

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4837206号
(P4837206)

(45) 発行日 平成23年12月14日 (2011.12.14)

(24) 登録日 平成23年10月7日 (2011.10.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06
G 0 6 T 1/00 (2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 8 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2001-288138 (P2001-288138)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成13年9月21日 (2001.9.21)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2003-102731 (P2003-102731A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成15年4月8日 (2003.4.8)		エルシー
審査請求日	平成20年8月11日 (2008.8.11)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
			188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
			ュー・ブルバード・ダブリュー・710
			・3000
		(74) 代理人	100095511
			弁理士 有近 紳志郎
		(72) 発明者	早坂 一純
			東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
			ジーイー横河メディカルシステム株式会
			社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像方法および超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を走査して得た超音波画像を基に血管領域を認識し、音線方向を変えながら血管領域内の感度を求めることを繰り返して、感度が最大になる音線方向を検出しつつ感度が最大になる音線方向を維持することを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像方法において、

前記血管領域内の感度は、前記血管領域における、1 点の信号強度、複数点の信号強度の平均値又は複数点の信号強度の最大値であることを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波撮像方法において、

前記求めた今回の感度と記憶された前回の感度とを比較した結果により音線方向をプラス方向に変えるかマイナス方向に変えるかを決定することを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 4】

請求項 3 に超音波撮像方法において、

許容値を δ とするとき、前回の感度 $+ \delta <$ 今回の感度 である場合、又は、前回の感度 $- \delta >$ 今回の感度 である場合に、今回の感度を前回の感度として記憶することを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 5】

超音波探触子と、

10

20

前記平面内で音線方向を変更しうる走査手段と、
前記超音波探触子で得られた受信信号から超音波画像を生成する超音波画像生成手段と

、
前記超音波画像を基に血管領域を認識する血管領域認識手段と、
血管領域内の感度を求める感度取得手段と、
音線方向を変えながら血管領域内の感度を求めることを繰り返して、感度が最大になる音線方向を検出しつつ該感度が最大になる音線方向を維持する音線方向調整手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記血管領域内の感度は、前記血管領域における、1 点の信号強度、複数点の信号強度の平均値又は複数点の信号強度の最大値であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 5 又は請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記音線方向調整手段は、前記求めた今回の感度と記憶された前回の感度とを比較した結果により音線方向をプラス方向に変えるかマイナス方向に変えるかを決定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 に超音波診断装置において、

前記音線方向調整手段は、許容値を δ とするとき、 $\text{前回の感度} + \delta < \text{今回の感度}$ である場合、又は、 $\text{前回の感度} - \delta > \text{今回の感度}$ である場合に、今回の感度を前回の感度として記憶することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、異なる複数の音線方向を予め定めなくても自動的にスラント角度を最適化できる超音波撮像方法および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

特開平 11 - 89838 号公報には、異なる複数の音線方向でそれぞれ 2 次元血流画像を得て、それらのうちで最も画質の良い 2 次元血流画像が得られた音線方向とする超音波診断装置が開示されている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

特開平 11 - 89838 号公報に開示された超音波診断装置では、予め定めた複数の異なる音線方向で、それぞれ 2 次元血流画像を得ている。

しかし、異なる複数の音線方向を多くすると、スラント角度を細かく最適化できる利点はあるが、最適化が終わるまでに長い時間がかかる。

一方、異なる複数の音線方向を少なくすると、最適化が終わるまでに短い時間で済むが、スラント角度を細かく最適化できない。

すなわち、特開平 11 - 89838 号公報に開示された超音波診断装置では、異なる複数の音線方向を予め定める際の定め方が難しい問題点がある。

そこで、本発明の目的は、異なる複数の音線方向を予め定めなくても自動的にスラント角度を最適化できる超音波撮像方法および超音波診断装置を提供することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】

第 1 の観点では、本発明は、被検体を走査して得た超音波画像を基に血管走行方向を認識し、血管走行方向と音線方向の成す角度が予め定めた目標交差角度に近づくように音線方向を調整することを特徴とする超音波撮像方法を提供する。

10

20

30

40

50

被検体の部位により、血管走行方向は大体決まっており、撮像のために超音波探触子を当てる方向も大体決まっている。従って、被検体の部位に応じて、血管走行方向と音線方向とが成す最適の角度も決まっている。そこで、この血管走行方向と音線方向とが成す最適の角度を、目標交差角度として、被検体の部位に対応させて予め定めておくことが出来る。

