図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図１は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略ブロックを示す図である。

20

【００１１】

超音波診断装置の基本点な送受信処理は、プローブ１０、送受スイッチ２０、送信回路３０、及び受信回路４０の各ブロックで示した回路により行われる。これらのブロックは従来の装置と同様の機能を有している。ここで、信号ａは装置本体とプローブ間の各チャンネル送受信信号である。信号ｂは各チャンネル送信信号であって、プローブの各素子に励起パルスを加えるための信号である。信号ｃは、各チャンネル受信信号、すなわち、プローブによって電気信号に変換された受信エコーであって、受信信号処理回路５０に出力される。

【００１２】

30

なお、操作パネル９５は、ユーザの操作を受け付けるためのパネルであって、操作ボタンやタスク選択用のタッチパネルディスプレイなどを備えている。本実施形態では、ユーザに血流速度を算出するためのサンプル位置の入力を促し、ユーザからのサンプル位置の入力を受け付ける。制御回路９０は、操作パネル９５で受け付けたユーザが設定した２つのサンプル点に関する位置情報を入力して（信号Ａ）、送信回路３０に送信フォーカス制御データ（信号Ｂ）を出力し、受信信号処理回路５０に受信フォーカス制御データ（信号Ｃ）を出力し、差解析部７０に２つのサンプル点に関する角度情報（信号Ｄ）を出力する。

【００１３】

受信回路４０は、増幅された各チャンネル受信信号（信号ｄ）を受信信号処理回路５０に出力する。受信信号処理回路５０は、いわゆるビームフォーミングを行う。具体的には、受信信号処理回路５０は、本実施形態では、ユーザによって指定された２つのサンプル位置にそれぞれフォーカスが合うように、各チャンネルに対する遅延付加とそれらの加算を行う。これにより、詳細は後述するように、２つのサンプル位置でユーザの予測血流方向を設定し、それら２点での速度差から予測方向の正しさを表わす情報を表示する。

40

【００１４】

上記のように得られた２つのサンプル位置に対する受信ビーム（図中の信号ｅおよびｆ）は、周波数解析部６０に入力して、周波数データに変換される。このため、本実施形態では、周波数解析部６０は、２つのデータを同時に処理することが必要になる。また、周波数解析部６０は、前記第１のサンプル位置から得られた血流流速情報と、２つのサン

50

ル位置の2点間の角度情報から第2のサンプル位置における流速を推定する。なお、従来は、1つの信号の処理のみでよい。それ以外は、従来と同様である。ここで得られた周波数データから、(1)式により検出すべき血流の速度を知ることができる。

【数1】

$$v = \frac{c \cdot f_d}{2 \cdot f_c} \quad (1)$$

【0015】

(1)式において、 f_d が得られた周波数データ、 f_c がキャリア周波数(送信周波数)、 c が音速である。 10

【0016】

以上のように得られた周波数データ(速度データ)は、従来の技術による場合、表示部に送られ、横軸を時間、縦軸を周波数(速度)としたグラフとしてモニタ上に表示される。本発明の実施形態においても、主とするサンプル位置(例えばサンプル位置1)からのデータは直接表示部80に送られ(信号h)、速度情報を表示するために処理される。本発明の実施形態ではそれに加え、2つの周波数データ(信号gおよびh)は予測血流方向に関する評価情報を求めるため、差解析部70に送られる。差解析部70はこれら周波数データと制御回路90から入力される予測角度情報をもとに、詳細は後述する予測血流方向の正しさを評価するためのデータを算出する。 20

【0017】

差解析部70で得られた予測血流方向評価データ(あるいは予測方向からのずれ量データ、信号i)は、主とするサンプル位置からの周波数データとともに表示部80に入力され、表示部80は、詳細は後述するような、結果を表示する。

【0018】

図2から図4を参照して、本発明の実施形態におけるアルゴリズムを説明する。

まず、ユーザは、操作パネル95により、ドプラ信号を得ようとする位置を指定するサンプルマーカを2ヶ所設定する。この場合において、ユーザは既に体内の構造に関する知識があり、流速測定しようとする部位における流れの方向とプローブの位置関係をおおよそ理解していることが好ましい。ここで、ユーザは、前記2ヶ所のマーカを、血流方向に略平行になるように設定する。つまり、ユーザが既に持っている血流方向の見込みを2箇所のサンプルマーカで表現する。別の言い方をすると、血流を測定したい流れの方向に沿って2ヶ所サンプルマーカを設定する。 30