すると、上記第1の観点による超音波撮像方法では、音線方向が、予め定めた目標交差角度に近づくように調整されるから、血管走行方向と音線方向とが成す角度が自動的に最適化されることになる。

【0005】

第2の観点では、本発明は、上記構成の超音波撮像方法において、前記目標交差角度が、 45° であることを特徴とする超音波撮像方法を提供する。

10

超音波ビームが血管壁に当たる角度が 90° に近い場合と 0° に近い場合とを比較すると、 90° に近い場合の方が 0° に近い場合よりも、超音波ビームが血管内に入り且つ超音波エコーが超音波探触子に戻る割合が高いと考えられる。つまり、 90° に近い方が、大きなパワーで血流情報を検出できると考えられる。

他方、超音波ビームと血流方向の成す角度が 0° に近い場合と 90° に近い場合とを比較すると、同じ血流速度でも、 0° に近い場合の方が 90° に近い場合よりも検出速度は大きくなる。つまり、 0° に近い方が、血流速度を検出しやすくなる。

よって、両者のバランスを考えると、血管走行方向と音線方向の成す角度を 45° にするのが良いと考えられる。

20

そこで、上記第2の観点による超音波撮像方法では、目標交差角度を 45° としている。

【0006】

第3の観点では、本発明は、上記構成の超音波撮像方法において、超音波探触子の音線方向 - 感度特性で最大感度の音線方向を挟んで感度低下率が急激に大きくなる両側の角度の範囲内で音線方向を調整することを特徴とする超音波撮像方法を提供する。

超音波探触子の音線方向 - 感度特性は、音線方向が 0° （エレメントの配列に直交する方向）の時に最大感度となり、音線方向が 0° から離れるほど感度低下してゆく。この感度低下率は、音線方向が 0° からある角度以上離れると急激に大きくなり、実用的な感度が得られなくなる。

そこで、上記第3の観点による超音波撮像方法では、感度低下率が急激に大きくなる両側の角度の範囲内で音線方向を調整することにより、実用的な感度を維持するように担保している。

30

【0007】

第4の観点では、本発明は、被検体を走査して得た超音波画像を基に血管領域を認識し、音線方向を変えながら血管領域内の感度を求めることを繰り返して感度が最大になる音線方向を検出し、感度が最大になる音線方向を維持することを特徴とする超音波撮像方法を提供する。

上記構成において“感度”とは、1点における信号強度であってもよいし、数点における信号強度の平均値または最大値であってもよい。

また、音線方向を変える方法は、一定角度ずつであってもよいし、最初は大きな角度で変え、感度が最大になる音線方向に近づいた後は小さな角度で変えるようにしてもよい。

40

上記第4の観点による超音波撮像方法では、血流領域での感度が最大になるように音線方向を調整するから、血管走行方向と音線方向の成す角度が自動的に最適化されることになる。

【0008】

第5の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記平面内で音線方向を変更しうる走査手段と、前記超音波探触子で得られた受信信号から超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を基に血管走行方向を認識する血管走行方向認識手段と、血管走行方向と音線方向の成す角度が予め定めた交差角度に近づくように音線方向を調整する音線方向調整手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

50

上記第 5 の観点による超音波診断装置では、前記第 1 の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【 0 0 0 9 】

第 6 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記交差角度が、 45° であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 6 の観点による超音波診断装置では、前記第 2 の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 0 】

第 7 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記音線方向調整手段は、超音波探触子の音線方向 - 感度特性で最大感度の音線方向を挟んで感度低下率が急激に大きくなる両側の角度の範囲内で音線方向を調整することを特徴とする超音波撮像方法を提供する。

10

上記第 7 の観点による超音波診断装置では、前記第 3 の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 1 】

第 8 の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記平面内で音線方向を変更しうる走査手段と、前記超音波探触子で得られた受信信号から超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像を基に血管領域を認識する血管領域認識手段と、血管領域内の感度を求める感度取得手段と、音線方向を変えながら血管領域内の感度を求めることを繰り返して感度が最大になる音線方向を検出し該感度が最大になる音線方向を維持する音線方向調整手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

上記第 8 の観点による超音波診断装置では、前記第 4 の観点による超音波撮像方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 2 】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す発明の実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【 0 0 1 3 】

- 第 1 の実施形態 -

図 1 は、第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置の構成図である。

30

この超音波診断装置 10 は、一平面（音線平面）上にある多数の平行な音線を形成しうるリニア超音波探触子 1 と、リニア超音波探触子 1 を駆動して超音波パルスを送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを出力する送受信部 2 と、受信データから B モードデータを得る B モード処理部 3 と、受信データから C F M（Color Flow Mapping）データを得る C F M 処理部 4 と、B モードデータから B モード画像を生成すると共に C F M データから C F M 画像を生成する D S C 5 と、B モード画像や C F M 画像を表示する C R T 6 と、図 2 を参照して後述するスラント角調整処理を実行して音線方向を自動調整する音線方向制御部 17 とを具備して構成されている。

【 0 0 1 4 】

音線方向制御部 17 には、血管走行方向と音線方向とが成す角度の目標として目標交差角度 α （例えば 45° ）が入力されている。また、リニア超音波探触子 1 の音線方向 - 感度特性で最大感度の音線方向を挟んで感度低下率が急激に大きくなる角度である調整最大角度 $\theta_{\max}$ が入力されている。

40

【 0 0 1 5 】

図 2 は、リニア超音波探触子 1 の音線方向 - 感度特性の概念図である。

最大感度となる音線方向を 0° とするとき、音線方向を + 側または - 側に振ると、感度が低下していく。そして、音線方向の角度が $+\theta_{\max}$ または $-\theta_{\max}$ を越えると、感度低下率が急激に大きくなる。

【 0 0 1 6 】

図 3 は、超音波診断装置 10 が実行するスラント角調整処理を示すフロー図である。

50

ステップ S 1 では、B モード画像または C F M 画像を撮像し、図 4 に示すように、C R T 6 に表示する。

ステップ S 2 では、操作者は、図 5 に示すように、B モード画像または C F M 画像上の血管 V 内に着目点 P を指定する。

ステップ S 3 では、音線方向制御部 1 7 は、図 6 に示すように、着目点 P における血管 V の走行方向 V d の角度 φ を求める。

【 0 0 1 7 】

ステップ S 4 では、目標交差角度 α と調整最大角度 $\theta_{\max}$ を読み込む。

ステップ S 5 では、次式により音線方向 θ を算出する。

$$\theta = \varphi - \alpha$$

10

ステップ S 6 では、算出した音線方向 θ が $-\theta_{\max}$ と $\theta_{\max}$ の間であればステップ S 7 へ進み、そうでなければステップ S 8 へ進む。

【 0 0 1 8 】

ステップ S 7 では、音線方向を θ とする。これにより、図 6 に示すように、音線方向 S d と血管 V の走行方向 V d の成す角度は、目標交差角度 α になる。そして、処理を終了する。

【 0 0 1 9 】

ステップ S 8 では、 θ が $-\theta_{\max}$ より小さいなら音線方向を $-\theta_{\max}$ とし、 θ が $\theta_{\max}$ より大きいなら音線方向を $\theta_{\max}$ とする。これにより、リニア超音波探触子 1 の感度が著しく低下しない範囲で、音線方向 S d と血管 V の走行方向 V d の成す角度を目標交差角度 α に近付けることが出来る。そして、処理を終了する。

20

【 0 0 2 0 】

以上により、図 7 に示すように、最良の交差角度となる音線方向で血流を撮像することが出来る。

【 0 0 2 1 】

- 第 2 の実施形態 -

図 8 は、第 2 の実施形態にかかる超音波診断装置の構成図である。

この超音波診断装置 2 0 は、一平面（音線平面）上にある多数の平行な音線を形成しうるリニア超音波探触子 1 と、リニア超音波探触子 1 を駆動して超音波パルスを送信すると共に被検体内から超音波エコーを受信して受信データを出力する送受信部 2 と、受信データから B モードデータを得る B モード処理部 3 と、受信データから C F M データを得る C F M 処理部 4 と、B モードデータから B モード画像を生成すると共に C F M データから C F M 画像を生成する D S C 5 と、B モード画像や C F M 画像を表示する C R T 6 と、図 9 を参照して後述するスラント角調整処理を実行して音線方向を自動調整する音線方向制御部 2 7 とを具備して構成されている。