【0019】

それぞれのマーカ位置から得られる受信信号を処理して、見掛けの速度 V_1 および V_2 を得る(図2参照)。一方、マーカ1及びマーカ2によって設定される方向が血流方向と平行であるものと仮定すると、真の血流速度の推定値 V_{EST} は、例えば検出速度 V_1 から次のように推定できる。

【数2】

$$V_{EST} = \frac{V_1}{\cos \theta_1} \quad (2)$$

40

【0020】

(2)式から、検出速度 V_2 の推定速度 V_{2EST} を次のように求めることができる。

【数3】

$$V_{2EST} = V_{EST} \cdot \cos \theta_2 = V_1 \cdot \frac{\cos \theta_2}{\cos \theta_1} \quad (3)$$

【0021】

なお、(2)式及び(3)式において、 θ_1 および θ_2 はサンプルマーカの位置情報が 50

ら求めることができるので、上記の値は算出可能である。一方、実際に検出される値として V_2 が存在し、次のような値 V_d を考える。

【数 4】

$$V_d = V_2 - V_{2EST} \quad (4)$$

【0022】

V_d は、予測血流方向の正しさを評価するひとつのデータとなり得る。すなわち、マーカ 1 と 2 で示される予測血流方向が正しければ、 V_d はゼロに近づく。逆に予測方向が実際の流れからずれている場合には、そのずれ具合に応じて V_d は正あるいは負側にある値を持つことになる。 10

【0023】

図 3 は、予測方向が実際の流れと異なる場合を示す図である。図 3 に示す例は、予測方向より実際の血流のほうがプローブに対する角度が小さい例を示している。この場合、 V_2 の推定値 V_{2EST} は測定値より小さくなるため、 V_d は正側の値をとることになる。この例で示されるように、 V_d として算出できる値は、血液の流れとして想定している方向の正しさの程度を確認するための情報となり得る。これを、さらに次のように検証する。

【0024】

まず、ビーム間の角度を θ_0 とし、 θ_0 と θ_1 と θ_2 との関係を調べると、図 4 に示すように、次の関係が得られる。 20

【数 5】

$$\theta_2 = \theta_1 + \theta_0 \quad (5)$$

【0025】

この関係式を用いて、(3) 式を書き直すと、(6) 式が得られる。

【数 6】

$$V_{2EST} = V_1 \cdot \frac{\cos(\theta_1 + \theta_0)}{\cos\theta_1} \quad (6) \quad 30$$

【0026】

(6) 式において、仮に V_1 を 1 とし、 θ_0 を 2° 、 5° および 10° とした場合において、 V_{2EST} をプロットした図を図 5 に示す。図 5 からわかるように、角度 θ_1 に関する傾きは常に負であるため、予測角より実際の血流角が小さい場合 V_{2EST} は V_2 より小さくなり、逆の場合 V_{2EST} は V_2 より大きくなる、ということがわかる。従って、本発明の実施形態により、計算値 V_d を用いて、予測角度が正しいかどうかを示す情報や、予測角度と実際の角度とずれているとしたら、どちらにずれているのかを示す情報を提供することが可能になる。 40

【0027】

参考情報を、得られた画像と共に表示した例を図 6 に示す。図 6 では、ユーザが推定している血流方向の正しさを示すデータ (図 6 中の「血流方向参考情報」) を、その他の従来の情報と共に表示している。このような本実施形態で付加された情報源をもとに、ユーザは診断を実施することが可能になる。

【0028】

デジタル化された昨今の超音波診断装置では、主に B モードやカラーモードのフレームレートを大きくする目的で、複数の受信フォーカスについて同時に処理し、単一の送信から複数の受信ビームを得るということが行われている。これを応用して、一回の送信から同時に 2 点の受信フォーカスに関するビームを得るようにすれば、本発明の実施形態に 50