30

【 0 0 2 2 】

音線方向制御部 2 7 には、音線方向を調整する単位である調整単位角度 $\Delta \theta$ （例えば 2° ）が入力されている。

【 0 0 2 3 】

図 9，図 1 0 は、超音波診断装置 2 0 が実行するスラント角調整処理を示すフロー図である。

40

ステップ S 1 1 では、B モード画像または C F M 画像を撮像し、図 4 に示すように、C R T 6 に表示する。

ステップ S 1 2 では、操作者は、図 5 に示すように、B モード画像または C F M 画像上の血管 V 内に着目点 P を指定する。

ステップ S 1 3 では、音線方向制御部 1 7 は、図 1 1 に示すように、血管 V の壁に当たるまで着目点 P を中心とする円形領域の半径を広げ、それを血管領域 A とする。

ステップ S 1 4 では、音線方向制御部 1 7 は、血管領域 A における感度を求め、前回感度として記憶する。ここで、感度とは、血管領域 A における 1 点の信号強度であってもよいし、数点における信号強度の平均値または最大値であってもよい。

50

【 0 0 2 4 】

ステップ S 1 5 では、音線方向制御部 1 7 は、調整単位角度 $\Delta \theta$ を読み込む。

【 0 0 2 5 】

ステップ S 1 6 では、音線方向制御部 1 7 は、音線方向の現在角度 θ に調整単位角度 $\Delta \theta$ を加算した角度 ($\theta + \Delta \theta$) を音線方向とする。

【 0 0 2 6 】

ステップ S 1 7 では、B モード画像または C F M 画像を撮像し、血管領域 A における感度を求め、今回感度として記憶する。

ステップ S 1 8 では、許容範囲を δ とするとき、(前回感度 + δ) < 今回感度ならステップ S 1 9 へ進み、そうでないならステップ S 2 0 へ進む。

10

【 0 0 2 7 】

ステップ S 1 9 では、今回感度を前回感度として記憶し、前記ステップ S 1 6 に戻る。

【 0 0 2 8 】

ステップ S 2 0 では、(前回感度 - δ) > 今回感度ならステップ S 2 1 へ進み、そうでないなら前記ステップ S 1 7 に戻る。

【 0 0 2 9 】

ステップ S 2 1 では、今回感度を前回感度として記憶し、図 1 0 のステップ S 2 2 へ進む。

【 0 0 3 0 】

図 1 0 のステップ S 2 2 では、音線方向制御部 1 7 は、音線方向の現在角度 θ から調整単位角度 $\Delta \theta$ を減算した角度 ($\theta - \Delta \theta$) を音線方向とする。

20

【 0 0 3 1 】

ステップ S 2 3 では、B モード画像または C F M 画像を撮像し、血管領域 A における感度を求め、今回感度として記憶する。

ステップ S 2 4 では、(前回感度 + δ) < 今回感度ならステップ S 2 5 へ進み、そうでないならステップ S 2 6 へ進む。

【 0 0 3 2 】

ステップ S 2 5 では、今回感度を前回感度として記憶し、前記ステップ S 2 2 に戻る。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 2 6 では、(前回感度 - δ) > 今回感度ならステップ S 2 6 へ進み、そうでないなら前記ステップ S 2 3 に戻る。

30

【 0 0 3 4 】

ステップ S 2 7 では、今回感度を前回感度として記憶し、図 9 のステップ S 1 5 に戻る。

【 0 0 3 5 】

以上により、常に最大の感度となる音線方向で血流を撮像することが出来る。

【 0 0 3 6 】

- 他の実施形態 -

前記第 2 の実施形態では、音線方向を一定の調整単位角度 $\Delta \theta$ ずつ振ったが、例えば音線方向を振る回数が増えるほど調整単位角度 $\Delta \theta$ を小さくしていてもよい。これは、音線方向を振る回数が増えるほど最大の感度となる音線方向に近づくから、調整量を小さくしてもよいと考えられるからである。また、例えば音線方向を振る方向を逆転する毎に調整単位角度 $\Delta \theta$ を小さくしていてもよい。これは、音線方向を振る方向を逆転した時は最大の感度となる音線方向を過ぎた時であるため、その時は調整量を小さくしてもよいと考えられるからである。

40

【 0 0 3 7 】

【 発明の効果 】

本発明の超音波撮像方法および超音波診断装置によれば、異なる複数の音線方向を予め定めなくても自動的にスラント角度を最適化でき、最も画質の良い 2 次元血流画像が得られる方向に自動的にスラント角度を設定できる。

【 図面の簡単な説明 】

50

【図 1】第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 2】超音波探触子の音線方向 - 感度特性を示す概念図である。

【図 3】第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置が実行するスラント角調整処理を示すフロー図である。

【図 4】B モード画像または C F M 画像の例示図である。

【図 5】着目点の指定を示す説明図である。

【図 6】血管の走行方向と音線方向の成す角度を示す説明図である。

【図 7】調整後の画像を示す説明図である。

【図 8】第 2 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 9】第 2 の実施形態にかかる超音波診断装置が実行するスラント角調整処理を示すフロー図である。

【図 10】図 9 の続きのフロー図である。

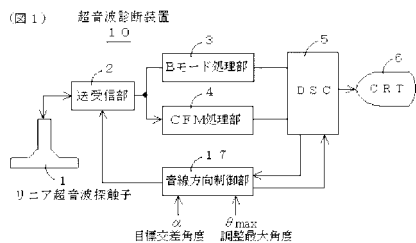
【図 11】血管内領域を示す説明図である。

【符号の説明】

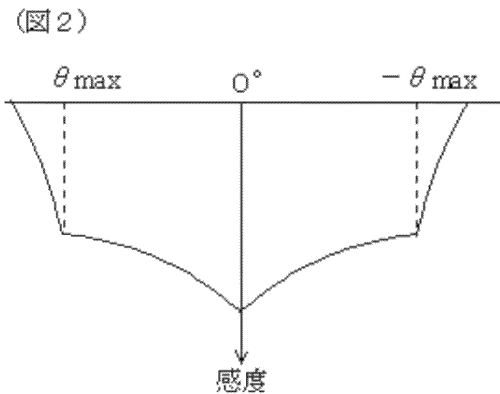
- | | |
|--------|-----------|
| 1 | リニア超音波探触子 |
| 2 | 送受信部 |
| 3 | B モード処理部 |
| 4 | C F M 処理部 |
| 5 | D S C |
| 17, 27 | 音線方向制御部 |

20

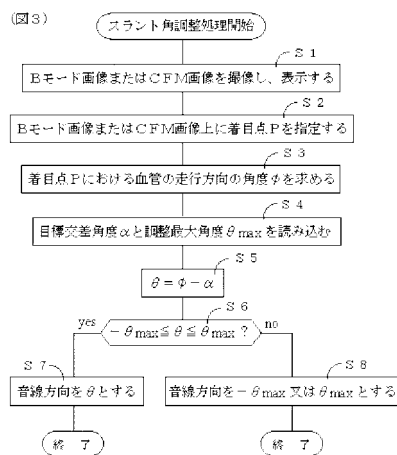
【図 1】



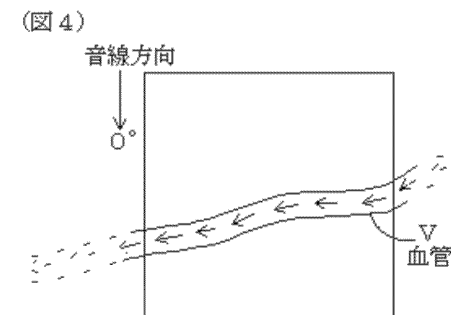
【図 2】



【図 3】

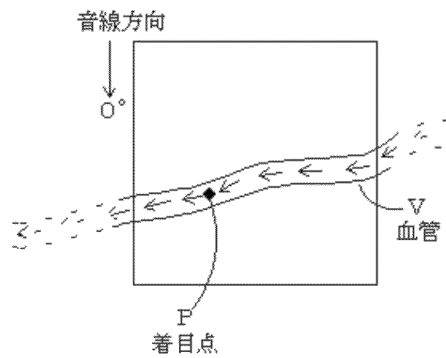


【図 4】



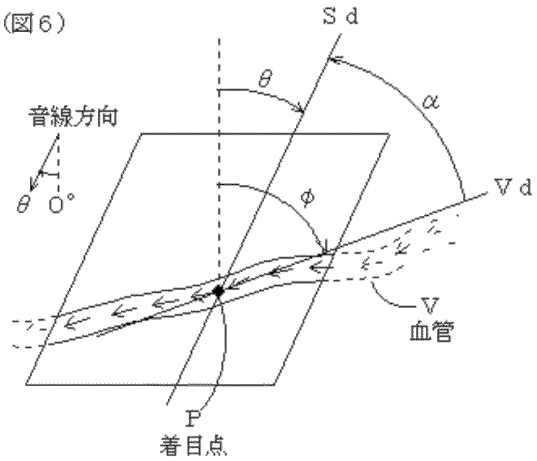
【図 5】

(図 5)