係る超音波診断装置が得られることになる。なお、CWドプラ受信処理回路はデジタル化への模索中であり、その多くはアナログ回路で実現されている。その場合には、本実施形態に係る動作を実現するためには、回路を増やす必要があるが、CWドプラ受信処理回路のデジタル化技術が完成すれば、デジタル同時処理の応用により上記の実施形態がより容易に実現できる。

【0029】

上記のように、本発明の実施形態によれば、パルスドプラ・モードでは検出可能な最高速度を犠牲にすることなく、またCWドプラ・モードにおいても本発明による血流方向推定アシストを実現可能となる。さらに、表示されるずれ量を補正データとして採用したいとユーザが考えれば、例えばパネル上のスイッチを操作することにより、速度補正を実施することが可能である。 10

【0030】

また、本発明で得られる角度情報で、検出速度の角度補正も可能になる。この場合、従来のようにユーザにとってブラックボックス的な処理によるものではなく、ユーザ自身の判断も加味される方法であり、また補正のもとになるデータも見ることができ、ユーザにとってより確信の持てる診断の手助けとなり得る。なお、この補正值は、図示しない記憶手段などに参考用として保持しておいて、以降の補正に利用しても良い。この場合、この補正值は、必要に応じて更新することが好ましい。

【0031】

本発明は、上記各実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。 20

上記の実施形態では、受波信号が微弱の場合について特に言及しなかったが、受波信号が微弱な場合には、正しく血流を捉えていない可能性がある。従って、あるしきい値を設定し、受波信号がそのしきい値以下の時は、例えば、表示、警報などの報知により警告して、サンプルマーカー位置の再設定を促すようにすることが好ましい。

【0032】

さらに、上記各実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

【0033】

また、例えば各実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。 30

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略ブロックを示す図。

【図2】本発明の実施形態におけるアルゴリズムを説明するための図。

【図3】本発明の実施形態におけるアルゴリズムを説明するための図。

【図4】本発明の実施形態におけるアルゴリズムを説明するための図。

【図5】 V_1 を1とし、 θ_0 を 2° 、 5° および 10° とした場合において、 V_2 の推定値である V_{2EST} をプロットした図。 40