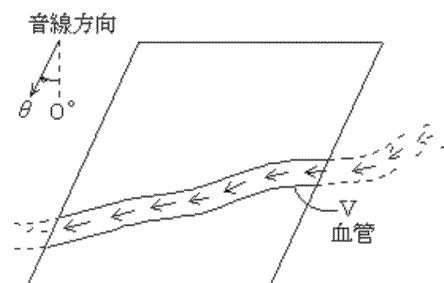
【図 6】

(図 6)



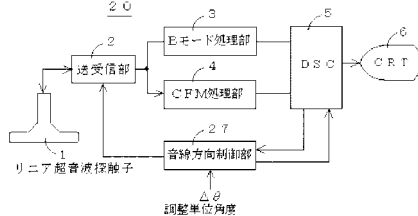
【図 7】

(図 7)

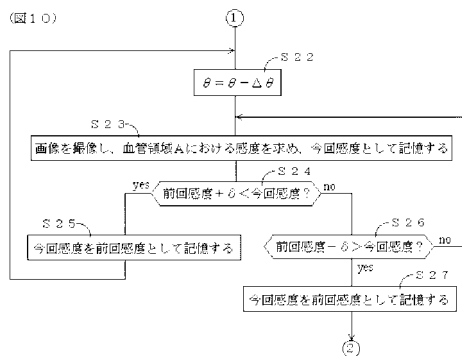


【図 8】

(図 8) 超音波診断装置

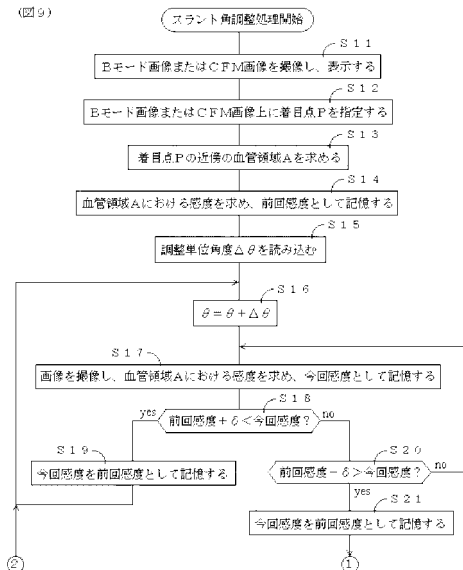


【図 10】



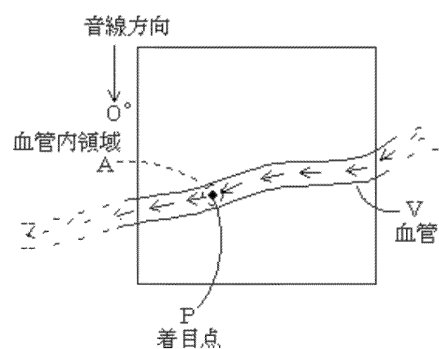
【図 9】

(図 9)



【図 11】

(図 11)



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平 0 9 - 1 8 2 7 5 2 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 8 9 8 3 8 (J P , A)
特開平 5 - 3 2 9 1 6 2 (J P , A)
特開平 8 - 2 2 9 0 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 2 8 7 9 7 7 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 9 9 7 5 2 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 5 2 0 2 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/06

G06T 1/00

专利名称(译)	超声波成像方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP4837206B2	公开(公告)日	2011-12-14
申请号	JP2001288138	申请日	2001-09-21
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	早坂一純		
发明人	早坂 一純		
IPC分类号	A61B8/06 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/06 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/BB01 4C301/BB22 4C301/CC02 4C301/EE14 4C301/EE20 4C301/GB04 4C301/HH07 4C301/KK02 4C301/KK22 4C301/KK27 4C301/LL04 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/DE04 4C601/EE30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/JB55 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/DA07 5B057/DC08 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA18 5L096/EA45 5L096/FA67		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2003102731A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不预先确定多个不同声线方向的情况下自动优化倾斜角度。解决方案：基于通过扫描测试对象获得的超声图像识别血管通过方向，并且自动调整声线方向，使得血管通过方向对声线方向所形成的角度接近目标交叉角。由此，倾斜角度可以自动设定为允许获取具有最佳图像质量的二维血流图像的方向。