【図6】参考情報を、得られた画像と共に表示した例を示す図。

【図7】超音波ドプラ法における血流の真の速度と検出される速度との関係を示す図。

【符号の説明】

【0035】

10 ... プローブ

20 ... 送受スイッチ

30 ... 送信回路

40 ... 受信回路

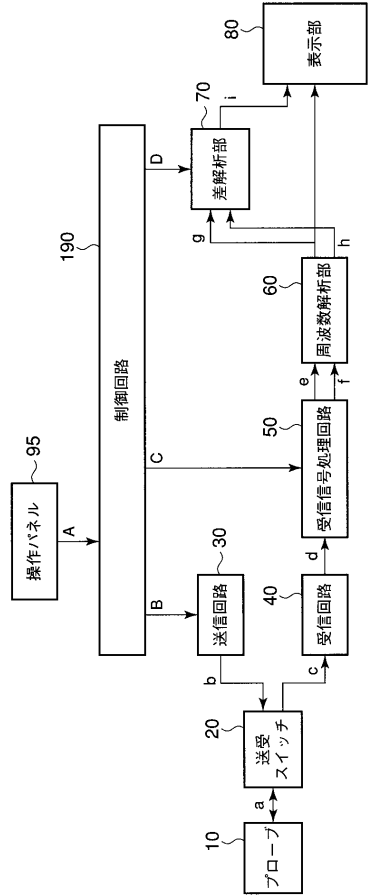
50 ... 受信信号処理回路

60 ... 周波数解析部

- 7 0 ... 差解析部
- 8 0 ... 表示部
- 9 0 ... 制御回路
- 9 5 ... 操作パネル

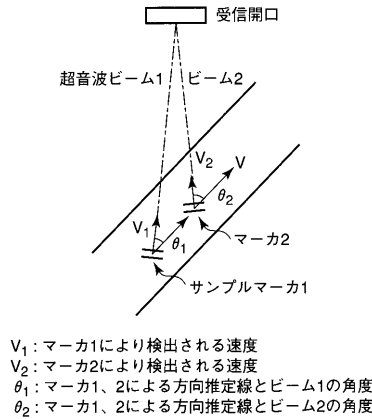
【 図 1 】

図 1



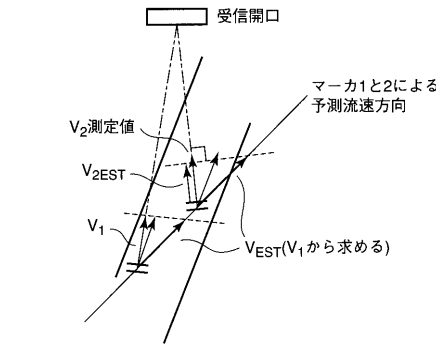
【 図 2 】

図 2

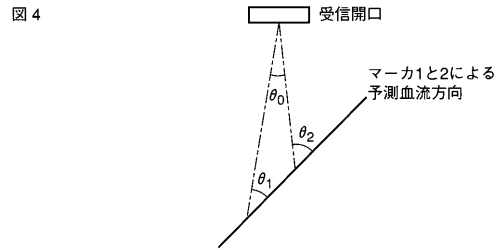


【 図 3 】

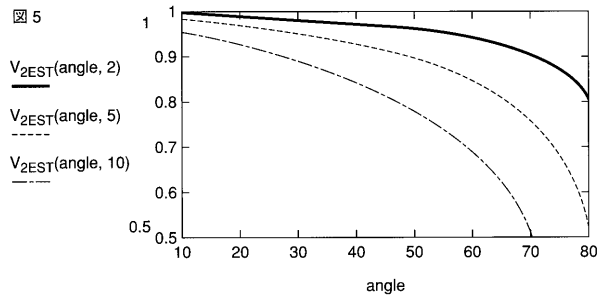
図 3



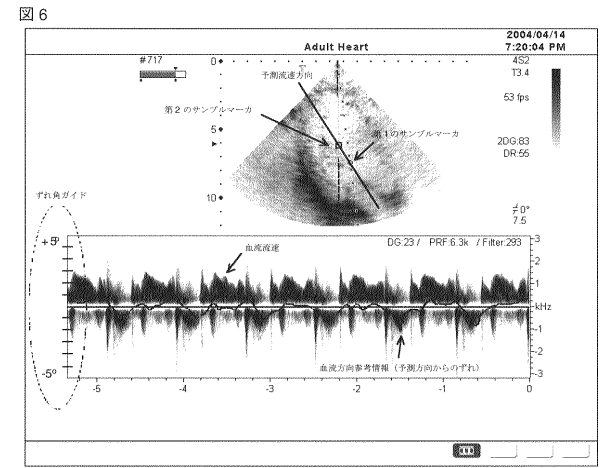
【 図 4 】



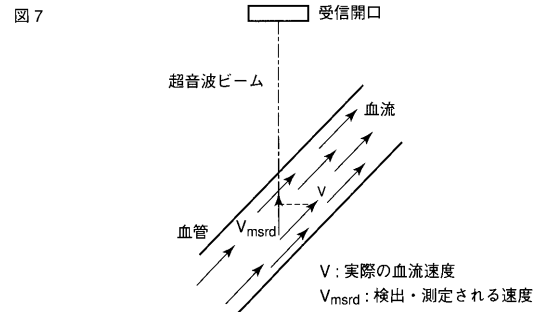
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 石塚 正明

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 DD03 DE02 DE03 HH03 HH04 HH26 JB35

专利名称(译)	超声波诊断装置，控制方法和程序		
公开(公告)号	JP2007097774A	公开(公告)日	2007-04-19
申请号	JP2005290301	申请日	2005-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	石塚正明		
发明人	石塚 正明		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/HH03 4C601/HH04 4C601/HH26 4C601/JB35		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一项参考信息，可以通过使用有关用户已经具有的血流方向的信息来支持该参考信息。 解决方案：在具有多普勒模式的超声诊断设备中，用于敦促用户设置两个样本标记并设置用户输入的第一和第二样本位置的装置（95、90）利用从第一样本位置获得的血流速度信息，用于根据两点的角度信息来估计第二样本位置处的流速（60）以及估计的第二样本位置处的流速。用于比较流速和从第二样本位置获得的流速信息的装置，以及用于根据两者之间的差来计算血流方向评价信息的装置（70），该信息是关于预测的血流方向的正确性信息。 要做。

[选型图]图1

